

Université de Montréal

Investigation des mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la manipulation vertébrale dans la prise en charge des douleurs chroniques non spécifiques au rachis: rôle des réponses neuromécaniques et de la rigidité vertébrale

par Isabelle Pagé

Programme de sciences biomédicales

Faculté de médecine

en extension à l'Université du Québec à Trois-Rivières

Thèse présentée

en vue de l'obtention du grade de Philosophiæ Doctor (Ph.D.)

en sciences biomédicales

Juin, 2018

© Isabelle Pagé, 2018

Université de Montréal
Faculté des études supérieures

Cette thèse intitulée :

**Investigation des mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la manipulation
vertébrale dans la prise en charge des douleurs chroniques non spécifiques au rachis : rôle
des réponses neuromécaniques et de la rigidité vertébrale**

Présentée par :

Isabelle Pagé

a été évaluée par un jury composé des personnes suivantes :

Dr. Gilles Bronchti, président-rapporteur

Dr. Martin Descarreaux, directeur de recherche

Dr. Pierre-Michel Dugailly, membre du jury

Dr. Éric Parent, examinateur externe

Dr. Johannes A. Frasnelli, représentant de la doyenne de la faculté de médecine de
l'Université de Montréal

Résumé

Les douleurs chroniques non spécifiques au rachis sont un fardeau socioéconomique important et entraînent de graves répercussions sur la qualité de vie des individus. L'utilisation de la manipulation vertébrale (MV) pour la prise en charge de cette condition est supportée par les données probantes actuelles. Cette thérapie génère des réponses neuromécaniques (réponses musculaires et déplacement vertébral) qui sont dépendantes des caractéristiques de celle-ci et qui pourraient influencer ses effets cliniques. De plus, un changement immédiat de la rigidité vertébrale pourrait aider à identifier les patients les plus enclins à s'améliorer à la suite de quelques séances de MVs. Malgré ces données, aucune étude n'a évalué les liens entre la dose de la MV, la rigidité vertébrale et l'évolution clinique de participants présentant une douleur au rachis.

L'objectif principal de cette thèse est, à l'aide d'un appareil robotisé utilisant un moteur servo-linéaire, d'investiguer les mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la MV dans la prise en charge des patients ayant une douleur chronique non-spécifique au rachis. Premièrement, la relation entre la dose de la MV (différentes forces maximales) et l'amplitude de la réponse musculaire lombaire a été comparée entre des participants sains et des participants présentant une lombalgie (étude 1). Considérant la nécessité d'identifier les processus transverses thoraciques lors de la 4^e étude, une méthode de palpation de ceux-ci a ensuite été développée et validée (étude 2). La rigidité vertébrale a également été comparée entre des participants sains et des participants présentant une dorsalgie chronique et la fidélité de la mesure a été évaluée (étude 3). Enfin, les liens entre les caractéristiques de la MV (force maximale appliquée et taux d'application de la force), les réponses neuromécaniques, la rigidité vertébrale et l'évolution clinique de participants rapportant une dorsalgie chronique ont été évalués et les prédicteurs d'une amélioration clinique ont été identifiés (étude 4).

Les résultats de la 1^{ère} étude ont montré que l'amplitude de la réponse musculaire augmente avec l'augmentation de la force maximale appliquée chez les participants sains et ceux atteints de lombalgie chronique. Les résultats de la 3^e étude suggèrent que la mesure de

rigidité vertébrale est fidèle et que ce paramètre est diminué chez les participants présentant une dorsalgie. Enfin, les quatre groupes de participants de la 4^e étude (trois doses de MV et un groupe sans MV) ont montré des changements cliniques et biomécaniques non significativement différents. Les participants ont montré, à la 4^e séance, une diminution de l'intensité de la douleur, de l'incapacité, de la rigidité vertébrale et de la douleur lors de l'évaluation de celle-ci. Une amélioration clinique a été associée à une diminution de l'intensité de la douleur lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale et de l'intensité de la douleur.

En conclusion, les résultats de cette thèse suggèrent que, dans le cadre expérimental utilisé, les caractéristiques de la MV et, par conséquent, les réponses neuromécaniques lors de celle-ci influencent peu les effets cliniques de cette thérapie. D'autres études sont nécessaires afin d'évaluer les mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la MV.

Mots-clés: Chiropratique, dorsalgie chronique, douleur non spécifique, effet clinique, électromyographie, lombalgie chronique, manipulation vertébrale, médecine complémentaire et alternative, relation dose-réponse, réponse neuromécanique, raideur vertébrale, rigidité vertébrale, thérapie manuelle.

Abstract

Chronic nonspecific back pain poses an important socioeconomic burden for society and has serious implications on patients' quality of life. Spinal manipulation therapy (SMT) is now a therapeutic modality recommended by numerous practice guidelines. It is suggested that SMT clinical effects are, at least partly, associated to the neuromechanical responses (muscle response and vertebral displacement) characterizing this therapy. These responses have been shown to be dependent of the therapy characteristics. Moreover, an immediate decrease in spinal stiffness could help identify patients that are most likely to improve following few treatment sessions involving SMTs. Despite such evidence, associations between SMT characteristics and neuromechanical responses, spinal stiffness modulation, and the clinical evolution of patients with chronic nonspecific back pain remain unknown.

The main objective of this thesis is to investigate, through an apparatus using a servo-controlled linear actuator motor, the mechanisms underlying the clinical effects of SMT in the management of chronic nonspecific back pain. Specifically, the relationship between SMT characteristics (peak force and rate of force application) and the amplitude of the lumbar paraspinal muscle response were compared between healthy participants and participants with chronic nonspecific low back pain (study 1). Considering that the fourth study would required the palpation of the thoracic transverse processes, a palpation method was developed and validated (study 2). Spinal stiffness was then compared between participants with and without chronic nonspecific thoracic pain and the measurement reliability was assessed (study 3). Finally, relationships between SMT characteristics, changes in spinal stiffness, and the clinical evolution of participants with chronic nonspecific thoracic pain, at one week following three treatment sessions, were evaluated and predictors of short-term improvement were also identified (study 4).

First study results showed that the amplitude of the muscle response increases with the increase in the SMT peak force (and rate of force application) in participants with and without chronic low back pain. In the third study, spinal stiffness was shown to be reliable and

lower spinal stiffness was observed in participants with chronic thoracic pain. The fourth study results revealed no significant differences in the clinical and biomechanical outcomes of the four groups of participants: three specific SMT doses and one control group not receiving SMT. Participants showed, at the fourth session, a decrease in pain intensity, disability, spinal stiffness and tenderness during spinal stiffness measurement. An improvement was associated with a decrease in tenderness and pain intensity.

In conclusion, the thesis results suggest that, in this experimental setting, SMT characteristics and therefore, the neuromechanical responses to SMT, do not greatly influence this therapy clinical effects. Studies are still required to identify the mechanisms underlying the clinical effects of SMT.

Keywords: Chiropractic, chronic low back pain, chronic mid-back pain, clinical effect, complementary and alternative medicine, dose-response relationship, electromyography, manual therapy, neuromechanical responses, non-specific pain, spinal manipulation, spinal stiffness

Table des matières

Résumé.....	iii
Abstract.....	v
Table des matières.....	vii
Liste des tableaux et <i>tables</i>	xvii
Liste des figures	xix
Liste des abréviations	xxii
Remerciements.....	xxvi
Avant-propos	xxviii
Chapitre 1: Introduction	1
1.1 Dorsalgie et lombalgie, état des faits.....	2
1.1.1 Douleur spécifique et non spécifique	3
1.1.2 Phase aiguë, subaiguë et chronique	4
1.1.3 Histoire naturelle de la dorsalgie et de la lombalgie	5
1.1.4 Prévalence et incidence de la dorsalgie et de la lombalgie	5
1.1.5 Facteurs de risque de la dorsalgie et de la lombalgie.....	8
1.1.6 Impacts sociaux-économiques de la dorsalgie et de la lombalgie.....	9
1.1.7 Recommandations pour la prise en charge en thérapie manuelle.....	10
1.1.8 Conclusion	15
1.2 La manipulation vertébrale.....	16
1.2.1 La biomécanique de la manipulation et de la mobilisation vertébrale	17
1.2.2 Les réponses neuromécaniques à la manipulation vertébrale.....	22

1.2.3	La spécificité de la manipulation vertébrale	35
1.2.4	Les modèles explicatifs des effets cliniques de la manipulation vertébrale.....	37
1.2.5	Effets de différentes doses de manipulations vertébrales sur les changements cliniques.....	42
1.2.6	Conclusion	44
1.3	La rigidité ou raideur vertébrale segmentaire	44
1.3.1	Procédure d'évaluation de la rigidité vertébrale à l'aide d'appareils.....	46
1.3.2	Facteurs influençant la mesure de rigidité vertébrale.....	48
1.3.3	Fidélité et validité de construit de la rigidité vertébrale	58
1.3.4	Effet d'une manipulation vertébrale sur la rigidité vertébrale.....	59
1.3.5	Conclusion	62
1.4	Palpation du rachis.....	63
1.4.1	Identification des processus épineux.....	63
1.4.2	Identification des processus transverses	64
1.4.3	Conclusion	67
1.5	Justification, objectif et hypothèse de la thèse	68
1.5.1	Justification	68
1.5.2	Objectif	69
1.5.3	Hypothèse générale de la thèse.....	70
Chapitre 2: Approche méthodologique		71
2.1	Taille des échantillons.....	72
2.1.1	Étude 1	72
2.1.2	Étude 3	72

2.1.3	Étude 4	73
2.2	Participants ou modèles cadavériques	73
2.3	Collecte de données.....	77
2.3.1	Appareil robotisé.....	77
2.3.2	Électromyographie de surface	81
2.3.3	Imagerie par ultrasons et pied à coulisse.....	85
2.3.4	Questionnaires cliniques	85
Chapitre 3: Article 1, Neuromuscular response amplitude to mechanical stimulation using large-array surface electromyography in participants with and without chronic low back pain		86
3.1	Contribution des auteurs	87
3.2	Mise en contexte.....	87
3.3	Résumé en français	88
3.4	Abstract	91
3.5	Introduction	92
3.6	Methods	93
3.6.1	Participants.....	93
3.6.2	Experimental protocol.....	94
3.6.3	Clinical status assessment	94
3.6.4	sEMG acquisition	95
3.6.5	Apparatus	95
3.7	Data analysis	96
3.8	Statistical analysis.....	97

3.9 Results	98
3.9.1 Participants.....	98
3.9.2 Dose-response relationship	100
3.9.3 Neuromuscular response amplitude using large-array sEMG rows and columns	102
3.10 Discussion.....	103
3.10.1 Strengths and limitations	105
3.11 Conclusion	106
3.12 References.....	106
Chapitre 4: Article 2, Development of a new palpation method using alternative landmarks for the determination of thoracic transverse processes: an in-vitro study	112
4.1 Contribution des auteurs	112
4.2 Mise en contexte.....	112
4.3 Résumé en français	113
4.4 Abstract	116
4.5 Introduction	117
4.6 Material and methods.....	119
4.6.1 Specimens	119
4.6.2 Assessment of common palpation and MSU validity	120
4.6.3 Validity assessment	121
4.6.4 New palpation method development and assessment of MSU added value	122
4.7 Analysis.....	126
4.7.1 Common palpation and MSU validity analysis.....	126

4.7.2	Alternative landmarks descriptive analysis.....	126
4.7.3	Intermediate and final palpation methods accuracy and validity analysis.....	126
4.7.4	Reliability analysis of the errors in identification measurements	126
4.7.5	Final palpation method and MSU agreement analysis	127
4.8	Results.....	127
4.8.1	Common palpation and MSU validity	127
4.8.2	Alternative landmarks description	127
4.8.3	Reliability of the errors in identification measurements	130
4.8.4	Accuracy and validity of the intermediate and final palpation methods	130
4.8.5	Final palpation method and MSU agreement.....	133
4.9	Discussion.....	133
4.9.1	Limitations.....	135
4.10	Conclusion	136
4.11	References.....	136
Chapitre 5: Article 3, Changes in spinal stiffness with chronic thoracic pain: correlation with pain and muscle activity		
5.1	Contribution des auteurs	141
5.2	Mise en contexte.....	142
5.3	Résumé en français.....	142
5.4	Abstract.....	145
5.5	Introduction	146
5.6	Material and methods.....	148
5.6.1	Participants.....	148

5.6.2	Experiment	149
5.6.3	Surface electromyography procedure	150
5.6.4	Spinal stiffness assessment	150
5.7	Analysis.....	152
5.7.1	Surface electromyography processing.....	152
5.7.2	Spinal stiffness calculation	153
5.8	Statistical analysis	154
5.8.1	Baseline characteristics analysis	154
5.8.2	Spinal stiffness measurement reliability	155
5.8.3	Effect of thoracic pain on spinal stiffness, pain and muscle activity	155
5.9	Results	156
5.9.1	Baseline characteristics	156
5.9.2	Spinal stiffness measurement reliability	158
5.9.3	Effect of chronic thoracic pain on spinal stiffness	160
5.9.4	Effect of chronic thoracic pain on muscle activity and pain intensity during assessment	162
5.10	Discussion	164
5.10.1	Limitations and generalisability	166
5.10.2	Clinical implications.....	166
5.11	Conclusion	167
5.12	Acknowledgements.....	167
5.13	References.....	167

Chapitre 6: Article 4, Effects of spinal manipulative therapy biomechanical parameters on clinical and biomechanical outcomes of participants with chronic thoracic pain: a randomized controlled experimental trial 175

6.1 Contribution des auteurs 175

6.2 Mise en contexte..... 175

6.3 Résumé en français 176

6.4 Abstract 179

6.5 Introduction 180

6.6 Material and methods..... 182

6.6.1 Trial design 182

6.6.2 Participants..... 182

6.6.3 Procedures and intervention 183

6.6.4 Outcomes 187

6.6.5 Sample size 189

6.6.6 Randomization 189

6.6.7 Blinding..... 189

6.7 Data Analysis 189

6.7.1 Spinal stiffness calculation 189

6.7.2 sEMG data processing..... 190

6.8 Statistical analysis 190

6.8.1 Baseline descriptive and comparative analysis..... 190

6.8.2 Primary outcomes analysis..... 191

6.8.3 Secondary outcomes analysis 191

6.8.4	Exploratory analysis of factors associated with clinical improvement	191
6.9	Results	192
6.9.1	Recruitment.....	192
6.9.2	Participant flow	192
6.9.3	Baseline data	193
6.9.4	Results for the primary outcomes.....	196
6.9.5	Results for the secondary outcomes.....	197
6.9.6	Results for the exploratory analysis	200
6.9.7	Harms	201
6.10	Discussion	201
6.10.1	SMT dose and spine-related pain.....	202
6.10.2	Variables associated with/predicting improvement.....	204
6.10.3	Neuromechanical responses and SMT	205
6.10.4	Strengths and limitations	205
6.11	Conclusion	207
6.12	List of abbreviations	207
6.13	Declarations	207
6.13.1	Ethics approval and consent to participate	207
6.13.2	Consent for publication.....	207
6.13.3	Availability of data and material	208
6.13.4	Competing interests	208
6.13.5	Funding.....	208

6.13.6 Authors' contributions	208
6.13.7 Acknowledgements	208
6.14 References.....	208
6.15 CONSORT 2010 checklist of information to include when reporting a randomised trial*	215
Chapitre 7: Discussion générale et conclusion	217
7.1 Synthèse des résultats des études.....	218
7.2 Réponses neuromécaniques à la manipulation vertébrale	219
7.3 Modulation de la rigidité vertébrale en présence de douleurs au rachis.....	221
7.3.1 Changements aux structures actives	224
7.3.2 Changements aux structures passives	227
7.4 Prédicteurs de la réponse à la manipulation vertébrale	228
7.5 Modèle global de l'effet clinique de la manipulation vertébrale	233
7.5.1 Les effets spécifiques de la thérapie	233
7.5.2 Les effets contextuels.....	234
7.5.3 Les effets généraux	235
7.6 Recherches et développements futurs	238
7.7 Considérations méthodologiques de la thèse	239
7.8 Conclusion	242
Bibliographie	243
Annexe A: Questionnaires cliniques	279
Échelle visuelle analogique	280
STarT Back Outil Triant.....	281

Questionnaire d'incapacité d'Oswestry.....	282
Échelle de dorso-lombalgie de Québec	284
Échelle de la kinésiophobie de Tampa.....	285
Questionnaire de changement global	286
Annexe B: Lettres d'acceptation pour publication	287
Annexe C: Confirmation de soumission d'articles	290

Liste des tableaux et *tables*

Tableau 1.1. Valeurs moyennes (écart-type, étendue ou intervalle de confiance à 95 % [IC]) des paramètres biomécaniques de la manipulation vertébrale lorsqu'exécutée par des cliniciens.	20
Tableau 1.2. Résumé des études doses-réponses chez l'animal.	24
Tableau 1.3. Caractéristiques des manipulations vertébrales utilisées dans les études de notre groupe de recherche sur des participants sans douleur à la région thoracique.	30
Tableau 1.4. Résultats des études ayant comparé la rigidité vertébrale à différents niveaux vertébraux.	56
Tableau 2.1. Modalités de recrutement des participants des différentes études.	74
Tableau 2.2. Critères d'inclusion et d'exclusion des 25 participants sains et 26 participants présentant une lombalgie chronique non spécifique de la première étude.	75
Tableau 2.3. Critères d'inclusion et d'exclusion des participants sains de la troisième étude ($n = 25$) et des participants présentant une dorsalgie de la troisième ($n = 50$) et de la quatrième ($n = 81$) études.	76
Tableau 2.4. Caractéristiques des manipulations vertébrales (MV) exécutées dans la première étude.	79
Tableau 2.5. Caractéristiques des manipulations vertébrales (MV) exécutées dans la quatrième étude pour les trois groupes de participants.	81
Tableau 2.6. Description du signal utilisé pour la normalisation des diverses tâches dans la première, troisième et quatrième étude de cette thèse	84
Table 3.1. Participant's characteristics (mean \pm SD) with between groups' differences (95 % CI).	99
Table 4.1. Specimens' demographics	119
Table 4.2. Details of the proposed palpation method.	125
Table 4.3. Mean and range of the measurements taken on the nine dry full thoracic spines .	129

Table 4.4. Validity* and accuracy of palpation and musculoskeletal ultrasound (MSU) for methods B and C.....	131
Table 5.1. Inclusion and exclusion criteria.....	149
Table 5.2. Participants' baseline characteristics (mean and SD are presented unless otherwise indicated).....	157
Table 5.3. Intraclass correlation coefficients (ICC), with their 95 % CI and SEM (N/mm) for within- and between-day reliability analyses.....	159
Table 5.4. Pearson correlation coefficients between spinal stiffness and both muscle activity and pain intensity during its assessment.....	163
Table 6.1. Inclusion and exclusion criteria.....	183
Table 6.2. Primary and secondary outcomes evaluated, and time points used for analyses...	188
Table 6.3. Participants' characteristics at baseline for the experimental groups and the control group.	195
Table 6.4. Primary and secondary outcomes at the different time points.....	198
Table 6.5. Results of the logistic regression analysis to predict “improved” participants.....	201
Tableau 7.1. Résultats des études ayant évalué les effets de la manipulation vertébrale sur les coefficients global (CG) et terminal (CT) de la rigidité vertébrale (moyenne ± écart-type)..	231

Liste des figures

Figure 1.1. Limites situant une douleur à la région thoracique (A) et lombaire (B).	2
Figure 1.2. Prévalences de la dorsalgie.....	7
Figure 1.3. Résumé des recommandations des guides de bonnes pratiques.	13
Figure 1.4. Représentation d'une courbe force-temps d'une manipulation vertébrale typique ainsi que de ses différents paramètres biomécaniques.....	18
Figure 1.5. Appareil utilisé par notre groupe de recherche pour exécuter des manipulations vertébrales de doses spécifiques chez l'humain.....	28
Figure 1.6. Variations des caractéristiques d'une manipulation vertébrale entraînant une augmentation des réponses neuromécaniques lors de la phase d'impulsion.	34
Figure 1.7. Évaluation manuelle de la rigidité vertébrale. Celle-ci s'effectue généralement en contactant un processus épineux avec le pouce (A) ou la région hypothénare (B).	45
Figure 1.8. Détermination du coefficient (N/mm) de rigidité global et terminal à partir d'une courbe typique de la force en fonction du déplacement (courbe F/D).....	47
Figure 1.9. Exemple de deux courbes de force en fonction du déplacement dont le coefficient terminal est identique et le coefficient global est différent.....	48
Figure 1.10. Schéma des caractéristiques liées aux participants et à la procédure d'évaluation de la rigidité vertébrale et ayant été évalués comme facteurs potentiellement influençant la mesure de celle-ci	49
Figure 1.11. Repères de palpation des processus épineux.....	65
Figure 1.12. Description de la <i>règle des trois</i> et de la <i>règle de l'index du patient</i> guidant l'identification des processus transverses thoraciques.....	66
Figure 2.1. Photo (A) et schématisation (B) de l'appareil robotisé.	78
Figure 2.2. Visualisation d'une matrice d'électrodes utilisée lors de la première étude et d'une électrode bipolaire utilisée lors de la troisième et de la quatrième étude.	83

Figure 3.1. Representation of (a) the two large sEMG arrays of 64 electrodes used to record the neuromuscular response and (b) the experimental setup including the apparatus using a servo-controlled linear actuator motor..... 96

Figure 3.2. Neuromuscular responses (mean \pm SD) of healthy participants (solid bar) and participants with cLBP (hatched bar) across the four mechanical stimulations during (a) the "0-50 ms time-window" and (b) the "50-100 ms time-window". 101

Figure 3.3. Representation of the neuromuscular response amplitude to the 225 N stimulation force for the 100 ms following the thrust application onset. 103

Figure 4.1. Musculoskeletal ultrasound (MSU) procedure..... 121

Figure 4.2. Representation of the common palpation (method A) and musculoskeletal ultrasound (MSU) validity assessment. 122

Figure 4.3. Representation of (A) intermediate (method B) and (B) final palpation methods (method C). 124

Figure 4.4. Representation of (A) the distances between the TP center and the spine midline and (B) the angles of the projected line between the TP centers to the center of the corresponding SP related to the spine midline..... 128

Figure 4.5. Representation of the errors in identification (mean of three measures \pm SD) for each level per specimen for musculoskeletal ultrasound (MSU) and palpation. 132

Figure 4.6. Bland-Altman plot of the palpation-musculoskeletal ultrasound (MSU) difference as a function of the mean difference for each measurement at each vertebra level. 133

Figure 5.1. (A) Overview of the apparatus used to assess spinal stiffness with (B) a closer view of the indenter just above a participant's spinous process..... 152

Figure 5.2. Load-displacement curve generated during a typical spinal stiffness assessment. 154

Figure 5.3. Box plots of the global (A) and terminal (B) spinal stiffness, and of both muscle activity (C) and pain intensity (D) during the assessment of spinal stiffness. 161

Figure 6.1. Experimental setup. 184

Figure 6.2. The mechanical device used to deliver the spinal manipulative therapy and to assess spinal stiffness.....	186
Figure 6.3. Flow chart of the study.....	194
Figure 6.4. A- Spinal manipulative therapy parameters, B- Muscle activity (pale bars, median \pm IQR) and indenter displacement (dark bars, mean \pm SD).....	196
Figure 7.1. Hypothèses expliquant la modulation de la rigidité vertébrale chez les personnes présentant des douleurs au rachis.....	223
Figure 7.2. Modèle global expliquant les mécanismes impliqués dans les effets de la manipulation vertébrale (MV).	237

Liste des abréviations

95 % CI: 95 % confidence intervals

ACC-RAC: Association of Chiropractic Colleges meeting and scientific/educational conference -
Research Agenda Conference

ACP: American College of Physicians

ANOVAs: Analyses of variance

BMI: Body mass index

CCI: Coefficient de corrélation intraclasse

CG: Coefficient global de rigidité vertébrale

CIHR: Canadian Institutes of Health Research

cLBP: Chronic low back pain

CMCC: Canadian Memorial Chiropractic College

CMVM: Contraction musculaire volontaire maximale

CNESST: Commission des Normes, de l'Équité, de la Santé et de la Sécurité du Travail

courbe F/D: Courbe de la force en fonction du déplacement

CT: Coefficient terminal de rigidité vertébrale

CTP: Chronic thoracic pain

CV(s): Coefficient of variation(s)

DMCI: Différence minimale cliniquement importante

ECU: European Chiropractic Union

EDLQ: Échelle de Dorsolombalgie de Québec

EVA: Échelle Visuelle Analogique

FCQ: Fondation Chiropratique du Québec

FRQS: Fonds de Recherche du Québec – Santé

GRAN: Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques

GS: Global stiffness

IC 95 %: Intervalle de confiance à 95 %

ICC: Intraclass correlation coefficient

IMC: Indice de masse corporelle
IMU: Imagerie musculosquelettique par ultrasons
IQR: Interquartiel range
IRSST: Instituts de Recherche Robert-Sauvé en sSnté et en Sécurité du Travail
JEK: Journal of Electromyography and Kinesiology
LBP: Low back pain
LUQ: lower and upper quartile
MCID: Minimal clinically important differences
MSSA: Manual segmental spinal stiffness assessment
MSU: Musculoskeletal ultrasound
MV: Manipulation vertébrale
N: Newtons
NDMG: German Disease Management guideline
NICE: National Institute for Health and Care Excellence
nRMS: Normalized root mean square
NRS: 101-point numerical rating scale
ODI: Oswestry Disability Index / Échelle d'incapacité lombaire d'Oswestry
OPTIMa: Ontario Protocol for Traffic Injury Management
PCGPC: Projet Canadien des Guides de Pratique Chiropratique
PENS: Stimulation nerveuse électrique percutanée
PM: Palpation method
PTT: Processus transverses thoraciques
QBPDQ: Quebec Back Pain Disability Questionnaire
RCT: Randomized-controlled trial
REPAR: Réseau Provincial de Recherche en Adaptation Réadaptation
RMS: Root mean square / amplitude de l'activité musculaire
RMSEs: Root mean square errors
SBST: STarT Back Screening Tool / STarT Back Outil Triant
SD: Standard deviation

SE: Standard error

SEM: Standard error of the mean

sEMG: Surface electromyography

SM: Spinal manipulation

SMT: Spinal manipulative therapy

SP: Spinous process

TENS: Stimulation nerveuse électrique transcutanée

TP(s): Transverse process(es)

TS: Terminal stiffness

TSK: Tampa Scale of Kinesiophobia / Échelle de la kinésiophobie de Tampa

TTP(s): Thoracic transverse process(es)

UQTR: Université du Québec à Trois-Rivières

VAS: Visual analog scale

VD: Variable dépendante

VI: Variable indépendante

WFC: World Federation of Chiropractic

À mon fils Samuel, saches qu'aucun objectif n'est
irréalisable. Travaille toujours fort, ne fait
pas les choses à moitié, soit fier de tes
succès et apprends de tes erreurs. Fais-toi
confiance comme je te fais confiance et tu
atteindras des sommets!

Remerciements

Je tiens premièrement à remercier mon superviseur de thèse, monsieur Martin Descarreaux qui, sans lui, cette thèse n'existerait pas. Merci Martin d'avoir été mis sur mon chemin lors de mes études en chiropratique, il y a maintenant près d'une décennie. Tu as su me transmettre ta passion pour la recherche et développer mon esprit critique. Je te remercie d'avoir été mon superviseur de stages de recherche, de maîtrise et de doctorat. Tu seras pour toujours un de mes mentors.

Je désire également souligner les volontaires qui ont participé aux études incluses dans cette thèse. Chers participants, vous avez offert votre temps (et votre dos) pour l'avancement des connaissances. Je ne vous dirai jamais assez merci!

*« La valeur d'un homme tient dans sa capacité à donner
et non dans sa capacité à recevoir. »*

- Albert Einstein

Je tiens à remercier les Instituts de Recherche en Santé du Canada, les Fonds de Recherche du Québec – Santé et la Fondation Chiropratique du Québec pour leur soutien financier. Je remercie également le département de chiropratique de l'Université du Québec à Trois-Rivières, ses employés et ses étudiants ainsi que le personnel de la Clinique Universitaire de Chiropratique pour leur aide dans le recrutement et la prise en charge des participants. Merci à mon jury d'avoir lu cette thèse, de l'avoir analysée et d'avoir émis des commentaires et des suggestions permettant de l'améliorer.

Merci à François Nougrou pour m'avoir montré le fonctionnement de l'appareil robotisé et, surtout, pour avoir répondu à mes appels d'urgence lorsqu'un problème survenait. Ce fut un plaisir de travailler et d'apprendre à tes côtés. Je remercie également les étudiants du laboratoire. Certains d'entre vous n'avez été que de passage et d'autres ont pris la relève au laboratoire, mais vous avez tous eu un rôle important dans mon cheminement et, surtout, dans le maintien de ma santé mentale! Un merci particulier à Jacques et Andrée-Anne, je me considère privilégiée d'avoir pu traverser les différentes étapes des études supérieures avec

vous. Thank you, Geneviève, for your guidance and editorial assistance in English scientific writing.

D'un point de vue plus personnel, j'aimerais remercier mon conjoint, Alain, et mon fils, Samuel. Merci Alain d'avoir été présent dans les bons et, plus particulièrement, moins bons moments. Un doctorat est une aventure qui implique toute une famille, je n'aurais pas pu réussir sans ton soutien et ta flexibilité. Samuel, mon cher fils, tu es né au cours de mes études à la maîtrise et as grandi avec la progression de mon doctorat. Sans le savoir, tu m'as enseigné à mettre les choses en perspective, à décrocher pour profiter du moment présent et, surtout, à ne pas abdiquer malgré les difficultés.

Pour terminer, je remercie mes parents, Sylvie et Gilles, mes frères, Michaël (et sa conjointe Bianka) et David, et mes beaux-parents, Jeannette et Michel, qui m'ont tous soutenue, écoutée et apporté leur aide chacun à leur façon, et ce, tout au long de mes études universitaires. Merci maman et papa pour votre présence et, plus particulièrement, pour toutes les fois où vous vous êtes levés à 6 h du matin pour garder votre petit-fils.

Avant-propos

Cette thèse doctorale a pour objectif d'investiguer les mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la manipulation vertébrale (MV) dans le traitement des douleurs chroniques non spécifiques associées au rachis. Plus précisément, les liens entre les réponses neuromécaniques à la MV, la modulation de la rigidité vertébrale segmentaire et l'évolution clinique de participants présentant ce type de douleurs ont été évalués.

Cette thèse est constituée de sept chapitres. Le **premier chapitre** met en contexte les différents concepts abordés dans les travaux et se divise en cinq sous-sections. La première sous-section présente la problématique des douleurs aux rachis (lombalgie et dorsalgie) et la pertinence des MVs dans leur prise en charge (basée sur les guides de pratique). La seconde sous-section explique la biomécanique de la manipulation vertébrale et les relations, observées chez l'humain et l'animal, entre la dose des paramètres biomécaniques de la MV et la magnitude des réponses neuromécaniques lors de celle-ci. Les modèles explicatifs des effets cliniques de la MV sont également présentés. La troisième sous-section concerne la rigidité vertébrale et son évaluation à l'aide d'appareils. Les principes de mesure, les facteurs pouvant influencer celle-ci et la pertinence de cette mesure en thérapie manuelle sont présentés. La quatrième sous-section expose les repères de palpation des processus épineux (thoraciques et lombaires) et transverses (thoraciques). L'importance d'une méthode valide d'identification des processus transverses dans le contexte d'études évaluant les effets de la MV sur la rigidité vertébrale est également mise de l'avant. Enfin, la dernière sous-section est la présentation de la justification, des objectifs (général de la thèse et spécifiques des études) ainsi que de l'hypothèse générale de la thèse.

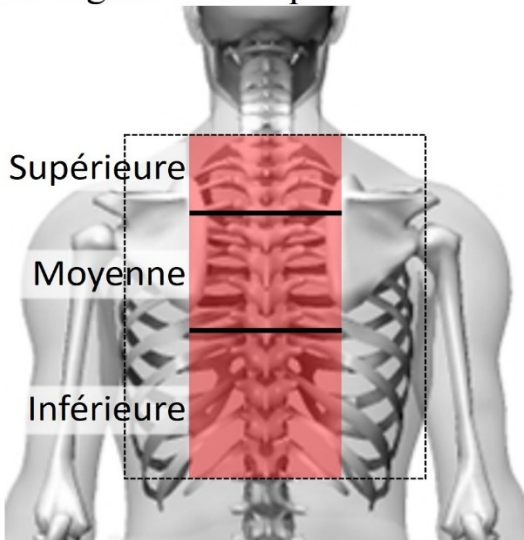
Le **second chapitre** présente l'approche méthodologique utilisée dans les quatre études développées dans le cadre de cette thèse. Les **chapitres 3 à 6** sont constitués des articles scientifiques présentant ces quatre études. Enfin, le **septième et dernier chapitre** se veut une discussion et conclusion intégrant les données recueillies lors des différentes études de cette thèse et visant à approfondir les perspectives de recherche et développement.

Chapitre 1: Introduction

1.1 Dorsalgie et lombalgie, état des faits

Selon l'*International Association for the Study of Pain*, une douleur au rachis thoracique se définit comme une sensation douloureuse se situant dans la région bordée supérieurement par le processus épineux de la première vertèbre thoracique (T1), inférieurement par celui de la dernière vertèbre thoracique (T12) et latéralement par une perpendiculaire au bord le plus latéral des muscles érecteurs du rachis (Merskey et al., 1994). Lorsqu'une douleur se situe latéralement aux muscles érecteurs du rachis, celle-ci sera davantage décrite comme étant une douleur à la face postérieure du thorax. Enfin, il est possible de référer à une douleur au rachis thoracique dans la région thoracique supérieure (région située entre T1 et T4), moyenne (entre T4 et T8) ou inférieure (entre T8 et T12). Concernant une douleur à la région lombaire, celle-ci décrit une douleur se situant sous la douzième côte et au-dessus du pli fessier inférieur accompagnée ou non de douleurs aux membres inférieurs (Woolf & Pfleger, 2003). La Figure 1.1 (p. 2) présente les régions impliquées dans la dorsalgie et la lombalgie.

A. Région thoracique



B. Région lombaire

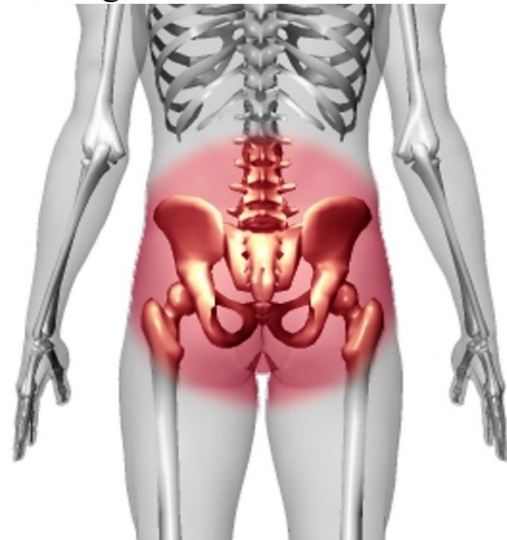


Figure 1.1. Limites situant une douleur à la région thoracique (A) et lombaire (B). Le thorax (rectangle en ligne pointillée) est divisé en la région thoracique (zone ombragée) qui est elle-même sous-divisée en une région supérieure, moyenne et inférieure. La région lombaire englobe la zone située sous la douzième côte et au-dessus du pli fessier inférieur.

Lorsqu'une douleur associée au rachis est décrite, celle-ci est souvent accompagnée de qualificatifs ayant pour objectif d'en décrire la nature et la durée. Toutefois, on retrouve une variation importante dans les qualificatifs utilisés et dans la définition de ceux-ci. Cette section de la thèse vise premièrement à définir les concepts liés à une douleur au rachis ainsi qu'à identifier ceux utilisés dans cette thèse. Par la suite, l'épidémiologie, les impacts sociaux économiques et les recommandations concernant la prise en charge en thérapie manuelle de la lombalgie et de la dorsalgie chronique non spécifique seront présentés.

1.1.1 Douleur spécifique et non spécifique

Les douleurs associées au rachis sont divisées en celles dites spécifiques et non spécifiques. Les douleurs spécifiques sont celles pour lesquelles une pathophysiologie peut être identifiée. Dans cette catégorie, on retrouve les douleurs associées, par exemple, à une hernie discale, une infection, une arthropathie inflammatoire, une fracture, un néoplasme ou des métastases (Waddell, 2004). Les douleurs référées des viscères abdominaux ou thoraciques tels que le cœur, l'aorte, les reins, les poumons, l'œsophage et la vésicule biliaire sont aussi considérées comme étant des douleurs spécifiques (Southerst et al., 2015).

Lorsque l'origine de la douleur n'est pas une condition inflammatoire, traumatique, tumorale, viscérale ou infectieuse, celle-ci est dite non spécifique. Différentes structures du rachis peuvent générer ces douleurs incluant les disques intervertébraux, les facettes articulaires, les ligaments, les muscles, les tendons et les racines nerveuses (Adams, 2002; Refshauge & Maher, 2006). Les disques et les facettes articulaires semblent constituer une source de douleurs dans la majorité des cas. En fait, il est estimé que les disques sont impliqués dans 20 à 45 % des lombalgies (Kallewaard et al., 2010; Verrills et al., 2015). Les douleurs d'origines facettaires concernent, quant à elles, entre 16 et 61 % des douleurs lombaires non spécifiques, entre 34 et 48 % des douleurs thoraciques non spécifiques et entre 36 et 67 % des douleurs cervicales non spécifiques (Boswell et al., 2015).

Les douleurs non spécifiques décrivent environ 85 % des cas de lombalgies (Waddell, 2004). Du 15 % restant, 4 % est associé à une fracture de compression vertébrale, 3 % à un

spondylolisthésis, 0,7 % à une tumeur ou une métastase, 0,3 % à une spondylite ankylosante et 0,01 % à une infection (Maher et al., 2017; van Tulder et al., 2002). Quant au rachis thoracique, le ratio entre les douleurs spécifiques et non spécifiques n'est pas connu. Toutefois, près de 15 % des consultations à l'hôpital pour motif d'une douleur au thorax (c'est-à-dire à la poitrine) a pour origine les structures du rachis thoracique et non les viscères (How et al., 2005).

Dans le cadre de cette thèse, nous nous sommes intéressés aux lombalgies et dorsalgies d'origine non spécifique exclusivement. Les sections ultérieures traitent donc seulement des douleurs non spécifiques.

1.1.2 Phase aiguë, subaiguë et chronique

Les douleurs non spécifiques sont classifiées en fonction de la durée des symptômes. Selon l'Agence de santé publique du Canada, une douleur aiguë, subaiguë et chronique est respectivement définie comme une douleur présente depuis moins de 6 semaines, depuis 6 à 12 semaines et depuis plus de 12 semaines (Murphy & Statistics Canada, 2006). Toutefois, certains chercheurs suggèrent une division en aiguë (< 3 mois) et chronique (≥ 3 mois) seulement (Dionne et al., 2008). De plus, certains auteurs différencient douleurs chroniques (présence de symptômes au moins une journée sur deux) et douleurs récurrentes (présence de symptômes moins d'une journée sur deux) (Von Korff & Saunders, 1996). Enfin, de multiples définitions d'une douleur récurrente ont été rapportées (Stanton et al., 2010).

Afin de standardiser les études de cette thèse, la définition d'une douleur chronique a été uniformisée. Dans chacune des études, une dorsalgie ou lombalgie a été considérée chronique si les symptômes étaient rapportés depuis au moins trois mois de façon constante ou récurrente. Une douleur constante a été définie comme la présence de symptômes au moins une journée sur deux (soit au moins 50 % du temps), alors qu'une douleur récurrente a été définie comme la présence de symptômes moins d'une journée sur deux (soit moins de 50 % du temps).

1.1.3 Histoire naturelle de la dorsalgie et de la lombalgie

Actuellement, l'histoire naturelle de la dorsalgie ne semble pas être connue. Concernant la lombalgie, il est estimé que seulement 10 à 15 % des patients évoluent vers la chronicité (Lawrence et al., 1998; Manchikanti, 2000). Bien que 90 % des patients cessent de consulter en médecine générale après trois mois à la suite d'un épisode aigu, moins du tiers des patients présentent une récupération complète après 1 an (Croft et al., 1998; Henschke et al., 2008). De plus, environ 30 % des patients qui récupèrent totalement d'un épisode aigu présentent une rechute dans les six mois suivants (Cassidy et al., 2005). En fait, 49 % des patientes et 37 % des patients rapportent plus de 10 épisodes de douleurs par année (Linton et al., 1998). Malgré qu'une résolution complète des symptômes n'est que très rarement mentionnée par les personnes rapportant une lombalgie (Lemeunier et al., 2012), seulement 1 % de celles-ci présentent une douleur intense à 1 an (Cassidy et al., 2005). Ainsi, la lombalgie constitue davantage une condition chronique caractérisée soit par des douleurs qui vont et viennent ou par des douleurs plus persistantes (Axén & Leboeuf-Yde, 2013).

1.1.4 Prévalence et incidence de la dorsalgie et de la lombalgie

Toutes régions confondues, la prévalence à 1 an des douleurs au rachis se situe entre 55 et 66 % avec un pourcentage légèrement plus élevé chez la femme (69,5 %) que chez l'homme (63,2 %) (Leboeuf-Yde et al., 2009). Plus précisément, la cervicalgie, la dorsalgie et la lombalgie constituent respectivement entre 32 et 44 %, entre 13 et 15 % et entre 43 et 56 % des cas.

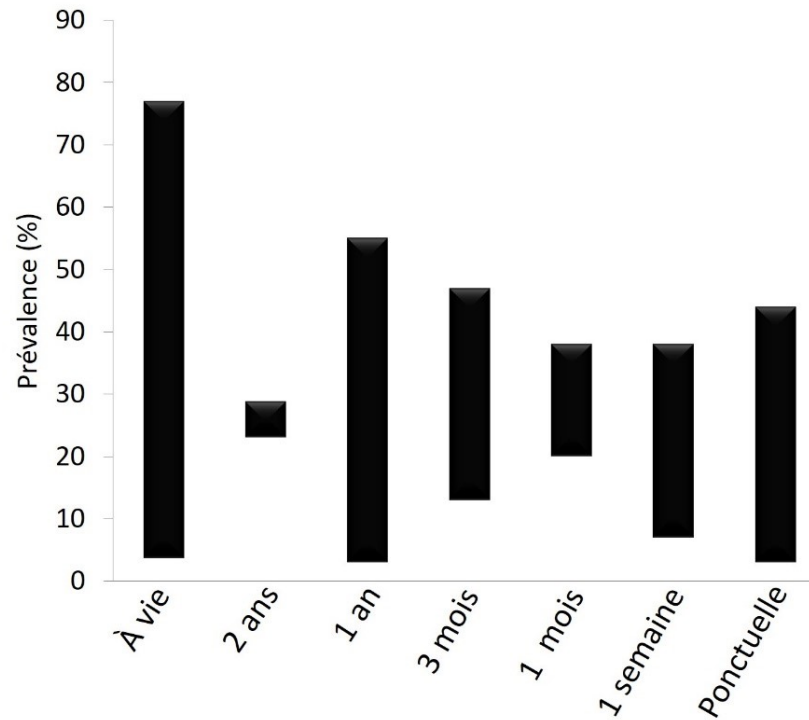
Alors que la prévalence annuelle des dorsalgies est d'environ 15 % chez les adultes, 65,5 % des accidentés de la route rapportent une douleur à cette région (Aronsson et al., 2000; Briggs et al., 2009a; Hincapie et al., 2010). Les travailleurs sont également très touchés par cette condition. En effet, la prévalence à vie varie entre 3,7 et 77 % alors que la prévalence à 1 an se situe entre 3 et 55 % selon la classe de travailleurs (Figure 1.2, p. 7) (Briggs et al., 2009b). Les professionnels de la santé sont ceux les plus touchés avec 77 % de prévalence à vie et 28 % de prévalence à 2 ans, alors que les artistes de la scène et les travailleurs manuels présentent

les prévalences à 1 an les plus élevées (55,0 et 54,8 % respectivement). Enfin, les femmes sont 2,5 fois plus à risque de souffrir d'une douleur à la région thoracique que les hommes (Briggs et al., 2009b).

Concernant la lombalgie, la prévalence chez les travailleurs est estimée à 25,7 % (24,5 % chez les hommes et 27,1 % chez les femmes) (Yang et al., 2016). La revue systématique de la littérature de Hoy et al. (2012) rapporte, quant à elle, une moyenne de prévalence ponctuelle de 18,3 %, de prévalence à 1 mois de 30,8 %, à 1 an de 38,0 % et à vie de 38,9 %. Selon les auteurs, la grande discordance entre les prévalences rapportées dans les différentes études incluses découle des caractéristiques des études telles que l'économie du pays (revenu moyen des familles faible, moyen ou élevé), l'âge et le sexe des participants, la définition d'une lombalgie et la période de prévalence évaluée (Hoy et al., 2012). Meucci et al. (2015) ont, quant à eux, évalué la prévalence de la lombalgie de type chronique. Selon cette revue de la littérature, celle-ci varie entre 4,3 et 25,4 % selon les tranches d'âges: 4,3 % chez les 24 à 39 ans, 19,6 % chez les 20 à 59 ans et 25,4 % chez les 60 ans et plus (Meucci et al., 2015). Enfin, similairement à la dorsalgie, la prévalence de la lombalgie semble plus élevée chez la femme que chez l'homme (Hoy et al., 2012).

Globalement, ces données montrent bien qu'une proportion importante de la population souffrira un jour ou l'autre de douleurs à la région thoracique et/ou lombaire.

A. Prévalences à un temps donné



B. Prévalences médianes à 1 an

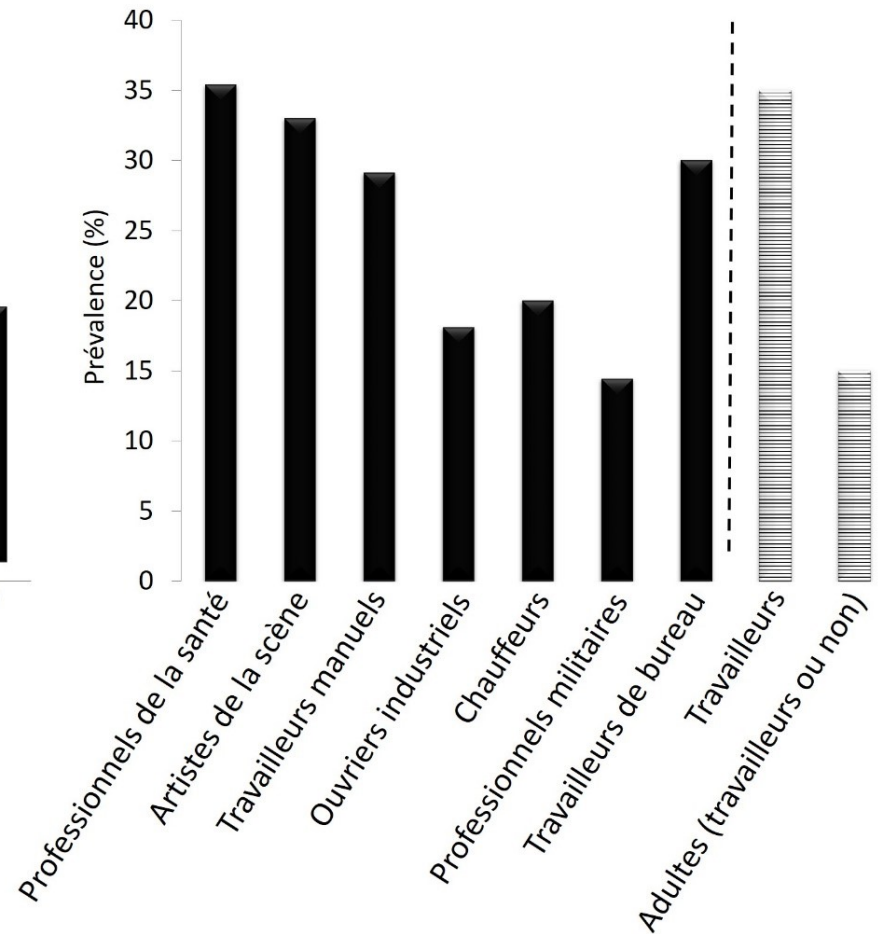


Figure 1.2. Prévalences de la dorsalgie. (A) Prévalences à un temps donné de la dorsalgie chez les travailleurs (les barres représentent l'étendue des estimations rapportées). (B) Prévalences médianes à 1 an de la dorsalgie chez les travailleurs par secteur, les travailleurs de tous secteurs confondus et la population adulte (données rapportées dans l'étude de Briggs et al. (2009)).

1.1.5 Facteurs de risque de la dorsalgie et de la lombalgie

Les facteurs de risque de la dorsalgie et de la lombalgie incluent des facteurs liés à la biologie de l'individu, à sa psychologie et à son environnement social.

La revue de littérature de Briggs et al. (2009b) rapporte les facteurs de risque de la dorsalgie dans la population générale et chez les travailleurs. Le fait de présenter d'autres douleurs musculosquelettiques, de faire de l'exercice et être de sexe féminin a été associé à un risque plus élevé de douleurs au rachis thoracique. Chez les travailleurs, les facteurs de risque incluent une charge et une intensité de travail élevées, la perception de problèmes ergonomiques au travail ou d'un risque de blessure élevé, exécuter des tâches ennuyantes ou fastidieuses, une durée d'emploi plus courte, la conduite de véhicules spécialisés, monter des escaliers ainsi que la présence d'un niveau élevé de stress physique ou d'une pression psychologique élevée. Enfin, certains secteurs de travail présentent un risque plus élevé : clinique privée de physiothérapie, médecine interne, électronique, aviation et chaîne de montage (Briggs et al., 2009b).

Concernant la lombalgie, de nombreux facteurs de risque ont été rapportés (Dunn & Croft, 2004; Hartvigsen et al., 2018; Yang et al., 2016). Premièrement, les personnes présentant une détresse psychologique montrent un risque plus élevé de lombalgie. Ainsi, l'anxiété, la dépression, les pensées catastrophiques, la kinésiophobie et la somatisation constituent des facteurs de risque. De plus, le fait de fumer, d'être obèse, avoir un faible niveau d'éducation, d'activité physique, ou de revenu annuel et le fait de présenter des conditions chroniques (p. ex., diabète, asthme et céphalée) ou des problèmes sociaux tels qu'un historique d'abus physique ou sexuel ont également été rapportés. Plusieurs facteurs de risque liés au travail ont aussi été identifiés. Ainsi, la présence d'une instabilité travail-famille, d'un environnement de travail hostile ou non sécuritaire, se sentir fatigué au travail et présenter des positions inhabituelles de travail augmentent le risque de lombalgie. Au contraire, un horaire de travail régulier de 40 heures par semaine diminue le risque comparativement à un nombre moindre ou supérieur d'heures. Certaines classes de travailleurs présentent une

augmentation du risque de lombalgie: les travailleurs de la construction, de l'extraction, les travailleurs sociaux et communautaires, les installateurs et réparateurs, les travailleurs du secteur de la santé, les artistes et les travailleurs techniques tels que les pêcheurs et les fermiers. Enfin, l'étude de Yang et al. (2016) montre que les secteurs de travail les plus à risque varient en fonction de l'âge et du sexe des travailleurs et que certains facteurs génétiques prédisposent aux douleurs lombaires.

Certains facteurs de mauvais pronostic de la lombalgie ont été identifiés (Dunn & Croft, 2004; Henschke et al., 2008). Ainsi, le fait d'être une femme, être d'un âge plus avancé, présenter une intensité de la douleur élevée, la présence de symptômes dépressifs, la perception d'un risque de persistance de la condition ainsi qu'une attente plus longue et une réduction plus importante du niveau d'activité avant la première consultation constituent tous des facteurs de mauvais pronostiques.

Dans le cadre de cette thèse, certains de ces facteurs de risque ont été contrôlés par l'inclusion de questionnaires évaluant la kinésiophobie (échelle de la kinésiophobie de Tampa) et le risque de mauvais pronostic (*STarT Back Outil Triant*). De plus, des données liées à l'individu (âge, sexe, taille, poids) et à son environnement social (p. ex., statut d'emploi, type d'emploi et historique d'une compensation financière) ont été recueillies.

1.1.6 Impacts sociaux-économiques de la dorsalgie et de la lombalgie

Sur le plan individuel, les douleurs au rachis entraînent un impact important sur la qualité de vie des patients. En fait, la lombalgie constitue la condition musculosquelettique associée au plus grand nombre d'années vécues en état d'incapacité selon le *2015 Global Burden of Disease Study* (Kassebaum et al., 2016). Les individus rapportant une lombalgie chronique présentent également une difficulté à satisfaire leurs obligations sociales résultant, entre autres, à des tensions familiales et un sentiment de désespoir (Hartvigsen et al., 2018). L'impact spécifique des dorsalgies demeure inconnu étant donné le manque d'études l'évaluant.

En ce qui concerne les impacts économiques, ceux-ci sont importants. En fait, dans la population d'adultes travailleurs, environ 20 % des cas de douleurs au rachis résultent en un absentéisme au travail. Toutefois, ce nombre ne tient pas compte des travailleurs s'absentant du travail à cause d'une douleur au dos, mais n'ayant pas mentionné le motif (Linton et al., 1998). Au Québec, les cas d'indemnisation professionnelles liées au rachis diminuent graduellement, mais représentent encore près de 30 % des cas (Commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec, 2012). Selon le dossier sur les coûts des cas d'indemnisations professionnelles de l'Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et Sécurité du Travail (IRSST), les cas liés au dos sont ceux engendrant le plus de coûts à la Commission des Normes, de l'Équité, de la Santé et de la Sécurité du Travail (CNESST) annuellement (672 M\$) (Lebeau, 2015). De ce montant, 88 M\$ sont associés aux indemnités de remplacement de revenu. De plus, 0,6 % des dossiers ouverts pour des affections vertébrales en 2011 ont présenté au moins une rechute (c'est-à-dire un nouveau départ d'une condition en cours de traitement/guérison), une récurrence (c'est-à-dire la réapparition de la condition alors qu'elle avait été complètement guérie/résolue) ou une aggravation (Commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec, 2012). Plus précisément, les affections du rachis lombaire constituent plus de 60 % des cas d'affections vertébrales et le nombre moyen de jours d'absentéisme au travail pour cause d'entorse lombaire s'élève à 51,4 par cas.

Enfin, chez les travailleurs en arrêt de travail pour cause de douleurs au dos (cervico-thoracique, thoracique, thoraco-lombaire, lombaire ou lombo-sacrée), la présence d'une douleur à la région thoracique a été identifiée comme un déterminant d'un échec d'un « retour au travail en bonne santé » à 2 ans (Dionne et al., 2007).

1.1.7 Recommandations pour la prise en charge en thérapie manuelle

L'utilisation de thérapies manuelles (manipulations vertébrales et/ou mobilisations vertébrales) dans la prise en charge des douleurs non spécifiques au rachis est aujourd'hui recommandée par de nombreux guides de pratique (Bussières et al., 2018; Chenot et al., 2017; de Campos, 2017; Qaseem et al., 2017; Wong et al., 2017). En plus des recommandations de

ces guides, il est pertinent d'établir le rapport coût/efficacité et les gains socioéconomiques associés à ces thérapies.

1.1.7.1. Recommandations des guides de pratique

Un résumé des résultats des recommandations pour la prise en charge de la lombalgie et de la dorsalgie est présenté à la Figure 1.3 (p. 13).

Pour ce qui est de la **dorsalgie non spécifique**, peu de données probantes sont disponibles. En 2015, une revue systématique ayant pour objectif de déterminer l'efficacité des traitements non invasifs (excluant les traitements pharmacologiques) dans la gestion des douleurs thoraciques d'origine musculosquelettique a été publiée (Southerst et al., 2015). Seuls deux articles ont été inclus et ceux-ci suggèrent que la manipulation vertébrale engendre une diminution de l'intensité de la douleur non significativement différente à un placebo ou à l'acupuncture dans le cas d'une douleur aiguë. Aucune donnée concernant d'autres interventions non invasives telles que la thérapie des tissus mous, l'exercice, l'éducation du patient, les modalités physiques passives, les interventions de prévention de l'incapacité en milieu de travail et le traitement multimodal n'est présentée dans la revue de Southerst et al. (2015). À ce jour, il semble qu'aucune donnée concernant la prise en charge de la dorsalgie non spécifique de type chronique ne soit disponible.

De nombreux guides de bonnes pratiques cliniques portant sur la prise en charge non invasive de la lombalgie ont été publiés. Nous discuterons ici des plus récentes publications soit la revue de guides de pratique du groupe OPTIMa (*Ontario Protocol for Traffic Injury Management*) (Wong et al., 2017) ainsi que de quatre autres guides non inclus dans la revue de OPTIMa. Ces guides sont ceux de l'*American College of Physicians* (ACP) (Qaseem et al., 2017), du *National Institute for Health and Care Excellence* (NICE) (de Campos, 2017), du *Projet Canadien des Guides de Pratique Chiropratique* (PCGPC) (Bussieres et al., 2018) et du *German Disease Management Guideline* (NDMG) (Chenot et al., 2017).

Globalement, les guides de bonnes pratiques cliniques recommandent aux cliniciens d'éduquer les patients sur le pronostic favorable de la condition en plus de leur fournir des

conseils favorisant l'autogestion du patient et le retour à l'activité et au travail. Dans le cas de la **lombalgie aiguë**, les interventions non invasives telles que la manipulation vertébrale, la chaleur superficielle, le massage, l'acupuncture et les exercices sont conseillés chez les patients n'ayant pas réussi à retourner à leurs activités/travail ou chez patients pour qui l'autogestion de la condition n'a pas été suffisante. En présence d'une **lombalgie chronique**, le massage, l'acupuncture, les techniques de relaxation, les exercices (supervisés ou non, yoga, tai-chi, exercices de contrôle moteur), la rétroaction musculaire, la thérapie fonctionnelle ou cognitivo-comportementale et la thérapie manuelle (manipulation vertébrale ou mobilisation vertébrale) sont recommandés. Les guides mettent également de l'avant la thérapie multimodale et la prise en charge multidisciplinaire, incluant des interventions physiques et psychologiques, pour les patients présentant une incapacité ou une détresse élevée.

À l'exception du guide de l'ACP (Qaseem et al., 2017) qui recommande le laser de faible intensité, les modalités passives ne sont pas recommandées. Celles-ci incluent la stimulation nerveuse électrique transcutanée (TENS), le port d'un corset, le *kinésiotaping*, la cryothérapie, la thérapie par champs magnétiques, l'utilisation d'orthèses ou de semelles plantaires, la traction lombaire, le laser, la thérapie par ultrasons, la stimulation nerveuse électrique percutanée (PENS) et le courant interférentiel. Enfin, lorsque suggérée, la médication analgésique devrait être limitée à une courte période et adaptée au patient.

Les essais randomisés cliniques à la base des recommandations de cette revue de la littérature et de ces guides de bonnes pratiques cliniques sont très hétérogènes et plusieurs sont de faible qualité; ce qui limite la force des conclusions et des recommandations.

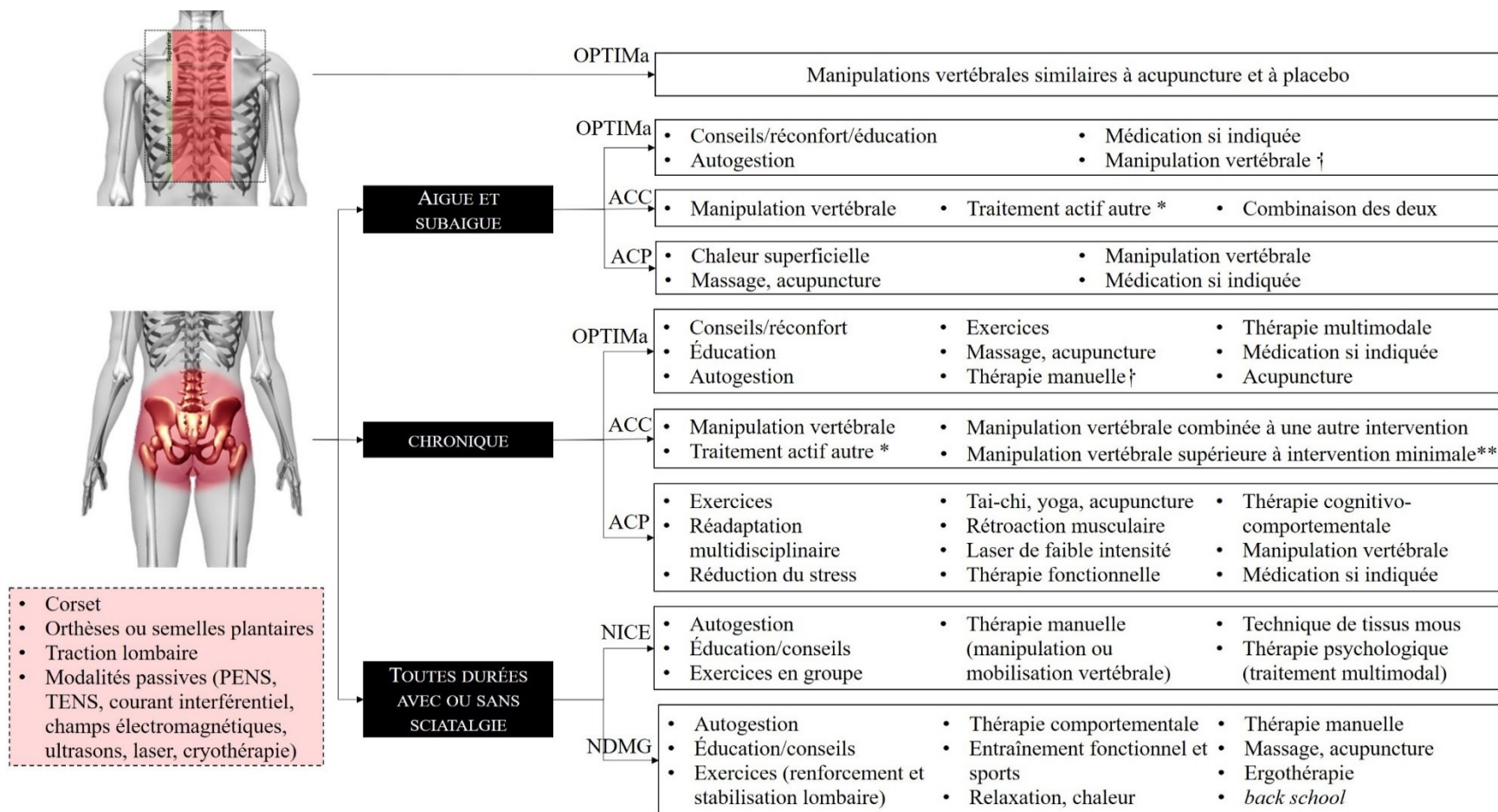


Figure 1.3. Résumé des recommandations des guides de bonnes pratiques. *Conseils de posture, exercices, prise en charge médicale usuelle, modalités physiques, évitement de la détresse occupationnelle; **Massage léger ou pressions légères; †Patients ne présentant pas d'amélioration ou n'ayant pas retourné à leurs activités; ‡Un maximum de 9 traitements sur une période de 12 semaines est recommandé; †Recommandé dans le cadre d'un traitement multimodal incluant des exercices avec ou sans thérapie psychologique. Le cadre pointillé présente les interventions non recommandées.

1.1.7.2. Rapport coût/efficacité et gains socioéconomiques

Considérant que la thérapie manuelle est actuellement recommandée au même titre que d'autres thérapies non invasives pour la gestion de la lombalgie et qu'aucune donnée probante n'est disponible pour la dorsalgie, le choix de la prise en charge par cette modalité thérapeutique devrait également tenir compte des gains socio-économiques et du rapport coût/efficacité de celle-ci. Puisque la thérapie manuelle est communément incluse dans des soins offerts en chiropratique, il est pertinent de rapporter les données par rapport à cette profession.

Les résultats des études ayant évalué le rapport coût/efficacité de la prise en charge en thérapie manuelle sont discordants. Blanchette et al. (2015) n'ont pu conclure quant à la présence ou non d'une différence au niveau du rapport coût/efficacité entre les soins chiropratiques et les soins médicaux usuels. Les résultats des revues de littérature d'Andronis et al. (2016) et de Michaleff et al. (2012) montrent un meilleur rapport coût/efficacité lors de la combinaison de la thérapie manuelle et de la prise en charge médicale usuelle comparativement à la prise en charge médicale usuelle seule ou combinée à des exercices. Michaleff et al. (2012) présentent également des données pour la cervicalgie qui abondent dans le même sens. En effet, leurs résultats montrent un coût moindre et une amélioration plus importante lors de soins en thérapie manuelle comparativement aux soins médicaux usuels ou aux exercices.

La prise en charge en chiropratique a été associée à une réduction de la compensation financière chez les travailleurs ontariens pour cause de lombalgie (Blanchette et al., 2016). Les travailleurs consultant premièrement en chiropratique sont, à tout moment, 20 % plus susceptibles de mettre fin à leur période de compensation financière que ceux consultant en médecine générale. Le risque d'un second épisode de compensation financière semble toutefois non significativement différent entre la prise en charge en chiropratique et en médecine générale.

Enfin, les patients consultant en chiropratique pour une lombalgie présentent une possibilité 55 % plus faible d'une prescription d'opioïdes comparativement à ceux ne consultant pas en chiropratique (Whedon et al., 2018). Cette donnée est importante considérant le fardeau sociétal de cette classe de médicaments. En fait, 16 Canadiens sont chaque jour hospitalisés pour cause d'empoisonnement lié aux opioïdes dont la moitié des cas est de cause accidentelle (Canadian Institute for Health Information, 2017). Dans les 10 dernières années, le taux d'hospitalisation s'est vu s'accroître de plus de 50 % et l'augmentation la plus rapide s'effectue chez les 25 à 44 ans (Canadian Institute for Health Information, 2017). Chez les personnes présentant des douleurs au dos, les opioïdes constituent actuellement la classe de médicaments la plus prescrite. En fait, on estime qu'environ la moitié des utilisateurs d'opioïdes rapporterait des douleurs au dos (Deyo et al., 2015). Entre 1999 et 2010, le pourcentage de consultations médicales pour cause de douleurs associées au rachis et résultant en une prescription d'opioïdes est passé de 19 à 29 % aux États-Unis (Deyo et al., 2015). La prise en charge en chiropratique présenterait ainsi un potentiel dans la réduction de ce pourcentage.

Ainsi, lorsqu'on considère la possibilité d'un meilleur rapport coût/bénéfice associé aux soins en thérapie manuelle, des bénéfices potentiels chez les travailleurs s'absentant du travail pour une douleur au dos et de la diminution de la prise d'opioïde chez les patients, la thérapie manuelle devrait être considérée lors de la prise en charge de patients présentant des douleurs associées au rachis.

1.1.8 Conclusion

Tel que présenté dans cette section, les douleurs aux rachis peuvent être associées à divers termes qui peuvent, eux-mêmes, être définis de plusieurs façons. Cette grande variabilité est également présente dans la définition des interventions incluses dans les études traitant de la prise en charge des douleurs associées au rachis. Malgré cette limitation, les guides de pratique recommandent les thérapies manuelles, incluant la manipulation et la mobilisation vertébrale, dans la prise en charge de la lombalgie, et ce, au même titre que

d'autres modalités thérapeutiques. Concernant la dorsalgie, la littérature actuelle est trop limitée pour permettre d'émettre des recommandations. Enfin, la thérapie manuelle présente un rapport coût/efficacité supérieur ou égal à d'autres thérapies incluant la prise en charge médicale usuelle en plus de présenter un potentiel dans la réduction de la durée d'absentéisme chez les travailleurs et de la prescription d'opioïdes. Ces données supportent donc l'utilisation de la manipulation vertébrale comme modalité thérapeutique pour les patients présentant une lombalgie ou une dorsalgie chronique. Toutefois que savons-nous des mécanismes qui sous-tendent les effets de cette intervention? C'est ce que présente la section suivante de cette introduction de thèse.

1.2 La manipulation vertébrale

Au Canada, la manipulation vertébrale est une thérapie offerte par différents professionnels de la santé, soit les chiropraticiens, les physiothérapeutes et les médecins. En chiropratique, la manipulation vertébrale est la modalité thérapeutique la plus communément utilisée par les cliniciens. Plus précisément, selon un sondage effectué auprès des chiropraticiens canadiens diplômés du *Canadian Memorial Chiropractic College* (CMCC, Toronto, Ontario, Canada), 86 % de ceux-ci rapportent utiliser principalement la manipulation et la mobilisation vertébrale dans la prise en charge de leurs patients (Mykietiuik et al., 2009). De plus, la revue de la littérature de Béliveau et al. (2017) montre qu'environ 20 % de la population consultera en chiropratique à un moment de sa vie et que 80 % de ce nombre recevra une manipulation vertébrale dans le cadre de ses soins. Enfin, le taux d'utilisation annuel de soins chiropratiques est plus élevé chez les femmes (13,0 %), les individus présentant des douleurs chroniques (16,1 %) et ceux présentant des douleurs au dos (31,0 %) comparativement à la population générale (9,1 %) (Béliveau et al., 2017).

Dans ce chapitre, les paramètres biomécaniques de la manipulation et de la mobilisation vertébrale et les liens connus entre les réponses neuromécaniques et les caractéristiques de ces thérapies seront présentés. Enfin, les modèles explicatifs des effets cliniques de la manipulation vertébrale et les données probantes sur les effets de différentes

doses de manipulations vertébrales sur les effets cliniques de cette thérapie dans le traitement des douleurs associées au rachis seront exposés.

1.2.1 La biomécanique de la manipulation et de la mobilisation vertébrale

Bien que la mobilisation vertébrale soit parfois considérée comme une forme de manipulation vertébrale, une distinction est effectuée dans cette thèse considérant les différences biomécaniques de ces deux thérapies. Ainsi, la manipulation vertébrale est définie comme étant une impulsion (vitesse élevée) de faible amplitude exécutée à la colonne vertébrale dans le cadre d'un traitement (Triano et al., 2012). Quant à la mobilisation vertébrale, elle consiste en une force de faible ou de grande amplitude appliquée en utilisant une faible vitesse et de façon oscillatoire sur une période d'environ 30 secondes (Snodgrass et al., 2006). De plus, la cavitation est communément associée à la manipulation vertébrale alors que ce phénomène n'est pas, ou peu, observé lors d'une mobilisation vertébrale.

Le succès d'une manipulation vertébrale a longtemps été défini par la présence d'une ou de plusieurs cavitation lors de l'exécution de celle-ci (Herzog, 2010). Ce phénomène est en fait associé à un processus de tribonucléation se produisant lors de la séparation de deux surfaces articulaires. Les surfaces s'opposent à la séparation jusqu'à un certain point où elles se séparent et qu'une/des cavité(s) gazeuse(s) est/sont créée(s) (Kawchuk et al., 2015). C'est la formation de cette cavité, ou ces cavités, qui engendrerait le bruit associé à la cavitation (Kawchuk et al., 2015). Selon Cramer et al. (2012), la présence d'une cavitation ne permet pas de déterminer l'ampleur de la séparation articulaire. De plus, la cavitation peut se produire à au moins un niveau vertébral supérieur ou inférieur à l'articulation visée et, dans la majorité des cas, plusieurs cavitations sont générées lors d'une manipulation vertébrale (Ross et al., 2004). Considérant ces données, la présence d'une cavitation ne devrait pas être synonyme de succès lors de l'exécution d'une manipulation ou d'une mobilisation vertébrale (Evans, 2002).

La manipulation et la mobilisation vertébrale incluent différents paramètres biomécaniques pouvant être quantifiés et dosés. Ces paramètres, présentés à la Figure 1.4 (p. 18), incluent la force de mise en tension des tissus (Newtons, N), la force maximale appliquée

(N), la durée d'impulsion (ms) et le taux d'application de la force (N/s) (Triano, 2001; Triano et al., 2012).

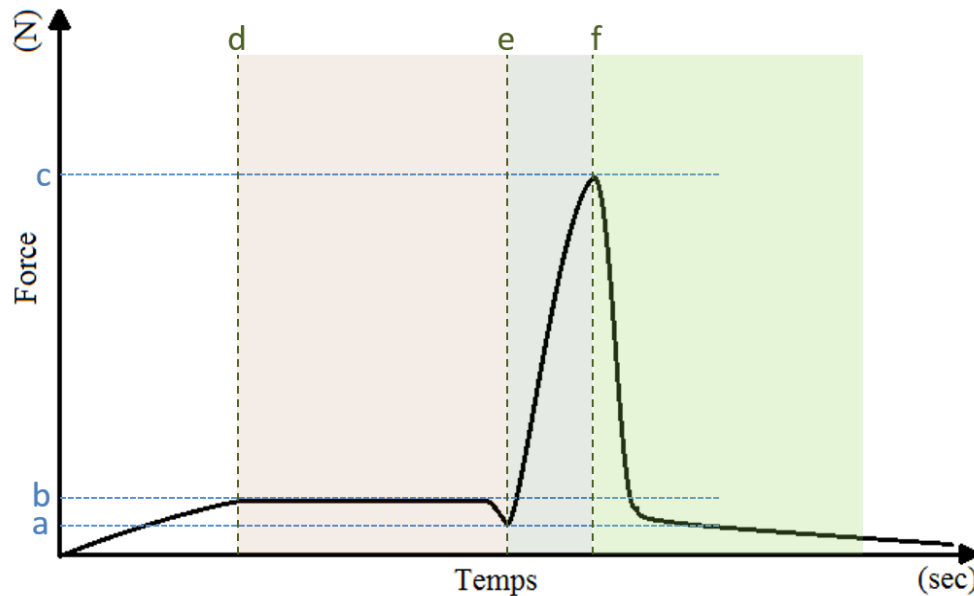


Figure 1.4. Représentation d'une courbe force-temps d'une manipulation vertébrale typique ainsi que de ses différents paramètres biomécaniques. En plus des valeurs de la force de mise en tension des tissus (b) et de la force maximale appliquée (c), il est possible d'obtenir la force relâchée (b-a), la durée d'impulsion (région située entre e et f) et le taux d'application de la force ($[(c-a) / (f-e)]$). La zone située entre les points d et e et après le point f sont, respectivement, la phase de mise en tension des tissus (pré-charge des tissus) et de résolution. Selon les études, la phase d'impulsion sera limitée à l'application de la force maximale (zone entre les points e et f) ou inclura le relâchement de la force maximale appliquée (habituellement d'une durée égale à la durée d'impulsion).

Afin de quantifier les paramètres biomécaniques de la manipulation et de la mobilisation vertébrale, plusieurs chercheurs ont enregistré à l'aide de différents outils (p. ex., plateformes de force et marqueurs de cinématique) des cliniciens exécutant ces thérapies sur des adultes sains ou présentant des douleurs au rachis (Cambridge et al., 2012; Conway et al., 1993; Forand et al., 2004; Herzog, 2010; Herzog et al., 1993; Herzog et al., 2001; Kawchuk et al., 1992; Symons et al., 2012; Triano & Schultz, 1997). Les valeurs moyennes des paramètres

biomécaniques de la manipulation vertébrale selon la région du rachis sont rapportées dans le Tableau 1.1 (p. 20). Ces études montrent que la force maximale appliquée lors d'une manipulation vertébrale varie grandement. En effet, des forces de moins de 200 N ont été enregistrées au rachis cervical (Herzog, 2010; Herzog et al., 1993; Kawchuk et al., 1992; Symons et al., 2000), alors qu'aux rachis thoracique et lombaire, ces forces peuvent atteindre 600 à 800 N (Cambridge et al., 2012; Triano & Schultz, 1997). Globalement, la force de mise en tension des tissus représente environ 25 % de la force maximale appliquée pour ce qui est des manipulations vertébrales thoraciques et lombaires. Au rachis cervical, ce paramètre est beaucoup plus variable, allant d'absent à près de 50 % de la force maximale appliquée. Concernant la durée de la phase d'impulsion d'une manipulation vertébrale, on constate que celle-ci est de moins de 500 ms. Bien que les durées d'impulsion les plus courtes soient observées au rachis cervical, c'est dans cette région que les manipulations vertébrales sont effectuées avec des taux d'application de la force les plus faibles, soit autour de 1000 N/s. Aux rachis thoracique et lombaire, les manipulations vertébrales s'effectuent avec des taux variant entre 1000 (Herzog et al., 2001) et 5000 N/s (Cambridge et al., 2012).

Tableau 1.1. Valeurs moyennes (écart-type, étendue ou intervalle de confiance à 95 % [IC]) des paramètres biomécaniques de la manipulation vertébrale lorsqu'exécutée par des cliniciens.

Région	Référence	Force de mise en tension des tissus (N)	Force maximale (N)	Durée de la phase d'impulsion (ms)	Taux d'application de la force (N/s)
Cervical	Herzog et al. (2010)*	27	107	81	1321
	Herzog et al. (1993)	0	118 (99 – 104)	48 (30 – 65)	--
	Kawchuk et al. (1992)	--	117,7 (15,6)	101,7 (14,7)	--
	Symons et al. (2012)	85,0 (56,0)	190,3 (85,5)	175 (100)	--
Thoracique	Cambridge et al. (2012)				
	Bilatéral thénar	179,7 (31,8)	625,4 (51,6)	280 (110)	1835,6 (693,4)
	Bilatéral hypothénar (loin du patient)	157,7 (31,8)	566,0 (105,0)	130 (20)	3244,7 (731,6)
	Bilatéral hypothénar (près du patient)	109,1 (17,2)	814,7 (69,0)	170 (10)	4191,3 (635,8)
	Herzog (2010)	139	399	150	2660
	Herzog et al. (1993)	139 (46)	399 (119)	150 (77)	--
	Herzog et al. (2001)	23,8 (24,5)	238,2 (45,9)	160 (21)	1368 (327)
	Conway et al. (1993)	145 (54)	400 (118)	150 (77)	2907 (1230)
	Forand et al. (2004)				
	Haute thoracique (Homme: Femme)	137 (58) : 138 (63)	462 (194) : 482 (130)	120 (28) : 132 (29)	2600 (1300) : 2700 (1100)
Basse thoracique (Homme: Femme)	155 (63) : 101 (34)	431 (179) : 473 (171)	130 (25) : 117 (21)	2200 (1300) : 3400 (1800)	
Lombaire / sacro-iliaque	Triano et Schultz (1997)				
	Contact mamillaire	--	495,5 (IC: 142,5)	--	2176,6
	Contact tubérosité ischiatique	--	515,5 (IC: 123,8)	--	2483,4
	Long levier	--	384,7 (IC: 114,1)	--	1806,7
	Herzog et al. (1993)	88 (78)	328 (78)	--	--

* Résumé de plusieurs études, dont certaines non accessibles

En plus de montrer que les paramètres biomécaniques de la manipulation vertébrale dépendent de la région du rachis, ces études suggèrent également d'autres facteurs influençant ceux-ci. En effet, les études incluant plusieurs cliniciens (p. ex., Forand et al. (2004)) et/ou ayant enregistré les caractéristiques des manipulations vertébrales sur différents participants (p. ex., Cambridge et al. (2012) et Symons et al. (2012)) sont celles présentant la plus grande variabilité dans les paramètres enregistrés. De plus, la technique utilisée lors de l'exécution d'une manipulation vertébrale influe sur les caractéristiques de celle-ci (Bell et al., 2017). Cela est également supporté par les études ayant évalué différentes techniques de manipulation vertébrale (Cambridge et al., 2012; Forand et al., 2004; Triano & Schultz, 1997). Enfin, le nombre d'années de pratique des cliniciens évalués dans ces études varie de 1 an (Forand et al. (2004)) à plus de 25 ans (p. ex., Cambridge et al. (2012)); ce qui peut expliquer, en partie, la grande variabilité dans les paramètres biomécaniques. En effet, l'expertise dans l'exécution de manipulations vertébrales s'acquiert environ à la 5^e année de pratique (Triano et al., 2012), il est ainsi possible que certains cliniciens évalués soient encore dans leur processus d'apprentissage.

Bien que les mobilisations vertébrales incluent des forces moindres que celles enregistrées lors de manipulations vertébrales, la variabilité dans l'exécution de ce type de thérapie est également bien présente (Gagnon et al., 2016; Snodgrass et al., 2006, 2007). Les mobilisations vertébrales sont communément décrites selon la catégorisation en quatre types de Maitland : mobilisations légères (type I) à profondes (type IV) (Maitland, 2001). Au rachis lombaire, la force maximale appliquée semble en effet suivre cette gradation puisque les mobilisations de type I impliquent des forces entre 10 et 50 N, celles de type II des forces entre 15 et 120 N, celles de type III des forces entre 120 et 225 N et celles de type IV des forces entre 90 et 240 N (Gagnon et al., 2016; Snodgrass et al., 2006). Aux rachis thoracique et cervical, la distinction entre les catégories de mobilisations est moins franche. Les mobilisations thoraciques sont caractérisées par des forces maximales appliquées se situant entre 2 et 500 N (Snodgrass et al., 2006), alors que celles cervicales impliquent des forces entre 0,5 et 90 N (Snodgrass et al., 2006, 2007). Comparativement aux manipulations vertébrales, les mobilisations s'effectuent sans mise en tension des tissus préalablement à l'application de la

force maximale et sont exécutées de façon oscillatoire (environ 3 à 4 oscillations) à raison de 1 à 1,5 oscillation par seconde. Enfin, aucune étude ne rapporte directement des taux d'application de la force utilisés lors de mobilisations vertébrales.

Globalement, ces études montrent que les caractéristiques des manipulations et des mobilisations vertébrales varient grandement selon, entre autres, la région du rachis, le clinicien et la technique utilisée. Dans le cadre de cette thèse, un appareil robotisé a été utilisé afin d'assurer un contrôle précis des paramètres des manipulations vertébrales tout en s'assurant que ceux-ci demeurent dans des valeurs utilisées par des cliniciens (voir le chapitre 2 pour plus de détails dans le choix des paramètres). Les sections suivantes de cette thèse concernent davantage les manipulations vertébrales puisque c'est cette thérapie qui est l'objet principal de cette thèse. Toutefois, une comparaison avec la mobilisation vertébrale est effectuée lorsque possible.

1.2.2 Les réponses neuromécaniques à la manipulation vertébrale

Plusieurs chercheurs s'intéressent aux réponses dites neuromécaniques ou neurophysiologiques générées lors de manipulations vertébrales et, bien que moins nombreux, de mobilisations vertébrales. Nous nous attarderons ici plus particulièrement aux études qui traitent des liens entre les caractéristiques de la manipulation vertébrale (c'est-à-dire la dose de chacun de ses paramètres biomécaniques) et l'amplitude des réponses neuromécaniques locales, soit le déplacement linéaire (appelé par la suite simplement déplacement), le déplacement angulaire (appelé par la suite rotation) et l'accélération linéaire (appelé par la suite simplement accélération) vertébrale, la décharge des fuseaux neuromusculaires et la réponse musculaire.

Les études doses-réponses en manipulations vertébrales ont été réalisées autant chez l'animal que chez l'humain. Toutefois, comme nous le verrons dans les sections suivantes, la première décennie de recherche s'est majoritairement caractérisée par des études chez l'animal suivi par la présence concomitante d'études chez l'animal et chez l'humain.

1.2.2.1 Les études doses-réponses chez l'animal

Les études doses-réponses dans le domaine de la manipulation vertébrale ont premièrement été effectuées chez des chats et des moutons sous anesthésie générale et chez des cadavres porcins (Cao et al., 2013; Colloca et al., 2006; Funabashi et al., 2017a; Keller et al., 2006; Pickar & Kang, 2006; Pickar et al., 2007; Reed et al., 2013a; Reed et al., 2014; Reed & Pickar, 2015; Sung et al., 2005). Un résumé des résultats de ces études est présenté dans le Tableau 1.2 (p. 24). À l'exception de Keller et al. (2006) qui ont exécuté des manipulations vertébrales assistées (c'est-à-dire à l'aide d'un instrument tenu par un expérimentateur), toutes ces études ont utilisé des appareils mécaniques contrôlés par un ordinateur. Les manipulations vertébrales assistées engendrent une certaine variabilité dans la procédure (p. ex., variation de l'angle de contact) puisque l'instrument est maintenu par un expérimentateur tout au long de l'exécution de la procédure. Au contraire, l'utilisation d'un appareil entièrement indépendant de l'expérimentateur accroît la standardisation de l'exécution de la procédure et en diminue ainsi sa variabilité. Les études effectuées à l'aide de modèles animaux ont évalué cinq types de réponses: l'activité musculaire (par l'entremise d'électrodes d'électromyographie de surface), la décharge d'un fuseau neuromusculaire (par l'entremise d'électrodes intramusculaires), le déplacement, la rotation et l'accélération vertébrale.

Tableau 1.2. Résumé des études doses-réponses chez l'animal.

Variable indépendante (VI)	Modulation de la VI	Variable dépendante (VD)	Réponse de la VD	Références
Durée d'impulsion	↓		↑ (non linéaire)	Pickar et al. (2006); Pickar et al. (2007); Reed et al. (2013a); Sung et al. (2005)
Vitesse d'application	↑	Fréquence de décharge du fuseau neuromusculaire	↑ (linéaire ou non)	Pickar et al. (2007); Reed et al. (2013a)
Taux d'application	↑		↑ (non linéaire)	Reed et al. (2013a)
Force de mise en tension des tissus	↓		↑	Reed et al. (2014)
Force maximale appliquée	↑		≈	Sung et al. (2005); Reed et al. (2013a)
Déplacement linéaire induit	↑		↑	Reed et al. (2013a)
Force maximale appliquée	↑	Nombre de réponses musculaires	↑	Colloca et al. (2006)
Force maximale appliquée	↑	Déplacement et accélération vertébrale	↑	Colloca et al. (2006); Keller et al. (2006)
Force maximale appliquée	↑	Rotation vertébrale	↑ (flexion latérale) ou ≈ (flex/ext et rotation axiale)	Funabashi et al. (2017a)

Chez l'animal, certains chercheurs ont utilisé des électrodes intramusculaires afin d'enregistrer directement la fréquence de décharge d'un fuseau neuromusculaire. La majorité de ces études ont enregistré un fuseau neuromusculaire d'un muscle multifide ayant pour origine la vertèbre ciblée par la manipulation vertébrale. Les études évaluant l'effet de différentes durées d'impulsion lors d'une manipulation vertébrale sur la fréquence de décharge d'un fuseau neuromusculaire montrent que la fréquence augmente avec la diminution de la durée de l'impulsion (Pickar & Kang, 2006; Pickar et al., 2007; Reed et al., 2013a; Sung et al., 2005). Toutefois, la relation entre la durée de l'impulsion et la fréquence de décharge ne semble pas linéaire puisqu'une augmentation abrupte de la fréquence a été observée lors d'une durée d'impulsion inférieure ou égale à 100 ou 200 ms. Une modulation de la durée d'impulsion sans modification de la force maximale appliquée ou de la force de mise en tension des tissus entraîne inévitablement un changement de la vitesse et du taux d'application de la force. Comparativement à la relation entre la fréquence de décharge des fuseaux neuromusculaires et la durée d'impulsion, l'augmentation de la vitesse d'application semble entraîner une augmentation linéaire de la fréquence de décharge des fuseaux neuromusculaires (Pickar et al., 2007). Reed et al. (2013a) rapportent également une augmentation de la fréquence de décharge avec l'augmentation de la vitesse d'application, mais leurs résultats suggèrent une fréquence qui tend à devenir maximale en présence d'une vitesse supérieure à 20 ou 30 mm/s ou d'un taux d'application de la force de plus de 300 N/s. Reed et al. (2014) ont, quant à eux, montré une augmentation de la fréquence de décharge des fuseaux neuromusculaires lorsque la force de mise en tension des tissus diminue. Toutefois, puisque leur durée d'impulsion et leur force maximale appliquée étaient constantes, une diminution de la force de mise en tension des tissus résultait également en une augmentation de la vitesse et du taux d'application de la force; ce qui concorde avec les résultats des études ayant évalué ces paramètres biomécaniques (Pickar et al., 2007; Reed et al., 2013b).

Selon les études de Reed et al. (2013a) et Sung et al. (2005), la force maximale appliquée ne semble pas influencer la fréquence de décharge des fuseaux neuromusculaires. Toutefois, Reed et al. (2013a) ont observé une augmentation de la fréquence de décharge avec

l'augmentation du déplacement total induit lors de la manipulation vertébrale (contrôle du déplacement de l'appareil au lieu de la force maximale appliquée par celui-ci).

Quant à Colloca et al. (2006), ils ont enregistré l'activité des muscles multifides adjacents à la vertèbre ciblée via des électrodes d'électromyographie de surface; ce qui se compare davantage à ce qui s'effectue chez l'humain. Leurs résultats montrent une augmentation du nombre de réponses musculaires avec l'augmentation de la force maximale appliquée (augmentation concomitante du taux d'application de la force). De plus, ces auteurs ainsi que d'autres (DeVocht et al., 2005; Herzog et al., 1999; Shambaugh, 1987) ont, parfois, observé la présence d'une diminution de l'activité musculaire de base immédiatement après une manipulation vertébrale.

Concernant le déplacement et l'accélération vertébral, ceux-ci augmentent avec l'augmentation de la force maximale appliquée lors de la manipulation vertébrale (Colloca et al., 2006; Keller et al., 2006). De plus, l'étude de Keller et al. (2006) montre que le déplacement angulaire vertébral (marqueur positionné sur les processus épineux), en réponse à une manipulation vertébrale effectuée avec un vecteur postéro-antérieur au processus épineux de T12, se produit majoritairement dans l'axe cranio-caudal (mouvement de flexion-extension), suivi par l'axe postéro-antérieur (mouvement de translation antérieure) et finalement par l'axe médio-latéral (mouvement de rotation axiale).

Funabashi et al. (2017a; 2017b) ont utilisé des cadavres porcins afin d'évaluer les rotations vertébrales lors de manipulations vertébrales exécutées par un appareil robotisé. Ainsi, une manipulation vertébrale d'une force maximale appliquée de 300 N (30 N de force de mise en tension des tissus et 112,5 ms de durée d'impulsion) exécutée à une facette articulaire lombaire engendre un mouvement de rotation du corps vertébral principalement dans l'axe sagittal (flexion/extension; moyenne \pm SD = $2,20 \pm 1,09^\circ$) suivi par la rotation axiale controlatérale du corps vertébral ($1,09 \pm 0,74^\circ$) et par la rotation dans l'axe frontal (flexion latérale ipsilatérale; $0,86 \pm 0,44^\circ$) (Funabashi et al., 2017b). L'étude de Funabashi et al. (2017a) suggère également que la force maximale appliquée (forces de 100, 300 et 500 N) ne modifie pas les rotations axiales et sagittales. Toutefois, une force maximale de 500 N entraîne une

rotation du corps vertébral dans l'axe frontal plus grande que celle de 100 N lorsque la procédure est exécutée à l'articulation facettaire L3/L4 et que celles de 100 et 300 N lorsqu'elle est exécutée au processus transverse de L3 (Funabashi et al., 2017a).

Dans un contexte biomédical, les résultats obtenus chez des animaux sont souvent peu corrélés ou prédictifs des réponses chez l'humain (Shanks et al., 2009). Bien que l'utilisation de modèles animaux pour évaluer les réponses neuromécaniques à la manipulation vertébrale présente certaines limites, les résultats ont permis de comprendre certaines relations entre les caractéristiques de la manipulation vertébrale et les réponses neuromécaniques durant celle-ci. C'est en se basant sur ces résultats que plusieurs chercheurs ont par la suite investigué les relations doses-réponses chez l'humain en utilisant soit des modèles cadavériques, des adultes vivants et conscients ou des adultes sous anesthésie générale lors d'une chirurgie pour décompression vertébrale.

1.2.2.2 Les études doses-réponses chez l'humain

Parallèlement à leurs études chez l'animal, Colloca et al. (2003) et Keller et al. (2003) ont évalué les effets d'une variation de la force maximale appliquée sur les réponses neuromécaniques auprès de patients sous anesthésie. Les résultats obtenus concordent avec les observations chez l'animal, soit que l'augmentation de la force maximale appliquée est associée à une augmentation de l'accélération vertébral (accéléromètre sur le processus épineux), du déplacement vertébral et de l'amplitude de la réponse musculaire (électromyographie intramusculaire). Keller et al. (2003) ont également observé qu'une manipulation vertébrale ciblant une articulation facettaire lombaire (contact unilatéral avec une orientation de la force antéro-supérieur de 20°) entraîne un mouvement vertébral à la fois dans l'axe médio-latéral, postéro-antérieur et cranio-caudal, alors que l'exécution au-dessus d'un processus épineux entraîne un mouvement dans les axes postéro-antérieur et cranio-caudal seulement (déplacement obtenu via des accéléromètres positionnés sur les processus épineux).

Entre 2013 et 2018, une série d'études évaluant de façon systématique les relations entre la dose des paramètres biomécaniques de la manipulation vertébrale et les réponses neuromécaniques (déplacement vertébral [marqueurs sur les processus épineux] et amplitude de la réponse des muscles érecteurs du rachis thoracique) chez l'humain vivant et conscient a été publiée par notre équipe de recherche (Nougarou et al., 2013; Nougarou et al., 2014; Nougarou et al., 2016; Pagé et al., accepted-a; Pagé et al., 2014). Dans le but de contrôler les paramètres biomécaniques de la manipulation vertébrale, un appareil utilisant un moteur linéaire servocontrôlé par ordinateur et monté sur un cadre de métal a été développé (Figure 1.5, p. 28).

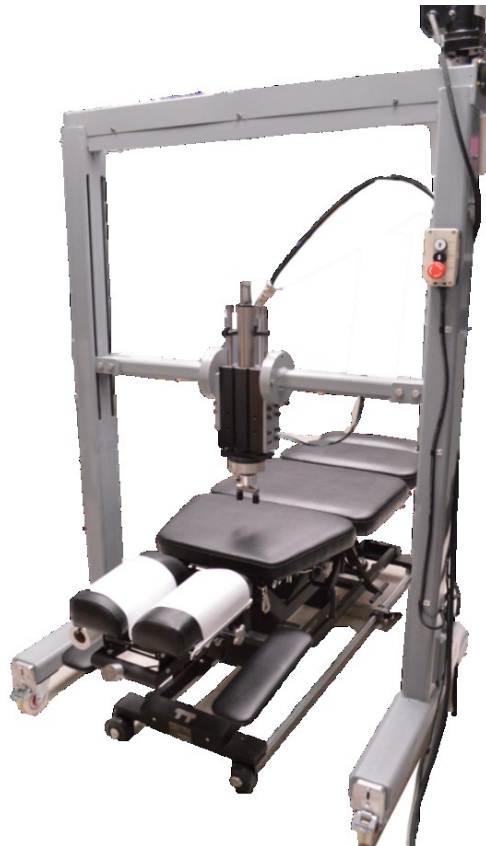


Figure 1.5. Appareil utilisé par notre groupe de recherche pour exécuter des manipulations vertébrales de doses spécifiques chez l'humain. L'embout double se positionne de chaque côté de la colonne vertébrale thoracique juste au-dessus (c'est-à-dire postérieurement) aux processus transverses. Les manipulations vertébrales sont exécutées avec un vecteur postéro-antérieur.

Dans chacune de ces études, entre 20 et 26 adultes sains ont reçu 4 à 6 doses différentes de manipulations vertébrales exécutées aux processus transverses de T7. Le Tableau 1.3 (p. 30) rapporte les paramètres des manipulations vertébrales évaluées lors de ces études. Quatre études ont évalué les réponses neuromécaniques lors de la modulation d'un seul des paramètres de la manipulation vertébrale, soit : la force appliquée (80 à 255 N) (Nougarou et al., 2013), la durée d'impulsion (125 à 275 ms (Pagé et al., 2014) et 100 à 1500 ms (Pagé et al., accepted-a)) et la force de mise en tension des tissus (5 à 140 N) (Nougarou et al., 2014). Dans le but de conserver un taux d'application de la force similaire entre les différentes manipulations vertébrales (2200 ± 8 N/s), la force maximale appliquée (150 à 300 N) et la durée d'impulsion (57 à 125 ms) ont été modulées dans la cinquième étude (Nougarou et al., 2016). Enfin, il est important de noter que bien que les valeurs de force semblent moins élevées que les valeurs enregistrées chez des cliniciens (voir Tableau 1.1, p. 20), la surface de contact de l'appareil est inférieure (4 à 16 cm² selon les études) à celle des cliniciens (~ 35 cm² (Herzog et al., 2001)). L'utilisation de forces plus élevées entraîneraient ainsi un potentiel risque de blessure chez, certains, participants.

Tableau 1.3. Caractéristiques des manipulations vertébrales utilisées dans les études de notre groupe de recherche sur des participants sans douleur à la région thoracique.

Étude	Paramètre évalué	Dose	Caractéristiques des manipulations vertébrales				
			Force de mise en tension (N)	Force maximale (N)	Durée d'impulsion (ms)	Taux d'application (N/s)	
Pagé et al., (2014)	Durée d'impulsion	1	20	255	125	1880	
		2			175	1343	
		3			225	1044	
		4			275	855	
Nougarou et al., (2014)	Force de mise en tension des tissus	1	5	300	125	2360	
		2	50			2000	
		3	95			1640	
		4	140			1280	
Nougarou et al., (2013)	Force maximale appliquée	1	20	80	125	480	
		2		130		880	
		3		180		1280	
		4		255		1880	
Pagé et al., (accepted-a)	Durée d'impulsion	1	20	255	100	2300	
		2			125	1840	
		3			200	1150	
		4			500	460	
		5			1000	230	
		6			1500	153	
Nougarou et al., (2016)	Taux d'application de la force	1	25	150	102	2200	
		2		200			80
		3		250			102
		4		300			125

Globalement, les résultats de ces études concordent avec les observations effectuées chez l'animal et chez l'humain sous anesthésie. Plus précisément, les résultats de Nougrou et al. (2013) suggèrent une relation linéaire positive entre l'amplitude de la réponse musculaire lors de la phase d'impulsion de la manipulation vertébrale et la force maximale appliquée lors de la manipulation vertébrale. Nougrou et al. (2014) montrent une augmentation de l'amplitude de la réponse musculaire avec la diminution de la force de mise en tension des tissus. Ces résultats suggèrent ainsi un lien possible avec la durée de l'impulsion puisque la modulation de la force maximale appliquée ou de la force de mise en tension des tissus entraîne un changement dans ce paramètre. Les études de Pagé et al. (accepted-a; 2014) montrent, en effet, une relation négative entre la durée de l'impulsion et l'amplitude de la réponse musculaire lorsque la force de mise en tension des tissus et la force maximale appliquée demeurent constantes. Puisque la réponse musculaire semble résulter principalement de l'activation d'un réflexe d'étirement, l'amplitude de la réponse musculaire dépendrait du taux d'application de la force et de l'amplitude de l'étirement musculaire (Marieb et al., 2015). En fait, le taux d'application de la force est le ratio de la variation de la force dans la phase d'impulsion par la durée de l'impulsion et est donc dépendant de la force de mise en tension des tissus, de la force maximale appliquée et de la durée de l'impulsion. L'étude de Nougrou et al. (2016) suggère, en effet, que le taux d'application de la force est un paramètre déterminant l'amplitude de la réponse musculaire. Les résultats de cette étude montrent que généralement, une réponse non significativement différente est générée lors de manipulations vertébrales ayant un même taux d'application de la force, mais présentant une variation de force maximale appliquée et de la durée d'impulsion. Toutefois, une amplitude plus élevée de la réponse avec une force maximale appliquée plus élevée a été observée à deux des quatre électrodes d'électromyographie de surface. Plus précisément, ces différences sont présentes entre la plus faible force (150 N) et la plus élevée (300 N) ou la seconde plus élevée (250 N) et suggèrent une possible interaction entre la force maximale appliquée et le taux d'application de la force dans la détermination de l'amplitude de la réponse musculaire.

Pour ce qui est du déplacement absolu du point de contact, les résultats de Nougrou et al. (2014) montrent qu'une augmentation de la force de mise en tension des tissus (sans

modification des autres paramètres) entraîne une diminution du déplacement absolu lors de la phase d'impulsion. Au contraire, l'augmentation de la force maximale appliquée lors d'une manipulation vertébrale entraîne une augmentation du déplacement absolu (Nougarou et al., 2016). Ainsi, cette réponse biomécanique semble associée à la variation de la force appliquée lors de la phase d'impulsion (c'est-à-dire la variation de la force entre la fin de la phase de mise en tension des tissus jusqu'à l'atteinte de la force maximale appliquée). Ceci est également confirmé par les résultats des études de Pagé et al. (accepted-a; 2014) qui montrent un déplacement absolu de la vertèbre ciblée par la procédure non significativement différente entre les durées d'impulsion (à l'exception de la durée de 125 ms comparativement à 500 et 1000 ms dans l'étude de Pagé et al. (accepted-a)). De façon intéressante, l'étude de Pagé et al. (2014) montre un déplacement absolu non significativement différent des vertèbres sus- et sous-jacentes à celle ciblée par la procédure lors des différentes conditions (125 à 275 ms), alors qu'une relation linéaire positive est observée dans l'étude de Pagé et al. (accepted-a) (100 à 1500 ms). Ces résultats suggèrent que le déplacement des vertèbres adjacentes à celle ciblée varie lorsque des manipulations très lentes (se comparant à des mobilisations vertébrales) et très rapides sont comparées.

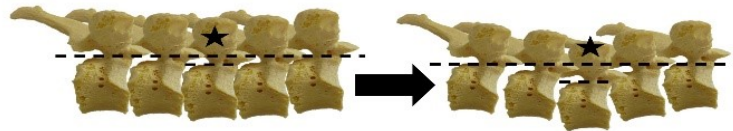
Le mouvement d'une vertèbre par rapport à la vertèbre adjacente, ou le déplacement relatif, semble lié à la durée d'impulsion ou au taux d'application de la force. Lee et Evans (1992), qui ont été des pionniers dans les études doses-réponses chez l'humain vivant, ont conçu un appareil utilisant un moteur linéaire et monté sur un cadre de métal afin de comparer le déplacement relatif (L3/L4 et L4/L5) entre une mobilisation vertébrale rapide et lente. Leurs résultats montrent un déplacement relatif plus important lors d'une durée d'impulsion de 250 ms (c'est-à-dire 500 ms pour un cycle complet de mobilisation vertébrale) comparativement à 15 s (c'est-à-dire 30 s pour un cycle complet). Le déplacement relatif du point de contact vertébral a également été évalué par une étude de notre équipe de recherche (Pagé et al., accepted-a). Dans cette étude, le déplacement relatif (T6/T7 et T7/T8) a été comparé entre 6 manipulations vertébrales ayant des durées d'impulsion variant de 100 à 1500 ms et donc caractérisant des manipulations et des mobilisations vertébrales. Similairement aux résultats de Lee et Evans (1992), les résultats de cette étude montrent une augmentation du

déplacement relatif avec la diminution de la durée d'impulsion (c'est-à-dire avec une augmentation du taux d'application de la force).

Globalement, les résultats de cette série d'études suggèrent que les biomécaniques distinctes de la manipulation et de la mobilisation vertébrale résultent en des réponses neuromécaniques également distinctes. Ainsi, la mobilisation vertébrale résulte davantage en un mouvement multisegmentaire comparativement à la manipulation vertébrale qui, elle, engendre davantage un mouvement segmentaire.

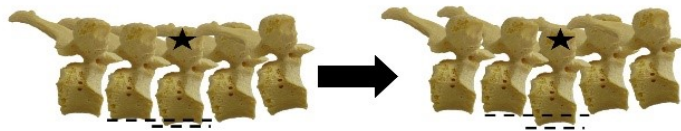
Les conclusions concernant les relations entre les paramètres biomécaniques de la manipulation vertébrale et l'amplitude des réponses neuromécaniques (déplacement absolu et relatif du point de contact vertébral et amplitude de la réponse musculaire) sont présentées à la Figure 1.6 (p. 34).

A. Maximisation du déplacement vertébral absolu



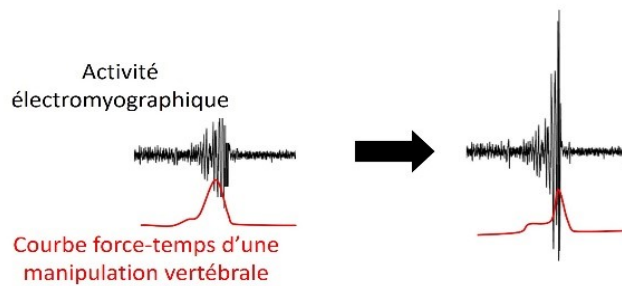
- ↓ Force de mise en tension des tissus
- ↑ Force maximale appliquée
- =
- ↑ Variation de la force lors de la phase d'impulsion

B. Maximisation du déplacement vertébral relatif



- ↑ Force maximale appliquée (ou aucun changement)
- ↓ Durée d'impulsion (entre très lent et très rapide)
- =
- ↑ Possible avec le taux d'application de la force

C. Maximisation de l'amplitude de la réponse musculaire



- ↓ Force mise en tension des tissus
- ↑ Force maximale appliquée
- ↓ Durée d'impulsion
- ≈ Taux d'application constant
- =
- ↑ Taux d'application de la force

Figure 1.6. Variations des caractéristiques d'une manipulation vertébrale entraînant une augmentation des réponses neuromécaniques lors de la phase d'impulsion. Les réponses évaluées sont le déplacement vertébral (A) absolu et (B) relatif, et (C) l'amplitude de la réponse musculaire lors de la phase d'impulsion. La vertèbre visée par la manipulation vertébrale est désignée par une ★.

1.2.3 La spécificité de la manipulation vertébrale

Bien qu'un clinicien cible une vertèbre ou une articulation intervertébrale précise lors de l'exécution d'une manipulation vertébrale, de nombreux chercheurs ont montré que les réponses neuromécaniques ne sont pas spécifiques à la région traitée. Herzog et al. (1999) sont les premiers, chez l'humain, à avoir observé la présence d'une réponse musculaire dans de nombreux muscles du tronc et appendiculaires. Ces chercheurs ont enregistré la réponse musculaire lors de manipulations vertébrales exécutées par des cliniciens aux rachis cervical, thoracique et lombaire, et ce, à l'aide d'électrodes d'électromyographie de surface positionnées à 16 endroits incluant des muscles cervicaux (splénius de la tête), des muscles liés aux membres supérieurs (trapèzes et deltoïdes), des muscles thoraciques (grands et longs dorsaux), des muscles lombaires (carré des lombes) et des muscles pelviens (grands fessiers). Leurs résultats montrent la présence de réponses dans la majorité des muscles lors de manipulations vertébrales exécutées à l'une ou l'autre des régions du rachis. En utilisant un protocole expérimental similaire, Symons et al. (2000) ont évalué les réponses électromyographiques des mêmes muscles lors de manipulations vertébrales exécutées à l'aide d'un instrument (de type *Activator*) tenu par un expérimentateur (manipulations vertébrales assistées) et permettant un meilleur contrôle de la procédure. En effet, lors de l'exécution manuelle de manipulations vertébrales, les cliniciens utilisent une surface de contact moyenne (paume de la main) de $34,8 \pm 8,9 \text{ cm}^2$ (Herzog et al., 2001), alors que les instruments utilisés pour exécuter des manipulations vertébrales présentent une surface de contact variant de 10 à 27 mm^2 (Colloca et al., 2005). Les résultats de Symons et al. (2000) montrent des réponses musculaires dans de nombreux muscles. Toutefois, contrairement aux résultats d'Herzog et al. (1999), seuls les muscles ayant une origine ou une insertion à la vertèbre visée par la procédure montrent une réponse. Colloca et al. (2001a) ont, quant à eux, observé une diminution du nombre de réponses musculaires avec l'éloignement de l'exécution de la manipulation vertébrale. Pour ce faire, l'activité musculaire des muscles paravertébraux à L3 et L5 a été enregistrée à l'aide d'électrodes d'électromyographie de surface lors de l'exécution de manipulations vertébrales assistées (c'est-à-dire par l'entremise d'un

instrument tenu par l'expérimentateur) aux vertèbres S1, L5, L4, L2, T12 et T8. Globalement, les résultats de ces études permettent de constater qu'une réponse musculaire est générée dans de nombreux muscles, et ce, plus spécifiquement lorsque les manipulations vertébrales sont exécutées par des cliniciens. Considérant qu'une perturbation plus importante du rachis est produite lors de manipulations vertébrales effectuées par des cliniciens et qu'une réponse est observée aux muscles n'ayant pas une origine ou une insertion à la vertèbre ciblée par la thérapie, il est possible qu'une partie des réponses musculaires résultent d'un réflexe de sursaut ou de mouvements volontaires (Valls-Solé et al., 2008).

Tel que mentionné à la section 1.2.2. de cette thèse, les vertèbres adjacentes à celle visée lors de la manipulation vertébrale montrent également un déplacement lors de la procédure (Lee & Svensson, 1993; Nougrou et al., 2014; Nougrou et al., 2016; Pagé et al., 2014). Lee et Svensson (1993) ont, de plus, observé un mouvement à des vertèbres situées plusieurs niveaux distants de la vertèbre ciblée par la procédure, et ce, même lorsqu'une force de seulement 100 N est appliquée via un instrument tenu par un expérimentateur (manipulations vertébrales assistées). Enfin, une translation antérieure plus importante de la vertèbre ciblée lors de la manipulation vertébrale que des vertèbres adjacentes a été montrée par Keller et al. (2003) et Pagé et al. (accepted-a). Concernant l'accélération vertébrale, Colloca et al. (2006) ont, sur des modèles animaux, observé une accélération toujours moindre à la vertèbre adjacente qu'à celle ciblée par la procédure. L'exécution d'une manipulation vertébrale à différentes structures d'une même vertèbre telles que le processus épineux, un processus transverse ou une facette articulaire, modifie également la quantité et/ou la direction du mouvement vertébral dans les trois axes (sagittal, axial et frontal) (Funabashi et al., 2017a; Funabashi et al., 2018). Enfin, la force subie par les différentes structures vertébrales est également dépendante de la structure vertébrale au-dessus de laquelle la manipulation vertébrale est exécutée (Funabashi et al., 2018).

Des études évaluant le déplacement des vertèbres lors de manipulations vertébrales ont également été effectuées en utilisant des modèles cadavériques (Gal et al., 1994, 1997; Gál et al., 1997). Toutefois, considérant la modification des propriétés tissulaires en période

post-mortem et, également, selon le type d'embaumement utilisé, l'interprétation doit être effectuée avec précaution (Keller et al., 1990). De plus, ces études n'incluent que deux cadavres chacune et l'âge de ceux-ci est avancé (~ 75 ans). Il est ainsi probable que ces cadavres présentent de l'ostéoarthrose et/ou une calcification des ligaments supra-épineux diminuant ainsi la portée des résultats chez le jeune adulte et l'adulte d'âge moyen. Les études de Gal et al. (1994, 1997) ont néanmoins permis d'évaluer la validité de la quantification du déplacement vertébral (ou déplacement du point de contact vertébral) par l'entremise de marqueurs de surface (marqueurs cinématiques et accéléromètres). Les accéléromètres semblent ainsi sous-estimer le déplacement absolu et surestimer le déplacement relatif comparativement aux marqueurs implantés. De leur côté, les marqueurs cinématiques de surface montrent des résultats non significativement différents aux marqueurs implantés pour l'évaluation du déplacement vertébral relatif et sous-estiment ou présentent des valeurs non significativement différentes aux marqueurs implantés concernant le déplacement vertébral absolu. La comparaison de déplacements vertébraux quantifiés par différentes méthodes doit donc s'effectuer avec précaution.

1.2.4 Les modèles explicatifs des effets cliniques de la manipulation vertébrale

Plusieurs modèles, tels que celui théorique de Pickar (2002), le modèle compréhensif de Bialosky (2009a) et le modèle de Haavik et al. (2012), ont été proposés pour expliquer les mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la manipulation vertébrale. Globalement, les théories stipulent que la stimulation biomécanique lors de la manipulation vertébrale engendre un ou plusieurs effets ou réflexes périphériques et/ou spinaux et/ou supra-spinaux. La résultante de ces effets inclurait, entre autres, une diminution de la douleur, une augmentation de la mobilité et des changements moteurs et proprioceptifs. En plus des mécanismes présentés dans ces modèles, une partie des effets bénéfiques de la manipulation vertébrale découlerait des effets dits contextuels ou non spécifiques au traitement (Newell et al., 2017).

1.2.4.1 Diminution de la douleur

Les effets analgésiques de la manipulation vertébrale semblent mettre en jeu des mécanismes spinaux et supra-spinaux. Ces effets se décrivent par une augmentation des seuils de douleur à la pression (de Camargo et al., 2011; Schmid et al., 2008; Sterling et al., 2001), une diminution de la somation temporelle (Bialosky et al., 2009b; Randoll et al., 2017) et de l'allodynie (Olausson et al., 2010; Watanabe et al., 2015). Certaines études rapportent également une diminution de la douleur dans une région éloignée de celle ayant reçu la manipulation vertébrale suggérant une diminution de l'hyperalgésie secondaire (Cleland et al., 2005; Cleland et al., 2007). Les mécanismes biomécaniques et/ou neurologiques impliqués dans ces effets analgésiques ne sont pas connus, mais des études ont observées une diminution du taux sanguin et/ou sérique de cytokines (Teodorczyk-Injeyan et al., 2006), d'anandamide, d'acide 5-hydroxyindoleacétique et de sérotonine (Degenhardt et al., 2007) ainsi qu'à une augmentation des taux de β -endorphine, de N-palmitoylethanolamide (Degenhardt et al., 2007), de cannabinoïdes endogènes (McPartland et al., 2005), du cortisol, de l'ocytocine et de la neurotensine (Plaza-Manzano et al., 2014) suite à une manipulation vertébrale. Est-ce que la dose de la manipulation vertébrale influence ces effets analgésiques? Cela demeure à être évalué.

1.2.4.2 Augmentation de la mobilité

L'un des principaux objectifs des cliniciens lors de l'exécution d'une manipulation vertébrale est l'augmentation ou le recouvrement de la mobilité vertébrale (Henderson, 2012). La littérature actuelle ne montre pas (rachis lombaire) ou peu (rachis cervical) de changement lorsque l'amplitude de mouvement régionale est évaluée (Millan et al., 2012). Toutefois, des études récentes suggèrent une modulation (augmentation ou diminution) de la rigidité vertébrale à la suite d'une manipulation vertébrale (Campbell & Snodgrass, 2010; Fritz et al., 2011; Wong et al., 2015). Différentes théories ont été proposées pour expliquer les effets sur la mobilité vertébrale. Nous discuterons ici du relâchement d'un repli méniscoïde, du bris d'adhérences périarticulaires et du relâchement/inhibition musculaire.

Bien qu'une altération de la composition des méniscoïdes chez des individus présentant des troubles associés au coup de fouet cervical ait été observée (Farrell et al., 2016), la présence de replis méniscoïdes à l'intérieur d'articulations facettaires a également été identifiée chez des adultes sains (Farrell et al., 2017). De plus, il semble qu'aucune étude n'a montré, à ce jour, la présence d'un coincement d'un repli méniscoïde dans le cas d'une antalgie aiguë. Il semble ainsi peu probable qu'une douleur aiguë ou chronique soit expliquée par ce mécanisme. Similairement, il est considéré que la production rapide d'un mouvement intervertébral briserait des adhérences périarticulaires limitant la mobilité vertébrale (Pickar, 2002). Toutefois, cette théorie n'a pas fait l'objet d'études expérimentales (Evans, 2002).

Enfin, l'augmentation de la mobilité vertébrale pourrait faire suite à une inhibition musculaire associée à la stimulation de réflexes spinaux (Pickar, 2002). Cette hypothèse est supportée par l'observation, chez certains individus présentant une lombalgie, d'une diminution de l'activité électromyographique de repos de muscles locaux à la suite d'une manipulation vertébrale (Colloca et al., 2006; DeVocht et al., 2005; Herzog et al., 1999; Shambaugh, 1987).

1.2.4.3 Changements moteurs ou proprioceptifs

Certaines études suggèrent que la manipulation vertébrale entraîne une augmentation de la force musculaire (Haavik et al., 2016) et une amélioration de la précision de repositionnement du membre supérieur (Haavik & Murphy, 2011). Bien que les mécanismes exacts qui sous-tendent ces effets ne soient pas connus, ceux-ci impliqueraient le cortex préfrontal (Haavik-Taylor & Murphy, 2007; Lelic et al., 2016). La durée de ces effets et la portée clinique de ceux-ci dans la prise en charge de patients rapportant une douleur au rachis ne sont pas connues.

Les changements proprioceptifs et moteur peuvent également découler d'un changement de la sensibilité des fuseaux neuromusculaires et/ou des motoneurons α et γ . En fait, une partie de l'augmentation de l'activité musculaire lors de la phase d'impulsion de la manipulation vertébrale résulterait de la stimulation d'un réflexe d'étirement dans les muscles

locaux. L'étirement soudain du muscle lors de la phase d'impulsion entraînerait une augmentation importante de la décharge des fuseaux neuromusculaires à l'intérieur de ce muscle qui active, à son tour, les fibres afférentes qui font synapse dans la corne antérieure de la moelle épinière avec des motoneurones α du muscle subissant l'étirement. L'activation des motoneurones α qui en résulte serait la source principale de l'activité musculaire enregistrée lors de la phase d'impulsion d'une la manipulation vertébrale. Des études ont montré une diminution de l'activité électromyographique de repos des muscles locaux suite à une manipulation vertébrale chez des participants rapportant une lombalgie (DeVocht et al., 2005; Shambaugh, 1987) ainsi que chez des participants sans douleur au rachis (Herzog et al., 1999). Puisque l'excitation des motoneurones est importante, cela résulterait en une activation d'une cellule de Renshaw. Cette dernière, afin de protéger le muscle d'une production de force dépassant ses capacités, inhiberait les motoneurones α et γ ce qui résulterait en un relâchement musculaire des muscles innervés. Fait intéressant, Clark et al. (2011) ont observé une diminution de l'amplitude du réflexe d'étirement suite à une manipulation vertébrale seulement lorsque celle-ci a provoqué une cavitation. De plus, des études ont montré une diminution de l'amplitude du réflexe Hoffmann (réflexe H) au muscle soléaire/gastrocnémien, une augmentation de son seuil d'activation, un changement dans sa taille en fonction du stimuli et une diminution de la pente de sa courbe de recrutement suite à une manipulation lombaire chez des participants sains (Dishman & Bulbulian, 2000), présentant une douleur lombaire chronique (Ginanneschi et al., 2007) ou chez des participants ayant un historique de douleur au rachis sans être dans une période symptomatique (Niazi et al., 2015). Le réflexe H implique les mêmes voies que le réflexe d'étirement, mais les fibres afférentes sont directement stimulées par une impulsion électrique; la réponse musculaire enregistrée est donc indépendante des fuseaux neuromusculaires (Palmieri et al., 2004; Pierrot-Deseilligny & Mazevet, 2000). Ainsi, une diminution de l'amplitude du réflexe H suggère une inhibition du *pool* de motoneurones situés dans la moelle épinière. Enfin, dans leur revue systématique de la littérature, Abboud et al. (2016) ont analysé les études ayant comparé la réponse réflexe des muscles érecteurs du rachis lombaire lors de perturbations du tronc entre des participants sains et des participants ayant une douleur lombaire. Leurs résultats suggèrent une

augmentation du délai d'activation et une augmentation de l'amplitude du réflexe musculaire chez les participants présentant une lombalgie aigue ou chronique. Toutefois, puisque la réponse a été enregistrée lors de perturbations du tronc, il ne peut être exclu qu'un réflexe de sursaut ait également été généré en plus d'un réflexe d'étirement. Ce réflexe peut également être présent lors de l'exécution d'une manipulation vertébrale.

À ce jour, les changements dans les réflexes générés lors de manipulations vertébrales n'ont été évalué qu'à court terme, il n'est donc pas connu si certains changements demeurent présents à plus long terme.

1.2.4.4 Rôle du contexte de traitement

Le contexte de traitement est empreint de symboles thérapeutiques qui peuvent être positifs ou négatifs (Marchand & International Association for the Study of Pain., 2012). Lorsque le patient interprète le contexte de façon positive, cela engendre des effets cliniques positifs tels qu'une analgésie ou une sensation de bien-être, c'est ce que l'on appelle l'effet placebo. Au contraire, lorsque la symbolique est interprétée de façon négative, cela engendre un effet nocebo tel qu'une hyperalgésie (Newell et al., 2017). L'ampleur des effets liés au contexte de traitement dépend de nombreux facteurs. Premièrement, un même contexte aura des effets différents d'un patient à l'autre puisque chaque patient interprétera de façon distincte un même contexte selon, par exemple, ses expériences antérieures et la présence de certains traits de la personnalité. De plus, il est possible que l'interprétation effectuée par un patient d'un contexte dit identique varie d'une journée à l'autre puisque les effets du soin précédent et le contexte propre à la journée influenceront l'interprétation du patient (Benedetti, 2013). Ainsi, ces effets sont potentialisés en présence d'attentes positives face à l'efficacité du traitement (Scott et al., 2007). L'étude de Bishop et al. (2013) montre que les participants croyant qu'une manipulation vertébrale diminuerait leur cervicalgie présentent une possibilité plus élevée de succès avec cette thérapie que ceux se disant incertains.

Les effets contextuels mettent en jeu des mécanismes endogènes impliquant de nombreuses régions du cerveau telles que l'insula, le cortex cingulaire, le thalamus, le striatum

et le cortex somatosensorimoteur (McMahon et al., 2013; Testa & Rossetini, 2016). Selon l'effet désiré du traitement, l'effet contextuel engendrera une cascade d'événements potentialisant l'effet thérapeutique visé. Dans le cas de la manipulation vertébrale, l'attente d'analgésie est certainement la plus commune, mais il serait également possible d'engendrer un effet moteur ou psychologique selon le contexte. Concernant l'effet analgésique, celui-ci semble majoritairement provenir des systèmes dopaminergiques, opioïdes et cannabinoïdes et plus particulièrement de l'interaction entre ces systèmes (Marchand & International Association for the Study of Pain., 2012; McMahon et al., 2013). Ces systèmes activent tous les voies descendantes de la modulation de la douleur via la substance grise périaqueducule du mésencéphale et la région bulbaire rostro-ventrale; ce qui résulte en une diminution des influx nociceptifs vers les centres supra-spinaux (Marchand & International Association for the Study of Pain., 2012; McMahon et al., 2013). Considérant les molécules impliquées dans les voies de la douleur, il est possible que les études ayant observé une augmentation ou une diminution sérique ou sanguine de certaines hormones (p. ex., β -endorphine, N-palmitoylethanolamide, cannabinoïdes endogènes et neurotensine) à la suite d'une manipulation vertébrale n'aient, en fait, qu'observé des mécanismes endogènes analgésiques liés aux facteurs contextuels des études (Degenhardt et al., 2007; McPartland et al., 2005; Plaza-Manzano et al., 2014).

Bien qu'il soit impossible d'éliminer les effets contextuels, des mécanismes ont été mis en place, dans le cadre de cette thèse, afin de standardiser les instructions et de contrôler les interactions entre les participants et les chercheurs. Ainsi, j'ai effectué l'évaluation initiale et la collecte de données de tous les participants en plus, lorsqu'indiqué, de procéder aux suivis téléphoniques. De plus, les attentes des participants envers l'évolution de leur condition suite au protocole expérimental ont été évaluées lors de la quatrième étude de cette thèse.

1.2.5 Effets de différentes doses de manipulations vertébrales sur les changements cliniques

Malgré les liens potentiels entre les réponses neuromécaniques et les effets cliniques de la manipulation vertébrale, peu d'études ont évalué les effets de différentes doses de cette

thérapie sur des paramètres cliniques. En fait, aucune étude n'a comparé les effets cliniques de manipulations vertébrales dont les caractéristiques biomécaniques diffèrent. Concernant la mobilisation vertébrale, seulement quatre études ont comparé les effets de différentes doses de celle-ci (Krouwel et al., 2010; Pentelka et al., 2012; Snodgrass et al., 2014; Willett et al., 2010). Parmi ces études, seule celle de Snodgrass et al. (2014) a inclus des participants présentant une douleur (c'est-à-dire une cervicalgie chronique). Les résultats de cette étude montrent, qu'à court terme (± 4 jours après le traitement), une mobilisation vertébrale cervicale de force élevée (90 N) entraîne une diminution plus importante de l'intensité de la douleur qu'une mobilisation vertébrale de force faible (30 N). Toutefois, la diminution rapportée chez les participants ayant reçu l'une ou l'autre des mobilisations est non significativement différente à celle rapportée par les participants du groupe contrôle (laser non fonctionnel).

Krouwel et al. (2010), Pentelka et al. (2012) et Willett et al. (2010) ont, quant à eux, évalué les effets de mobilisations vertébrales ayant différentes caractéristiques sur les seuils de douleur à la pression. Globalement, les résultats montrent une augmentation non significativement différente des seuils de douleur à la pression suite à des mobilisations, et ce, peu importe l'intervalle de force appliquée (50-200 N, 150-200 N ou 200 N maintenu (Krouwel et al., 2010)), la fréquence d'oscillations (1 Hz, 2 Hz ou quasi-statique (Willett et al., 2010)), du nombre de séries de mobilisations (de 1 à 5 séries (Pentelka et al., 2012)) et de la durée d'une série de mobilisations vertébrales (30 ou 60 secondes (Pentelka et al., 2012)). Puisqu'aucune de ces études n'incluait une intervention contrôle, il ne peut être exclu que les changements dans les seuils de douleur à la pression résultent d'un phénomène d'apprentissage, du passage du temps ou des effets contextuels.

Enfin, quelques études ont évalué les effets du nombre et/ou de la fréquence de traitements sur les changements cliniques chez des participants présentant une douleur lombaire (Haas et al., 2004; Haas et al., 2014) ou des céphalées cervicogéniques (Haas et al., 2018; Haas et al., 2010). Ces études ont été effectuées dans des contextes cliniques où les cliniciens déterminaient à chacune des visites le type de manipulations vertébrales à exécuter

et la vertèbre visée par la thérapie. Globalement, les résultats suggèrent une relation linéaire entre le nombre de traitements (ou des traitements exécutés à une fréquence plus élevée sur une même période) et la diminution du nombre de jours où les participants rapportent la présence d'une céphalée cervicogénique (Haas et al., 2018) ainsi que la diminution de l'intensité et de l'incapacité liée à une lombalgie (Haas et al., 2004; Haas et al., 2014).

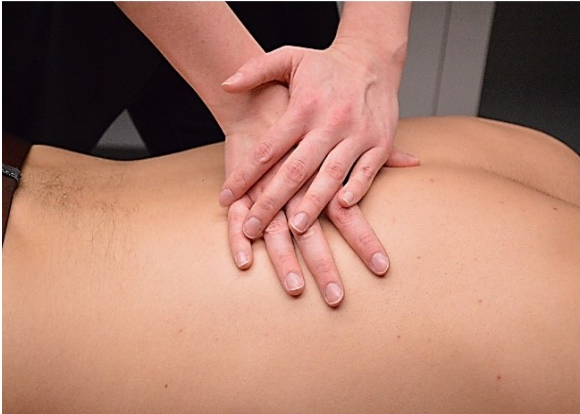
1.2.6 Conclusion

La manipulation vertébrale engendre, comme nous l'avons vu dans cette section, des réponses neuromécaniques dont l'ampleur semble dépendre principalement du taux d'application de la force et de la force maximale appliquée. De nombreux modèles explicatifs des effets de la manipulation vertébrale ont été proposés et suggèrent des liens entre les réponses neuromécaniques générées lors de cette thérapie et les effets cliniques. Il est par conséquent possible que l'efficacité clinique dépende en partie des caractéristiques de la thérapie et donc, des réponses neuromécaniques à celle-ci. Toutefois, peu d'études ont évalué les liens entre la dose d'une manipulation vertébrale et les effets cliniques. La prochaine section concerne un paramètre biomécanique communément utilisé par les cliniciens afin de les guider dans la prise en charge de leurs patients présentant une douleur au rachis : la rigidité vertébrale segmentaire.

1.3 La rigidité ou raideur vertébrale segmentaire

L'évaluation de la rigidité ou raideur vertébrale segmentaire (par la suite appelée rigidité vertébrale) fait partie intégrante de la pratique de nombreux thérapeutes manuels dont les chiropraticiens lors de l'évaluation (Beliveau et al., 2017). En pratique, cette procédure fait référence à la palpation segmentaire statique (ou quasi-statique) qui consiste, aux rachis cervical et lombaire, en l'application de légères pressions postéro-antérieures sur un processus épineux d'une ou de plusieurs vertèbres par un clinicien (Figure 1.7, p. 45) (Abbott et al., 2009; Huijbregts, 2002; Wong & Kawchuk, 2017).

A. Contact pouce



B. Contact hypothénar



Figure 1.7. Évaluation manuelle de la rigidité vertébrale. Celle-ci s'effectue généralement en contactant un processus épineux avec le pouce (A) ou la région hypothénare (B).

Les cliniciens utilisent la palpation segmentaire pour identifier des changements biomécaniques à la colonne vertébrale afin d'établir leur diagnostic, leur pronostic et leur plan de traitement (Snodgrass et al., 2012). Lors de cette procédure, les cliniciens tentent d'identifier la présence d'une ou de plusieurs vertèbres dites problématiques ou dysfonctionnelles. Cette évaluation est basée sur différents aspects tels que la reproduction de la douleur lors de la palpation, la qualité et la quantité du mouvement vertébral, et ce, en comparaison à la même vertèbre évaluée antérieurement, aux vertèbres adjacentes ou au même niveau vertébral chez d'autres patients (Abbott et al., 2009). Bien que les cliniciens considèrent cette procédure comme précise et fidèle (Abbott et al., 2009), les connaissances actuelles suggèrent une validité questionnable puisque la fidélité (répétabilité et reproductibilité) semble faible (Snodgrass et al., 2012; Wong & Kawchuk, 2017). La répétabilité réfère à la variation dans des mesures multiples effectuées sur un même sujet sous des conditions identiques alors que la reproductibilité réfère à la variation dans des mesures effectuées sur un sujet dans des conditions changeantes (ex. différents jours ou différents cliniciens) (Bartlett & Frost, 2008).

De nombreux chercheurs ont, dans les dernières années, développé des appareils afin de quantifier la rigidité vertébrale et d'en évaluer la validité. Dans ce chapitre, l'évaluation de

la rigidité vertébrale à l'aide d'appareils, les facteurs influençant la mesure ainsi que la fidélité de cette mesure seront premièrement présentés. Enfin, la validité de construit et la validité prédictive de la mesure de rigidité vertébrale dans un contexte de prise en charge en thérapie manuelle de patients ayant une douleur non spécifique au rachis seront discutées.

1.3.1 Procédure d'évaluation de la rigidité vertébrale à l'aide d'appareils

De nombreux appareils ont été développés afin de quantifier la rigidité vertébrale. Malgré leurs différences, tous appliquent une force (N) graduelle, sur un processus épineux, tout en enregistrant le déplacement associé de l'embout de l'appareil. Afin d'appliquer la force, ces appareils contrôlent soit le taux d'application de la force (N/s, ex. Pagé et al. (accepted-a)), la vitesse d'application (mm/s, p. ex., Edmondston et al. (1999) et Wong et al. (2015) ou le nombre de cycles par seconde (Hz, ex. Latimer et al. (1996a)). Les données de la force appliquée (N) et du déplacement (mm) sont alors utilisées pour créer une courbe de la force en fonction du déplacement (courbe F/D). À partir de celle-ci, deux coefficients de rigidité vertébrale sont calculés: le coefficient global et le coefficient terminal (Figure 1.8, p. 47). Le coefficient global est obtenu en déterminant la pente de la régression linéaire correspondant le mieux à la portion linéaire de la courbe F/D et représente la rigidité des tissus sous-jacents tout au long de la mesure (Fritz et al., 2011). Le coefficient terminal est, quant à lui, le ratio entre la force maximale appliquée et le déplacement associé et représente la rigidité à la fin de la mesure (Fritz et al., 2011). Dans les deux cas, un coefficient élevé signifie une rigidité vertébrale élevée suggérant une mobilité vertébrale faible pour la force appliquée. La longueur (mm) de la région non linéaire est également parfois rapportée (Latimer et al., 1996a).

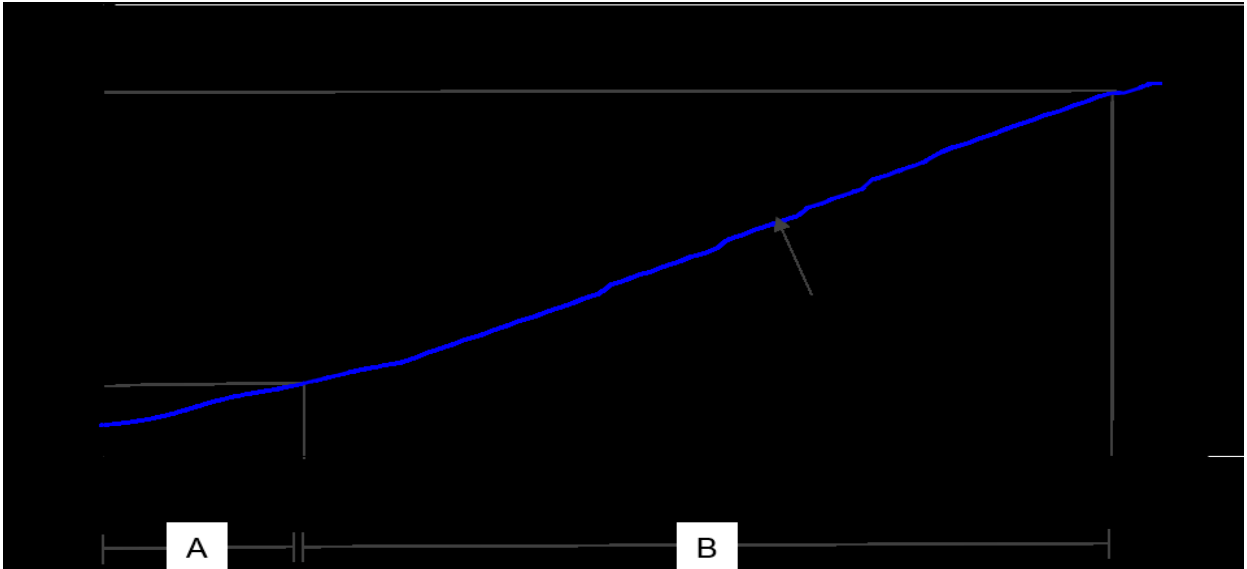


Figure 1.8. Détermination du coefficient (N/mm) de rigidité global et terminal à partir d'une courbe typique de la force en fonction du déplacement (courbe F/D). La région A représente la zone de compression des tissus mous alors que la région B représente la zone de déformation linéaire. Le coefficient global est obtenu en déterminant la pente de la régression linéaire au niveau de la portion linéaire de la courbe F/D. Le coefficient terminal est obtenu en effectuant le ratio entre la variation de force et le déplacement associé ($[F1-F2] / [D1-D2]$).

Bien que le coefficient global et le coefficient terminal sont obtenus en utilisant les mêmes données de la courbe F/D, le coefficient global est dépendant du « comportement » des tissus dans l'intervalle de force évaluée alors que le coefficient terminal en est indépendant. Ainsi, il est possible d'obtenir le même coefficient terminal et deux coefficients globaux différents pour deux évaluations de rigidité vertébrale (Figure 1.9, p. 47). Puisque ces deux coefficients évaluent des aspects différents du concept de rigidité vertébrale, les études devraient les rapporter conjointement.

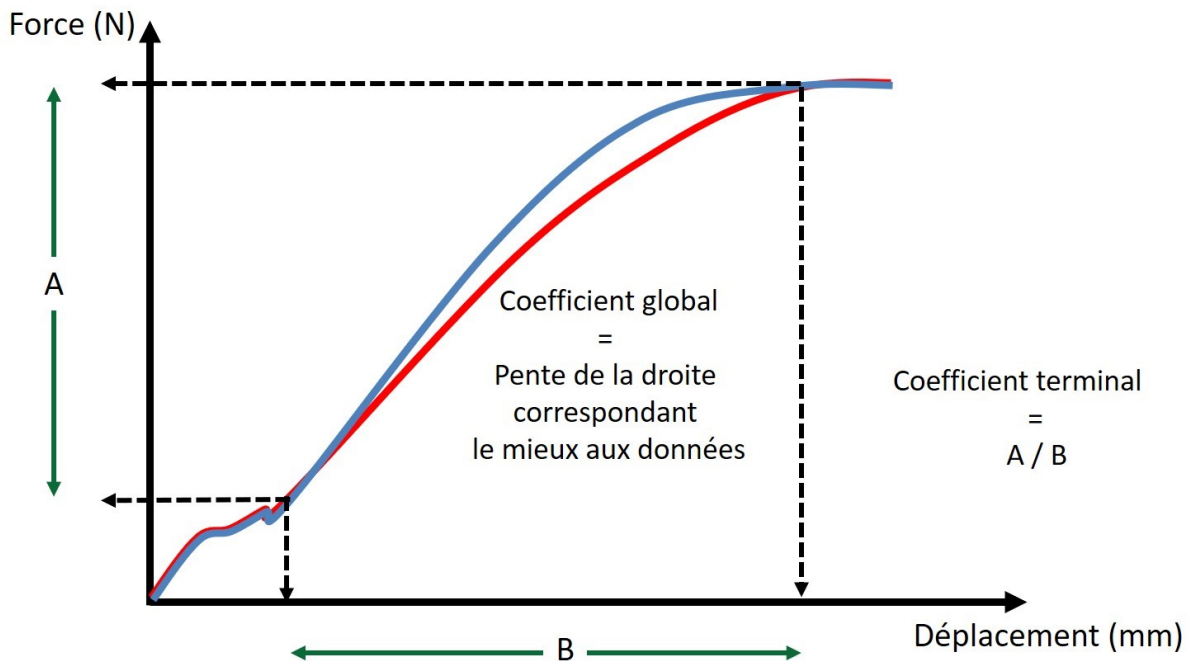


Figure 1.9. Exemple de deux courbes de force en fonction du déplacement dont le coefficient terminal est identique et le coefficient global est différent. Les deux coefficients sont obtenus en utilisant les données dans le même intervalle de force (intervalle A) et le même intervalle de déplacement (intervalle B).

1.3.2 Facteurs influençant la mesure de rigidité vertébrale

Puisque la mesure de rigidité vertébrale représente la résistance des tissus à l'application d'une force, il est important de considérer les facteurs pouvant faire varier cette résistance. Ceux-ci incluent des facteurs liés aux caractéristiques des participants, aux comportements des participants lors de la procédure ainsi qu'à la procédure elle-même. Un résumé de l'influence de ces facteurs sur la mesure de rigidité vertébrale est présenté à la Figure 1.10 (p. 49). Bien que cette thèse mette l'accent sur les rachis thoracique et lombaire, toutes les études (y compris celles évaluant le rachis cervical) rapportant des associations entre la rigidité vertébrale et un ou des facteurs pouvant faire varier cette mesure sont présentées dans cette partie de la thèse, et ce, afin de dresser un portrait global de ces facteurs.

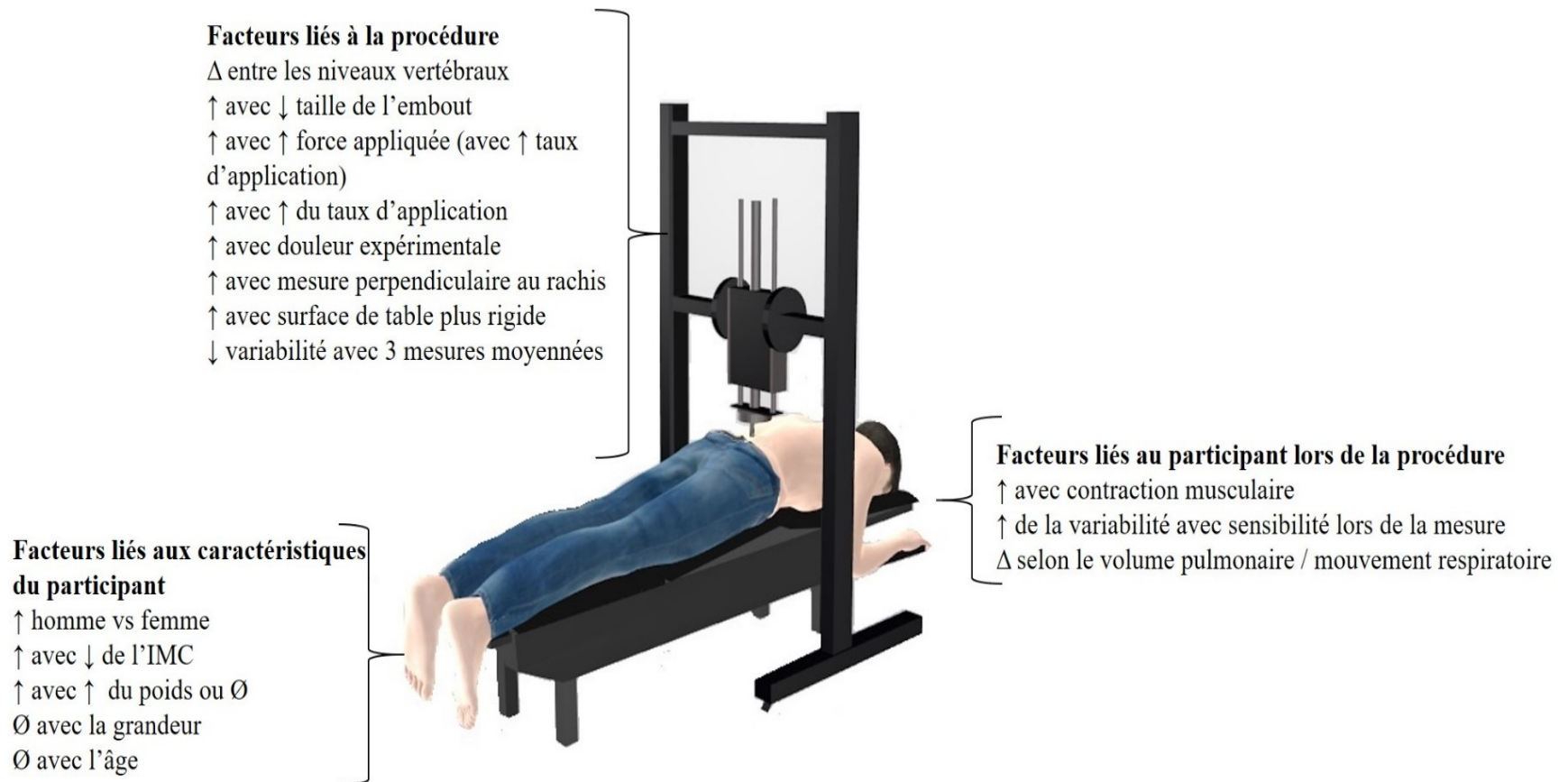


Figure 1.10. Schéma des caractéristiques liées aux participants et à la procédure d'évaluation de la rigidité vertébrale et ayant été évalués comme facteurs potentiellement influençant la mesure de celle-ci. Les associations sont basées sur les résultats les plus communément rapportés.

1.3.2.1 Facteurs liés aux caractéristiques des participants

Parmi les caractéristiques des participants, le sexe (homme ou femme), l'âge, le poids, la grandeur, l'indice de masse corporelle (IMC) et l'épaisseur des tissus sous-cutanés ont tous été rapportés comme potentiels facteurs influençant la mesure de rigidité vertébrale.

1.3.2.1.1 Sexe

Les études rapportant une différence significative concernant la rigidité vertébrale entre les sexes montrent une rigidité vertébrale plus élevée chez l'homme (Brodeur & DelRe, 1999; Campbell & Snodgrass, 2010; Kumar, 2012; Lee et al., 1998; Owens et al., 2007a; Pagé et al., accepted-b; Snodgrass et al., 2008). Toutefois, d'autres études ne rapportent aucune différence significative (Chansirinukor et al., 2001, 2003; Kumar, 2011; Snodgrass & Rhodes, 2012; Viner et al., 1997). La différence entre les hommes et les femmes provient probablement des différences physiologiques entre les sexes. En effet, les femmes ont généralement une épaisseur plus importante des plis cutanés abdominaux et subthoraciques; ce qui diminue la résistance des tissus lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale (Hattori et al., 1991). De plus, les femmes accumulent davantage de la graisse sous-cutanée comparativement aux hommes qui accumulent davantage de la graisse viscérale (Palmer & Clegg, 2015). Enfin, les femmes présentent, en moyenne, un IMC plus élevé que les hommes qui, comme il est présenté dans la section 1.3.2.1.3, est associé à une diminution de la rigidité vertébrale.

1.3.2.1.2 Âge

À l'exception de l'étude de Snodgrass et al. (2008) qui montre une augmentation de la rigidité vertébrale avec le vieillissement, les études ne rapportent pas d'association entre l'âge et la rigidité vertébrale (Kumar, 2011, 2012; Pagé et al., accepted-b; Snodgrass & Rhodes, 2012; Viner et al., 1997). De fait, la relation entre l'âge et la rigidité vertébrale découlerait des changements physiologiques liés au vieillissement. Le contenu en eau des tissus conjonctifs diminue avec l'âge; ce qui entraîne une diminution de l'élasticité tissulaire et, possiblement, une augmentation de la rigidité vertébrale (Pal, 2013). Toutefois, on note également une diminution de la masse maigre jusqu'à l'âge de 50 ans accompagnée d'une augmentation de

la masse grasse et du gras abdominal (Boneva-Asiova & Boyanov, 2011). Enfin, la dégénérescence vertébrale s'accroît avec l'âge (Gellhorn et al., 2013). Au début du processus de dégénérescence vertébrale, une diminution de la rigidité vertébrale peut être présente alors qu'une augmentation de celle-ci est observée en phase plus avancée (Izzo et al., 2013). Ainsi, la relation entre l'âge et la rigidité vertébrale est complexe; ce qui explique probablement l'absence d'association rapportée par la majorité des études.

1.3.2.1.3 IMC, poids et taille

La majorité des études ayant évalué les associations entre l'IMC et la rigidité vertébrale suggère une augmentation de ce paramètre avec la diminution de l'IMC (Koppenhaver et al., 2014; Owens et al., 2007a; Pagé et al., accepted-b; Viner et al., 1997). Toutefois, Chansirinukor et al. (2003) rapportent aucune association significative, alors que Pagé et al. (accepted-b) rapportent une association positive entre l'IMC et la rigidité vertébrale de vertèbres thoraciques. Afin de comprendre le lien entre l'IMC et la rigidité vertébrale, il s'avère pertinent de s'attarder à l'association entre la rigidité vertébrale et les constituants de l'IMC : la taille (mesurée de la tête aux pieds) et le poids.

À l'exception de Pagé et al. (accepted-b) qui suggèrent une augmentation de la rigidité vertébrale avec l'augmentation de la taille, aucune étude n'a montré une association significative entre la taille et la rigidité vertébrale (Kumar, 2011; Kumar & Stoll, 2011; Snodgrass & Rhodes, 2012; Snodgrass et al., 2008). En fait, les résultats de Pagé et al. (accepted-b) montrent des relations faibles et inconstantes entre la taille et la rigidité vertébrale lombaire alors que, dans le rachis thoracique, ces relations varient de modérées à fortes. Bien que la cause de ces différences inter-régionales ne soit pas connue, il est probable que celles-ci soient liées, du moins en partie, à la morphologie des vertèbres qui varient en fonction de la région du rachis et de la taille de l'individu (Awad & Allah, 2012; Salamon, 2016; Tizabi et al., 2012).

Pour ce qui est du poids, certaines études rapportent une relation négative significative (Koppenhaver et al., 2014; Kumar, 2012; Owens et al., 2007a; Pagé et al., accepted-b; Viner et

al., 1997), alors que d'autres ne suggèrent aucune association entre ces variables (Kumar, 2011, 2012; Kumar & Stoll, 2011; Snodgrass & Rhodes, 2012; Wong et al., 2013). Dans le rachis thoracique, l'étude de Pagé et al. (accepted-b) suggère une augmentation de la rigidité vertébrale avec l'augmentation du poids. Selon Owens et al. (2007a), le poids et l'IMC influencent la rigidité vertébrale via leur association avec l'épaisseur des tissus mous sous-cutanés. Toutefois, pour un même poids/IMC, il est possible d'observer différents patrons de distribution de la graisse et un rapport variable entre la quantité de masse maigre et de masse grasse (Guglielmi & Sbraccia, 2017). D'autres mesures physiologiques, telles que la mesure de plis cutanés ou l'épaisseur du thorax, pourraient alors présenter des associations plus fortes avec la mesure de rigidité vertébrale que simplement le poids ou l'IMC (Lee et al., 1998). Cette hypothèse est, de plus, soutenue par les résultats de Pagé et al. (accepted-b) qui montrent une diminution de la rigidité vertébrale lombaire avec l'augmentation de la circonférence abdominale et du ratio de la circonférence abdominale par la grandeur.

1.3.2.2 Facteurs liés aux comportements des participants lors de la procédure

Ces facteurs incluent des réponses/actes volontaires ou involontaires des participants lors de la mesure de la rigidité vertébrale, soit la contraction musculaire et le volume pulmonaire (ou phase respiratoire).

1.3.2.2.1 *La contraction musculaire concomitante*

Plusieurs études ont évalué la rigidité vertébrale en présence de contractions musculaires volontaires (Edmondston et al., 1998; Hodges et al., 2005; Kawchuk & Fauvel, 2001; Lee et al., 1993a; Shirley et al., 1999; Stanton & Kawchuk, 2008). Toutes ces études rapportent une augmentation de la rigidité vertébrale en présence d'une contraction musculaire. En fait, une contraction des érecteurs du rachis aussi faible que 10 % de la contraction musculaire volontaire maximale entraîne une augmentation significative de la rigidité vertébrale (Shirley et al., 1999). Malgré ces résultats, aucune étude comparant la rigidité vertébrale entre des participants rapportant une douleur (non-expérimentale) au

rachis et des participants sains n'a enregistré l'activité électromyographique dans le but de contrôler cette variable.

En fait, il est possible que la douleur provoquée lors de la prise de mesure de la rigidité vertébrale génère une contraction musculaire volontaire ou involontaire entraînant un changement de la résistance des tissus. Bien qu'aucune étude n'ait évalué cette relation chez des participants rapportant une douleur au dos, une étude ayant utilisé de la douleur expérimentale supporte cette hypothèse (Wong et al., 2016). L'étude de Wong et al. (2016) a montré qu'une douleur expérimentale (injection localisée d'une solution saline hypertonique) entraîne une augmentation de la rigidité vertébrale chez des sujets sains. Cette augmentation était également associée à une augmentation de l'activité musculaire lors de la prise de mesure. Enfin, Neil et al. (2009) ont observé une plus grande variabilité dans la rigidité vertébrale et du déplacement mesuré lorsque la mesure de rigidité vertébrale est douloureuse.

À défaut de pouvoir éliminer complètement la provocation de douleur lors de la prise de mesure de la rigidité vertébrale, l'inconfort éprouvé par les participants durant celle-ci et l'activité musculaire paravertébrale devraient être pris en considération. Ainsi, des électrodes d'électromyographie de surface ont été utilisées dans les études incluses dans cette thèse. De plus, immédiatement après chacune des prises de mesure, les participants devaient évaluer leur sensibilité (échelle visuelle de la douleur de 0 à 100) lors de celle-ci.

1.3.2.2.2 Le volume pulmonaire

Deux études ont comparé la rigidité vertébrale lombaire obtenue en présence d'une capacité résiduelle fonctionnelle pulmonaire (expiration normale), d'une inspiration maximale et d'une expiration maximale (Kumar & Stoll, 2011; Shirley et al., 2003). Les résultats montrent une rigidité vertébrale plus élevée en présence d'une inspiration maximale comparativement à une capacité résiduelle fonctionnelle ou une expiration maximale. L'évaluation de la rigidité vertébrale devrait, par conséquent, toujours inclure des instructions standardisées quant à la respiration. Dans le cadre de cette thèse, les participants ont eu pour instruction de bloquer

leur respiration à leur capacité résiduelle fonctionnelle pulmonaire, et ce, lors de chacune des prises de mesure.

1.3.2.3 Facteurs liés à la procédure

Les facteurs liés à la procédure incluent la force appliquée, le niveau vertébral évalué, l'angle de la prise de mesure, la grosseur de l'embout, la surface de mesure et le nombre de mesures.

1.3.2.3.1 *La force appliquée*

La force appliquée lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale à l'aide d'un appareil est très variable d'une étude à l'autre. Au rachis cervical, des forces variant de 25 à 70 N ont été rapportées (Ingram et al., 2015; Snodgrass & Rhodes, 2012; Snodgrass et al., 2008; Tuttle et al., 2008). Au rachis thoracique, les valeurs varient de 67 à 200 N (Brodeur & DelRe, 1999; Campbell & Snodgrass, 2010; Lee et al., 1993b). Enfin, au rachis lombaire, celles-ci varient de 50 à 200 N (Kawchuk & Fauvel, 2001; Latimer et al., 1998). Kumar et Stoll (2011) suggèrent, quant à eux, d'appliquer une force maximale se situant entre 45 et 135 N afin d'obtenir la portion linéaire de la courbe F/D sans appliquer inutilement une charge plus importante. Cet intervalle est toutefois basé sur leur interprétation de la littérature disponible et ne semble pas considérer l'évaluation de participants ayant une douleur au dos. Par exemple, au rachis lombaire, Chansirinukor et al. (2001) ont rapporté que 4 de leurs 37 participants sains n'ont pu tolérer la force de 135 N et ils ont ainsi dû limiter celle-ci à 89, 90, 101 et 104 N pour ces participants. Dans une autre étude réalisée par Owens et al. (2007b), 20 % des participants présentant une lombalgie n'ont pu tolérer la force de 80 N qui était appliquée sur le processus épineux identifié comme étant le plus sensible lors de la palpation. Six d'entre eux n'ont pu même tolérer une force de plus de 50 N. Ainsi, la force devrait toujours être déterminée selon le type de participants (sains, présentant une douleur aiguë ou chronique), la région du rachis (cervicale, thoracique ou lombaire) et les caractéristiques de l'embout (grosseur et dureté du contact, voir section 1.3.2.3.4).

Finalement, les études ayant comparé la rigidité vertébrale obtenue avec l'application de différentes forces montrent une relation positive entre ces paramètres (Kumar, 2011, 2012; Kumar & Stoll, 2011). Cette relation semble toutefois expliquée par le fait qu'une modulation de la force maximale dans ces études était également associée à un changement au niveau du taux d'application de la force. Que ce soit via les propriétés viscoélastiques des tissus (Holzapfel, 2001) ou par la stimulation du réflexe d'étirement lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale (Marieb et al., 2015), une augmentation du taux d'application entraînera une augmentation de la résistance des tissus. Ainsi, le taux d'application de la force, ou la vitesse d'application, doit demeurer constante dans une même étude et la comparaison de valeurs de rigidité vertébrale entre des études utilisant un protocole différent ne devrait pas être effectuée. Dans le cadre des études de cette thèse, le taux d'application et la force appliquée sont demeurés constants pour tous les participants, soit 18 N/s et 45 N.

1.3.2.3.2 Le niveau vertébral évalué

À l'exception de deux études (Owens et al., 2007a; Owens et al., 2007b), toutes les études ayant évalué la rigidité vertébrale à différents niveaux vertébraux montrent des différences entre ceux-ci (Allison et al., 1998; Brodeur & DelRe, 1999; Caling & Lee, 2001; Campbell & Snodgrass, 2010; Chansirinukor et al., 2003; Edmondston et al., 1999; Edmondston et al., 1998; Kumar, 2011, 2012; Lee et al., 1993b; Lee et al., 1998; Viner et al., 1997). Toutefois, le « comportement » de la rigidité vertébrale selon le niveau ou la région vertébrale est variable entre les études (Tableau 1.4, p. 56).

Globalement, la rigidité vertébrale semble refléter la biomécanique des différentes régions du rachis. Comparativement aux régions supérieures et inférieures du rachis thoracique, la région thoracique moyenne est très stable due à la présence des côtes s'attachant directement au sternum (Brasiliense et al., 2011). Une diminution des amplitudes de mouvement segmentaire dans le rachis lombaire au fur et à mesure que l'on se rapproche du sacrum a également été rapportée (Bali & Kumar, 2015). Ainsi, il semble que les régions les plus mobiles (et présentant donc potentiellement une rigidité vertébrale la plus faible) soient

celles cervicale et mi-lombaire, suivies des jonctions cervico-thoracique et thoraco-lombaire et, enfin, la région thoracique soit celle présentant la rigidité vertébrale la plus élevée.

Tableau 1.4. Résultats des études ayant comparé la rigidité vertébrale à différents niveaux vertébraux.

Référence	Niveaux vertébraux évalués	Variation de la rigidité vertébrale entre les niveaux rostraux à caudaux.
Lee et al. (1993b)	T4 et T5	Augmentation
Viner et al. (1997)	L1 à S1	Augmentation
Allison et al. (1998)	L1, L3 et L5	Augmentation
Edmondston et al. (1998)	L3 et L5	Augmentation
Lee et al. (1998)	T4, T7, T10, L1, L4	Quadratique (L1 < T4, T7 et L4)
Brodeur et DelRe (1999)	T9 à L5	Diminution (T9-L1 comparativement à L1-L5)
Edmondston et al. (1999)	T4, T7 et T10	Augmentation (non significative entre T7 et T10)
Maher et al. (1999)	T6, T12 et L3	Diminution (non significative entre T12 et L3)
Caling et Lee (2001)	L3 et L5	Augmentation
Chansirinukor et al. (2003)	T12 à L4	Quadratique (L3 < T12 et L 4)
Owens et al. (2007b)	L1 à L5	Non significativement différent
Owens et al. (2007a)	L1 à L5	Non significativement différent
Campbell et Snodgrass (2010)	T4 et T5	Augmentation
Kumar (2011)	T4, T9 et L2	Quadratique (T9 > T4 et L2)
Kumar (2012)	T5, T10 et L3	Diminution

1.3.2.3.3 *Le nombre de mesures*

Kawchuk et al. (2001) suggèrent d'utiliser la moyenne de plusieurs mesures de rigidité vertébrale en plus d'exclure la première mesure. En effet, de nombreux tissus humains, dont les ligaments, présentent un comportement temporellement dépendant impliquant une adaptation rapide, mais de courte durée, de leurs propriétés mécaniques en fonction des forces/stress qui leur sont soumis (Pal, 2013). Concernant la mesure de rigidité vertébrale, Kumar et al. (2011, 2012) n'ont pas constaté de différences significatives entre la première mesure et les mesures subséquentes. Toutefois, Allison et al. (2001) et Shirley et al. (2002) rapportent une augmentation significative de la rigidité vertébrale entre la première et la deuxième mesure.

Quant au nombre de mesures nécessaires pour obtenir une moyenne fidèle de la rigidité vertébrale, Wong et al. (2013) ont noté un accroissement de la précision (diminution de l'erreur type de mesure) de l'ordre de 15,2 % lorsque deux mesures étaient moyennées et de 33,7 % lorsque trois mesures étaient moyennées par rapport à l'utilisation d'une mesure unique. Considérant ces résultats, dans le cadre de cette thèse, quatre mesures de rigidité vertébrale ont été effectuées et la première a été exclue du calcul de la moyenne.

1.3.2.3.4 *Autres facteurs*

Plusieurs autres facteurs liés à la procédure et influençant la mesure de rigidité vertébrale ont été rapportés. Ainsi, le fait de mesurer la rigidité vertébrale en n'appliquant pas la force perpendiculairement à la vertèbre évaluée engendre une diminution de la rigidité vertébrale mesurée (Allison et al., 1998; Caling & Lee, 2001). La surface de mesure a également une importance. En effet, Squires et al. (2001) ont comparé la rigidité vertébrale mesurée à l'aide de trois embouts (300 mm², 720 mm² et 1564 mm²). Leurs résultats montrent une diminution de la rigidité vertébrale et une augmentation du confort avec l'augmentation de la taille de l'embout. Enfin, la surface sur laquelle le participant est couché (c'est-à-dire la table de traitement) doit également être standardisée puisque sa dureté influencera la mesure de rigidité vertébrale (Maher et al., 1999).

1.3.3 Fidélité et validité de construit de la rigidité vertébrale

L'évaluation de la rigidité vertébrale à l'aide d'un appareil assure une standardisation de la procédure. Ainsi, la répétabilité (fidélité intra-jour) et la reproductibilité (fidélité inter-jours) ont été montrées excellentes, et ce, tant au rachis cervical (Snodgrass et al., 2008), thoracique (Edmondston et al., 1999) que lombaire (Lee & Svensson, 1990; Owens et al., 2007b; Wong et al., 2013). Toutefois, considérant les nombreux facteurs pouvant faire varier la mesure de rigidité vertébrale, il n'en demeure pas moins que l'utilisation d'un appareil différent et/ou d'un protocole d'évaluation différent nécessite sa propre évaluation de la fidélité de la mesure.

Au cours des dernières années, quelques études évaluant les effets d'une douleur au rachis sur la rigidité vertébrale ont été publiées et permettent ainsi d'établir la validité de construit de ce paramètre. Aucune étude n'a comparé la rigidité vertébrale de vertèbres thoraciques entre des personnes rapportant et ne rapportant pas des douleurs à cette région. Ingram et al. (2015) ont montré une rigidité vertébrale cervicale plus élevée à C7 (différence moyenne de 1,78 N/mm) chez les participants rapportant une cervicalgie et dont C7 présentait une sensibilité à la palpation comparativement à des participants sains. Toutefois, les résultats ne montrent aucune corrélation significative entre la rigidité vertébrale et les variables cliniques (intensité de la douleur et niveau d'incapacité). Davantage d'études se sont intéressées à l'effet d'une douleur lombaire sur la rigidité vertébrale. En 2017, une revue narrative sur la valeur clinique de l'évaluation manuelle et instrumentée de la rigidité vertébrale au rachis lombaire a été publiée par Wong et Kawchuk (2017). Cette revue rapporte quatre études ayant comparé la rigidité vertébrale mesurée à l'aide d'un appareil entre des participants sains et des participants présentant une lombalgie chronique (Brodeur & DelRe, 1999; Latimer et al., 1996b; Owens et al., 2007a; Shirley & Lee, 1993). Parmi celles-ci, seulement Brodeur et DelRe (1999) et Shirley et Lee (1993) ont obtenu une différence significative suggérant une augmentation de la rigidité vertébrale en présence de lombalgie. Brodeur et DelRe (1999) ont évalué la rigidité vertébrale de T9 à L5 (chacune des vertèbres individuellement) chez 20 participants sains et 47 participants rapportant une lombalgie

chronique. Chez les hommes, la rigidité moyenne de T9 à L5 (moyenne des mesures de tous ces niveaux vertébraux) était significativement plus élevée chez ceux rapportant une douleur lombaire ($3,99 \pm 0,83$ N/mm) que chez ceux n'en rapportant pas ($3,29 \pm 0,47$ N/mm). Chez les femmes, la différence n'était pas statistiquement significative ($2,98 \pm 0,39$ N/mm vs $2,87 \pm 0,20$ N/mm). De plus, l'analyse pour les autres moyennes régionales (T9 à L1 et L1 à L5) n'a montré aucune différence significative entre les groupes. L'étude de Shirley et Lee (1993) constitue, quant à elle, une étude pilote incluant seulement deux participants présentant une lombalgie et quatre participants sains. Enfin, aux deux études rapportées par Wong et al. (2017) ne montrant aucun changement significatif en présence de lombalgie (Latimer et al., 1996b; Owens et al., 2007a), il est possible d'ajouter celles de Wong et al. (2013; 2015). Wong et al. (2015) avancent l'hypothèse qu'une différence statistiquement significative n'a pu être observée dû à la trop grande variabilité des valeurs de rigidité vertébrale obtenues dans leur échantillon.

Au regard des résultats sur l'effet d'une douleur au rachis sur la rigidité vertébrale, il est possible que (1) la modulation de ce paramètre ne soit modulée que chez certaines personnes rapportant une douleur et/ou que (2) la modulation puisse être une augmentation ou une diminution. De façon intéressante, des chercheurs ont montré la présence d'une hypermobilité segmentaire chez des participants présentant une lombalgie lors d'une palpation segmentaire effectuée dans un appareil d'imagerie par résonance magnétique (Kulig et al., 2007); ce qui supporte l'hypothèse qu'une douleur au rachis puisse être associée à une diminution de la rigidité vertébrale. Enfin, le développement d'études incluant l'enregistrement de l'activité musculaire et de la sensibilité lors de la mesure de rigidité vertébrale est nécessaire afin de déterminer les liens entre cette mesure biomécanique et ces variables.

1.3.4 Effet d'une manipulation vertébrale sur la rigidité vertébrale

Lorsque les effets de la manipulation vertébrale sont évalués chez des individus ne rapportant pas de douleur au dos, cet acte technique ne semble pas moduler la rigidité

vertébrale (Campbell & Snodgrass, 2010; Lee et al., 1993b). Les résultats de Lee et al. (1993b) n'ont pas montré de changements significativement différents de la rigidité vertébrale thoracique, chez 30 participants sains, entre le fait de recevoir une manipulation vertébrale thoracique et le fait de demeurer couché en décubitus dorsal. De leur côté, Campbell et Snodgrass (2010) ont évalué l'effet immédiat d'une manipulation vertébrale thoracique (technique dite thoracique antérieure: le participant est en décubitus dorsal et la main du clinicien est positionnée entre la table et le rachis du participant) sur la rigidité vertébrale de la vertèbre contactée et sur les deux vertèbres supérieures et inférieures chez 24 participants sans dorsalgie. Bien que le changement post-manipulation vertébrale n'était pas significatif, les auteurs rapportent une corrélation inverse significative (Pearson $r = -0.65$) entre la variation de la rigidité vertébrale et la valeur initiale de celle-ci. Ainsi, ces résultats suggèrent que plus la rigidité vertébrale est initialement élevée, plus une diminution importante est observée après la procédure. Une augmentation de la rigidité vertébrale est également possible chez les participants ayant initialement une faible rigidité vertébrale. La manipulation vertébrale semble donc entraîner un changement de la rigidité dont la magnitude dépendra du niveau initial de ce paramètre. Toutefois, puisque la différence post-manipulation n'était pas significative dans l'étude de Campbell et Snodgrass (2010), l'interprétation de la relation entre la valeur initiale de rigidité vertébrale et le changement post-manipulation doit être effectuée avec précaution.

Il est possible qu'une modulation de la rigidité vertébrale à la suite d'une manipulation vertébrale ne soit observée que chez des individus présentant une douleur au dos. Cette hypothèse est supportée par l'étude de Latimer et al. (1996b) qui montre une diminution significative de la rigidité vertébrale lorsque les participants présentent une diminution importante de leur douleur. En effet, ces auteurs ont évalué 25 participants à deux reprises, soit au cours d'un épisode de lombalgie aiguë et lorsqu'une diminution d'au moins 80 % de l'intensité de la douleur était rapportée. Une diminution significative de la rigidité vertébrale à L3, d'environ 8 % de la valeur initiale, a été observée lors de la seconde séance chez ces participants alors qu'aucun changement significatif n'a été observé chez les participants de leur groupe contrôle (participants sans douleur lombaire). Lors de la seconde séance

expérimentale, la douleur ressentie durant la mesure de la rigidité vertébrale était également significativement diminuée (moyenne de 21,46 % à la première séance comparativement à 2,23 % à la deuxième séance) chez les participants présentant initialement une lombalgie aiguë.

Enfin, des études récentes, incluant des participants rapportant une lombalgie, suggèrent un lien entre la diminution immédiate de la rigidité vertébrale lombaire à la suite d'une manipulation vertébrale et une diminution de l'incapacité suite à quelques séances de manipulations vertébrales (Fritz et al., 2011; Wong et al., 2015). L'étude de Fritz et al. (2011) avait pour objectif d'évaluer l'association entre certains paramètres biomécaniques et une amélioration significative de l'incapacité lombaire chez 50 participants rapportant une lombalgie. Les participants ont pris part à trois séances expérimentales ayant lieu à trois ou quatre jours d'intervalle. Lors des deux premières séances, les participants recevaient une manipulation vertébrale lombopelvienne précédée et suivie d'une mesure de la rigidité vertébrale à L3. Lors de la 3^e séance, seules l'incapacité et la rigidité vertébrale étaient réévaluées. Les résultats de cette étude montrent une association entre la diminution de l'incapacité à la 3^e séance et la diminution du coefficient global de rigidité vertébrale immédiatement après le premier traitement. De plus, une diminution de l'incapacité était associée à un plus faible coefficient terminal de rigidité vertébrale lors de la toute première évaluation. En utilisant un protocole similaire, Wong et al. (2015) ont comparé le changement de la rigidité vertébrale à L3 entre des participants présentant et ne présentant pas une amélioration significative de leur incapacité lombaire suite à deux séances de manipulations lombopelviennes. Les 32 participants ont pris part à un protocole expérimental similaire à celui de l'étude de Fritz et al. (2011). Les deux premières séances incluaient une manipulation lombopelvienne et l'évaluation de la rigidité vertébrale lombaire alors que la 3^e séance n'incluait que l'évaluation de la rigidité vertébrale et de l'incapacité lombaire. Les résultats montrent une diminution significative de la rigidité vertébrale immédiatement après le premier traitement seulement chez les participants présentant une amélioration significative de leur incapacité à la 3^e séance (diminution ≥ 30 % du score initial au questionnaire Rolland-Morris).

Bien qu'aucune étude chez l'humain n'ait évalué l'existence d'un lien entre la modulation de la rigidité vertébrale et les caractéristiques de la manipulation vertébrale (p. ex., la force maximale appliquée et le taux d'application de celle-ci), une étude chez l'animal suggère un possible lien (Vaillant et al., 2012). Vaillant et al. (2012) ont mesuré la rigidité vertébrale à L6 chez 22 félins anesthésiés, et ce, avant et après des manipulations vertébrales de forces, de déplacements induits et de durées d'impulsion variés. Les résultats suggèrent que la modulation de la rigidité vertébrale à la suite d'une manipulation vertébrale est influencée par l'amplitude de la force appliquée et par la durée d'impulsion. Toutefois, la nature précise de cette interaction n'a pu être identifiée par les auteurs. Puisque la manipulation vertébrale entraîne des réponses neuromécaniques dont l'ampleur dépend des caractéristiques de l'acte technique (voir section 1.2.2), il est possible que la modulation de la rigidité vertébrale soit le résultat de la stimulation de ces réponses neuromécaniques. Toutefois, aucune étude chez l'humain ne fournit, à ce jour, de données probantes quant à la véracité de cette hypothèse.

1.3.5 Conclusion

La conception d'appareils afin d'évaluer la rigidité vertébrale a permis de pallier plusieurs limites de l'évaluation manuelle. En plus de quantifier l'évaluation, ces instruments ont mené à l'identification de nombreux facteurs influençant la mesure de ce paramètre. Grâce au contrôle de ceux-ci via la mise en place de protocoles standardisés d'évaluation, la mesure de la rigidité vertébrale à l'aide d'appareils montre une excellente fidélité. Toutefois, plusieurs contradictions existent quant à la modification de la rigidité vertébrale en présence de douleurs au dos et la modulation possible de celle-ci par la manipulation vertébrale. Il est également possible que la mesure de rigidité vertébrale ne soit qu'un reflet de la sensibilité et de la réponse musculaire de l'individu lors de la mesure. Enfin, bien qu'il n'existe que peu d'études évaluant le rôle de la mesure de rigidité vertébrale dans l'évaluation et la prise en charge en thérapie manuelle des patients ayant une douleur non spécifique au rachis, les résultats actuellement disponibles suggèrent que ce paramètre pourrait aider à guider les cliniciens dans la prise en charge de leurs patients.

1.4 Palpation du rachis

L'identification manuelle des processus épineux (thoraciques et lombaires) et des processus transverses thoraciques constitue une prémisse à la validité des résultats présentés dans cette thèse. En effet, la mesure de rigidité vertébrale est effectuée en positionnant l'appareil robotisé juste au-dessus d'un processus épineux alors que les manipulations vertébrales sont exécutées, dans le cas de notre appareil robotisé, en positionnant celui-ci soit au-dessus des processus transverses (région thoracique) ou épineux (région lombaire). Dans cette section, les repères actuellement suggérés dans la littérature pour identifier les processus épineux de niveaux vertébraux précis et pour identifier les processus transverses correspondant à ceux-ci sont présentés.

1.4.1 Identification des processus épineux

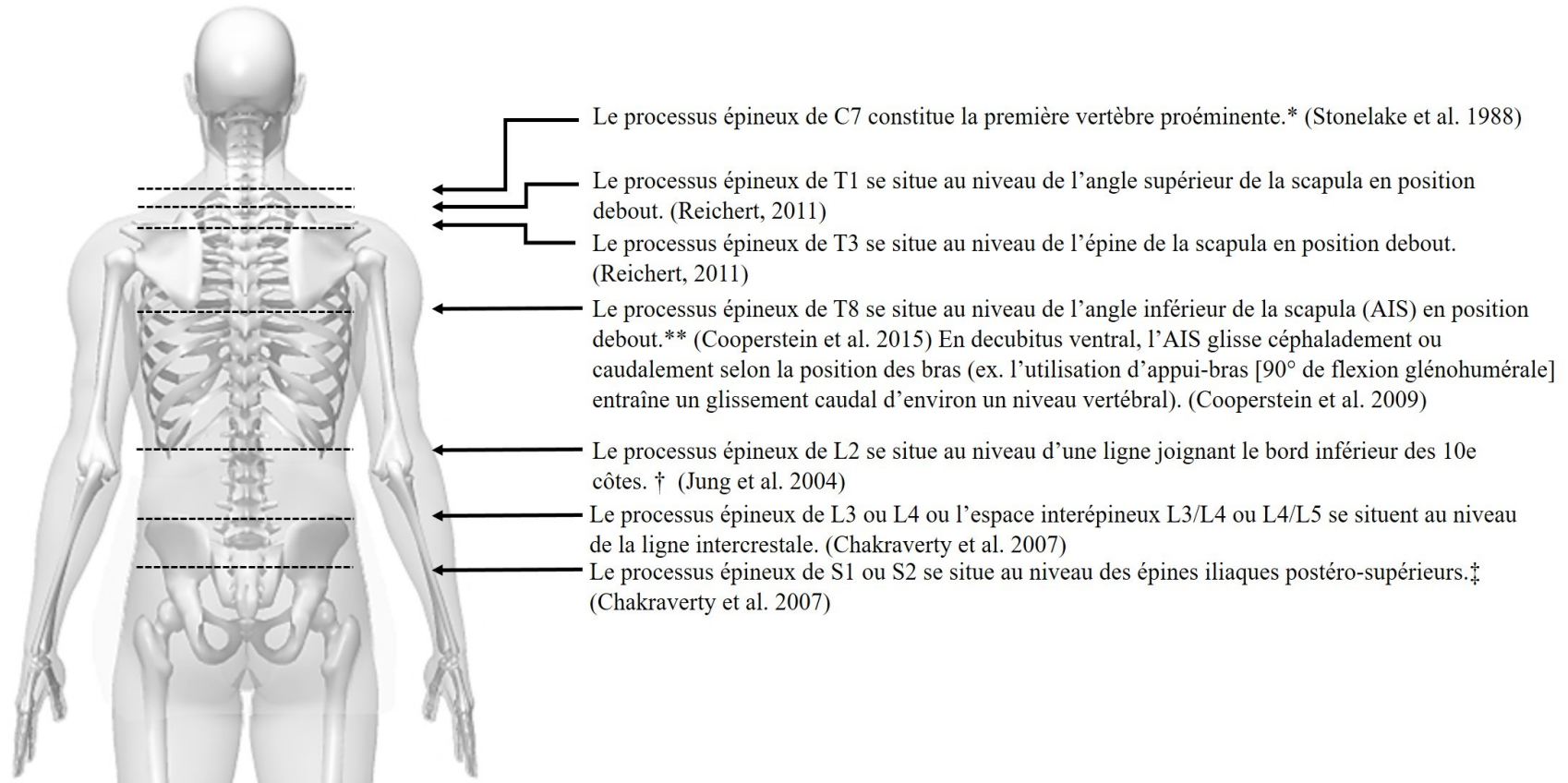
Bien que les processus épineux soient généralement faciles à localiser, les études montrent une imprécision de l'identification du niveau vertébral correspondant à un processus épineux (Robinson et al., 2009; Snider et al., 2011). En effet, les cliniciens identifient généralement le niveau vertébral avec une erreur de plus ou moins un niveau (Harlick et al., 2007). L'erreur d'identification est également accrue en présence de variantes anatomiques telles que l'absence ou l'hypoplasie des 12^e côtes ou chez les personnes obèses (Snider et al., 2011). De plus, l'étude de Billis et al. (2003) suggère que, malgré une reproductibilité (fidélité interjuges) faible, la répétabilité (fidélité intrajuge) dans l'identification d'un niveau vertébral est bonne. Les différents repères proposés dans la littérature et la validité de ceux-ci sont présentés à la Figure 1.11 (p. 65).

Afin d'assurer une bonne répétabilité de l'identification des processus épineux lors des études de la présente thèse, j'ai effectué l'identification des repères anatomiques chez tous les participants inclus dans les différentes études. De plus, la première vertèbre proéminente du rachis cervico-thoracique a été considérée comme étant C7 alors que la vertèbre située au même niveau que l'angle inférieur de la scapula a été identifiée comme étant T8 ou T9. Enfin,

chez tous les participants, la ligne inter-crestale a été considérée comme située sur le plan du processus épineux de L4 ou de l'espace interépineux de L4/L5.

1.4.2 Identification des processus transverses

Peu de repères sont suggérés pour identifier les processus transverses thoraciques. La première règle, la *règle des trois (Rules of 3's)*, a été développée par Mitchell et al. (1979) il y a plus de 30 ans. Cette règle permet de déterminer approximativement la localisation des processus transverses d'une vertèbre thoracique en utilisant le processus épineux de la vertèbre correspondante ou de la vertèbre supérieure. Contrairement à cette méthode qui « s'adapte » au niveau vertébral évalué, Geelhoed et al. (2006) suggèrent de simplement utiliser le processus épineux supérieur pour déterminer la localisation des processus transverses. Enfin, selon *règle de l'index du patient (Finger rule)*, un doigt du clinicien ayant une largeur similaire à l'index du patient peut être utilisé pour déterminer la localisation des processus transverses par rapport au processus épineux de la vertèbre correspondante (Reichert, 2011). Bien que très différentes l'une de l'autre, ces méthodes ont toutes été basées sur l'observation de la relation anatomique entre les processus épineux et les processus transverses et aucune n'a été validée. La *règle des trois* et la *règle de l'index du patient* sont présentées à la Figure 1.12 (p. 66).



* Le processus épineux proéminent est celui de C7 chez environ 70% des personnes ou celui de C6 ou T1.

** Selon la revue systématique de Cooperstein et al. (2015), l'angle inférieur de la scapula se situe au niveau du processus épineux de T8 dans la majorité des cas, mais peut se retrouver n'importe où entre T5 et T11.

† Mesure sur radiographies en position debout : 75/90 à L2, 20/90 entre L1 et L2 et 5/90 à L1

‡ Identification de S1 et S2 dans 51% et 44% des cas respectivement.

Figure 1.11. Repères de palpation des processus épineux.

A. La règle des trois ('Rule of 3's')



- a) T1-T3 : le processus transverse se situe au niveau du processus épineux de la vertèbre correspondante.
- b) T4-T6: le processus transverse se situe dans un plan à mi-chemin entre le processus épineux de la vertèbre correspondante et de celle supérieure.
- c) T7-T9: le processus épineux se situe au niveau du processus épineux de la vertèbre supérieure.
- T10-T12: T10 se comporte comme (a), T11 comme (b) et T12 comme (c).

B. La règle de l'index du patient ('Finger rule')

- T1, T2 : le processus transverse se situe dans un plan à une distance d'une épaisseur d'index du processus épineux de la vertèbre correspondante.
- T3, T4 : le processus transverse se situe dans un plan à une distance de deux épaisseurs d'index du processus épineux de la vertèbre correspondante.
- T5-T8 : le processus transverse se situe dans un plan à une distance de trois épaisseurs d'index du processus épineux de la vertèbre correspondante.
- T9, T10 : le processus transverse se situe dans un plan à une distance de deux épaisseurs d'index du processus épineux de la vertèbre correspondante. T11, T12 : le processus transverse se situe dans un plan à une distance d'une épaisseur d'index du processus épineux de la vertèbre correspondante.



Note: Le processus transverse se situe juste médialement à l'angle de la côte. Il est également suggéré de confirmer la position de processus transverse en appliquant une pression postéroantérieure sur celui-ci tout en palpant le mouvement transmis au processus épineux correspondant.

Figure 1.12. Description de la *règle des trois* et de la *règle de l'index du patient* guidant l'identification des processus transverses thoraciques.

L'utilisation de repères afin de guider la localisation des processus transverses est importante puisque le seuil de discrimination tactile d'un être humain est restreint. Par exemple, Loh et al. (2015) ont montré qu'environ 50 % de leur échantillon composé d'étudiants en ostéopathie ne pouvait détecter une pièce de monnaie sous une épaisseur de 200 feuilles (soit environ une épaisseur de 2 cm). Bien qu'il soit possible de diminuer ce seuil avec la pratique (Loh et al., 2015), il demeure peu probable que des cliniciens puissent identifier un processus transverse en palpant celui-ci. Parmi les règles présentées ci-haut, seule la *règle de l'index du patient* inclut des indications quant à la localisation des processus transverses par rapport à la ligne médiane du rachis.

Concernant la localisation des processus transverses lombaires, la méthode de palpation suivante est proposée par Degenhardt et al. (2005): avec le sujet en décubitus ventral, positionner les pouces dans l'espace interépineux entre les processus transverses de deux vertèbres adjacentes, déplacer les pouces en direction céphalique jusqu'à sentir une barrière ferme indiquant la surface inférieure des processus transverses. Enfin, Kawchuk et Fauvel (2001) ont observé, chez des cliniciens, une erreur moyenne de 4,53 mm dans l'identification du milieu du processus transverse de L4 (cadavres porcins) diminuant à 1,42 mm lorsque la localisation du même point anatomique était effectué à l'aide d'un appareil d'échographie musculosquelettique. Le bénéfice de l'échographie musculosquelettique pour l'identification de repères thoraciques n'est actuellement pas connu.

1.4.3 Conclusion

Alors que la palpation des processus épineux est relativement simple, l'identification des processus transverses se fait davantage indirectement via l'utilisation de divers repères anatomiques. Une seule méthode est suggérée pour l'identification des processus transverses lombaires, alors que les celles actuellement proposées pour identifier ceux thoraciques sont très différentes l'une de l'autre et aucune n'a été validée. Puisque la dernière étude de ma thèse doctorale nécessiterait l'identification des processus transverses thoraciques correspondants à un processus épineux précis, j'ai

effectué, dans le cadre de mon programme de recherche doctoral, une collaboration avec le laboratoire d'anatomie humaine de l'Université du Québec à Trois-Rivières (UQTR, Trois-Rivières, Québec, Canada) pour évaluer ma capacité à identifier des processus transverses thoraciques et pour développer une méthode de palpation de ceux-ci.

1.5 Justification, objectif et hypothèse de la thèse

1.5.1 Justification

Tel que décrit dans l'introduction de cette thèse, les douleurs chroniques non spécifiques au rachis sont un fardeau pour la société et entraînent des répercussions importantes dans la qualité de vie des individus. La manipulation vertébrale en tant que modalité thérapeutique pour ces conditions est aujourd'hui recommandée par l'ensemble des guides de pratique. Cet acte technique génère des réponses neuromécaniques locales (déplacement du point de contact vertébral et réponse musculaire) dont l'ampleur dépend des caractéristiques mêmes de la manipulation vertébrale. Il est suggéré que les effets cliniques de cette thérapie sont, du moins en partie, associés à ces réponses neuromécaniques. Toutefois, aucune étude n'a confirmé cette hypothèse. Enfin, des priorités de recherche canadiennes en chiropratique ont récemment été établies (French et al., 2017). Parmi ces huit priorités, on retrouve l'investigation des mécanismes/effets généraux et neurophysiologiques de la thérapie par manipulation vertébrale.

Le développement d'appareils permettant de mesurer la rigidité vertébrale segmentaire a permis d'évaluer les effets de la manipulation vertébrale sur ce paramètre. Avant leur conception, l'évaluation de la rigidité vertébrale était limitée à une évaluation subjective et manuelle. Bien que les études évaluant les effets de la manipulation vertébrale sur la rigidité vertébrale soient actuellement peu nombreuses, leurs résultats suggèrent que les patients les plus enclins à répondre rapidement à cette thérapie peuvent être identifiés par un changement immédiat au niveau de ce paramètre.

Malgré ces données, aucune étude n'a évalué les liens entre différentes doses de manipulations vertébrales, la modulation de la rigidité vertébrale et l'évolution clinique de participants rapportant une douleur chronique au rachis.

1.5.2 Objectif

L'**objectif principal** de cette thèse est d'investiguer les mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la manipulation vertébrale dans la prise en charge des douleurs chroniques non spécifiques au rachis. Plus précisément, les liens entre les réponses neuromécaniques, la modulation de la rigidité vertébrale et l'évolution clinique de participants présentant une douleur chronique non spécifique au rachis sont évalués. Pour atteindre cet objectif, quatre études ont été développées. La **première étude** vise à effectuer le pont entre la première série d'études avec l'appareil robotisé, ayant montré des relations entre la dose de la manipulation vertébrale et la magnitude des réponses neuromécaniques chez des participants sains, et l'objectif général de cette thèse qui implique une population clinique. Ainsi, l'objectif précis de cette étude est de comparer la relation entre la dose de la manipulation vertébrale et l'amplitude de la réponse musculaire entre des participants sains et des participants présentant une lombalgie chronique non spécifique. Puisque l'étude 4 nécessiterait l'identification des processus transverses correspondant à des processus épineux thoraciques préalablement identifiés et considérant le peu de repères suggérés dans la littérature pour l'identification des processus transverses thoraciques, la **seconde étude** a pour objectif d'évaluer ma capacité à identifier ceux-ci. Un objectif secondaire a également été ajouté: développer une méthode de palpation des processus transverses à l'aide de repères et de mesures anatomiques. La **troisième étude** présente deux objectifs soient la comparaison de la rigidité vertébrale entre des participants rapportant une douleur thoracique chronique non spécifique et des participants sains ainsi que l'évaluation de la répétabilité (fidélité intrajour) et de la reproductibilité (fidélité interjours) de cette mesure. Enfin, grâce aux résultats de ces trois études, une **quatrième étude** a été développée et a pour objectif d'évaluer les liens entre les caractéristiques de la manipulation vertébrale, la modulation

de la rigidité vertébrale et l'évolution clinique de participants rapportant une dorsalgie chronique non spécifique.

Une mise en contexte propre à chacune des études de cette thèse est présentée au début de leur chapitre respectif (Chapitres 3 à 6).

1.5.3 Hypothèse générale de la thèse

L'hypothèse principale de cette thèse est que les réponses neuromécaniques sont liées, du moins en partie, aux effets cliniques de la manipulation vertébrale. Ainsi, il est émis comme hypothèse qu'une plus grande stimulation des réponses locales (réponse musculaire et/ou déplacement du point de contact vertébral) entraînerait une amélioration clinique plus importante des participants présentant une douleur chronique non spécifique au rachis. De plus, nous avons émis l'hypothèse qu'une amélioration clinique serait associée à une modulation de la rigidité vertébrale et que ce paramètre serait différent entre des participants sains et des participants présentant une douleur chronique thoracique.

Chapitre 2: Approche méthodologique

2.1 Taille des échantillons

2.1.1 Étude 1

La taille de l'échantillon est basée sur les résultats de l'une des études précédentes de notre groupe de recherche soit Nougrou et al. (2013). Dans cette étude, nous avons comparé l'amplitude de réponse musculaire de deux doses de manipulations vertébrales similaires à celles utilisées dans l'étude proposée. L'amplitude (nRMS) moyenne de la réponse (écart-type) de ces manipulations vertébrales étaient respectivement de 1,75 (0,7) et 4,72 (4,55). Considérant une valeur alpha de 0,05 et une puissance de 0,80, un minimum de 21 participants par groupe a été déterminé en utilisant le programme G*Power (G*Power 3.1).

2.1.2 Étude 3

La taille de l'échantillon a été déterminée pour la comparaison entre le groupe de participants sains et le groupe de participants ayant une douleur chronique non spécifique à la région thoracique et pour l'évaluation de la fidélité. Concernant la différence entre les groupes, le calcul de la taille de l'échantillon a été déterminée en utilisant le programme G*Power (G*Power 3.1) et est basé sur l'étude de Wong et al. (2015) qui a montré une différence moyenne de -0,255 N/mm (écart-type: -0,348 N/mm), une erreur alpha de 0,05 et une puissance de 0,80. Un minimum de 13 participants par groupe a été déterminé. Concernant l'étude de fidélité, la taille de l'échantillon a été calculée selon l'équation présentée par Shoukri et al. (2004) et considérant les résultats rapportés par Wong et al. (2013) (ICC = 0,98), un niveau statistiquement significatif à 0,05 et un pouvoir statistique de 0,80. Ainsi, un minimum de 11 participants par groupe a été déterminé. Enfin, le recrutement de 20 à 25 participants par groupe a été visé considérant les multiples analyses.

2.1.3 Étude 4

La taille de l'échantillon est basée sur la détection d'une différence statistiquement significative d'une puissance de 0,80, une taille de l'effet de 0,5, et une valeur alpha de 0,05. La taille de l'échantillon a été déterminée en utilisant le programme G*Power (G*Power 3.1) et en se basant sur les résultats de l'étude de Haas et al. (2014) qui montre une diminution de 17,70 % (écart-type = 17,35 %) dans l'intensité de la douleur de participants ayant une douleur lombaire chronique suite à 6 semaines de suivi en thérapie manuelle. Ainsi, un minimum de 13 participants par groupe a été déterminé. Considérant l'attrition possible et la comparaison de 4 groupes, un échantillon de 15 à 25 participants par groupe a été visé.

2.2 Participants ou modèles cadavériques

À l'exception de la seconde étude qui a été réalisée en utilisant deux types de modèles cadavériques, les études qui composent cette thèse ont nécessité le recrutement de participants répondant à des critères précis. Telle que présentée à la section 1.1.2, dans le cadre de cette thèse, une douleur a été considérée chronique si les symptômes étaient rapportés depuis au moins trois mois de façon constante ou récurrente. Une douleur constante a été définie comme la présence de symptômes au moins une journée sur deux, alors qu'une douleur récurrente a été définie comme la présence de symptômes moins d'une journée sur deux. Les modalités de recrutement des participants des différentes études sont présentées dans le Tableau 2.1 (p. 74).

Tableau 2.1. Modalités de recrutement des participants des différentes études.

Étude	Modalité de recrutement
Étude 1	Recrutement via une annonce dans le journal local de Trois-Rivières (Québec, Canada) et à l'intérieur de la communauté universitaire.
Étude 3	Recrutement dans la communauté universitaire via son portail web et dans la population générale via une stratégie de bouche-à-oreille.
Étude 4	Recrutement via des annonces dans le journal local de Trois-Rivières (Québec, Canada) et à l'intérieur de la communauté universitaire.

Les Tableaux 2.2 (p. 75) et 2.3 (p. 76) présentent les critères d'inclusion et d'exclusion des participants recrutés dans les première, troisième et quatrième études. Ces critères sont également présentés dans les chapitres dédiés à chacune de ces études (chapitres 3, 5 et 6). Dans le cadre de la deuxième étude, un premier modèle cadavérique non embaumé (décès dans les 48 heures précédant la dissection) a été utilisé. Le choix de ce type de cadavre a été basé sur la nécessité d'obtenir une sensation la plus près de l'humain vivant lors de la palpation des structures postérieures du rachis. Toutefois, considérant la disponibilité restreinte des cadavres non-embaumés, des cadavres embaumés selon la méthode Thiel ont été privilégiés pour la suite de l'expérimentation ($n = 5$). En comparaison à l'embaumement au formaldéhyde, cette méthode permet de conserver la mobilité tissulaire et articulaire (Hammer et al., 2015).

Tableau 2.2. Critères d'inclusion et d'exclusion des 25 participants sains et 26 participants présentant une lombalgie chronique non spécifique de la première étude.

Critère	Participants sains	Participants présentant une lombalgie
Critères d'inclusion	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Être âgé entre 18 et 60 ans ▪ Aucun épisode significatif de lombalgie dans la dernière année 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Être âgé entre 18 et 60 ans ▪ Lombalgie chronique
Critères d'exclusion	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Historique de chirurgie ou fracture à la région lombaire ▪ Scoliose lombaire ▪ Maladie neurologique ▪ Ostéoporose ▪ Hypertension non contrôlée ▪ Grossesse en cours ▪ Contre-indication à recevoir des manipulations vertébrales lombaires (Organisation mondiale de la Santé, 2005) 	

Tableau 2.3. Critères d'inclusion et d'exclusion des participants sains de la troisième étude ($n = 25$) et des participants présentant une dorsalgie de la troisième ($n = 50$) et de la quatrième ($n = 81$) études.

Critère	Participants sains	Participants présentant une dorsalgie
Critères d'inclusion	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Être âgé entre 18 et 60 ans ▪ Aucun épisode significatif de dorsalgie dans la dernière année 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Communes aux études 3 et 4: <ul style="list-style-type: none"> – Être âgé entre 18 et 60 ans – Dorsalgie depuis au moins 3 mois (constante ou récurrente) – Résultat à l'échelle de dorsolombalgie de Québec > 0 à la première séance. ▪ Étude 3: <ul style="list-style-type: none"> – Douleur entre T5 et T8 indiquée sur le diagramme de douleur et/ou lors de l'examen physique. – Intensité de la douleur moyenne dans les 3 derniers mois > 0. ▪ Étude 4: <ul style="list-style-type: none"> – Douleur entre T6 et T8 indiquée sur le diagramme de douleur et/ou lors de l'examen physique. – Intensité de la douleur au début de la première séance ≥ 5.
Critères d'exclusion	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Diagnostiqué avec une condition non musculosquelettique pouvant référer une douleur à la région thoracique (ex. condition touchant le cœur, poumon ou l'œsophage). ▪ Diagnostiqué ou suspecté avec une des conditions suivantes: arthrite inflammatoire touchant le rachis, anévrisme de l'aorte, ostéoporose avancée, maladie neuromusculaire, myélopathie, tumeur maligne, hypertension non-contrôlée, radiculopathie, déficit neurologique, hernie discale thoracique, infection en cours, scoliose thoracique (angle de Cobb $> 20^\circ$). ▪ Historique de chirurgie ou fracture à la région thoracique. ▪ Être une femme enceinte. 	

2.3 Collecte de données

Les outils utilisés dans la collecte des données des différentes études comprennent un appareil robotisé (études 1, 3 et 4), des matrices d'électromyographie de surface (étude 1), des électrodes bipolaires d'électromyographie de surface (études 3 et 4), un appareil d'échographie musculosquelettique (étude 2) et un pied à coulisse numérique (étude 2). Enfin, différents questionnaires cliniques ont été utilisés dans le cadre des première, troisième et quatrième études.

2.3.1 Appareil robotisé

En 2012, un appareil robotisé a été développé par l'équipe de recherche du professeur Martin Descarreaux D.C., Ph.D. en collaboration avec le département de génie électrique de l'Université du Québec à Trois-Rivières (Trois-Rivières, Québec, Canada). Cet appareil, utilisant un moteur linéaire contrôlé par ordinateur (Linear Motor Series P01-48x360, LinMot Inc., Zurich, Suisse), a été conçu pour simuler des manipulations vertébrales chez l'humain. L'appareil présente un niveau élevé de précision et de stabilité des paramètres exécutés (Descarreaux et al., 2013). Lors de son utilisation, les participants sont positionnés en décubitus ventral sur une table de traitement avec les bras placés sur des appui-bras situés de chaque côté de la tête (Figure 2.1.A, p. 78). L'embout de l'appareil constitué d'une (étude 1) ou de deux (étude 4) extrémités cylindriques est alors positionné juste au-dessus (à environ 2 cm de distance) de la structure osseuse visée par la procédure (processus épineux ou transverses). Lorsque le chercheur active le procédé de contact initial via le panneau de contrôle, le moteur linéaire déplace l'embout avec un vecteur postéro-antérieur jusqu'à atteindre un contact de 5 N. Le chercheur déclenche alors l'exécution de la manipulation vertébrale. Un programme informatique (LinMot® MPC Configurator, NTI Ltd) permet la création et l'exécution des courbes de force (N) en fonction du temps (ms) des manipulations vertébrales. La Figure 2.1.B (p. 78) présente les composantes de l'appareil robotisé. En 2016, dans le cadre de la troisième étude de cette thèse, l'appareil a été modifié afin de permettre également l'évaluation de la rigidité vertébrale.

A. Photo de l'appareil robotisé



B. Schématisation de l'appareil robotisé

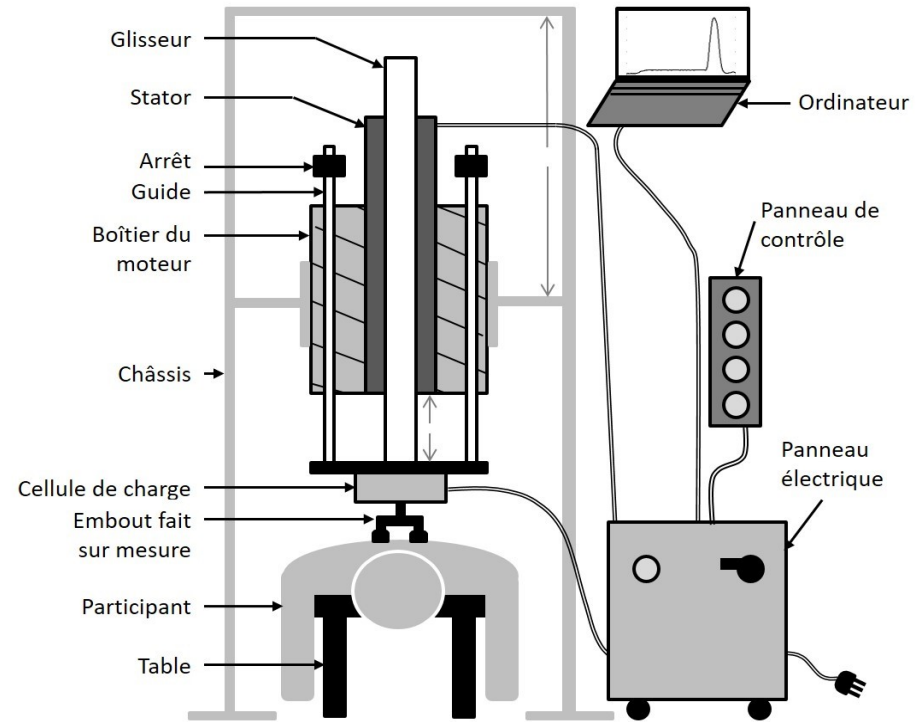


Figure 2.1. Photo (A) et schématisation (B) de l'appareil robotisé. L'appareil est connecté à un ordinateur permettant un contrôle précis afin de simuler une manipulation vertébrale ou -d'évaluer la rigidité vertébrale segmentaire.

Lors de la première étude, l'appareil robotisé a été utilisé pour exécuter quatre manipulations vertébrales différentes au processus épineux de L3. Le contact s'effectuait via un embout en métal recouvert d'un caoutchouc et ayant une surface de contact de 3,8 cm de diamètre. Les paramètres des manipulations vertébrales sont présentés dans le Tableau 2.4 (p. 79). Le choix de ces paramètres est basé sur la première série d'études avec l'appareil robotisé ainsi que sur les valeurs mesurées chez des cliniciens effectuant des manipulations vertébrales thoraciques et lombaires (Chapitre 1.2, p. 20 et 30).

Tableau 2.4. Caractéristiques des manipulations vertébrales (MV) exécutées dans la première étude.

MV	Force de mise en tension des tissus	Force maximale	Durée de l'impulsion	Taux d'application de la force
MV 1	20 N	75 N	125 ms	440 N/s
MV 2		125 N		840 N/s
MV 3		175 N		1240 N/s
MV 4		225 N		1640 N/s

Lors de la troisième étude, l'appareil robotisé a été utilisé afin d'évaluer la rigidité vertébrale segmentaire de T5, T6, T7 et T8. Pour ce faire, un embout en métal recouvert d'un caoutchouc cylindrique offrant une surface de contact de 18 mm de diamètre a été utilisé pour contacter le processus épineux des vertèbres. Pour chaque prise de mesure, l'appareil a appliqué une pression totale de 45 N utilisant un taux d'application de la force de 18 N/s. Lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale, Kumar et Stoll (2011) suggèrent d'utiliser une force maximale variant entre 45 et 135 N (90 N est suggéré plus spécifiquement). Toutefois, ces données ont été établies chez des participants n'ayant pas de douleur à la région thoracique. Considérant le résultat de tests pilotes effectués préalablement à l'étude 3 de cette thèse et

montrant la présence d'une sensibilité jugée de modérée par des participants ayant une dorsalgie lors de l'application d'une force de 65 N, la limite inférieure suggérée par Kumar et Stoll (2011) a été utilisée (c'est-à-dire 45 N). Le taux d'application de 18 N/s a, quant à lui, été déterminé en se basant sur la suggestion de Kumar et Stoll (2011) soit l'application d'une force de 90 N en environ 5 secondes ($90 \text{ N} / 5 \text{ s} = 18 \text{ N/s}$). Lors de l'application de la force, l'appareil enregistre les données de la force appliquée (N) et du déplacement de son embout (mm) en fonction du temps (ms). Ces données sont alors utilisées pour calculer deux coefficients, soit le coefficient terminal et global. Les détails du calcul de ceux-ci sont présentés dans le chapitre 1.1.3 (p. 46) et le chapitre 6 de cette thèse.

Enfin, l'appareil robotisé a été utilisé à la fois pour exécuter des manipulations vertébrales (3 doses différentes) et pour évaluer la rigidité vertébrale à T6, T7 et T8 dans le cadre de la quatrième étude. Le Tableau 2.5. (p. 81) présente les caractéristiques des manipulations vertébrales selon le groupe d'appartenance des participants. Les doses de manipulations vertébrales ont été déterminées en se basant sur la première série d'études avec l'appareil robotisé ainsi que sur les valeurs mesurées chez des cliniciens effectuant des manipulations vertébrales thoraciques et lombaires (Chapitre 1.2, p. 20 et 30). L'objectif était de générer des réponses neuromécaniques (déplacement du point de contact vertébral et amplitude de la réponse musculaire) différentes lors de la phase d'impulsion des trois doses de manipulations vertébrales. L'embout utilisé pour exécuter les manipulations vertébrales consistait à deux têtes cylindriques (diamètre de 20 mm et distance entre le milieu des têtes de 56 mm) recouvertes d'un caoutchouc. La procédure d'évaluation de la rigidité vertébrale est la même que celle utilisée au cours de la troisième étude. Toutefois, afin d'accroître le confort et diminuer les erreurs de positionnement, l'embout a été changé pour un embout métallique rectangulaire de 18 sur 25 mm recouvert d'une épaisseur de silicone. Ainsi, les valeurs de rigidité vertébrale obtenues lors de l'étude 3 et 4 ne peuvent être comparées.

Tableau 2.5. Caractéristiques des manipulations vertébrales (MV) exécutées dans la quatrième étude pour les trois groupes de participants.

Groupes	Force de mise en tension des tissus	Force maximale	Durée de l'impulsion	Taux d'application de la force
Groupe 1		135 N	125 ms	920 N/s
Groupe 2	20 N	250 N	125 ms	1840 N/s
Groupe 3		250 N	250 ms	920 N/s

2.3.2 Électromyographie de surface

Dans la première étude, des électrodes d'électromyographie de surface de haute densité (deux matrices d'électrodes) ont été utilisées afin d'enregistrer l'activité des muscles érecteurs du rachis lombaire lors des manipulations vertébrales (modèle ELSCH064; LISiN-OT Bioelettronica; Torino, Italie). Chacune des matrices (une de chaque côté du rachis lombaire) comprend 64 électrodes réparties en 8 colonnes et 8 rangées (diamètre des électrodes de 2 mm et distance inter-électrodes de 12,5 mm). Les données ont été recueillies à l'aide du programme OT Bioelettronica® et analysées à l'aide d'un code MATLAB® développé dans le cadre de cette thèse (MathWorks®, Natick, Massachusetts, États-Unis). La fréquence d'acquisition utilisée était de 10 240 Hz et le signal était amplifié de 5000 fois (SEA 64, LISiN-OT Bioelettronica; Torino, Italie – 3 dB passe-bande 10-500 Hz). Une matrice d'électromyographie est présentée à la Figure 2.2 (p. 83). Le choix de l'utilisation de cet équipement au lieu des électrodes bipolaires utilisées dans les études précédentes et ultérieures avec l'appareil robotisé a été basé sur la possibilité d'évaluer la réponse régionale à la manipulation vertébrale. De nombreuses études ont montré une augmentation de l'activité musculaire à distance du point de contact d'une manipulation vertébrale (Colloca & Keller, 2001a; Herzog et al., 1999; Symons et al., 2000). Toutefois, aucune étude n'avait, à ce jour, utilisé les électrodes de haute densité pour évaluer la réponse d'une région du dos. L'utilisation de cet équipement a toutefois nécessité l'évaluation de la région lombaire au lieu

de la région thoracique. En effet, chez certains participants, la région thoracique n'aurait pas permis de positionner les électrodes de haute densité au-dessus d'une masse musculaire (une portion des électrodes aurait été positionnée au-dessus des omoplates chez certains participants). De plus, il était nécessaire d'exécuter les manipulations vertébrales en positionnant l'appareil robotisé directement au-dessus de la colonne vertébrale (c'est-à-dire au-dessus du processus épineux de L3) puisque les matrices étaient positionnées de chaque côté du rachis. Considérant que les processus épineux sont étroits et de petites tailles dans la région thoracique comparativement à ceux de la région lombaire (Shaw et al., 2015; Singh et al., 2011), il n'était pas possible d'exécuter des manipulations vertébrales thoraciques sur ces repères osseux. En effet, le risque que l'embout de l'appareil glisse latéralement au processus épineux lors de la phase d'impulsion de la manipulation vertébrale était trop élevé.

Concernant les études 3 et 4, l'activité musculaire des érecteurs du rachis thoracique a été enregistrée à l'aide d'un système sans fils d'électrodes bipolaires (Trigno™, Delsys Inc., Natick, Massachusetts, États-Unis). Les données ont été enregistrées à l'aide du programme EMGworks® 4.2 (Delsys Inc., Natick, Massachusetts, États-Unis) avec une fréquence d'acquisition de 2 000 Hz et analysées à l'aide de codes MATLAB® développés dans le cadre de cette thèse (MathWorks®, Natick, Massachusetts, États-Unis). Une électrode de ce système est visualisée à la Figure 2.2 (p. 83).

Que ce soit lors de l'utilisation des matrices d'électrodes ou des électrodes bipolaires, la peau des participants a été rasée, exfoliée et nettoyée avant l'application de l'équipement. Enfin, il faut noter que la profondeur d'enregistrement des électrodes de surface (bipolaires ou haute densité) est de 1 à 2 cm dépendamment des spécifications techniques de l'équipement (Merletti et al., 2008; Winter et al., 1994).

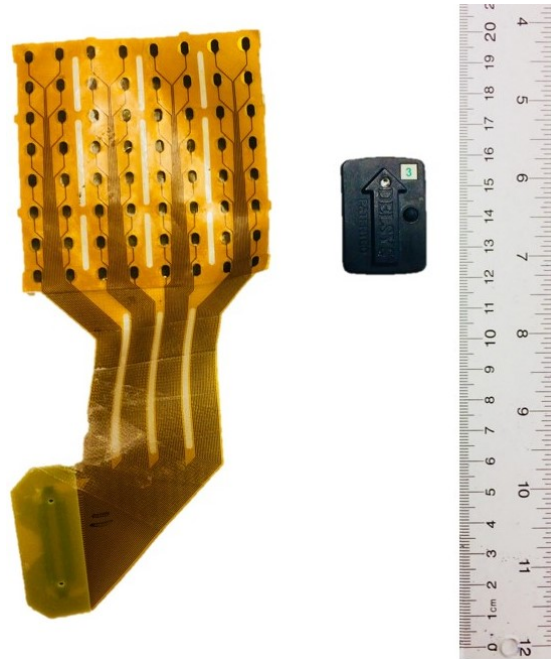


Figure 2.2. Visualisation d'une matrice d'électrodes utilisée lors de la première étude et d'une électrode bipolaire utilisée lors de la troisième et de la quatrième étude.

Lors de l'acquisition de données d'électromyographie, il est nécessaire de normaliser les données afin de diminuer la variabilité inter et intra individus et ainsi permettre la comparaison entre des groupes ou entre des tâches (Burden, 2010; Staudenmann et al., 2010). Le tableau 2.6 (p. 84) présente les tâches utilisées pour acquérir le signal de normalisation dans la première, troisième et quatrième étude de cette thèse. Le signal de normalisation n'a pas été acquis lors d'une contraction musculaire volontaire maximale (CMVM) considérant que les études de cette thèse incluaient des participants ayant une douleur chronique au rachis ce qui peut restreindre la capacité de ceux-ci à effectuer une réelle CMVM (Staudenmann et al., 2010). Ainsi, un signal acquis lors d'une position de repos ou une tâche sous-maximale standardisée a été utilisé. Le détail de l'analyse des données électromyographiques est présenté dans les chapitres 3, 5 et 6.

Tableau 2.6. Description du signal utilisé pour la normalisation des diverses tâches dans la première, troisième et quatrième étude de cette thèse

Étude	Tâches normalisées	Description du signal utilisé pour la normalisation
Étude 1	<ul style="list-style-type: none"> ▪ RMS lors de la phase d'impulsion de la MV. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ RMS obtenue avant l'application de la force de mise en tension de la MV (activité de repos).
Étude 3	<ul style="list-style-type: none"> ▪ RMS lors de la mesure de rigidité vertébrale (entre 10 et 45 N). 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ RMS lors d'une tâche unique effectuée avant les mesures de rigidité vertébrale. La tâche consistait à maintenir une position de repos durant 4 s en décubitus ventral.
Étude 4	<ul style="list-style-type: none"> ▪ RMS lors de la mesure de rigidité vertébrale (entre 10 et 45 N). ▪ RMS lors de la phase d'impulsion de la MV. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ RMS sur une fenêtre de 2 s lors d'une tâche unique effectuée avant le protocole expérimental. La tâche consistait à maintenir le tronc en ligne avec le bassin et les membres inférieurs durant 5 s. Pour ce faire, les participants se positionnaient en décubitus ventral sur la table d'évaluation avec les crêtes iliaques à la limite de la table. Les participants recevaient alors l'instruction de croiser les mains sur les épaules et de maintenir la position durant 5 s.

RMS, Amplitude de l'activité musculaire; MV, manipulation vertébrale

2.3.3 Imagerie par ultrasons et pied à coulisse

Dans le cadre de la deuxième étude, un appareil d'échographie musculosquelettique (GE LOGIQ e, GE Medical Systems, Jiangsu, Chine) a été utilisé afin d'évaluer la pertinence de cet équipement pour localiser les processus transverses correspondant à un processus épineux d'une vertèbre thoracique. Puisque l'utilisation de cet outil n'a pas permis de confirmer la validité de la palpation, celui-ci n'a pas été inclus lors de la quatrième étude. Un pied à coulisse digital ayant une erreur de mesure de 0,021 mm a également été utilisé afin de mesurer les erreurs de positionnement (Mitutoyo Corp, modèle CD-4"ASX, Japon).

2.3.4 Questionnaires cliniques

Lors des première, troisième et quatrième études, des questionnaires cliniques validés et en français ont été utilisés. Toutes ces études ont inclus un questionnaire évaluant la kinésiophobie (échelle de la kinésiophobie de Tampa [TSK]) (Lundberg et al., 2011), un questionnaire évaluant l'incapacité lombaire (échelle d'incapacité lombaire d'Oswestry [ODI], étude 1) (Vogler et al., 2008) ou l'incapacité du dos (échelle de dorsolombalgie de Québec, [EDLQ], études 3 et 4) (Kopec et al., 1995) ainsi qu'un questionnaire évaluant le risque de mauvais pronostic (STarT Back Outil Triant, SBST) (Bruyere et al., 2013). Une échelle visuelle analogique (EVA, 0-100 points) a également été utilisée afin d'évaluer l'intensité de la douleur (Scrimshaw & Maher, 2001). Ces outils sont tous recommandés dans l'évaluation de participants ayant une douleur associée au rachis (Chapman et al., 2011). La différence minimale cliniquement importante pour l'EVA est de 15 points ou une diminution de 20 % par rapport à l'intensité de la douleur initiale, celle de l'ODI est de 10 points ou de 20 % par rapport à l'incapacité initiale, et celle de l'EDLQ est de 20 points ou de 20 % par rapport à l'incapacité initial (Ostelo et al., 2008).

Enfin, lors de la quatrième étude, une échelle de Likert permettant l'évaluation globale du changement de la condition a été incluse afin de capturer des éléments liés à l'amélioration ne se limitant pas qu'à la douleur et l'incapacité (Hush et al., 2009). Une copie de chacun de ces questionnaires peut être consulté à l'Annexe A (p. 278) de cette thèse.

Chapitre 3: Article 1

Neuromuscular response amplitude to mechanical stimulation using large-array surface electromyography in participants with and without chronic low back pain

Isabelle Pagé, François Nougrou, Martin Descarreaux

Publié dans le *Journal of Electromyography and Kinesiology (JEK)*

3.1 Contribution des auteurs

Je suis l'auteure principale du projet de recherche à l'origine de cet article. J'ai développé le protocole de recherche en collaboration avec mon superviseur de thèse doctorale, Martin Descarreaux. J'ai été responsable du recrutement des 51 participants (25 participants sains et 26 participants rapportant une lombalgie chronique non spécifique), de leur examen initial permettant de confirmer leur éligibilité ainsi que de leur évaluation. J'ai par la suite effectué l'analyse et l'interprétation des résultats sous la supervision du professeur Descarreaux. François Nougrou a développé les fichiers informatiques permettant l'exécution des manipulations vertébrales par l'appareil robotisé ainsi que l'analyse des données. Il a également contribué à la production de figures incluses dans l'article et à la rédaction de la section présentant l'analyse des données. Enfin, j'ai effectué la rédaction du manuscrit qui a par la suite été révisé de façon critique par Martin Descarreaux et François Nougrou avant qu'il soit soumis pour publication.

3.2 Mise en contexte

Ce premier article a été publié en janvier 2016 dans le *Journal of Electromyography and Kinesiology (JEK)* (Pagé et al., 2016). Les résultats du projet de recherche ayant mené à cet article ont également fait l'objet d'une présentation à l'orale lors de l'*Association of*

Chiropractic Colleges meeting and scientific/educational conference - Research Agenda Conference (ACC-RAC) qui avait lieu à Orlando (Floride, États-Unis) en mars 2016. Une affiche scientifique exposant les résultats a également été présentée en mars 2016 lors du 23^e concours d'affiches scientifiques de l'Université du Québec à Trois-Rivières (Trois-Rivières, Québec, Canada).

Ce projet a été développé suite à une première série d'études effectuées par des chercheurs du Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques (GRAN) de l'Université du Québec à Trois-Rivières. Ces études (dont les résultats sont présentés dans la section 1.2.2 de cette thèse) avaient pour objectif d'évaluer les réponses neuromécaniques (c'est-à-dire le déplacement du point de contact vertébral et l'amplitude de la réponse musculaire) lors de manipulations vertébrales chez l'humain sain (sans douleur au dos). J'ai été impliquée dans chacune de ces études ce qui m'a permis de développer une expertise concernant les liens entre la dose de la manipulation vertébrale et ses réponses neuromécaniques.

Comparativement aux études subséquentes de cette thèse, cette étude a été effectuée à la région lombaire des participants. Ce choix a été basé sur l'inclusion d'un nouvel équipement, les électrodes d'électromyographie de surface de haute densité (2 matrices de 64 électrodes chacune), permettant d'enregistrer l'activité électromyographique d'une grande région musculaire.

3.3 Résumé en français

Objectif: La présente étude avait pour objectif de comparer la réponse neuromusculaire à différentes stimulations mécaniques de la région lombaire entre des participants sains et des participants présentant une lombalgie chronique.

Méthodologie: Quatre stimulations mécaniques, caractérisées par des forces maximales variant de 75 à 225 N, ont été exécutées, via un appareil utilisant un moteur linéaire servocontrôlé par ordinateur, au processus épineux de L3 de 25 participants sains et 26 participants présentant une lombalgie chronique. Les réponses neuromusculaires lombaires

ont été enregistrées à l'aide d'électrodes d'électromyographie de surface de haute densité (2 matrices de 64 électrodes chacune). Les différences entre les groupes dans la relation dose-réponse (amplitude de la réponse neuromusculaire en fonction de chacune des forces appliquées) ont été évaluées par des ANOVA à mesures répétées.

Résultats: Aucune différence significative entre les groupes n'a été observée (valeurs $p > 0,05$). Une relation linéaire significative a été observée entre les forces et l'amplitude des réponses neuromusculaires ($p < 0,001$) indiquant une augmentation de l'amplitude des réponses avec l'augmentation de la force des stimulations. Des réponses ont été observées dans toute la région lombaire avec les amplitudes de réponses les plus élevées à proximité de la vertèbre L3.

Conclusion: L'amplitude des réponses neuromusculaires générées par des stimulations lombaires mécaniques ne diffère pas entre des participants sains et des participants présentant une lombalgie chronique. De plus, bien que les stimulations étaient exécutées à une seule vertèbre, une réponse neuromusculaire a été observée dans toute la région lombaire. Toutefois, l'amplitude de la réponse diminue rapidement avec l'éloignement de la vertèbre ciblée.

**NEUROMUSCULAR RESPONSE AMPLITUDE TO MECHANICAL STIMULATION USING
LARGE-ARRAY SURFACE ELECTROMYOGRAPHY IN PARTICIPANTS WITH AND
WITHOUT CHRONIC LOW BACK PAIN**

Isabelle Pagé ^A, François Nougrou ^B, Martin Descarreaux ^C

^ADépartement d'anatomie, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7. Isabelle.Page1@uqtr.ca

^BDépartement des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7.

^C **Corresponding author.** Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7. 1+819-376-5011 ext 3791. Martin.Descarreaux@uqtr.ca

3.4 Abstract

Purpose: The present study aimed to compare the neuromuscular response under various mechanical stimulations of the lumbar spine in participants with and without chronic low back pain (cLBP).

Methods: Four mechanical stimulations, characterized by forces ranging from 75 to 225 N, were delivered using a servo-controlled linear actuator motor to the L3 spinous process of 25 healthy participants and 26 participants with cLBP. Lumbar neuromuscular responses were recorded using 64-electrodes large surface electromyography arrays. Between-group differences in the dose-response relationship (neuromuscular response amplitude according to each force level) were assessed using mixed model ANOVAs.

Results: No differences between groups were shown (all p values $> .05$). A significant linear relationship was observed between forces and neuromuscular response amplitudes ($p < .001$) indicating an increase in response amplitudes with increasing stimulation force. Responses were observed throughout the lumbar region with highest response amplitudes in the vicinity of the contacted vertebra.

Conclusion: The neuromuscular response amplitude triggered by localized lumbar mechanical stimulations does not differ between participants with and without cLBP. Moreover, even though stimulations were delivered at specific spinal segment, a neuromuscular response, although rapidly decreasing, was observed in areas distant from the contact site.

Keywords: Dose-response relationship; electromyography; neurophysiology; spinal manipulation; spine; stretch reflex.

Acknowledgments: The authors would like to acknowledge the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) and the Fonds de Recherche du Québec – Santé (FRQS) for scholarships received by IP.

Conflict of interest statement: The authors declare that there are no conflicts of interest.

3.5 Introduction

Low back pain (LBP) is a common pain condition with an estimated 70 % life-time prevalence in the general population (Leboeuf-Yde et al., 2009; Walker et al., 2004). Even though pain intensity commonly decreases within a few weeks following a first episode, complete resolution of symptoms is seldom reported (Lemeunier et al., 2012). It has been proposed that individuals with chronic LBP (cLBP) present inefficient spinal stabilization in response to a trunk perturbation resulting in an increased risk of further injury to the spine (Panjabi, 1992; van Dieen et al., 2003). Vertebral stability is believed to be achieved through the proper contribution of three components: the active subsystem, the passive subsystem, and the neural subsystem (Panjabi, 1992). The latter includes, amongst others, the reflexive neuromuscular response following a sudden musculotendinous stretch leading to a rise in the stiffness providing stability. A delayed reflexive neuromuscular response (Magnusson et al., 1996; Radebold et al., 2000; Radebold et al., 2001; Reeves et al., 2005) associated to an increase (Lariviere et al., 2010) or decrease (Magnusson et al., 1996) in the response amplitude following a sudden posterior to anterior trunk perturbation has been reported in patients with cLBP compared to healthy individuals. Only one study (Liebetrau et al., 2013) failed to show response amplitude differences and, unlike the aforementioned, these authors used lateral trunk perturbations.

The investigation of the neuromuscular response to mechanical spine stimulation, based on healthy humans (Nougarou et al., 2013; Nougarou et al., 2014; Pagé et al., 2014) or animal models (Colloca et al., 2006; Pickar & Kang, 2006; Pickar et al., 2007; Reed et al., 2013a; Reed et al., 2014, 2015), has been growing in the past years. Altogether, these studies revealed that the neuromuscular response amplitude and the muscle spindle discharge seem to be related to the rate of force application. Indeed, these responses increase when, either the stimulation peak force is increased (Colloca et al., 2006; Nougarou et al., 2013), the preload force is decreased (Nougarou et al., 2014; Reed et al., 2014) or the stimulation duration is shortened (Cao et al., 2013; Pagé et al., 2014; Pickar & Kang, 2006; Pickar et al., 2007). These studies were all designed to simulate spinal manipulation (SM) which generates

neuromuscular responses that may be recorded as early as 50 ms following the mechanical stimulation onset (Colloca & Keller, 2001a; Herzog et al., 1999).

Although promising, these investigations have all been performed with recording electrodes situated in the vicinity of the contact site. Consequently, it is not known whether the neuromuscular response to mechanical spine stimulation is localized or widely distributed in the back muscles. Early results by Herzog et al. (1999) and Symons et al. (2000) showed surface electromyography (sEMG) responses as far as the upper limb and lower limb following thoracic and lumbar SM. However, the response seems to rapidly decrease with distance from the contacted vertebra level. Indeed, the muscle spindle discharge frequency during a mechanical spine stimulation in cat model is statistically higher at the contacted vertebra level than the adjacent vertebrae levels (Reed et al., 2015). Similar results have also been reported in patients with LBP by Colloca and Keller (2001a) who observed the greatest sEMG responses when stimulations were delivered close to the electrodes and a decrease in magnitude as stimulations were delivered farther from the electrode site.

The aim of the present study was therefore to compare, between participants with and without cLBP, the neuromuscular response amplitude under various mechanical stimulations of the lumbar spine using large sEMG array. It was hypothesized that stimulations of higher force would result in higher neuromuscular response amplitudes in both populations, although response amplitudes would be higher in participants with cLBP. It was also hypothesized that the highest response amplitude would be situated close to the contacted vertebra.

3.6 Methods

3.6.1 Participants

Twenty-six participants with nonspecific cLBP (10 females: 16 males) were recruited through an advertisement in the local newspaper and a snowball sampling strategy allowed the recruitment of 25 age- and gender-matched healthy participants (10 females: 15 males). Before the experiment, all volunteers were screened for predetermined inclusion and

exclusion criteria and potential participants underwent a physical examination to rule out the presence of any contraindications to mechanical stimulation of the lumbar spine. Inclusion criteria included: aged between 18 and 60 years-old, no history of surgery or fracture in the lumbar region, not presenting a lumbar scoliosis, a neurological disease, osteoporosis or uncontrolled hypertension, and not being pregnant. Participants with cLBP were included if they presented an history of episodic or constant LBP (located between the 12th rib and the inferior gluteal fold) for more than 12 weeks, for which no specific source of pain could be identified (nonspecific cLBP) (Waddell, 2004). All participants provided their informed and written consent in accordance to the University's Human Research Ethics Committee (CER-14-205-07.04).

3.6.2 Experimental protocol

The 45-minute experiment was conducted with the participant lying prone on an adjustable treatment table with, if needed, the table thoracic and/or lumbar segments slightly elevated thereby minimizing the lumbar lordosis. Four different mechanical stimulations were delivered posterior-anteriorly at L3 spinous process by an apparatus using a servo-controlled linear actuator motor (described below). These mechanical stimulations were characterized by a preload force of 20 N over 750 ms followed by an thrust phase of 125 ms leading to a peak force of 75 N, 125 N, 175 N or 225 N resulting in a rate of force application of 440 N/s, 840 N/s, 1240 N/s, and 1640 N/s respectively. Trials were randomized across participants in order to avoid any sequence effect and a five-minute rest period was scheduled between each trial.

3.6.3 Clinical status assessment

The participants' clinical status was evaluated before the experimental session. The Oswestry disability index (ODI), a 101-point numerical rating scale (NRS) and the Tampa Scale of Kinesiophobia (TSK) were used to respectively quantify lumbar disability, current pain intensity, and fear of movement. These questionnaires have been reported to be reliable and responsive in the management of cLBP and their French versions, which were used, have been validated (Chapman et al., 2011; Vogler et al., 2008).

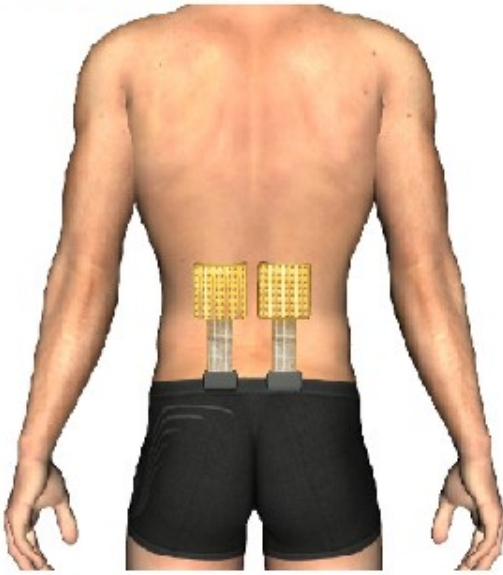
3.6.4 sEMG acquisition

The lumbar neuromuscular response was recorded bilaterally using two 64 electrodes adhesive large sEMG array (model ELSCH064; LISiN-OT Bioelettronica; Torino, Italy, Figure 3.1.a, p. 96). The array grid consisted of 64 electrodes, 8 rows x 8 columns (2 mm electrodes diameter, 12.5 mm inter-electrode distance). A small cavity filled with electrolyte gel (AC-CREAM250 V; Spes Medica; Battipaglia, Italy) separated the electrode surfaces from the participants' skin. Each large sEMG array was located approximately 2 cm from the spine, in order to avoid contact with the apparatus padded rod, and centered with the contacted spinous process (L3). Large sEMG array was applied at the beginning of the experimental session with the participant lying prone and the installation was preceded by shaving, gently abrading with fine-grade sandpaper (Red Dot Trace Prep, 3M; St. Paul, MN, USA), and cleaning with alcohol swabs the lumbar region. The bipolar sEMG signals were amplified (64-channel surface EMG amplifier, SEA 64, LISiN-OT Bioelettronica; Torino, Italy – 3 dB bandwidth 10-500) by a factor of 5 000, sampled at 10 240 Hz, and converted to digital form by a 12-bit A/D converter. OT Bioelettronica custom software and Matlab (MathWorks; Natick, MA, USA) were used to collect and process the sEMG data.

3.6.5 Apparatus

Mechanical stimulations were delivered through an apparatus using a servo-controlled linear actuator motor (Linear Motor Series P01-48x360, LinMot Inc., Zurich, Switzerland) developed and used to precisely deliver pre-specified force-time profiles (Figure 3.1.b, p. 96). A complete description of the apparatus has been previously published (Descarreaux et al., 2013). Briefly, the linear motor vertically displaced a slider applied directly to the spine through a padded rod (3.8 cm diameter) that serves as the contact point between the apparatus and the spine (L3 spinous process in the present study). The targeted stimulation force-time profile is loaded from a computer and the linear motor is accurately controlled by a microcontroller.

a. Large sEMG array



b. Experimental setup



Figure 3.1. Representation of (a) the two large sEMG arrays of 64 electrodes used to record the neuromuscular response and (b) the experimental setup including the apparatus using a servo-controlled linear actuator motor. Each large sEMG array was located approximately at 2 cm from the L3 spinous process. sEMG: surface electromyography.

3.7 Data analysis

To quantify the lumbar neuromuscular response, 56 bipolar sEMG signals (no bipolar signals were calculated using the bottom electrode in one row and the top electrode from the next row) were first digitally band-pass filtered in the frequency bandwidth 35-400 Hz (2nd order Butterworth filter) and 60 Hz power line interference and its harmonics were eliminated through notch filters. The root mean square (RMS) value was computed for each electrode signal during two 50 ms time-windows following the onset of thrust application ("0-50 ms time-window" and "50-100 ms time-window"). The RMS value obtained for each electrode signal was then normalized to the respective resting value obtained before preload application (Beith, 2012). A mean RMS value per large sEMG array (variable defined as meanRMS) was then computed by averaging the 56 RMS values for each participant. RMS values were also averaged for each large sEMG array row and column.

3.8 Statistical analysis

The required sample size was calculated based on the mean and SD ($M_1 = 1.75$, $SD_1 = 0.7$ and $M_2 = 4.72$, $SD_2 = 4.55$) reported in a previous study (Nougarou et al., 2013) for which neuromuscular response amplitudes in healthy participants were obtained using stimulations similar to those used in the current study. Considering a significance level of .05 and a desire power of .80, a minimum sample size of 21 participants per group was required. Between-group differences in baseline characteristics were assessed through *T*-tests for independent samples.

A first set of analyses was performed to assess if the neuromuscular response amplitude (meanRMS) differs between groups, lumbar region sides, time-windows and forces and respective interactions. A mixed-model ANOVA was computed with two Group levels (healthy participants and participants with cLBP), two Side levels (right and left), two Time-window levels ("0-50 ms time-window" and "50-100 ms time-window"), and four Force levels (75 N, 125 N, 175 N, and 225 N). If a significant Force effect was observed, polynomial contrasts were conducted to test for the *a priori* hypothesis that a positive and linear relationship would be present between the neuromuscular response amplitude and the stimulation force. Tukey post-hoc test was also computed for other significant effects.

A second set of analyses was conducted independently for each time-window to assess the response amplitude behavior as distance from the contact point increases using the 225 N peak force trials. This force was considered clinically relevant since health care providers, using musculoskeletal manipulations in the management of patients with spine related pain, reach peak forces ranging between 200 to 1600 N (Herzog, 2010). To assess if the neuromuscular response amplitude decreased with distance from the spine (i.e. large sEMG array column effect), a mixed-model ANOVA was computed with two Group levels and height Column levels (considering the first column as the nearest from the spine). Neuromuscular response differences between the contacted vertebra level and the two upper and the two lower adjacent vertebrae levels (i.e. large sEMG array row effect) were assessed through a mixed-model ANOVA consisting of two Group levels and five Row levels (rows 2 to 6 considering the

fourth row as the contacted vertebra level). According to *a priori* hypotheses, polynomial contrasts for linear trend were performed for Column effect analysis while planned comparison testing for higher response amplitudes at the contacted vertebra level compared to adjacent levels was conducted for Row effect analysis. For all analyses, the level of statistical significance was set at $p < .05$ and STATISTICA statistical package version 10 (Statsoft, OK, USA) was used.

3.9 Results

3.9.1 Participants

Demographic and baseline characteristics (mean \pm SD) as well as differences between group means (95 % CI) of the 25 healthy participants and the 26 participants with cLBP are summarized in Table 3.1 (p. 99). *T*-test for independent samples showed that both groups were similar regarding age, height, weight and BMI, while participants with cLBP presented significantly higher lumbar disability, kinesiophobia and pain intensity.

Table 3.1. Participant's characteristics (mean \pm SD) with between groups' differences (95 % CI).

Characteristics	Healthy participants	Participants with cLBP	Between group means difference (95 % CI)
Males : Females (n)	15 : 10	16 : 10	---
Age (years)	45.32 \pm 13.04	45.38 \pm 13.3	-0.06 (-7.49; 7.36)
Height (m)	1.73 \pm 0.09	1.72 \pm 0.09	0.01 (-0.03; 0.06)
Weight (kg)	73.76 \pm 13.93	78.75 \pm 1.34	-4.99 (-12.89; 4.10)
BMI (kg/m ²)	24.38 \pm 3.42	26.49 \pm 5.59	-2.11 (-4.72; 0.52)
Disability (ODI, %) *	0.32 \pm 0.95	16.69 \pm 10.40	-16.37 (-20.58; -12.17)
Kinesiophobia (TSK, /68) *	24.64 \pm 7.36	34.85 \pm 7.47	-10.21 (-14.38; -6.03)
Pain intensity (NRS, %) *	0.00 \pm 0.00	28.27 \pm 25.51	-28.27 (-38.52; -18.01)

*between-groups *T*-test statistically significant ($p < 0.001$)

3.9.2 Dose-response relationship

The analysis revealed a main effect of Force ($F(3, 147) = 11.75, p < .001$) and Time-window ($F(1, 49) = 4.06, p = .049$) on meanRMS as well as a significant Time-window x Force interaction ($F(3, 147) = 17.31, p < .001$). However, no main effect of Group ($F(1, 49) = 2.81, p = .10$) or Side ($F(1, 49) = 2.65, p = .11$) was observed. Polynomial contrasts showed a positive and significant linear relationship between Force and meanRMS values during the "0-50 ms time-window" ($F(1, 49) = 53.12, p < .001$) but not during the "50-100 ms time-window" ($F(1, 49) = 2.64, p = .11$). Tukey test revealed that only the neuromuscular response amplitude to the lower force significantly differed between time-windows indicating that the neuromuscular response to the lower stimulation force mostly occurred between 50 and 100 ms after thrust onset, while the neuromuscular response to the other stimulation forces were initiated during the "0-50 ms time-window" and were maintained through the "50-100 ms time-window". Figure 3.2 (p. 101) illustrates meanRMS values across the four mechanical stimulations for each group during the "0-50 ms time-window" and the "50-100 ms time-window".

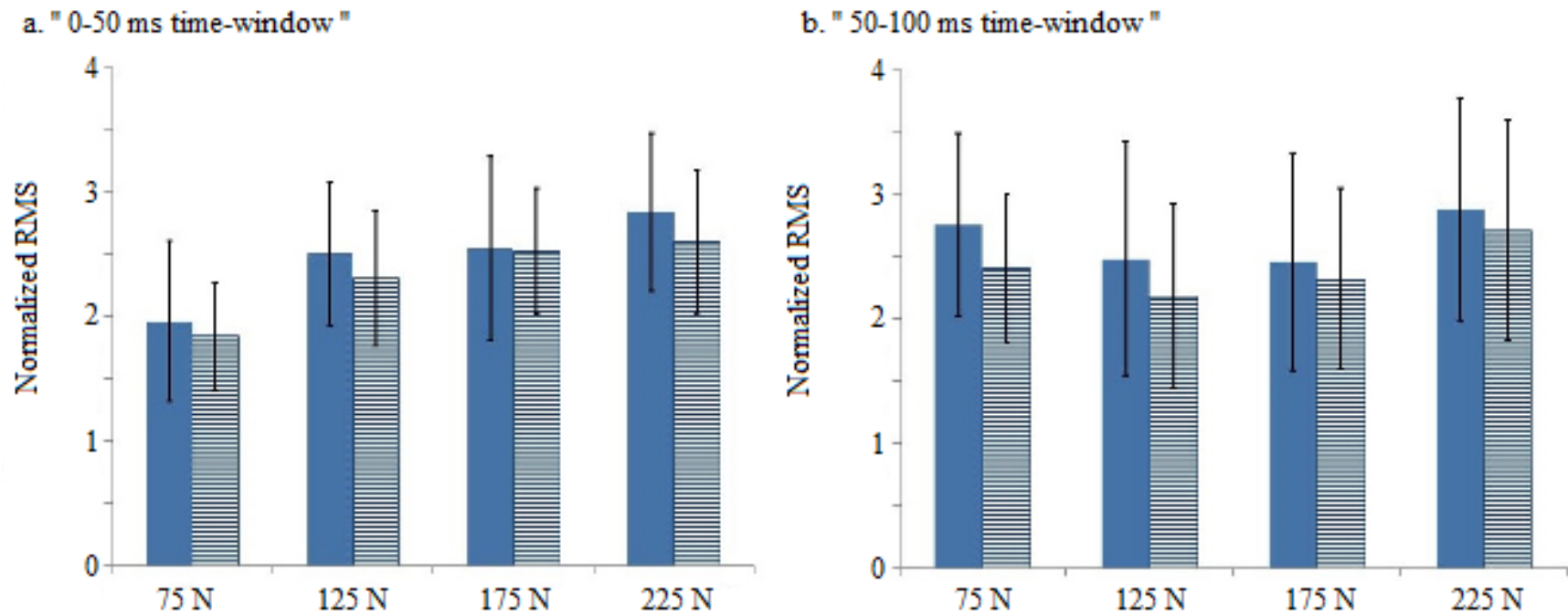


Figure 3.2. Neuromuscular responses (mean \pm SD) of healthy participants (solid bar) and participants with cLBP (hatched bar) across the four mechanical stimulations during (a) the "0-50 ms time-window" and (b) the "50-100 ms time-window". The neuromuscular response (average of the left and right sides) is expressed as normalized RMS.

3.9.3 Neuromuscular response amplitude using large-array sEMG rows and columns

Analyses revealed a Column and a Row main effect for the "0-50 ms time-window" ($F_{column} (7, 343) = 4.46, p < .001$ and $F_{Row} (4, 196) = 4.54, p < .01$) and the "50-100 ms time-window" ($F_{column} (7, 343) = 17.27, p < .001$ and $F_{Row} (4, 196) = 9.42, p < .0001$). Regarding large sEMG array column analysis, there was no Group main effect or Group x Column interaction during the "0-50 ms time-window" ($F_{Group} (1, 49) = 2.18, p = .15$ and $F_{Interaction} (7, 343) = 1.37, p = .22$) and the "50-100 ms time-window" ($F_{Group} (1, 49) = 1.34, p = .25$ and $F_{Interaction} (7, 343) = 1.48, p = .17$). Polynomial contrasts for linear trend were significant for both time-windows: $F_{0-50ms} (1, 49) = 7.76, p < .01$ and $F_{50-100ms} (1, 49) = 25.94, p < .001$). These results confirmed that the neuromuscular response amplitude decreased as distance from the spine increased in both groups. Large sEMG array row analysis also showed no Group main effect or Group x Row interaction during the first ($F_{Group} (1, 49) = 1.96, p = .17$ and $F_{Interaction} (4, 196) = 1.60, p = .17$) and the second ($F_{Group} (1, 49) = 0.98, p = .33$ and $F_{Interaction} (4, 196) = 0.72, p = .58$) time-windows. Planned comparisons were significant for both time-windows ($F_{0-50ms} (1, 49) = 10.91, p < .01$ and $F_{50-100ms} (1, 49) = 24.50, p < .001$) which confirmed that the neuromuscular response amplitude was higher at the contacted vertebra level than adjacent vertebrae levels for both groups. Representation of the neuromuscular response amplitude to the 225 N stimulation force for the 100 ms following the thrust application onset is shown in Figure 3.3 (p. 103).

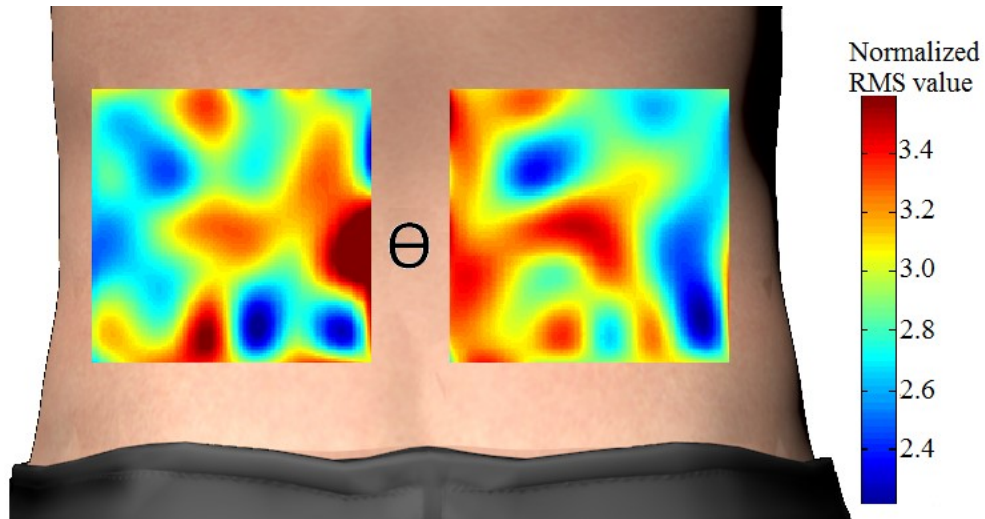


Figure 3.3. Representation of the neuromuscular response amplitude to the 225 N stimulation force for the 100 ms following the thrust application onset. Θ represents the stimulation contact site.

3.10 Discussion

The purpose of this study was to compare the neuromuscular response amplitude under various mechanical stimulations of the lumbar spine, between participants with and without cLBP. Both groups showed a similar dose-response relationship between the neuromuscular response amplitude and the stimulation force indicating that the response amplitude linearly increased with the increase in force. Mechanical stimulation dose-neuromuscular response relationship has previously been reported for the thoracic spine (Nougarou et al., 2013; Nougarou et al., 2014; Pagé et al., 2014). Using a similar protocol, these investigations showed an increase in the neuromuscular response at T6 and T8 to mechanical stimulations delivered to T7 transverse processes while increasing the peak force (from 80 to 255 N) (Nougarou et al., 2013), decreasing the preload force (from 20 to 0 N) (Nougarou et al., 2014), or decreasing the thrust duration (from 275 to 125 ms) (Pagé et al., 2014). Studies conducted in animal models also support these results in the lumbar spine (Colloca et al., 2006; Pickar & Kang, 2006; Pickar et al., 2007; Reed et al., 2013a; Reed et al., 2014, 2015).

It was hypothesized that participants with cLBP would present higher response amplitude than healthy participants. This assumption was based on the Larivière et al. (2010) study, which showed higher L3 EMG amplitude in response to a sudden posterior to anterior trunk perturbation (20 perturbations per participant) in 30 subjects with cLBP compared to 30 healthy subjects. The large variability in the muscle response and the relatively low number of trials used in the present study (4 trials per participant) may explain differences observed between the two studies. Larivière et al. (2010) results were also only significant when the authors adjusted for back muscles preactivation which has not been performed in the present study. Nevertheless, unlike the aforementioned study participants which were in an upright position, participants of the current study were lying prone which is believed to have minimize the possibility of back muscles preactivation. To our knowledge, only a few other studies compared the neuromuscular response amplitude to a sudden lumbar muscle stretch between participants with and without cLBP. These studies reported heterogeneous results. Lower EMG amplitude of L3 erector spinae in response to a sudden anteriorly directed trunk load in patients with cLBP ($n = 11$) compared to control subjects ($n = 11$) has been reported by Magnusson et al. (1996). However, the results interpretation of this later study remains difficult as data reporting is incomplete. Liebetrau et al. (2013) recorded the reflex latency and gain of the left lumbar paraspinal muscles following right lateral trunk perturbation in seven females with cLBP and seven healthy females. As described in the present study, no between-groups difference in the response gain was observed in addition to that both studies included a low number of trials (five per participant in Liebetrau et al. (2013) study and four in the present study). Overall, discrepancies in these various results may originate from differences in reported protocols including the fact that a local stretch of the tissues surrounding the spinous process was produced in the present study compared to a regional stretch generated in the aforementioned studies. The presence of modified neuromuscular responses in specific subgroups of patients with cLBP, as it has been previously reported for other motor behaviors (Geisser et al., 2005; Lariviere et al., 2010; Magnusson et al., 1996) can neither be excluded.

When comparing responses in the vicinity of the contacted vertebra and those distant from the contact area, studies showed a shorter delay between the mechanical spine

stimulation onset and the neuromuscular response onset (Tani et al., 1997) and a higher response amplitude (Colloca & Keller, 2001a; Herzog et al., 1999; Reed et al., 2015) next to the contact area. In the present protocol, the use of large sEMG array provided the opportunity to look at the topographical representation of the neuromuscular response amplitude. The presence of neuromuscular responses, although of lower amplitudes, distant from the contact area suggests that a regional response occurs following spine stimulation even though it is delivered on a single spinous process. The area where responses are observed may depend on the associated adjacent vertebrae displacement generating a regional lumbar musculotendinous stretch (Colloca et al., 2006; Nougrou et al., 2014; Pagé et al., 2014), or by the fact that interneuronal connections allow sensory inputs to extend over several spinal levels (Brown, 2012). Interestingly, a recent study by Edgecombe et al (2015) showed that a simulated SM in cat lumbar spines results in a decrease of the contacted vertebra spinal stiffness, while no alteration is observed at adjacent vertebrae. It has been previously proposed that mechanisms underlying manual therapy effects (including SM) include the related neuromuscular response (Herzog, 2010). Although it is not known whether this response and the decrease in spinal stiffness are associated, one can hypothesize that stimulating the reflexive component of the spine stabilizing system results in a decrease in the active stabilization (i.e. muscle contraction), thus in spinal stiffness. If this hypothesis holds true, the results of the present study suggest that a response amplitude threshold needs to be reached to decrease the spinal stiffness.

3.10.1 Strengths and limitations

Although allowing procedure standardisation, the use of an apparatus to deliver mechanical stimulation has limited the options with regard to the experimental setup. Related literature has shown that neuromechanical responses (such as spinal stiffness, vertebral displacement/acceleration and muscular response) vary according to the contacted spinal level (Allison et al., 1998; Edmondston et al., 1998), the load angle (Allison et al., 1998; Kawchuk & Perle, 2009) and the trunk position (Dimitrijevic et al., 1980). Results of the present study may thus not reflect neuromuscular responses to stimulations not generated with a

posterior to anterior vector. Furthermore, the strain/stress induced during spine stimulation has not been previously investigated using biomechanical modelling, thus any inference to spinal tissues responses remains hypothetical. It should also be noted that the current study included participants with a wide range of cLBP levels (NRS scores: 28.27 ± 25.51). Since our results failed to identify differences between a sample of the general cLBP population and healthy participants, future studies should now consider subgroup analyses.

3.11 Conclusion

This cross-sectional study showed that participants with cLBP demonstrate similar neuromuscular response amplitude to lumbar mechanical stimulations than healthy adults and that the response amplitude increases with peak force. Moreover, even though mechanical stimulation is delivered with a specific contact, a neuromuscular response, although rapidly decreasing, is observed in areas distant from the mechanical stimulation. Overall, these findings provide a better understanding of the neuromuscular response to mechanical spine stimulation in patients with cLBP.

3.12 References

- Allison GT, Edmondston SJ, Roe CP, Reid SE, Toy DA, Lundgren HE (1998) Influence of load orientation on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine *J Manipulative Physiol Ther* 21:534-538
- Beith ID (2012) Reflex control of ipsilateral and contralateral paraspinal muscles *Exp Brain Res* 218:433-440 doi:10.1007/s00221-012-3032-9
- Brown AG (2012) *Organization in the Spinal Cord: The Anatomy and Physiology of Identified Neurones*. Springer London,
- Cao D-Y, Reed WR, Long CR, Kawchuk GN, Pickar JG (2013) Effects of thrust amplitude and duration of high-velocity, low-amplitude spinal manipulation on lumbar muscle spindle responses to vertebral position and movement *Journal of manipulative and physiological therapeutics* 36:68-77

- Chapman JR, Norvell DC, Hermsmeyer JT, Bransford RJ, DeVine J, McGirt MJ, Lee MJ (2011) Evaluating common outcomes for measuring treatment success for chronic low back pain *Spine (Phila Pa 1976)* 36:S54-68 doi:10.1097/BRS.0b013e31822ef74d
- Colloca CJ, Keller TS (2001a) Electromyographic reflex responses to mechanical force, manually assisted spinal manipulative therapy *Spine (Phila Pa 1976)* 26:1117-1124
- Colloca CJ, Keller TS, Harrison DE, Moore RJ, Gunzburg R, Harrison DD (2006) Spinal manipulation force and duration affect vertebral movement and neuromuscular responses *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 21:254-262 doi:10.1016/j.clinbiomech.2005.10.006
- Descarreaux M, Nougrou F, Dugas C (2013) Standardization of spinal manipulation therapy in humans: development of a novel device designed to measure dose-response *J Manipulative Physiol Ther* 36:78-83 doi:10.1016/j.jmpt.2012.12.007
- Dimitrijevic MR, Gregoric MR, Sherwood AM, Spencer WA (1980) Reflex responses of paraspinal muscles to tapping *J Neurol Neurosurg Psychiatry* 43:1112-1118
- Edgecombe TL, Kawchuk GN, Long CR, Pickar JG (2015) The effect of application site of spinal manipulative therapy (SMT) on spinal stiffness *Spine J* 15:1332-1338 doi:10.1016/j.spinee.2013.07.480
- Edmondston SJ, Allison GT, Gregg CD, Purden SM, Svansson GR, Watson AE (1998) Effect of position on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine *Man Ther* 3:21-26 doi:10.1054/math.1998.0312
- Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, Roth RS, Zucker R, Ambroz C, Caruso M (2005) A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls *J Pain* 6:711-726 doi:10.1016/j.jpain.2005.06.008
- Herzog W (2010) The biomechanics of spinal manipulation *Journal of bodywork and movement therapies* 14:280-286 doi:10.1016/j.jbmt.2010.03.004
- Herzog W, Scheele D, Conway PJ (1999) Electromyographic responses of back and limb muscles associated with spinal manipulative therapy *Spine (Phila Pa 1976)* 24:146-152; discussion 153
- Kawchuk GN, Perle SM (2009) The relation between the application angle of spinal manipulative therapy (SMT) and resultant vertebral accelerations in an in situ porcine model *Man Ther* 14:480-483 doi:10.1016/j.math.2008.11.001

- Lariviere C, Forget R, Vadeboncoeur R, Bilodeau M, Mecheri H (2010) The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses *Eur J Appl Physiol* 109:577-590 doi:10.1007/s00421-010-1389-7
- Leboeuf-Yde C, Nielsen J, Kyvik KO, Fejer R, Hartvigsen J (2009) Pain in the lumbar, thoracic or cervical regions: do age and gender matter? A population-based study of 34,902 Danish twins 20-71 years of age *BMC Musculoskelet Disord* 10:39 doi:1471-2474-10-39 [pii]
- Lemeunier N, Leboeuf-Yde C, Gagey O (2012) The natural course of low back pain: a systematic critical literature review *Chiropr Man Therap* 20:33 doi:10.1186/2045-709X-20-33
- Liebetrau A, Puta C, Anders C, de Lussanet MH, Wagner H (2013) Influence of delayed muscle reflexes on spinal stability: model-based predictions allow alternative interpretations of experimental data *Hum Mov Sci* 32:954-970 doi:10.1016/j.humov.2013.03.006
- Magnusson ML et al. (1996) European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain *Eur Spine J* 5:23-35
- Nougarou F, Dugas C, Deslauriers C, Page I, Descarreaux M (2013) Physiological responses to spinal manipulation therapy: investigation of the relationship between electromyographic responses and peak force *J Manipulative Physiol Ther* 36:557-563 doi:10.1016/j.jmpt.2013.08.006
- Nougarou F, Dugas C, Loranger M, Page I, Descarreaux M (2014) The role of preload forces in spinal manipulation: experimental investigation of kinematic and electromyographic responses in healthy adults *J Manipulative Physiol Ther* 37:287-293 doi:10.1016/j.jmpt.2014.04.002
- Page I, Nougarou F, Dugas C, Descarreaux M (2014) The effect of spinal manipulation impulse duration on spine neuromechanical responses *J Can Chiropr Assoc* 58:141-148
- Panjabi MM (1992) The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement *J Spinal Disord* 5:383-389; discussion 397
- Pickar JG, Kang YM (2006) Paraspinal muscle spindle responses to the duration of a spinal manipulation under force control *J Manipulative Physiol Ther* 29:22-31 doi:10.1016/j.jmpt.2005.11.014

- Pickar JG, Sung PS, Kang YM, Ge W (2007) Response of lumbar paraspinal muscles spindles is greater to spinal manipulative loading compared with slower loading under length control *Spine J* 7:583-595 doi:10.1016/j.spinee.2006.10.006
- Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC (2000) Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain *Spine (Phila Pa 1976)* 25:947-954
- Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS (2001) Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain *Spine (Phila Pa 1976)* 26:724-730
- Reed WR, Cao D-Y, Long CR, Kawchuk GN, Pickar JG (2013a) Relationship between Biomechanical Characteristics of Spinal Manipulation and Neural Responses in an Animal Model: Effect of Linear Control of Thrust Displacement versus Force, Thrust Amplitude, Thrust Duration, and Thrust Rate Evidence-based complementary and alternative medicine : eCAM 2013:492039
- Reed WR, Long CR, Kawchuk GN, Pickar JG (2014) Neural responses to the mechanical parameters of a high-velocity, low-amplitude spinal manipulation: effect of preload parameters *J Manipulative Physiol Ther* 37:68-78 doi:10.1016/j.jmpt.2013.12.004
- Reed WR, Long CR, Kawchuk GN, Pickar JG (2015) Neural responses to the mechanical characteristics of high velocity, low amplitude spinal manipulation: Effect of specific contact site *Man Ther* doi:10.1016/j.math.2015.03.008
- Reeves NP, Cholewicki J, Milner TE (2005) Muscle reflex classification of low-back pain *J Electromyogr Kinesiol* 15:53-60 doi:10.1016/j.jelekin.2004.07.001
- Symons BP, Herzog W, Leonard T, Nguyen H (2000) Reflex responses associated with activator treatment *J Manipulative Physiol Ther* 23:155-159
- Tani T, Yamamoto H, Ichimiya M, Kimura J (1997) Reflexes evoked in human erector spinae muscles by tapping during voluntary activity *Electroencephalogr Clin Neurophysiol* 105:194-200
- van Dieen JH, Selen LP, Cholewicki J (2003) Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature *J Electromyogr Kinesiol* 13:333-351

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

Waddell G (2004) *The back pain revolution*. 2nd edn. Churchill Livingstone, Edinburgh; New York

Walker BF, Muller R, Grant WD (2004) Low back pain in Australian adults: prevalence and associated disability *J Manipulative Physiol Ther* 27:238-244
doi:10.1016/j.jmpt.2004.02.002

Chapitre 4: Article 2

Development of a new palpation method using alternative landmarks for the determination of thoracic transverse processes: an in-vitro study

Isabelle Pagé, Martin Descarreaux, Stéphane Sobczak

Article publié dans *Musculoskeletal Science and Practice*

4.1 Contribution des auteurs

Je suis l'auteure principale du projet de recherche à l'origine de cet article. En collaboration avec le laboratoire d'anatomie de l'Université du Québec à Trois-Rivières (Trois-Rivières, Québec, Canada) et le professeur Stéphane Sobczak ainsi que sous la supervision du professeur Martin Descarreaux, j'ai développé le protocole de recherche et effectué la collecte des données. J'étais également responsable de l'identification des repères anatomiques sur les cadavres et de l'insertion des marqueurs métalliques dans ceux-ci. L'identification des repères anatomiques par échographie musculosquelettique a été effectuée par le professeur Sobczak puisqu'il possédait l'expertise requise. La dissection et la prise de mesure des erreurs d'identification ont été effectuées par le professeur Sobczak et moi-même. J'ai effectué l'analyse et l'interprétation des résultats sous la supervision du professeur Descarreaux en plus de rédiger le manuscrit. Ce dernier a, par la suite, été révisé de façon critique par les professeurs Sobczak et Descarreaux avant qu'il soit soumis pour publication.

4.2 Mise en contexte

Ce second article a été publié en tant que rapport technique en 2017 dans le journal *Musculoskeletal Science and Practice* (auparavant le journal *Manual Therapy*, Elsevier Ltd.) (Pagé et al., 2017). Cette étude a également fait l'objet d'une présentation par affiche dans le

cadre de la journée scientifique 2016 du Réseau Provincial de Recherche en Adaptation Réadaptation (REPAR) qui avait lieu à Québec (Québec, Canada) en mai 2016. J'ai également présenté les résultats de ce projet lors d'une présentation de 45 minutes aux étudiants de 3^e année du doctorat de premier cycle en chiropratique de l'Université du Québec à Trois-Rivières dans le cadre du cours Intervention Chiropratique et Santé (CPR1002). Cette présentation avait pour titre « Palpation thoracique : là où la mort est au service de la vie » et a eu lieu en février 2016.

Cette étude adresse un défi résultant de l'évaluation de la rigidité vertébrale et de l'exécution de manipulations vertébrales au rachis thoracique. En effet, la rigidité vertébrale se mesure en contactant un processus épineux alors que les manipulations vertébrales thoraciques, exécutées dans la quatrième étude cette thèse, s'effectuent en positionnant l'appareil robotisé de chaque côté du rachis, soit au-dessus des processus transverses. Cette étude avait donc pour objectif de valider ma capacité à identifier la localisation des processus transverses correspondant à un processus épineux thoracique.

4.3 Résumé en français

Des méthodes de palpation ont été proposées pour guider les cliniciens dans la localisation des processus transverses thoraciques (PTT). Toutefois, aucune étude n'a évalué la validité de la palpation des PTT et la valeur ajoutée de l'utilisation de l'imagerie musculosquelettique par ultrasons (IMU). Les objectifs de la présente étude étaient (1) d'explorer la validité de la localisation des PTTs par une méthode de palpation communément utilisée par des cliniciens; (2) de développer une méthode de palpation précise et valide; et (3) d'évaluer la valeur ajoutée de l'IMU. Une procédure standardisée a été utilisée sur six cadavres et consistait en l'insertion de marqueurs dans les processus transverses et épineux de T3, T5, T6 et T8 identifiés par palpation et par l'IMU. Premièrement, un cadavre frais a été utilisé pour explorer la validité de la méthode de palpation commune. Puisqu'une faible validité a été observée, une méthode intermédiaire et une méthode finale de palpation ont été évaluées sur un total de cinq spécimens embaumés selon la méthode Thiel. Une

analyse descriptive a été effectuée et l'accord entre l'identification par l'IMU et par palpation a été déterminé. Le modèle final a mené à l'identification adéquate de tous les PTT sur les trois spécimens évalués avec une erreur moyenne de mesure de $4,0 \pm 1,8$ mm avec le milieu du processus. Les coefficients de variations et les erreurs quadratiques moyennes étaient de $\leq 0,15$ et $\leq 0,21$ mm respectivement. La figure de Bland-Altman n'a pas montré de différences entre l'identification par palpation et par IMU. En conclusion, cette étude présente la validité d'une nouvelle méthode de palpation utilisant plusieurs repères pour guider la détermination des PTT et pour laquelle l'IMU ne semble pas augmenter la précision. Ces résultats peuvent avoir d'importantes implications cliniques pour les cliniciens utilisant la palpation.

**DEVELOPMENT OF A NEW PALPATION METHOD USING ALTERNATIVE LANDMARKS
FOR THE DETERMINATION OF THORACIC TRANSVERSE PROCESSES: AN IN-VITRO
STUDY**

Isabelle Pagé^{a, c*}, Martin Descarreaux^{b, c}, Stéphane Sobczak^{a, c}

^a Département d'anatomie, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 boul. des Forges, CP. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

^b Département des sciences de l'activité physique, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 boul. des Forges, CP. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

^c Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques (GRAN), Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 boul. des Forges, CP. 500, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7

* **Corresponding author:** Département d'anatomie, Université du Québec à Trois-Rivières, 3351 Boul. des Forges, Trois-Rivières, Québec, Canada, G9A 5H7, Tel. 1+819-376-5011 ext. 4469. E-mail: Isabelle.Page1@uqtr.ca

4.4 Abstract

Palpation methods (PMs) have been proposed to guide clinicians in locating the thoracic transverse processes (TTPs). However, no studies have assessed the validity of TTPs palpation or the added value of musculoskeletal ultrasound (MSU). The objectives of the present study were (1) to explore the validity of TTPs location using palpation as commonly performed by clinicians, (2) to develop an accurate and valid PM, and (3) to assess the added value of MSU. A standardized procedure was used on six cadavers. It consisted in the insertion of markers through the T3, T5, T6 and T8 TTPs and spinous processes, which were identified using palpation and MSU. First, a fresh cadaver was used to explore the validity of the common palpation method. Since poor validity was observed, one intermediate and a final PMs were tested on a total of five Thiel-embalmed specimens. A descriptive analysis was performed and agreement between MSU and the final PM was determined. The final PM led to the proper determination of all TTPs on three specimens with a mean error of 4 ± 1.8 mm in relation to the TTPs center. The coefficient of variations and root mean square errors were ≤ 0.15 and ≤ 0.21 mm, respectively. Bland-Altman plot showed no differences between palpation and MSU. In conclusion, this study reports the validity of a new PM using multiple landmarks to guide TTPs determination and for which MSU does not seem to add value in accuracy. These results may have important clinical implications for clinicians using palpation.

Keywords: Thoracic spine; palpation; transverse process; validity.

Conflict of interest: The authors declare that they have no conflicts of interests

Ethic approval: This study was performed in the anatomy laboratory of the Université du Québec à Trois-Rivières after approval of the local Ethics Committee (SCELERA-15-09).

Funding: This study was funded by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR) and the Fonds de Recherche du Québec – Santé (FRQS) through scholarships received by the first author.

Acknowledgement: The authors would like to acknowledge Mrs. Pellerin, Lemire and Plante for their assistance as laboratory technicians.

4.5 Introduction

Spine palpation is commonly used in the assessment of patients with spine related pain. Consequently, accurately identifying anatomical structures in order to make a diagnosis and/or deliver a manual treatment constitutes an important ability for a number of health care providers (Hurwitz, 2012; Shin et al., 2011; Triano et al., 2013). From a clinical perspective, the required specificity for a spinal manipulation therapy to be clinically efficient is still unknown but recent studies highlighted a potential relationship between clinical improvement associated to spinal manipulation therapy and a decrease in segmental lumbar spinal stiffness (Fritz et al., 2011; Wong et al., 2015). The results of these studies suggest a nonspecific effect of spinal manipulation, since spinal stiffness was assessed at distance from the spinal manipulation target. On the other hand, a recent study in anesthetized feline models (Edgecombe et al., 2015) showed a decrease in spinal stiffness following a spinal manipulation only when the manipulation was delivered to the same vertebra. Because such relationship has only been studied for spinal manipulation, more research is needed to confirm the degree of specificity required and its clinical relevance for other manual treatments. Until there is clear evidence, researchers and clinicians should attempt to be as specific and accurate as possible.

Various spine landmarks have been proposed to guide spinous process (SP) palpation, such as the use of the line connecting the superior aspect of the iliac crests posteriorly to identify the midline at L4 or L4-5 spinal level (Chakraverty et al., 2007), the lower angle of the

scapula for T8 SP (Cooperstein et al., 2015), and head movement for C6 and C7 SPs (Shin et al., 2011). Despite these guidelines, clinicians frequently misidentify SPs (Harlick et al., 2007; Phillips et al., 2009; Snider et al., 2011). Few palpation methods are available to identify thoracic transverse processes (TPs), but they are all based on the premise that clinicians can accurately identify SPs (Bergmann et al., 1993; Geelhoed et al., 2006; Mitchell et al., 1979; Reichert, 2011). Geelhoed et al. (2006) proposed that TPs from T1 to T10 can generally be determined following the adjacent cranial SP. Moreover, few methods provide indication on the distance between TPs and the spine midline. Reichert (2011) suggests to palpate the rib at the level situated at a distance corresponding to one to three patient's index finger-width from the lower edge of the corresponding SP, depending upon the vertebra level. The transverse process should be localized just medially to the angle of the rib.

In order to address palpation deficiencies, imaging tools such as ultrasound are now being included in several medical procedures requiring specific landmark determination such as vertebra angulation measurements (Suzuki et al., 1989), as well as epidural and facet joint injections (Darrieutort-Laffite et al., 2014). Few studies, however, investigated the potential benefit of musculoskeletal ultrasound (MSU) imaging in TPs identification, but early results highlight the potential relevance of this technique for clinical or research purposes. Indeed, Kawchuk et al. (2001) showed that determination errors of porcine lumbar TP via palpation performed by clinicians following a short training decreased from 4.53 mm to 1.42 mm with MSU.

Therefore, the aims of this *in vitro* study were initially to explore the validity of TPs identification through palpation as it is being taught in the University chiropractic curriculum (further defined as "common palpation") and to assess the added value of MSU. Based on the preliminary results, a third objective was added, which was to develop an accurate and valid palpation method.

4.6 Material and methods

4.6.1 Specimens

One fresh and five Thiel-embalmed cadavers without history of spinal surgery were used through the University Willed Body Donation Program (Table 4.1, p. 119). Throughout the procedures, specimens were placed lying in prone position on a dissection table with a wooden bloc (30 × 12 × 10 cm) located under the upper thoracic region to avoid head extension.

Table 4.1. Specimens' demographics

Characteristic	Specimen 1	Specimen 2	Specimen 3	Specimen 4	Specimen 5	Specimen 6
Embalmmment	None	Thiel	Thiel	Thiel	Thiel	Thiel
Gender	Female	Female	Male	Male	Male	Female
Age (years old)	84	71	83	76	70	65
Height (m)	1.75	1.52	1.83	1.7	1.65	1.5
Weight (kg)	64	42	72	74	70	57
Body mass index (kg/m ²)	20.90	18.18	21.38	25.61	25.72	25.33

4.6.2 Assessment of common palpation and MSU validity

4.6.2.1 TPs determination by common palpation

One clinician (IP; 5 years of clinical practice experience) located the thoracic SPs and left corresponding TPs using palpation as taught in the University chiropractic curriculum (method A). Specifically, the specimen head was moved by one researcher from neutral to full flexion, while the movement of the most prominent and the above and lower level SP was palpated by the clinician. The most prominent SP in full flexion was then defined as C7; if two SPs were equally prominent, they were defined as C7 and T1 level (Bates et al., 2006). Thoracic SPs were then identified and numbered. Subsequently, the targeted TPs (left T3, T5, T6 and T8) were identified using the method proposed in Bergmann et al. (1993): T3 TP is located at the T2-T3 interspinous space level while T5, T6 and T8 TPs are located two interspinous spaces above (ex. T3-T4 interspinous space for T5 TPs). The localization of the TPs was finally specified by doing a posterior to anterior pressure while palpating the resulting movement of the corresponding SP. Once palpation completed and mid-points marked with a pen, metallic markers were inserted into the bony tissue of the T3, T5, T6 and T8 SPs (θ : 1mm, L = 13 mm) and TPs (θ : 2 mm, L = 44 mm) using a surgical mallet. Care was taken to avoid markers protrusion from the skin surface to allow proper MSU examination.

4.6.2.2 TPs determination by MSU

Following palpation identification, the same TP levels were located by MSU using LOGIQ e ultrasound system (GE Medical Systems, Jiangsu, China). A 3-point (Figure 4.1, p. 121) method was used to transpose the position visualized on the screen to the specimen. All MSU examinations were performed by the same operator, who had 5 years of experience in spine MSU examination. A standardized protocol was used throughout this study. First, the transducer probe was positioned perpendicularly to the spine and moved until the targeted SP was visualized in the middle of the screen. The transducer probe was then slightly moved toward the left in order to position the SP at the right margin of the transducer head. Its left

portion was then slowly moved cranially until the SP, its lamina and its TP were concomitantly visualized.

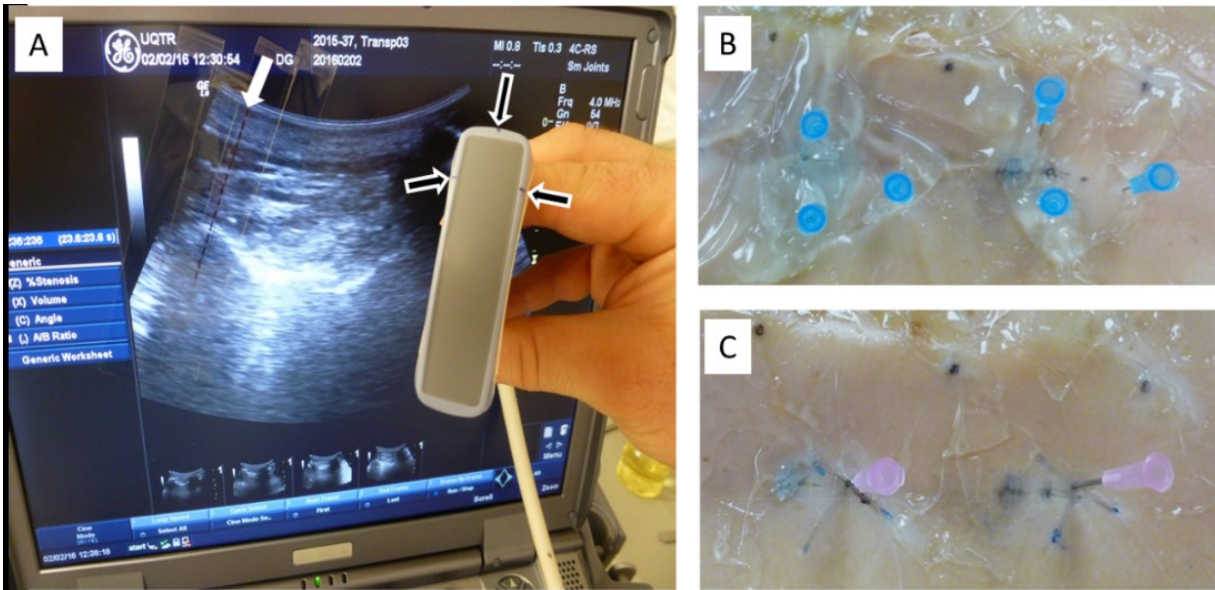


Figure 4.1. Musculoskeletal ultrasound (MSU) procedure. A. Prior to the MSU data collection procedure, three lines (black arrows) were drawn on the transducer probe (GE Medical Systems, 4C-RS, $3.2 \pm 10\%$ MHz, curved array probe). A round head metal probe (θ : 1.8 mm) was then positioned at their intersection and a dash line (white arrow) was drawn on the screen where the probe visualization was located. B. When the TP center was visualized below the dash line, three 25-gauge needles were inserted subcutaneously next to the three transducer reference lines. C. The transducer probe was then removed from the skin, and a fourth 18-gauge needle was inserted through the TP using a surgical hammer, representing the location of the TP based on MSU. Care was taken to insert this needle through a bone in order to avoid displacement during dissection.

4.6.3 Validity assessment

Following the MSU procedure, the left thoracic region from T2 to T9 was dissected to entirely visualize SPs, TPs, lamina and ribs (from its tubercle to its angle). Care was taken throughout procedures to avoid markers (palpation) and needles (MSU) displacement. SPs and TPs identification by palpation and MSU were then validated. Figure 4.2 (p. 122) shows the

procedure from SPs and TPs identification to the confirmation of localization following the specimen dissection.

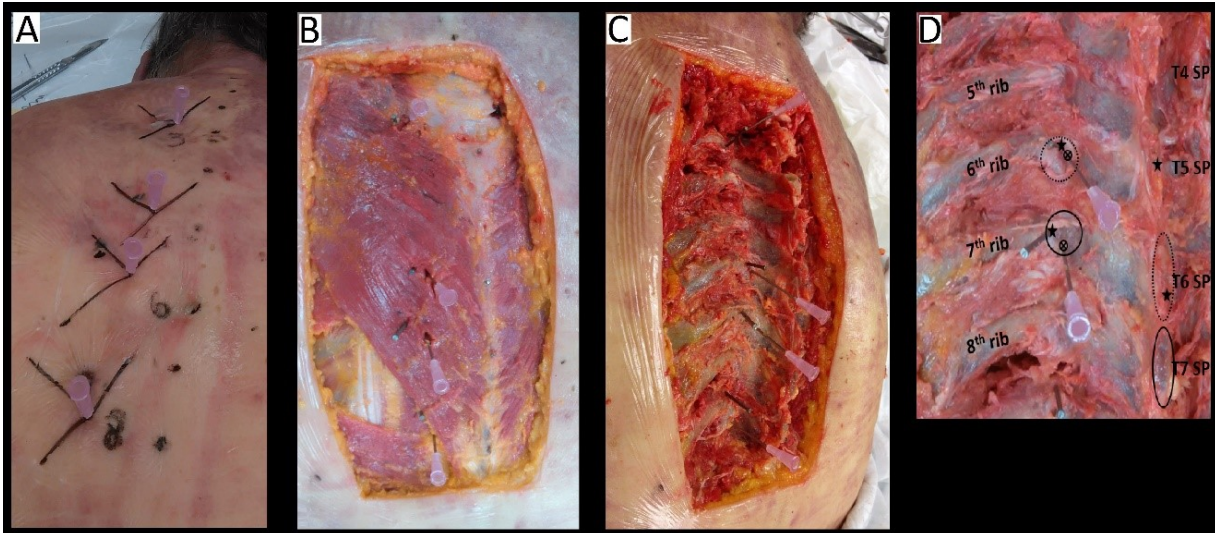


Figure 4.2. Representation of the common palpation (method A) and musculoskeletal ultrasound (MSU) validity assessment. A. Localization of the spinous processes (SPs) and transverse processes (TPs) by common palpation (markers beneath the skin) and MSU (needles). B. Visualization of the markers and needles following skin removal. C. Confirmation of SPs and TPs identification following dissection. D. Visualization of T5 and T6 identification via palpation (★) and MSU (⊗). As observed, T6 (dotted circle) and T7 (solid circle) TPs were identified as being T5 and T6 levels respectively, while SPs were correctly identified.

4.6.4 New palpation method development and assessment of MSU added value

4.6.4.1 Procedure

Five Thiel-embalmed specimens were available to develop a palpation method based on alternative landmarks, including measurements taken on dry full thoracic spines. Between each palpation method, the new method was appraised based on the researchers' observation and the quantitative findings. The method was then modified according to a consensus reached by the researchers in order to improve its validity and accuracy until the corresponding TPs of the T3, T5, T6 and T8 SPs were identified and both markers (palpation)

and needles (MSU) were the closest to the TPs anatomical center. The validity of the palpation and MSU was assessed following each specimen with the same procedure presented above (see 4.6.3.).

4.6.4.2 Measurements on thoracic spines

Nine dry full thoracic spines were available for measurements. Distances between the TP center and the spine midline, as well as the reported angles of the projected line between the TP centers to the center of the corresponding SP related to the spine midline were measured for all vertebral levels. Alternative landmarks were then developed by calculating the mean and SD at each level for both distances and angles, and these new landmarks were applied to the intermediate and final palpation methods.

4.6.4.3 Intermediate and final palpation methods description

Following the measurements of the spines, an intermediate palpation method (method B) was tested on two specimens. The intersection between a TPs reference line drawn based on the mean distances of T3 and T8 TPs and each TP mean angle was used to guide palpation (Figure 4.3.A, p. 124). A third and final method (method C), including the use of the intercostal spaces as new landmarks, was then developed and validated on three specimens. The stages/steps included: (1) determining the thoracic SPs by common palpation, (2) tracing of the TPs reference line, (3) determining the intersection between the TPs reference line and the T3 reference angle and (4) pursuing of the nearest intercostal space (third intercostal space) up to the intersection with the TPs reference line (Figure 4.3.B, p. 124). Subsequent TPs were determined by going down the intercostal spaces from the 3rd one to the 8th one (Figure 4.3.C, p. 124). Further confirmation was provided by observing the relation between each determined TPs as well as between each TP and the cranial SP. Table 4.2 (p. 125) presents the final palpation method in detail.

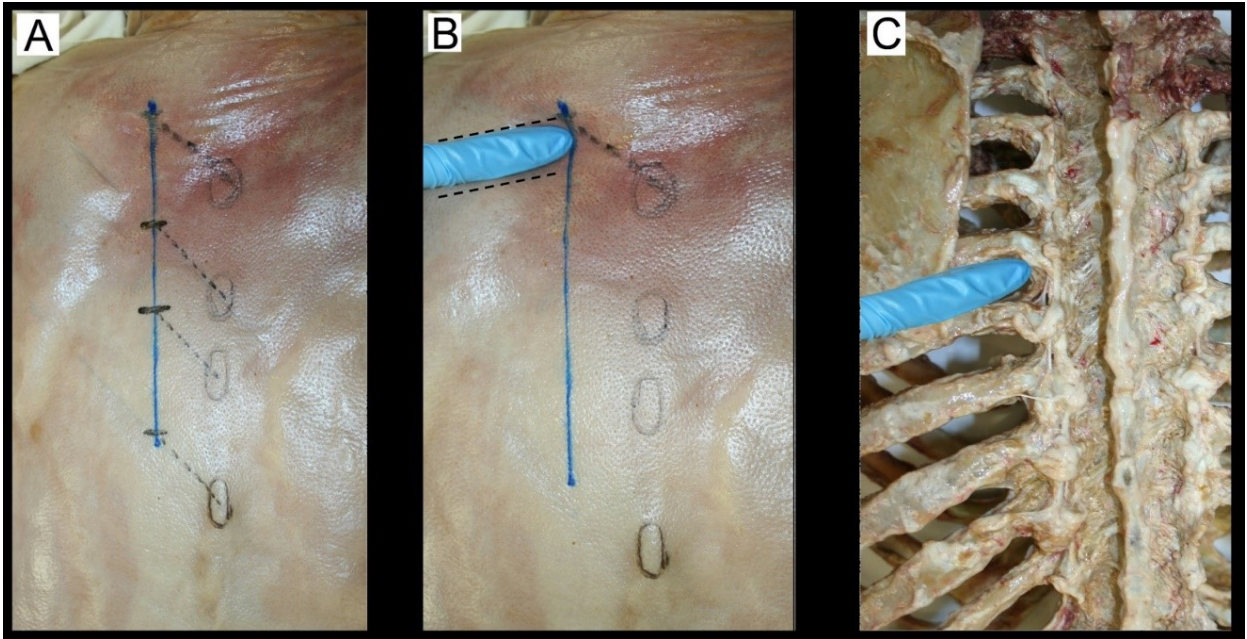


Figure 4.3. Representation of (A) intermediate (method B) and (B) final palpation methods (method C). The transverse processes (TPs) reference line was used for both methods, while only the T3 angle guide was used for the final palpation method. T3 TP was identified by pursuing the nearest intercostal space (dotted lines represent the upper and lower border of the 3rd intercostal space) up to the intersection with the TPs reference line. Subsequent TPs were determined by going down the intercostal spaces from the 3rd one to the 8th one. As observed on an articular skeleton (C), the fingertip points the TP when positioned in an intercostal space.

Table 4.2. Details of the proposed palpation method.

Step	Description	Details
1	Determination of the thoracic SPs midpoint by palpation.	The most prominent SP in full cervical flexion is defined as C7; if two SPs are equally prominent, they are defined as C7 and T1 level (Bates et al., 2006).
2	Drawing of the TPs reference line.	A line passing at 28 mm from T2 SP midpoint and at 26 mm from T7 SP midpoint is drawn to guide TPs localization.
3	Determination of the intersection between the TPs reference line and the T3 reference angle.	T3 was chosen since its spinous process midpoint is usually easy to identify.
4	Following of the nearest intercostal space (third intercostal space) up to the intersection with the TPs reference line.	The finger is placed in the intercostal space and a mark is drawn at the intersection of the fingertip and the TPs reference line.
5	Determination of the subsequent TPs by going down the intercostal spaces.	Each TP is determined by placing the finger in the subsequent intercostal space.
6	Confirmation is provided by observing the relation between each determined TPs, as well as between each TP and the cranial SP.	TPs should be aligned and similarly spaced; TPs should be at about the same level of the cranial level SP (Geelhoed et al., 2006). If a doubt subsists, the corresponding reference angle may be used to confirm localisation.

4.7 Analysis

4.7.1 Common palpation and MSU validity analysis

To assess common palpation and MSU validity, a descriptive analysis was completed by calculating the percentage of proper TPs (common palpation and MSU) and SPs (common palpation only) determination. A score of 100% would mean that all processes were correctly identified. Moreover, Cohen's k was used to assess agreement between the two methods for TPs determination.

4.7.2 Alternative landmarks descriptive analysis

To develop the alternative landmarks, a descriptive analysis (means and standard deviations [SDs]) was performed for spines' measurements (distances and angles) at each vertebra level.

4.7.3 Intermediate and final palpation methods accuracy and validity analysis

To assess the accuracy of methods B and C, palpation and MSU errors in identification were determined by measuring the distance between the anatomical center of the targeted TP and the corresponding marker (palpation) or needle (MSU). Each distance (mm) was collected three times at each TP by the same examiner using a digital caliper (Mitutoyo Corp, Japan, model: CD-4" ASX, measurement error: 0.01 mm). Validity was determined by reporting the number of correct and incorrect TPs and SPs determinations and Cohen's k was used to assess agreement between the two methods in TPs determination.

4.7.4 Reliability analysis of the errors in identification measurements

The reliability of the errors in identification measurements associated with the intermediate (method B) and the final (method C) palpation methods was analyzed using coefficient of variations (CVs) and the root mean square errors (RMSEs).

4.7.5 Final palpation method and MSU agreement analysis

Agreement between the final palpation method (method C) and MSU measurements was determined by calculating the 95 % limits of agreement between the errors in identification measurements obtained via palpation and MSU. Bland and Altman analysis (i.e. percentage of agreement analysis) was the most appropriate method to assess agreement in this case as the agreement between two quantitative measurements were compared by assessing the mean difference and constructing limits of agreement (Giavarina, 2015). A Bland-Altman plot was also created to graphically depict the palpation-MSU difference as a function of the mean difference for each measurement at each vertebra level.

4.8 Results

4.8.1 Common palpation and MSU validity

Cohen's *k* revealed a "perfect" agreement between common palpation and MSU on TPs determination ($k = 1, p < .05$). Common palpation presented a percentage of success of 100 % in the identification of T3, T5, T6 and T8 SPs; however, common palpation and MSU only correctly determined T3 TP (i.e. 25 % success). T5, T6 and T8 TPs were systematically identified at one level lower with both palpation and MSU. Moreover, markers (palpation) were mostly placed on the costotransverse joint line or at the TP superior margin while needles (MSU) were closer to the anatomical centers.

4.8.2 Alternative landmarks description

Mean distances (mm \pm SD) for T3, T5, T6 and T8 TPs were 27.6 ± 4.1 mm, 26.3 ± 2.7 mm, 26.6 ± 3.0 , and 26.0 ± 2.9 mm, respectively. For the same levels, mean angles (\pm SD) were $40.5 \pm 7.6^\circ$, $35.4 \pm 3^\circ$, $33.1 \pm 4.6^\circ$ and 35.4 ± 5.2 respectively. Figure 4.4 (p. 128) shows the distances and angles at each thoracic level for each spine with the overall mean and SD, while Table 4.3 (p. 129) reports the overall mean with its range per vertebra level. Based on these, the distance between the TP center and the spine midline remains relatively constant

throughout the mid thoracic levels (from T3 to T8) while it increases in the upper levels and decreases in the lower levels. Compared to the TPs distances, the angles of the projected line between the TP centers to the center of the corresponding SP related to the spine midline present more variability between spines.

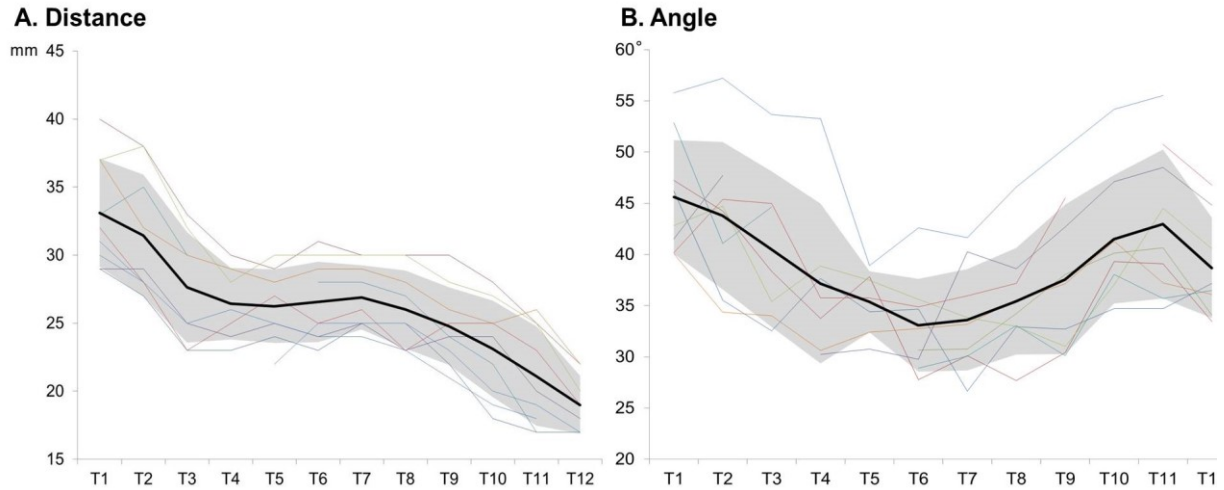


Figure 4.4. Representation of (A) the distances between the TP center and the spine midline and (B) the angles of the projected line between the TP centers to the center of the corresponding SP related to the spine midline. Measures on each of the nine spines and for each thoracic level are shown as well as the overall mean (bold black line) and standard deviation (shadow).

Table 4.3. Mean and range of the measurements taken on the nine dry full thoracic spines

Level	TP distance (mm)		TP angle (°)	
	Mean	Range	Mean	Range
T1	33.11	29-40	45.61	40.08 - 55.80
T2	31.44	27-38	43.78	34.34 - 57.20
T3	27.63	23-33	40.51	32.52 - 53.67
T4	26.43	23-30	37.15	30.22 - 53.25
T5	26.25	22-30	35.37	30.78 - 38.91
T6	26.56	23-31	33.08	27.77 - 42.61
T7	26.89	24-30	33.62	26.63 - 41.66
T8	26.00	23-30	35.43	27.66 - 46.61
T9	24.78	21-30	37.56	30.11 - 50.43
T10	23.11	18-28	41.48	34.72 - 54.19
T11	21.11	17-26	42.96	34.72 - 55.51
T12	19.00	17-22	38.68	33.46 - 46.76

4.8.3 Reliability of the errors in identification measurements

As shown in Table 4.4 (p. 131), caliper measurements for method B showed CVs ranging from 0.00 to 0.04 mm and RMSEs ranging from 0.03 and 0.21. For method C, CVs and RMSEs ranged from 0.04 to 0.15 mm and from 0.13 to 0.24 respectively. These results indicate reliable measurements.

4.8.4 Accuracy and validity of the intermediate and final palpation methods

No markers nor needles displacement were noted during the dissection procedure of any specimen. Figure 4.5 (p. 132) shows the errors in identification per specimen for both MSU and palpation. The intermediate palpation method (method B) led to the proper determination of each TP in specimen 2, but the lower two TPs in specimen 3 were not properly determined due to SP misidentification, a consequence of supraspinous ligament calcification. The final method (method C) allowed proper determination of all TPs for the three specimens. Palpation methods presented a mean error in identification of 8.88 ± 5.63 mm for method B and of 4.03 ± 1.76 mm for method C. Considering specimen 2 to 6, Cohen's k revealed a "perfect" agreement between common palpation and MSU on TPs determination ($k = 1, p < .001$). Table 4.4 (p. 131) presents the validity, accuracy and reliability of palpation and MSU for both methods (B and C).

Table 4.4. Validity* and accuracy of palpation and musculoskeletal ultrasound (MSU) for methods B and C.

Level	Technique	Method Bz							Method C				
		SP		TP			SP		TP				
				Mean of specimens 2 and 3					Mean of specimens 4 to 6				
		Spe 2	Spe 3	Spe 2	Spe 3	Mean	CV	RMSE	Spe 4 to 6	Spe 4 to 6	Mean	CV	RMSE
T3	Palpation	=	=	=	=	2.66 (3.76)	0.04 (0.06)	0.19 (0.27)	=	=	2.98 (1.10)	0.09 (0.04)	0.24 (0.16)
	MSU			=	=	5.11 (4.19)	0.02 (0.01)	0.12 (0.12)		=	3.02 (1.48)	0.05 (0.02)	0.15 (0.10)
T5	Palpation	=	=	=	=	4.17 (1.20)	0.04 (0.04)	0.16 (0.16)	=	=	5.57 (3.03)	0.04 (0.01)	0.20 (0.16)
	MSU			=	=	5.73 (2.66)	0.04 (0.01)	0.21 (0.14)		=	3.14 (1.28)	0.09 (0.05)	0.21 (0.05)
T6	Palpation	T5-T6**	T6-T7	=	↓	13.41 (7.71)	0.02 (0.01)	0.15 (0.00)	=	=	4.45 (3.44)	0.05 (0.04)	0.13 (0.09)
	MSU			=	↓	18.41 (17.02)	0.00 (0.00)	0.03 (0.01)		=	1.67 (1.55)	0.06 (0.08)	0.15 (0.21)
T8	Palpation	↑	=	=	↓	15.3 (9.86)	0.00 (0.00)	0.06 (0.07)	=	=	3.13 (1.50)	0.15 (0.18)	0.24 (0.14)
	MSU			=	↓	20.88 (14.58)	0.01 (0.01)	0.11 (0.02)		=	3.68 (2.77)	0.09 (0.07)	0.18 (0.04)
Mean	Palpation					8.88 (5.63)	0.03 (0.02)	0.14 (0.13)			4.03 (1.76)	0.08 (0.04)	0.20 (0.01)
	MSU					12.53 (9.61)	0.02 (0.00)	0.12 (0.06)			2.88 (0.98)	0.08 (0.02)	0.17 (0.07)

SP: spinous process, TP: transverse process, Spe: Specimen, CV: coefficient of variation, RMSE: root mean square error. All values are in mm and standard deviations are reported in parenthesis. * '=' refers to the proper determination of TP or SP while '↓' refers to the determination of the lower level. ** Palpation led the identification of the corresponding interspinous space.

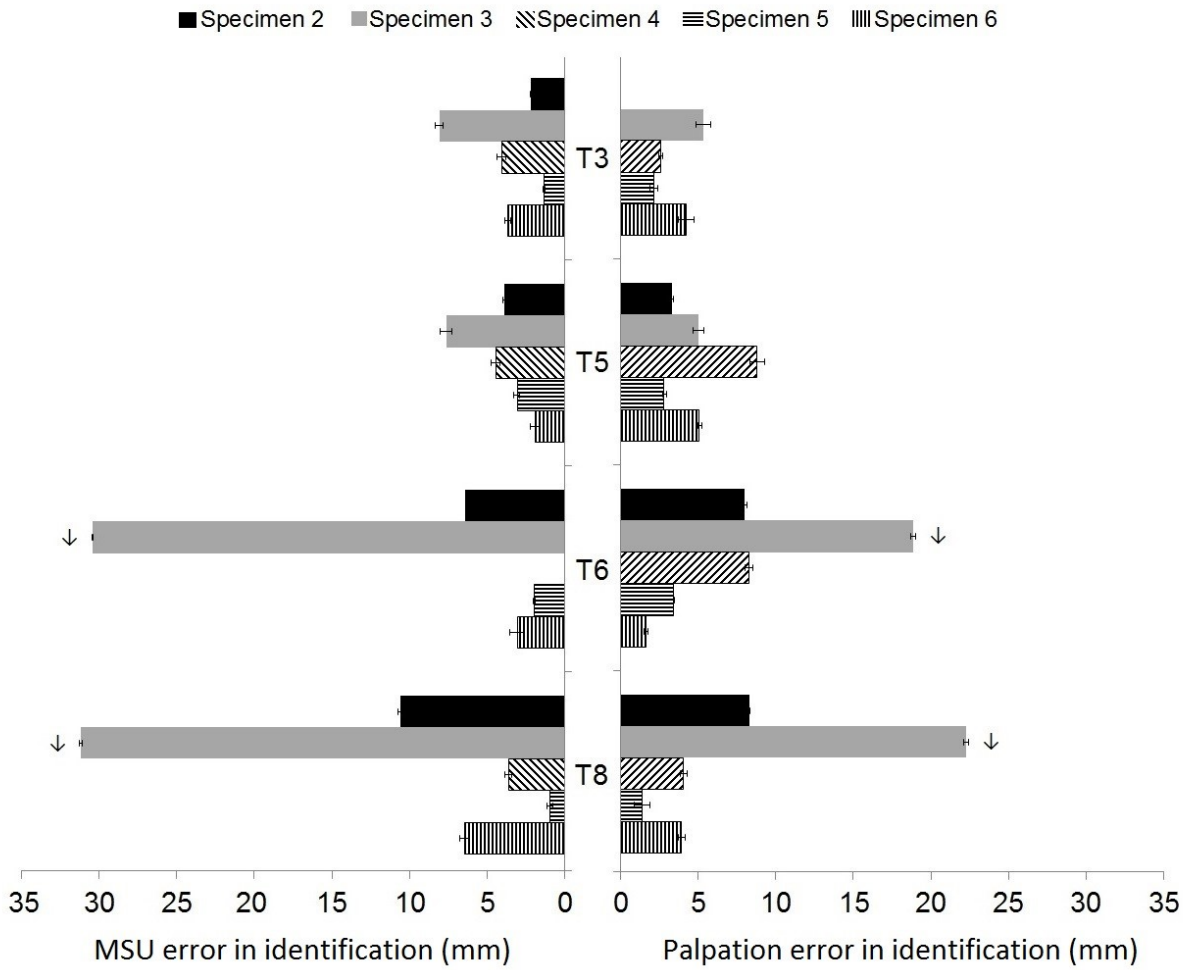


Figure 4.5. Representation of the errors in identification (mean of three measures \pm SD) for each level per specimen for musculoskeletal ultrasound (MSU) and palpation. '↓' indicates identification of the lower TP level. Specimens 4 to 6 were assessed using the final palpation method.

4.8.5 Final palpation method and MSU agreement

Although mean errors in identification of the final palpation method and MSU were 4.03 ± 1.22 mm and 2.88 ± 0.21 mm respectively, an agreement was observed between techniques. The Bland-Altman plot (Figure 4.6, p. 133) demonstrated a 95 % limit of agreements for both techniques ranging from -1.91 to 4.22 with differences between techniques ranging from -0.78 to 2.93 mm.

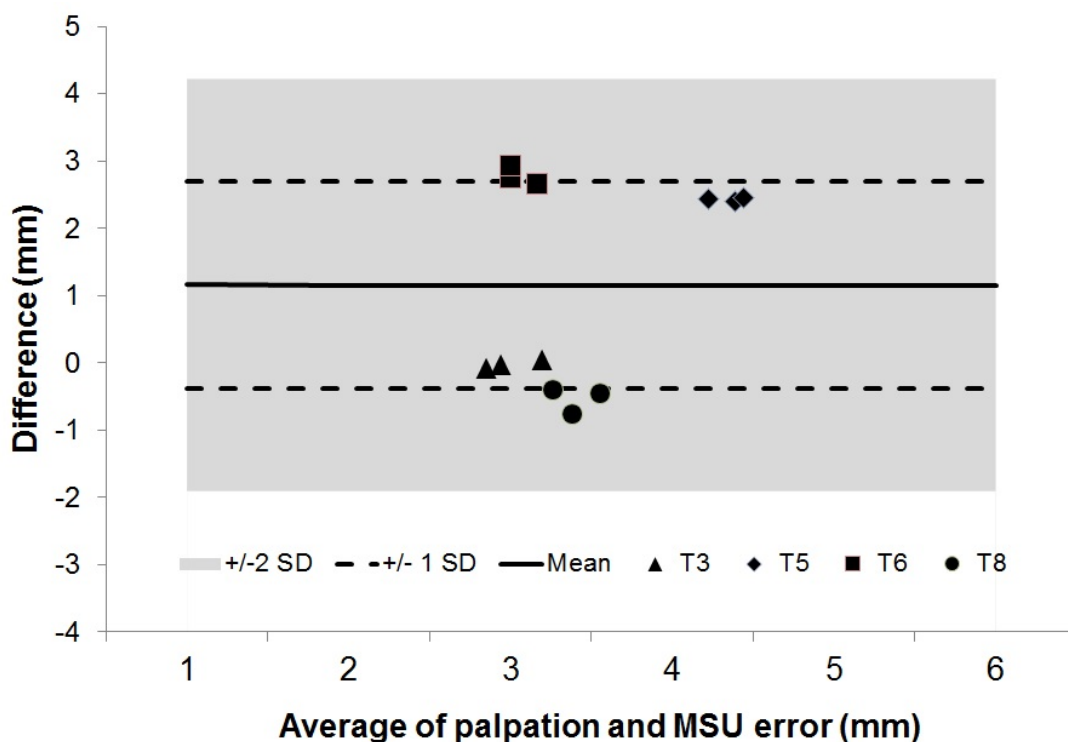


Figure 4.6. Bland-Altman plot of the palpation-musculoskeletal ultrasound (MSU) difference as a function of the mean difference for each measurement at each vertebra level. Results are presented for mean of specimens 4 to 6 (final palpation method).

4.9 Discussion

This study showed that palpation as commonly performed by clinicians often leads to the identification of the lower level TP. These results suggest that palpation validation should not be restricted to the observation of dissected specimens. Indeed, other methods are based

on the *in vitro* relationship between TPs and SPs (Bergmann et al., 1993; Geelhoed et al., 2006; Mitchell et al., 1979) and do not consider soft tissue thickness over the thoracic spine such as erector spinae (Anderson et al., 2012).

The proposed method involves the use of multiple landmarks which has been reported to increase palpation accuracy compared to single landmark palpation (Phillips et al., 2009). These new landmarks include the use of the intercostal spaces and measurements taken on dry full thoracic spines. Although only nine dry spines were available for measurement, this is the first attempt to compile average data regarding these anatomical relationships. SPs can obviously present various angulations with their TPs; however, the TPs always hinge on with their corresponding rib. Consequently, the present method proposes the use of the intercostal spaces to localize the TPs instead of using a rule based on the SPs as previously reported in the literature (Bergmann et al., 1993; Geelhoed et al., 2006; Mitchell et al., 1979; Reichert, 2011).

To minimize the consequences of an SP mid-point misidentification, it is proposed to identify a first TP in the upper thoracic levels (hereby T3) using the TPs reference line and the corresponding reference angle, while subsequent TPs would be identified through the intercostal spaces. A standardized method was used to identify the third SP (Bates et al., 2006), but it cannot be excluded that T2 or T4 SP might have been identified as T3 SP. However, based on the dry spine measurements, mean TP angle, as well as mean TP distance for T3, when compared to the lower (T4) and upper (T2) levels, do not differ greatly. Considering this, the proper intercostal space would have been identified even though the T3 angle and distance were used with T2 or T4 SP. From a clinical perspective, a clinician would palpate a patient in a similar manner between sessions (Billis et al., 2003), leading to the identification of the same SP and consequently TP from one session to another. However, both Intra- and inter-clinician reliability remain to be assessed.

The proposed method allowed the proper identification of all TPs with a mean error of 4 ± 1.2 mm related to TP center. This was achieved although the presence of at least one level with supraspinous/interpsinous ligament calcification leading to misidentification of SPs center in half of the included specimens (specimens 2 to 4) in addition to the poor to moderate

reliability/accuracy of SPs determination reported in the literature (Harlick et al., 2007; Phillips et al., 2009; Snider et al., 2011). The epidemiology of thoracic supraspinous/interspinous ligament calcification has not been reported. However, in the lumbar spine, this condition is rarely observed under 50 years old (Hameed et al., 2012; Olivieri et al., 2009). Health professionals performing spine palpation should therefore consider the proposed method when an increased risk of ligament calcification exists.

Although the study by Kawchuk et al. (2001) has shown a decrease in the error in identification of a lumbar TP with the use of MSU following a short training, the present study does not support its use in the thoracic spine in non-experienced clinicians. Indeed, as reported by Chin et al. (2011), the examination of the thoracic spine is challenging due to the presence of steeply sloping SPs, making it difficult to visualize concomitantly the SP, its lamina and the TP. Therefore, the researcher was not able to certify the level of the TP which would have been the primary benefit of MSU.

4.9.1 Limitations

Although fresh specimens are the most suitable for palpation investigation, only one was available due to economic and technical issues. For the remaining specimens, Thiel-embalmed bodies were chosen over formalin-embalmed ones. Unlike this latter technique, the embalment using Thiel's technique softened the muscles, nerves and vessels, which allowed for a full range of joint motion in addition to cause the skin to become tender and soft (Hammer et al., 2015). This technique was also shown to preserve the haptic properties of the skin, the subcutaneous tissue, the bone, the hyaline cartilage and viscera (Hammer et al., 2015; Wilke et al., 2011). Consequently, Thiel-fixed specimens are now included in various clinical workshops (e.g. anatomy teaching (Balta et al., 2015), urologic skill training (Healy et al., 2015), ultrasound guided procedures (Benkhadra et al., 2009) and spine surgery (Tomlinson et al., 2016)). Despite this, palpation on living humans might be slightly different. Furthermore, care should be taken with the estimation of the distances between the TP center and the spine midline and of the angles of the projected line between the TP centers to the center of the

corresponding SP related to the spine midline, since measurements were limited to nine dry full thoracic spines, presented wide ranges, and might not be valid in presence of spine variations such as scoliosis. Finally, since only one clinician was involved in the present study, confirmation of the proposed method validity needs to be assessed with other clinicians after they receive a short training.

4.10 Conclusion

This technical note proposes a new accurate and valid palpation method using multiple landmarks to guide thoracic TPs determination and for which MSU does not seem to be beneficial. These outcomes may have important clinical implications for health professionals who perform spine palpation.

4.11 References

- Anderson, D. E., D'Agostino, J. M., Bruno, A. G., Manoharan, R. K. & Boussein, M. L. (2012). Regressions for estimating muscle parameters in the thoracic and lumbar trunk for use in musculoskeletal modeling. *J Biomech*, 45(1), 66-75.
- Balta, J. Y., Lamb, C. & Soames, R. W. (2015). A pilot study comparing the use of Thiel- and formalin-embalmed cadavers in the teaching of human anatomy. *Anat Sci Educ*, 8(1), 86-91.
- Bates, B., Bickley, L. S. & Szilagyi, P. G. (2006). *Guide de l'examen clinique*: Arnette.
- Benkhadra, M., Faust, A., Ladoire, S., Trost, O., Trouilloud, P., Girard, C., ... Feigl, G. (2009). Comparison of fresh and Thiel's embalmed cadavers according to the suitability for ultrasound-guided regional anesthesia of the cervical region. *Surg Radiol Anat*, 31(7), 531-535.
- Bergmann, T. F., Peterson, D. H. & Lawrence, D. J. (1993). *Chiropractic Technique: Principles and Procedures*: Churchill Livingstone.
- Billis, E. V., Foster, N. E. & Wright, C. C. (2003). Reproducibility and repeatability: errors of three groups of physiotherapists in locating spinal levels by palpation. *Man Ther*, 8(4), 223-232.

- Chakraverty, R., Pynsent, P. & Isaacs, K. (2007). Which spinal levels are identified by palpation of the iliac crests and the posterior superior iliac spines? *Journal of Anatomy*, 210(2), 232-236.
- Chin, K. J., Karmakar, M. K. & Peng, P. (2011). Ultrasonography of the adult thoracic and lumbar spine for central neuraxial blockade. *Anesthesiology*, 114(6), 1459-1485.
- Cooperstein, R., Haneline, M. & Young, M. (2015). The location of the inferior angle of the scapula in relation to the spine in the upright position: a systematic review of the literature and meta-analysis. *Chiropr Man Therap*, 23, 7.
- Darrietort-Laffite, C., Hamel, O., Glemarec, J., Maugars, Y. & Le Goff, B. (2014). Ultrasonography of the lumbar spine: sonoanatomy and practical applications. *Joint Bone Spine*, 81(2), 130-136.
- Edgecombe, T. L., Kawchuk, G. N., Long, C. R. & Pickar, J. G. (2015). The effect of application site of spinal manipulative therapy (SMT) on spinal stiffness. *Spine J*, 15(6), 1332-1338.
- Fritz, J. M., Koppenhaver, S. L., Kawchuk, G. N., Teyhen, D. S., Hebert, J. J. & Childs, J. D. (2011). Preliminary investigation of the mechanisms underlying the effects of manipulation: exploration of a multivariate model including spinal stiffness, multifidus recruitment, and clinical findings. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(21), 1772-1781.
- Geelhoed, M. A., McGaugh, J., Brewer, P. A. & Murphy, D. (2006). A new model to facilitate palpation of the level of the transverse processes of the thoracic spine. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(11), 876-881.
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, 25(2), 141-151.
- Hameed, F., Hunter, D. J., Rainville, J., Li, L. & Suri, P. (2012). Prevalence of anatomic impediments to interlaminar lumbar epidural steroid injection. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(2), 339-343.
- Hammer, N., Löffler, S., Bechmann, I., Steinke, H., Hädrich, C. & Feja, C. (2015). Comparison of modified thiel embalming and ethanol - glycerin fixation in an anatomy environment: Potentials and limitations of two complementary techniques. *Anatomical Sciences Education*, 8(1), 74-85.
- Harlick, J. C., Milosavljevic, S. & Milburn, P. D. (2007). Palpation identification of spinous processes in the lumbar spine. *Man Ther*, 12(1), 56-62.

- Healy, S. E., Rai, B. P., Biyani, C. S., Eisma, R., Soames, R. W. & Nabi, G. (2015). Thiel embalming method for cadaver preservation: a review of new training model for urologic skills training. *Urology*, 85(3), 499-504.
- Hurwitz, E. L. (2012). Epidemiology: spinal manipulation utilization. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 648-654.
- Kawchuk, G. N. & Fauvel, O. R. (2001). Sources of variation in spinal indentation testing: indentation site relocation, intraabdominal pressure, subject movement, muscular response, and stiffness estimation. *J Manipulative Physiol Ther*, 24(2), 84-91.
- Mitchell, F. L., Moran, P. S. & Pruzzo, N. A. (1979). *An evaluation and treatment manual of osteopathic muscle energy procedures*: Mitchell, Moran and Pruzzo, Associates.
- Olivieri, I., D'Angelo, S., Palazzi, C., Padula, A., Mader, R. & Khan, M. A. (2009). Diffuse idiopathic skeletal hyperostosis: differentiation from ankylosing spondylitis. *Curr Rheumatol Rep*, 11(5), 321-328.
- Phillips, D. R., Barnard, S., Mullee, M. A. & Hurley, M. V. (2009). Simple anatomical information improves the accuracy of locating specific spinous processes during manual examination of the low back. *Man Ther*, 14(3), 346-350.
- Reichert, B. (2011). *Palpation Techniques: Surface Anatomy for Physical Therapists*: Thieme.
- Shin, S., Yoon, D. M. & Yoon, K. B. (2011). Identification of the correct cervical level by palpation of spinous processes. *Anesth Analg*, 112(5), 1232-1235.
- Snider, K. T., Snider, E. J., Degenhardt, B. F., Johnson, J. C. & Kribs, J. W. (2011). Palpatory accuracy of lumbar spinous processes using multiple bony landmarks. *J Manipulative Physiol Ther*, 34(5), 306-313.
- Suzuki, S., Yamamuro, T., Shikata, J., Shimizu, K. & Iida, H. (1989). Ultrasound measurement of vertebral rotation in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br*, 71(2), 252-255.
- Tomlinson, J. E., Yiasemidou, M., Watts, A. L., Roberts, D. J. & Timothy, J. (2016). Cadaveric Spinal Surgery Simulation: A Comparison of Cadaver Types. *Global Spine J*, 6(4), 357-361.
- Triano, J. J., Budgell, B., Bagnulo, A., Roffey, B., Bergmann, T., Cooperstein, R., ... Tepe, R. (2013). Review of methods used by chiropractors to determine the site for applying manipulation. *Chiropr Man Therap*, 21(1), 36.

Wilke, H. J., Werner, K., Haussler, K., Reinehr, M. & Bockers, T. M. (2011). Thiel-fixation preserves the non-linear load-deformation characteristic of spinal motion segments, but increases their flexibility. *J Mech Behav Biomed Mater*, 4(8), 2133-2137.

Wong, A. Y., Parent, E. C., Dhillon, S. S., Prasad, N. & Kawchuk, G. N. (2015). Do Participants With Low Back Pain Who Respond to Spinal Manipulative Therapy Differ Biomechanically From Nonresponders, Untreated Controls or Asymptomatic Controls? *Spine (Phila Pa 1976)*, 40(17), 1329-1337.

Chapitre 5: Article 3

Changes in spinal stiffness with chronic thoracic pain: correlation with pain and muscle activity

Short title: Spinal stiffness and chronic thoracic pain

Isabelle Pagé, François Nougarou, Arnaud Lardon, Martin Descarreaux

Article publié dans *PLOS ONE*

5.1 Contribution des auteurs

Je suis l'auteure principale du projet de recherche à l'origine de cet article. J'ai développé le protocole de recherche en collaboration avec mon superviseur de thèse doctorale, Martin Descarreaux, ainsi qu'avec un étudiant au postdoctorat sous la supervision du professeur Descarreaux, Arnaud Lardon. M. Lardon et moi-même avons été responsables du recrutement des 75 participants (25 adultes sans douleur thoracique et 50 adultes rapportant une douleur thoracique chronique). J'ai été responsable de l'examen initial des volontaires permettant de confirmer leur éligibilité ainsi que de l'évaluation des participants. M. Lardon était également présent lors de la majorité de ces évaluations. J'ai par la suite effectué l'analyse des données et l'interprétation des résultats sous la supervision du professeur Descarreaux. François Nougarou a développé les fichiers informatiques permettant l'exécution des manipulations vertébrales et l'évaluation de la rigidité vertébrale par l'appareil robotisé. M. Nougarou m'a également aidée dans la conception des codes MATLAB permettant l'analyse des données d'électromyographie et de rigidité vertébrale. J'ai effectué la rédaction du manuscrit qui a, par la suite, été révisé de façon critique par Martin Descarreaux, Arnaud Lardon et François Nougarou avant qu'il soit soumis pour publication.

5.2 Mise en contexte

Ce troisième article est publié dans le journal *PLOS ONE* (Pagé et al., 2018). Les résultats de cette étude ont également été présentés (présentation plateforme) lors de l'*Association of Chiropractic Colleges meeting and scientific/educational conference - Research Agenda Conference* (ACC-RAC) qui avait lieu à Washington (D.C., États-Unis) en mars 2017. De plus, les résultats ont été présentés sous la forme d'une affiche scientifique en mars 2017 lors du 24^e concours d'affiches scientifiques de l'Université du Québec à Trois-Rivières (Trois-Rivières, Québec, Canada). Lors de ce concours, le comité de programme des cycles supérieurs en sciences biomédicales m'a remis leur premier prix et j'ai également reçu le prix du doyen pour la meilleure affiche scientifique en sciences de la santé.

La rigidité vertébrale segmentaire constitue un paramètre permettant potentiellement l'identification des patients ayant une douleur au rachis les plus enclins à s'améliorer à la suite de quelques traitements de manipulations vertébrales (section 1.3.4.). Afin d'évaluer la pertinence de la rigidité vertébrale chez les patients présentant une dorsalgie chronique, l'appareil robotisé de notre groupe de recherche a été modifié pour évaluer celle-ci. Cet article présente une comparaison de la rigidité vertébrale thoracique entre des participants sains et des participants rapportant une dorsalgie chronique ainsi que la répétabilité et la reproductibilité de la mesure.

5.3 Résumé en français

Objectif: L'objectif était d'investiguer les effets d'une douleur thoracique chronique sur la mesure de rigidité vertébrale et d'explorer les associations entre la rigidité vertébrale et la douleur et l'activité musculaire durant la mesure. La fidélité de la mesure de rigidité vertébrale a également été évaluée.

Méthodologie: La rigidité vertébrale a été évaluée de T5 à T8 en utilisant un appareil mécanique chez 25 participants sains et 50 participants rapportant une douleur thoracique chronique (la douleur devait être rapportée dans la région évaluée). Les niveaux vertébraux évalués ont été

standardisés (T5 à T8 pour tous les participants) afin de minimiser les variations inter-individus dues à l'évaluation de différents niveaux vertébraux. Les données de la force appliquée et du déplacement de l'appareil ont été utilisées pour calculer les coefficients global et terminal de rigidité vertébrale à chacune des vertèbres. Les participants ont évalué l'intensité de la douleur lors de la mesure après chacune des évaluations et l'activité musculaire thoracique a été enregistrée à l'aide d'électrodes d'électromyographie de surface. Les fidélités intra-jour et inter-jours ont été évaluées par des coefficients de corrélation intraclasse (CCI_{3,1}) alors que les effets de la présence d'une douleur thoracique et des niveaux vertébraux sur la rigidité vertébrale et l'activité musculaire ont été déterminés par des ANOVAs à modèles mixtes. Les corrélations entre l'intensité de la douleur, l'activité musculaire et la rigidité vertébrale ont également été évaluées.

Résultats: Les valeurs des CCI pour la fidélité intra- et inter-jours de la mesure de rigidité vertébrale variaient de 0,67 à 0,91 et de 0,60 à 0,94 (à l'exception de T5) respectivement. Une diminution significative de la rigidité vertébrale globale ($F_{1, 73} = 4,04, p = 0,048$) et terminale ($F_{1, 73} = 4,93, p = 0,03$) a été observée chez les participants rapportant une douleur thoracique. L'activité musculaire était non significativement différente entre les groupes et également entre les niveaux vertébraux. L'intensité de la douleur était corrélée à la rigidité vertébrale à un seul niveau vertébral ($-0,29 \leq r \leq -0,51$), alors que l'activité musculaire et la rigidité vertébrale n'étaient pas significativement corrélées.

Conclusion: Les résultats suggèrent que la rigidité vertébrale peut être fidèlement évaluée à l'aide d'un appareil et que ce paramètre est diminué chez les personnes rapportant une douleur thoracique chronique. Des études sont nécessaires pour déterminer la valeur de la mesure de rigidité vertébrale dans l'évaluation et la prise en charge de patients présentant une douleur chronique au rachis.

Changes in spinal stiffness with chronic thoracic pain: correlation with pain and muscle activity

Short title: Spinal stiffness and chronic thoracic pain

Isabelle Pagé^{1*}, François Nougrou², Arnaud Lardon^{3#a}, Martin Descarreaux³

¹ Department of Anatomy, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Québec, Canada

² Department of Electrical and Computer Engineering, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Québec, Canada

³ Department of Human Kinetics, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Québec, Canada

#a Current address : Institut Franco-Européen de Chiropraxie, Ivry-sur-Seine, France

* Corresponding author

E-mail: isabelle.page1@uqtr.ca (IP)

Keywords: spinal stiffness, reliability, thoracic spine, chronic pain, electromyography

5.4 Abstract

Objective: The objective was to compare thoracic spinal stiffness between healthy participants and participants with chronic thoracic pain and to explore the associations between spinal stiffness, pain and muscle activity. The reliability of spinal stiffness was also evaluated.

Material and Methods: Spinal stiffness was assessed from T5 to T8 using a mechanical device in 25 healthy participants and 50 participants with chronic thoracic pain (symptoms had to be reported within the evaluated region of the back). The spinal levels for which spinal stiffness was measured were standardized (i.e. T5 to T8 for all participants) to minimize between-individual variations due to the evaluation of different spinal levels. The device load and displacement data were used to calculate the global and terminal spinal stiffness coefficients at each spinal level. Immediately after each assessment, participants were asked to rate their pain intensity during the trial, while thoracic muscle activity was recorded during the load application using surface electromyography electrodes (sEMG). Within- and between-day reliability were evaluated using intraclass correlation coefficients (ICC), while the effects of chronic thoracic pain and spinal levels on spinal stiffness and sEMG activity were assessed using mixed model ANOVAs. Correlations between pain intensity, muscle activity and spinal stiffness were also computed.

Results: ICC values for within- and between-day reliability of spinal stiffness ranged from 0.67 to 0.91 and from 0.60 to 0.94 (except at T5), respectively. A significant decrease in the global ($F_{1, 73} = 4.04, p = 0.048$) and terminal ($F_{1, 73} = 4.93, p = 0.03$) spinal stiffness was observed in participants with thoracic pain. sEMG activity was not significantly different between groups and between spinal levels. Pain intensity was only significantly and "moderately" correlated to spinal stiffness coefficients at one spinal level ($-0.29 \leq r \leq -0.51$), while sEMG activity and spinal stiffness were not significantly correlated.

Conclusion: The results suggest that spinal stiffness can be reliably assessed using a mechanical device and that this parameter is decreased in participants with chronic thoracic pain. Studies

are required to determine the value of instrumented spinal stiffness assessment in the evaluation and management of patients with chronic spine-related pain.

5.5 Introduction

Back and neck pain are very common musculoskeletal conditions in the general population, with a one-year prevalence of lumbar, thoracic and neck pain respectively estimated up to 43 %, 35 % and 32 % (Briggs et al., 2009a; Leboeuf-Yde et al., 2009). The prevalence rate of complementary and alternative medicine use, such as chiropractic and osteopathy, has been reported to be as high as 75 % among patients with back and neck pain (Murthy et al., 2015). Spinal manipulative therapy (SMT) is widely practiced among chiropractors and osteopaths, and back pain constitutes the most frequent indication for its use (Hurwitz, 2012).

SMT is often based on the clinician's capacity to identify mechanical changes in the spine and to select an appropriate treatment option. The identification of a "dysfunctional" spinal level that could benefit from SMT is partly based on segmental motion analysis, which can be assessed with the patient in a static position (manual segmental spinal stiffness assessment [MSSA]) or in motion (passive physiological intervertebral movement assessment [PPIVM]) (Abbott et al., 2009; Wong & Kawchuk, 2017). In clinical practice, MSSA and PPIVM are assessed by contacting a spinous process with the hypothenar or thenar eminence and then applying a gradual and light posterior to anterior pressure (Abbott et al., 2009). These procedures are performed at multiple spinal levels and dysfunctional segments are usually determined based on various aspects such as the patient's pain response, the quality of motion, the position during the movement in comparison to adjacent segments and the clinician's experience of assessing the same spinal level in other patients (Abbott et al., 2009). Although most clinicians believe segmental motion analysis is "somewhat" or "very" accurate for estimating spinal mobility (Abbott et al., 2009), conflicting and acceptable evidence have been respectively found for interobserver and intraobserver reproducibility of MSSA, while strong evidence of unacceptable reproducibility has been found for PPIVM (Haneline & Young, 2009; Stochkendahl et al., 2006). Several factors have been shown to affect the clinician's sensations or the tissue behavior during this procedure such as patient's

anthropometrics, position and breathing as well as the procedure characteristics (load, velocity, angulation, spinal levels, contact area and breathing) (Snodgrass et al., 2012; Wong & Kawchuk, 2017), perhaps explaining its limited reliability and inaccuracy.

To increase the validity and reliability of the assessment of spinal stiffness, mechanical devices allowing assessment standardization have been developed. These devices usually consist of an indenter, a load cell and a displacement sensor, and assess spinal stiffness by gradually applying a specific load over the targeted spinous process with a controlled velocity (Wong & Kawchuk, 2017). In addition to controlling the load, surface area, angulation and speed used during the assessment, standardized instructions related to breathing are given to the participant decreasing inter and intra individuals variability (Wong & Kawchuk, 2017). The load and displacement data recorded during the assessment are then used to calculate spinal stiffness coefficients with higher coefficients representing lower mobility. Under such conditions, the assessment of spinal stiffness reliability was shown to be "fair" to "excellent" (Chansirinukor et al., 2003; Edmondston et al., 1999; Snodgrass et al., 2008; Wong & Kawchuk, 2017) with a recent study reporting intraclass correlation coefficients (ICC) up to 0.99 in participants with and without chronic low back pain (LBP) (Wong et al., 2013).

The assumption that SMT modulates spinal stiffness and that this latter could be used as both a diagnostic and a prognostic tool in patients with spine-related pain is at least partly supported by the current literature. Indeed, two distinct studies (2011; Wong et al., 2015) have shown an association between an immediate decrease (i.e. a return towards the mean value observed in healthy participants) in lumbar spinal stiffness following a lumbopelvic SMT and a clinically significant improvement in disability. Although these studies indicate that the assessment of spinal stiffness using mechanical devices could help identifying patients with spine-related pain that may rapidly and positively respond to SMT, only a few studies have shown a significant difference in spinal stiffness between healthy participants and participants with spine-related pain (chronic neck pain (Ingram et al., 2015) or within a current episode of LBP (Brodeur & DelRe, 1999; Shirley & Lee, 1993)). The few other studies comparing these populations did not succeed in showing a statistically significant difference between their spinal

stiffness (acute, subacute or chronic LBP (Colloca & Keller, 2001b; Latimer et al., 1996b; Wong et al., 2013; Wong et al., 2015)) and, to our knowledge, the effect of thoracic pain remains unknown.

Considering this evidence, the main objective of the present study was to compare thoracic spinal stiffness between healthy participants and participants with chronic thoracic spinal pain and, in an attempt to better understand the mechanisms by which spinal stiffness could be modulated in participants with chronic thoracic pain, to evaluate the associations between spinal stiffness and both muscle activity and pain intensity during the measurement. Furthermore, since spinal stiffness reliability has rarely been investigated in the thoracic spine, and has yet not been compared between several contiguous spinal levels, the within- and between-day reliability has also been evaluated using a subgroup of the participants.

5.6 Material and methods

5.6.1 Participants

Twenty-five healthy participants and 50 participants with chronic thoracic pain were recruited in the University community through its web portal and in the general population using a word-of-mouth strategy. The thoracic spine region was defined as the region bounded superiorly by the tip of first thoracic spinous process, inferiorly by the tip of the last thoracic spinous process, and laterally by the most lateral margins of the erector spinae muscles (Merskey et al., 1994). Inclusion and exclusion criteria are reported in Table 5.1 (p. 149) and were screened (the medical records were not accessible) at the beginning of the first session through a written check list as well as orally by the main investigator who is a chiropractor (IP). This study was approved by and carried out in accordance with the recommendations of the Université du Québec à Trois-Rivières Human Research Ethics Committee (CER-16-220-07.04). The protocol was published on protocols.io ([dx.doi.org/10.17504/protocols.io.twwepfe](https://doi.org/10.17504/protocols.io.twwepfe)) and written informed consent was obtained from all participants in accordance with the Declaration of Helsinki.

Table 5.1. Inclusion and exclusion criteria

Criteria	Healthy participants	Participants with chronic thoracic pain
Inclusion criteria	<ul style="list-style-type: none"> ▪ 18 and 60 years old. ▪ No significant thoracic pain in the past year. 	<ul style="list-style-type: none"> ▪ 18 and 60 years old. ▪ Thoracic pain for at least 3 months (constant or recurrent). ▪ Pain within T5 to T8 region indicated on the pain diagram and/or during physical examination. ▪ Quebec Back Pain Disability Questionnaire score > 0. ▪ Mean pain intensity in the past three months > 0.
Exclusion criteria	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Diagnosed with a non-spine-related condition that might refer pain to the chest wall (e.g. heart, lung or oesophagus conditions). ▪ Diagnosed or suspected with one of the following conditions: spine-related inflammatory arthritis, aorta aneurism, advanced osteoporosis, neuromuscular disease, myelopathy, malignant tumors, uncontrolled hypertension, radiculopathy, neurologic deficit, thoracic herniated disc, current infection, thoracic scoliosis (Cobb's angle > 20°). ▪ Being a pregnant woman. 	

5.6.2 Experiment

To assess the within- and between-day reliability of spinal stiffness assessment, all healthy participants and the first 25 participants with chronic thoracic pain took part in two identical experimental sessions that were held within 24 to 48 hours. The remaining 25 participants with chronic thoracic pain participated in the first experimental session only. At the beginning of each

session, participants were asked to complete a Visual Analog Scale (VAS) for pain (Scrimshaw & Maher, 2001), the Quebec Back Pain Disability Questionnaire (QBPDQ) (Kopec et al., 1995), the Tampa Scale of Kinesiophobia (TSK) (Lundberg et al., 2011) and the STarT Back Screening Tool (SBST) (Bruyere et al., 2013). These questionnaires assess pain intensity (/100), disability (/100), kinesiophobia (/68 with >40 suggesting kinesiophobia) and risk of poor prognosis (/9), respectively. Following a short interview and physical examination performed by an experienced clinician, participants laid face down on a treatment table (Techniques Tables Ltd., model TT5001029, Ontario, Canada) with the arms on the arms rest for 30 minutes.

5.6.3 Surface electromyography procedure

Surface electromyography (sEMG) electrodes (bipolar electrodes with a 8 mm inter-electrodes distance) were applied bilaterally at approximately 2 cm from the spine (over the belly of the thoracic erector spinae muscles and in line with muscle fibers), at the level of T5 and T8 spinous processes and between T6 and T7 spinous processes (total of 6 electrodes). Before applying the electrodes, the skin was shaved, gently abraded with fine-grade sandpaper (Red Dot Trace Prep, 3 M; St. Paul, MN, USA), and cleaned with alcohol swabs. All sEMG were recorded at 2000 Hz using Trigno Wireless EMG sensors (Delsys Inc., Natick, Massachusetts, USA), which contain two differential EMG inputs with two patented stabilizing references and therefore this system does not require an external reference electrode. Participants were then required to relax quietly on the table while sEMG activity was recorded during 4 s using EMGworks 4.2 software (Delsys Inc., Natick, Massachusetts, USA). The signal recorded by each electrode during this trial (further referred to as the sEMG normalization trial) was subsequently used to normalize the respective electrode signal obtained during the various spinal stiffness assessments.

5.6.4 Spinal stiffness assessment

Following the sEMG normalization trial, spinal stiffness was assessed at T5, T6, T7 and T8 spinous processes (four times at each spinal level) and sEMG activity was concomitantly recorded during these assessments. A randomization scheme (<http://www.randomization.com>) was used

to determine in which order the spinal levels would be assessed for each participant. These spinal levels were selected a priori for all participants due to technical restriction and to minimize between-individual variations due to the evaluation of different spinal levels (Snodgrass et al., 2012; Wong & Kawchuk, 2017).

Spinal stiffness was measured by an apparatus using a servo-controlled linear actuator motor (Linear Motor Series P01-48x360, LinMot Inc., Zurich, Switzerland) developed to precisely generate force-time profiles (Figure 5.1, p. 152) (Descarreaux et al., 2013). The linear motor displaced an indenter positioned directly over a spinous process with a constant rate of force application of 18 N/s from 5 Newtons (N) to a peak force of 45 N which was maintained for 1 s before being withdrawn. Since pilot testing revealed moderate discomfort in the thoracic region for some healthy participants with a load of 60 N, the lower limit of the recommended load for spinal stiffness assessment, which is 45 N (Kumar & Stoll, 2011), was chosen. To minimize participant discomfort, a round-shaped padded rod ($\theta = 18$ mm) was positioned at the extremity of the indenter. The researcher instructed each participant to inhale normally, then to exhale and to hold his/her breath at the end of his/her normal exhalation until completion of the spinal stiffness assessment (~5 s) (Kawchuk & Fauvel, 2001). During exhalation, the linear motor displaced the indenter until applying a 5 N preload on the targeted spinous process. While the participant held his/her breath, a total load of 45 N was gradually applied. Each spinal stiffness assessment was separated by at least 45 s. The applied force and resulting indenter displacement were recorded using LinMot-Talk 5.1 (LinMot Inc., Elkhorn, Wisconsin, USA) at a frequency of 135 Hz.

(A) The apparatus used to assess spinal stiffness

(B) The indenter over a participant spinous process

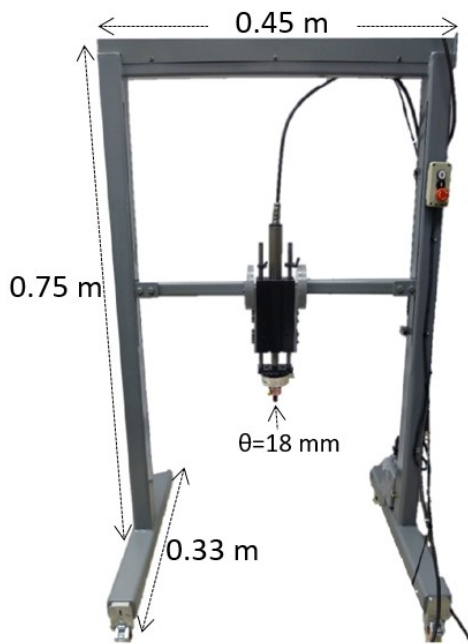


Figure 5.1. (A) Overview of the apparatus used to assess spinal stiffness with (B) a closer view of the indenter just above a participant's spinous process. The apparatus frame has been designed to move on forward and backward as well as up and down, while the treatment table was modified to allow lateral displacements.

Immediately following each spinal stiffness assessment, participants were asked to rate the mean pain intensity perceived during the trial on a 101-points VAS (0 – no pain; 100 – worst pain ever). Pain could not be rated during the assessment itself since it would have modified the lung/chest volume and therefore spinal stiffness.

5.7 Analysis

5.7.1 Surface electromyography processing

To assess the muscle activity during the assessment of spinal stiffness, the resulting bipolar sEMG signals were first digitally band-pass filtered in the frequency bandwidth 40-400 Hz (2nd order Butterworth filter). A low 40 Hz cut-off allowed filtering of the electrocardiogram signal

limiting contamination of the sEMG signal. The root mean square (RMS) value was computed for each electrode over a 1 s window during the assessment of spinal stiffness (between 10 and 45 N force application). The RMS value obtained for each electrode was then normalized (later referred to nRMS) to the respective RMS value calculated during the sEMG normalization trial. The mean value of the closest right and left EMG electrodes during the assessment of spinal stiffness (i.e. T5 level electrodes for T5 spinal stiffness assessment, T6-T7 level electrodes for T6 and T7 spinal stiffness assessment and T8 level electrodes for T8 spinal stiffness assessment) was then used during subsequent analyses.

5.7.2 Spinal stiffness calculation

A MATLAB (MathWorks, Natick, Massachusetts, USA) script was developed to calculate the global and the terminal spinal stiffness coefficients using the force-displacement data of each spinal stiffness assessment (Figure 5.2, p. 154). Global stiffness was defined as the slope of the straight-line best fitting the force-displacement data between 10 and 45 N, while terminal stiffness was defined as the ratio of the variation of force and displacement between 10 and 45 N (Fritz et al., 2011). For each spinal stiffness assessment, both coefficients were computed and the average value of the second to fourth assessments of each spinal level was used in further analyses (Shirley et al., 2002), excluding the within-day reliability analysis for which values per trial were used.

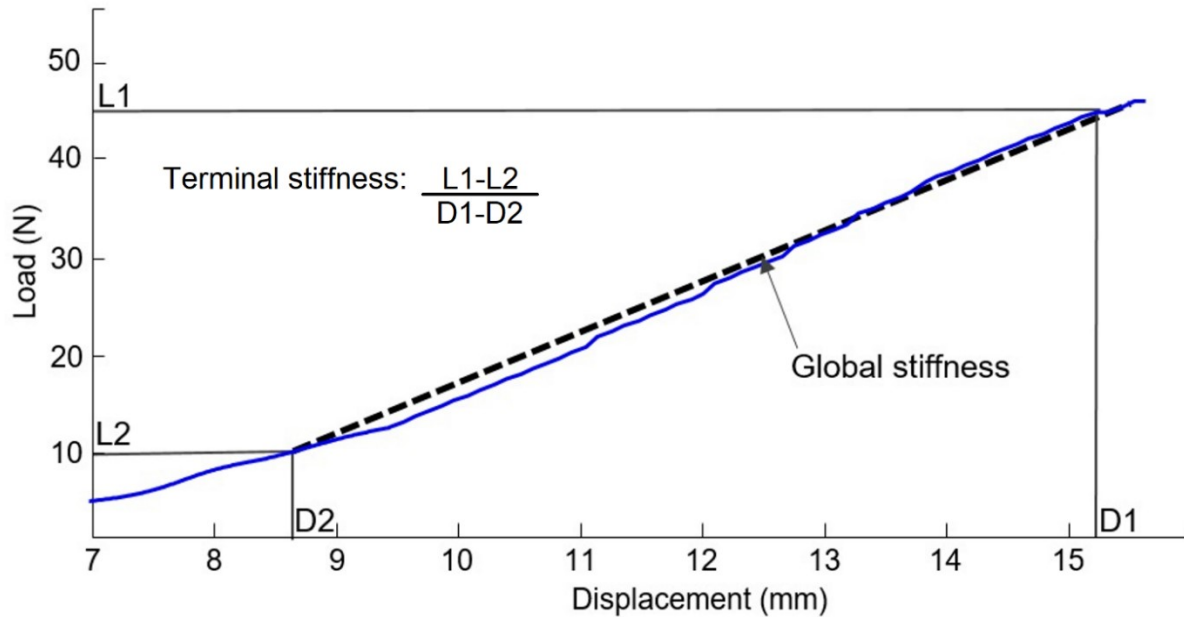


Figure 5.2. Load-displacement curve generated during a typical spinal stiffness assessment. The global stiffness was defined as the slope of the straight line (represented by the dotted line) best fitting the data between 10 and 45 N (full line) and the terminal stiffness as the ratio of the variation of the load and the variation of the displacement between 10 and 45 N ($[(L1-L2)/(D1-D2)]$).

5.8 Statistical analysis

5.8.1 Baseline characteristics analysis

Differences in baseline characteristics between healthy participants and participants with chronic thoracic pain (whole group and reliability subgroup) were assessed using, when appropriate, *T*-test for independent samples or Mann-Whitney U test. Differences in clinical status between the two sessions were also evaluated independently for the healthy participants and for the participants with chronic thoracic pain subset using, when appropriate, Wilcoxon's matched pairs test or *T*-tests for dependent samples. For all analyses, statistical significance was set at $p \leq 0.05$ and analyses were performed using STATISTICA 8 (Statsoft, Tulsa, Oklahoma, USA) and SPSS Statistics 21 (IBM, Armonk, New York, USA).

5.8.2 Spinal stiffness measurement reliability

The data from all healthy participants ($n = 25$) and the first 25 participants with chronic thoracic pain were used to assess spinal stiffness measurement reliability. Within- and between-day reliability was determined using $ICC_{3,1}$ and the guideline provided by Cicchetti (1994) for strength interpretation. This guideline states that an ICC value under 0.40 indicates "poor" reliability, between 0.40 and 0.59 indicates "fair", between 0.60 and 0.74 indicates "good" and over 0.74 indicates "excellent" reliability. Within-day reliability was calculated independently for both sessions considering the last three measurements per spinal level, while between-day reliability was determined using the average of these three measurements per day for each spinal level. ICCs 95% confidence intervals (95 % CI) and standard error of the mean (SEM) were also computed.

5.8.3 Effect of thoracic pain on spinal stiffness, pain and muscle activity

To investigate differences in spinal stiffness between groups and between spinal levels, as well as possible interaction effects between these variables, mixed model analyses of variance (ANOVAs) were independently computed for the global and the terminal stiffness coefficients. The dependent variables (spinal stiffness coefficients) were subjected to ANOVAs comparing responses across two groups (healthy participants and participants with chronic thoracic pain) and four spinal levels (T5, T6, T7 and T8). Similarly, between-groups differences regarding muscle activity amplitude (nRMS) during assessment were determined using a 2(groups) x 4(spinal levels) mixed-model ANOVAs. Post hoc tests using Bonferroni correction were computed for significant effects. Between-group comparisons for pain intensity during assessment were performed using simple comparisons of proportions (Fisher's exact test) and descriptive analyses. Associations between spinal stiffness and both muscle activity (nRMS) and pain intensity during assessment were explored through Pearson's correlation or its estimated value obtained from Kendall tau rank correlation coefficient (for non-parametric data). The importance of the correlation was evaluated as being "strong" ($r \geq 0.70$), "good" ($0.50 \leq r < 0.70$), "moderate" ($0.30 \leq r < 0.50$) or "poor" ($r < 0.30$) (Hazra & Gogtay, 2016).

5.9 Results

5.9.1 Baseline characteristics

Participants' baseline characteristics are presented in Table 5.2. (p. 157). Healthy participants and participants with chronic thoracic pain were similar regarding mean age, weight, height and BMI (p values > 0.05). Participants with chronic thoracic pain reported significantly higher score on the self-reported clinical outcomes compared to healthy participants (p values < 0.01). Although participants with chronic thoracic pain showed a statistically significant decrease in their QBPDQ score between the two sessions (mean difference = 1.28 [SD = 3.70], $p = 0.01$), this decrease was not clinically significant (Kopec et al., 1995).

Table 5.2. Participants' baseline characteristics (mean and SD are presented unless otherwise indicated).

Characteristic	Healthy participants		Participants with chronic thoracic pain	Subset of participants with chronic thoracic pain	
	Session 1	Session 2	Session 1	Session 1	Session 2
Females: Males	12:13		26:24	12:13	
Age (years, median, LUQ†)	25 (24-31)		27 (24-36)	26 (24-32)	
Height (m)	1.72 (0.11)		1.71 (0.09)	1.72 (0.08)	
Weight (kg)	69.63 (11.24)		71.11 (14.94)	71.17 (14.54)	
Body mass index (kg/m ²)	23.50 (2.48)		24.17 (4.07)	24.04 (4.65)	
Mean pain in the past three months (/100)*	0.00 (0.00)		30.10 (16.20)	28.56 (14.50)	
	Session 1	Session 2	Session 1	Session 1	Session 2
Pain at the session beginning (/100) *	0.00 (0.00)	0.00 (0.00)	20.82 (17.17)	18.56 (16.26)	18.72 (16.60)
Quebec back pain disability questionnaire (/100) * ‡	0.28 (0.79)	0.68 (2.14)	12.10 (10.03)	11.08 (9.43)	9.08 (10.41)
STarT Back Screening Tool (/9, median, range) *	0 (0-1)	0 (0-1)	2 (0-9)	1 (0-9)	1 (0-8)
Tampa scale of kinesiophobia (/68) *	23.72 (5.15)	23.20 (4.68)	29.62 (8.18)	29.72 (8.86)	28.44 (7.45)

* Statistically significant higher value in the group of participants with chronic thoracic pain compared to the group of healthy participants.

† LUQ: lower and upper quartile.

‡ Statistically significant difference between the first and second sessions in the group of participants with chronic thoracic pain.

5.9.2 Spinal stiffness measurement reliability

Reliability analyses showed ICC values suggesting an overall "good" to "excellent" within- and between-day reliability in participants with and without chronic thoracic pain in exception of T5 between-day reliability in healthy participants (Table 5.3, p. 159). Most of the 95 % CI overlapped when either groups or spinal levels were compared, suggesting that these variables do not affect reliability. However, this does not hold true for T5 between-day reliability in healthy participants for which the lower bound of the 95 % CI is as low as 0.10.

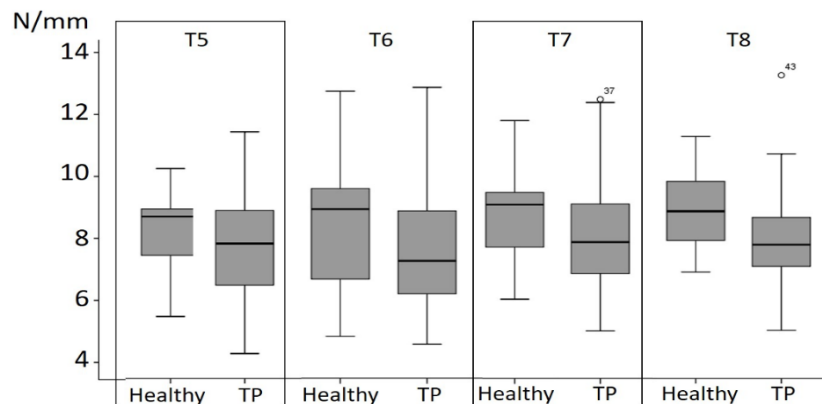
Table 5.3. Intraclass correlation coefficients (ICC), with their 95 % CI and SEM (N/mm) for within- and between-day reliability analyses.

Spinal level	Stiffness coefficient	Healthy participants (n = 25)						Participants with chronic thoracic pain (n = 25)					
		Within-day reliability				Between-day reliability		Within-day reliability				Between-day reliability	
		Session 1		Session 2		ICC (95 % CI)	SEM	Session 1		Session 2		ICC (95 % CI)	SEM
		ICC (95 % CI)	SEM	ICC (95 % CI)	SEM			ICC (95 % CI)	SEM	ICC (95 % CI)	SEM		
T5	Global	0.79 (0.64 – 0.89)	0.28	0.87 (0.77 – 0.94)	0.23	0.62 (0.14 – 0.83)	0.57	0.88 (0.79 – 0.94)	0.26	0.90 (0.82 – 0.95)	0.25	0.83 (0.61 – 0.92)	0.42
	Terminal	0.79 (0.64 – 0.89)	0.29	0.86 (0.75 – 0.93)	0.24	0.60 (0.10 – 0.83)	0.59	0.86 (0.74 – 0.93)	0.28	0.88 (0.78 – 0.94)	0.29	0.82 (0.60 – 0.92)	0.44
T6	Global	0.86 (0.75 – 0.93)	0.31	0.78 (0.63 – 0.89)	0.30	0.90 (0.78 – 0.96)	0.32	0.91 (0.83 – 0.96)	0.27	0.84 (0.72 – 0.92)	0.34	0.93 (0.84 – 0.97)	0.34
	Terminal	0.85 (0.73 – 0.93)	0.35	0.82 (0.69 – 0.91)	0.29	0.91 (0.79 – 0.96)	0.31	0.90 (0.82 – 0.95)	0.28	0.86 (0.75 – 0.93)	0.35	0.94 (0.87 – 0.97)	0.31
T7	Global	0.91 (0.84 – 0.96)	0.22	0.72 (0.53 – 0.85)	0.27	0.73 (0.38 – 0.88)	0.42	0.67 (0.47 – 0.82)	0.43	0.76 (0.59 – 0.88)	0.33	0.86 (0.68 – 0.94)	0.41
	Terminal	0.90 (0.82 – 0.95)	0.25	0.71 (0.52 – 0.85)	0.29	0.74 (0.40 – 0.88)	0.43	0.69 (0.50 – 0.84)	0.44	0.72 (0.54 – 0.85)	0.36	0.87 (0.71 – 0.94)	0.41
T8	Global	0.87 (0.77 – 0.94)	0.21	0.87 (0.77 – 0.94)	0.21	0.85 (0.65 – 0.93)	0.33	0.81 (0.66 – 0.90)	0.33	0.85 (0.73 – 0.92)	0.27	0.82 (0.59 – 0.92)	0.42
	Terminal	0.88 (0.79 – 0.94)	0.20	0.86 (0.75 – 0.93)	0.22	0.87 (0.71 – 0.94)	0.31	0.84 (0.72 – 0.92)	0.30	0.85 (0.73 – 0.92)	0.30	0.86 (0.67 – 0.94)	0.42

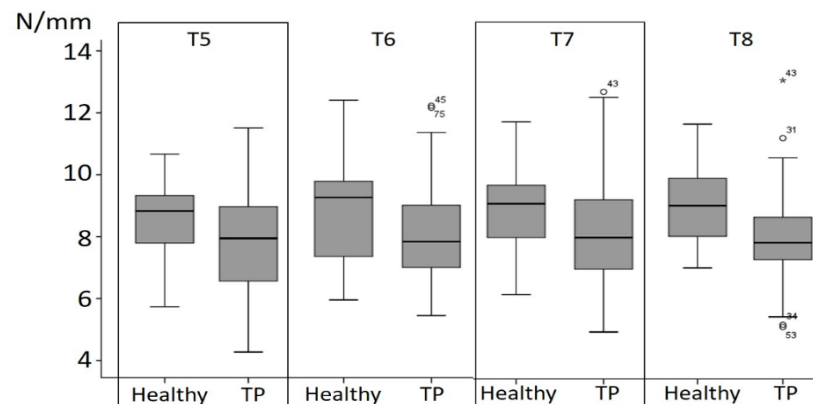
5.9.3 Effect of chronic thoracic pain on spinal stiffness

A significant main effect of groups for both the global ($F_{1, 73} = 4.04, p = 0.048, \eta_p^2 = 0.05$) and the terminal ($F_{1, 73} = 4.93, p = 0.03, \eta_p^2 = 0.06$) spinal stiffness coefficients was observed and revealed lower spinal stiffness in presence of chronic thoracic pain. The average global and terminal spinal stiffness were respectively 8.59 ± 1.40 and 8.85 ± 1.41 N/mm in healthy participants, and 7.90 ± 1.40 and 8.08 ± 1.41 N/mm in participants with chronic thoracic pain. A significant main effect of spinal levels for the global spinal stiffness ($F_{3, 219} = 3.42, p = 0.02, \eta_p^2 = 0.04$) was also observed with Bonferroni post-hoc test revealing that T5 (mean = 7.87 ± 1.59 N/mm) was less stiff than T7 (mean = 8.32 ± 1.70 N/mm). Such difference was not observed, however, for the terminal stiffness ($p = 0.08$). No groups by spinal levels interaction effect was observed for the two spinal stiffness coefficients ($p > 0.05$). Box plots of spinal stiffness are shown on Figure 5.3. (p. 161).

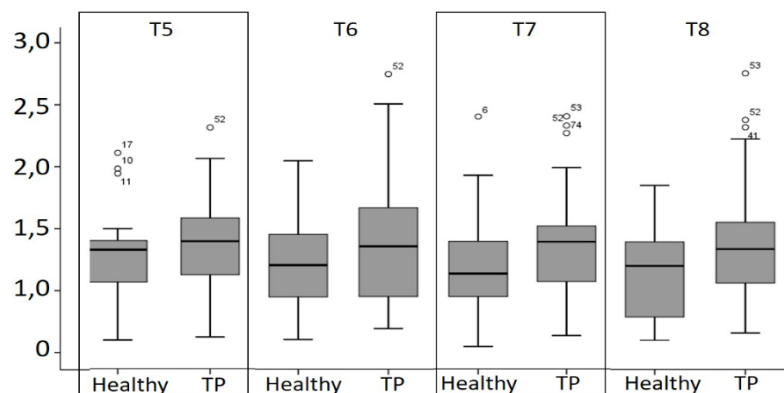
A. Global spinal stiffness (N/mm)



B. Terminal spinal stiffness (N/mm)



C. Muscle activity during spinal stiffness (nRMS)



D. Pain intensity during spinal stiffness (%)

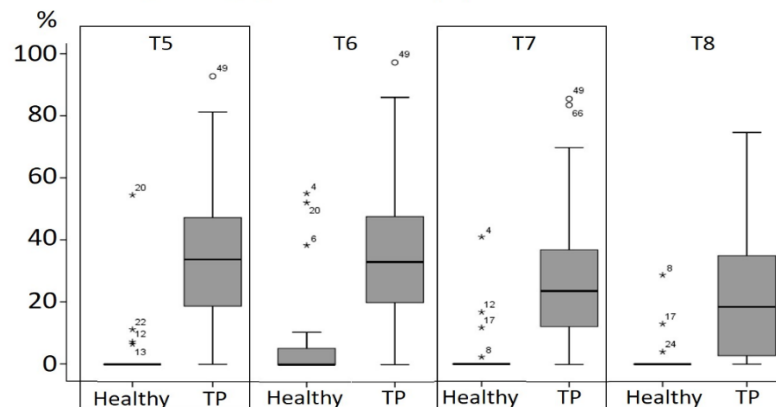


Figure 5.3. Box plots of the global (A) and terminal (B) spinal stiffness, and of both muscle activity (C) and pain intensity (D) during the assessment of spinal stiffness. Results are presented for each spinal level and independently for the healthy participants and the participants with chronic thoracic pain (TP).

5.9.4 Effect of chronic thoracic pain on muscle activity and pain intensity during assessment

Table 5.4 (p. 163) reports the correlations between spinal stiffness and both muscle activity and pain intensity evaluated during its assessment, while box plots of muscle activity and pain intensity are presented in Figure 5.3 (p. 161). Mixed-model ANOVAs for muscle activity during spinal stiffness assessment (nRMS values) showed no main effect of groups ($F_{1,72} = 2.77, p = 0.10, \eta_p^2 = 0.04$), spinal levels ($F_{3,216} = 1.82, p = 0.15, \eta_p^2 = 0.02$) or an interaction effect ($F_{3,216} = 1.69, p = 0.17, \eta_p^2 = 0.02$). Pearson correlations showed that muscle activity amplitude (nRMS) was not significantly correlated to the terminal and global spinal stiffness (p values > 0.05).

All participants could tolerate the 45 N load. A statistically significant higher proportion (all p values < 0.001) of participants with chronic thoracic pain reported pain during spinal stiffness assessment ($-6.50 < z < -5.10$). Indeed, 13 %, 24 %, 13 % and 10 % of healthy participants reported pain during the assessment of spinal stiffness at T5, T6, T7 and T8, while these numbers were respectively 89 %, 90 %, 82 % and 73 % in participants with chronic thoracic pain. In healthy participants, pain intensity was significantly correlated with the global (r value = -0.51) and the terminal (r value = -0.47) spinal stiffness coefficient but only at T6. In participants with chronic thoracic pain, this correlation was only significant, and of lower strength, at T5 (r value = -0.29) and only for the terminal spinal stiffness.

Table 5.4. Pearson correlation coefficients between spinal stiffness and both muscle activity and pain intensity during its assessment.

Factor	Group	Global spinal stiffness (N/mm)				Terminal spinal stiffness (N/mm)			
		T5	T6	T7	T8	T5	T6	T7	T8
Muscle activity (nRMS)	Healthy	-0.08	-0.03	-0.11	-0.08	-0.12	-0.01	-0.11	-0.04
	Thoracic pain	-0.04	-0.16	-0.21	-0.07	-0.04	-0.16	-0.20	-0.05
Pain intensity (/100)	Healthy	0.08†	-0.51†*	-0.57†	-0.35†	-0.06†	-0.47†*	-0.51†	-0.33†
	Thoracic pain	-0.28	-0.18	0.01	-0.16	-0.29*	-0.20	-0.04	-0.19

† Pearson's estimated value obtained from Kendall tau rank correlation coefficient (non-parametric data).

* Significant correlation at $p < 0.05$.

5.10 Discussion

In the current study, thoracic spinal stiffness was compared between participants with and without chronic thoracic spinal pain, and the potential influence of pain intensity and muscle activity during assessment was evaluated to get a better understanding of the validity of spinal stiffness assessment. Although there is a widely held clinical assumption that chronic back pain is associated with an increase in spinal stiffness, the present study showed a significant decrease in spinal stiffness from T5 to T8 in participants reporting chronic thoracic pain in this spinal region. Interestingly, the highest spinal stiffness values were also observed within the group of participants with chronic thoracic pain, perhaps suggesting that both high and low spinal stiffness can be associated with chronic spine-related pain (see Figure 5.3.A and B, p. 161). This could explain the inconsistencies found in the current literature regarding the presence of a significant difference between healthy participants and participants with chronic neck or LBP. Indeed, few studies have shown an increase in spinal stiffness in participants with neck or LBP (Brodeur & DelRe, 1999; Ingram et al., 2015; Shirley & Lee, 1993), while others didn't show any significant differences (Colloca & Keller, 2001b; Latimer et al., 1996b; Wong et al., 2013; Wong et al., 2015).

To our knowledge, the present study is the first one to concomitantly record local muscle activity and pain intensity during spinal stiffness assessment. Results showed that muscle activity amplitude was not different between both populations, and that muscle activity and spinal stiffness were not significantly correlated. Similar with observations from previous studies evaluating lumbar spinal stiffness in participants with LBP (Latimer et al., 1996b; Wong et al., 2016), most participants with chronic thoracic pain reported pain during the assessment. However, pain intensity was only significantly associated with spinal stiffness at one spinal level. Interestingly, this result diverges from those reported by Latimer et al. (1996), who showed a concomitant decrease in spinal stiffness and pain intensity during the assessment of this parameter in participants with acute low back pain that reported a 80 % of improvement at their second evaluation (Latimer et al., 1996b). Using experimental lumbar pain in healthy participants, Wong et al. (2016) also revealed an association between pain provocation during spinal stiffness

assessment, an increase in lumbar muscle activity and an increase in lumbar spinal stiffness (Wong et al., 2016). The conflicting results between these studies and the present study highlight the possible distinctive behaviors or adaptations to pain between the lumbar and the thoracic spine or between acute and chronic pain. Until the causes of the increase or decrease in spinal stiffness with chronic back pain are better known, care should be taken when inferring results from studies investigating a spine region to another spine region or from results acquired in healthy participants to participants with chronic back pain.

With the use of a standardized protocol, an overall good to excellent within- and between-day reliability at all spinal levels (T5 to T8) was observed in both participants with and without chronic thoracic pain. To our knowledge, only one previous study aimed to compare instrumented spinal stiffness assessment reliability between participants with and without spine-related pain. Indeed, Wong et al. (2013) reported within- and between-day ICC values over 0.98 in both healthy participants and participants with chronic LBP (Wong et al., 2013). The higher ICC values reported in Wong et al. study might arise from differences between the thoracic and the lumbar spine. Indeed, lumbar spinous processes are shorter and less angulated than thoracic spinous processes (Shaw et al., 2015; Singh et al., 2011), and perhaps small differences in the indenter location between trials in the thoracic spine might have greater impact on the measurement than in the lumbar spine. This is also supported by Edmondston et al. (1999) study, the only other study reporting reliability of thoracic spinal stiffness assessed using a mechanical device, which reported an ICC_{3,1} of 0.81 at T7 with a SEM of 1.1 N/mm for a mean spinal stiffness of 10.7 N/mm (Edmondston et al., 1999). Overall, these results imply that the protocol being used in the current study is suitable for both between- and within-day comparisons in participants with or without chronic thoracic pain. Nevertheless, data showed high between-day variability in some healthy participants at T5 for the global (ICC = 0.62 [0.14 - 0.83]) and the terminal (ICC = 0.60 [0.10 - 0.83]) stiffness which suggests that the measurement of spinal stiffness might be less reliable in the upper thoracic spinal levels. This might be partly explained by the thoracic kyphosis. Indeed, T6 to T8 might have allowed perpendicular measurements in a greater number of participants than T5. Measurements not perpendicular to the spine could result in greater

variability since the displacement of the vertebra implies a combination of movement instead of an axial translation.

5.10.1 Limitations and generalisability

The minimal difference representing a clinically meaningful change in spinal stiffness has yet to be established and, therefore, it is not known if the modulation in spinal stiffness observed in the participants with chronic thoracic pain is clinically relevant. Although no relationship between muscle activity and spinal stiffness was observed in the current study, it cannot be excluded that deeper muscles, such as multifidus muscles, might have increased their myoelectric activity in response to pain during the assessment of spinal stiffness. Researchers should consider using intramuscular electromyography electrodes to evaluate the potential activation of deeper muscles. Moreover, comfort during spinal stiffness assessment should be optimized to alleviate muscle contraction due to pain during evaluation. This issue can be achieved by increasing the size of the indenter and/or modifying the indenter padding (Squires et al., 2001). Another limitation is that the angulation of the indenter device could not be modified and therefore, some measurements might not have been done perpendicularly to the vertebra which has been reported to decrease the spinal stiffness (Allison et al., 1998; Briggs et al., 2009a). This could consequently explain the lower spinal stiffness observed at T5 (7.87 ± 1.59 N/mm) compared to T7 (8.32 ± 1.70 N/mm) ($\eta_p^2 = 0.04$). The results of the current study might not be generalizable to patients reporting back pain related to specific pathology such as arthritis or severe osteoarthritis. Finally, although pain or tenderness within T5 to T8 area was reported by all participants with chronic thoracic pain during the physical examination, the current study might not have targeted the main pain area in few participants with chronic thoracic pain. Future studies should consider evaluating spinal stiffness at all thoracic spinal levels.

5.10.2 Clinical implications

Clinicians should be aware that perception of a variation in spinal stiffness between adjacent spinal levels or between individuals might not represent true variations and can simply

be due to human factors, such as anthropometric (Koppenhaver et al., 2014; Kumar, 2012) and gender (Campbell & Snodgrass, 2010; Kumar, 2012), or protocol factors such as assessment angulation (Allison et al., 1998; Caling & Lee, 2001), speed of application and applied load (Kumar, 2011; Kumar & Stoll, 2011). Based on the current study results, clinicians should not systematically look for an "hypomobile" spinal level when evaluating patients with chronic thoracic pain and should consider the possibility of increased spinal mobility.

5.11 Conclusion

This study is the first to measure spinal stiffness at multiple thoracic spinal levels. The results demonstrated a decrease in thoracic spinal stiffness in participants with chronic thoracic pain compared to healthy participants. The data does not support the hypothesis of an association between spinal stiffness and a muscle contraction due to pain provocation during the measurement. More research is thus required to determine the value of instrumented spinal stiffness assessment in the evaluation and management of patients with chronic spine-related pain.

5.12 Acknowledgements

The authors would like to acknowledge Gabrielle Massé who helped with participant recruitment and evaluation.

5.13 References

Abbott, J. H., Flynn, T. W., Fritz, J. M., Hing, W. A., Reid, D. & Whitman, J. M. (2009). Manual physical assessment of spinal segmental motion: Intent and validity. *Manual Therapy*, 14(1), 36-44.

Allison, G. T., Edmondston, S. J., Roe, C. P., Reid, S. E., Toy, D. A. & Lundgren, H. E. (1998). Influence of load orientation on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine. *J Manipulative Physiol Ther*, 21(8), 534-538.

- Briggs, A., Smith, A., Straker, L. & Bragge, P. (2009a). Thoracic spine pain in the general population: Prevalence, incidence and associated factors in children, adolescents and adults. A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10(1), 77.
- Brodeur, R. R. & DelRe, L. (1999). Stiffness of the thoraco-lumbar spine for subjects with and without low back pain. *The Journal of the Neuromusculoskeletal System*, 7(4), 127-133.
- Bruyere, O., Demoulin, M., Beudart, C., Hill, J. C., Maquet, D., Genevay, S., ... Demoulin, C. (2013). Validity and Reliability of the French version of the STarT Back Screening Tool for patients with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10.1097/BRS.0000000000000062.
- Caling, B. & Lee, M. (2001). Effect of direction of applied mobilization force on the posteroanterior response in the lumbar spine. *J Manipulative Physiol Ther*, 24(2), 71-78.
- Campbell, B. D. & Snodgrass, S. J. (2010). The effects of thoracic manipulation on posteroanterior spinal stiffness. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(11), 685-693.
- Chansirinukor, W., Lee, M. & Latimer, J. (2003). Contribution of ribcage movement to thoracolumbar posteroanterior stiffness. *J Manipulative Physiol Ther*, 26(3), 176-183.
- Cicchetti, D. V. (1994). Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological Assessment*, 6(4), 284-290.
- Colloca, C. J. & Keller, T. S. (2001). Stiffness and neuromuscular reflex response of the human spine to posteroanterior manipulative thrusts in patients with low back pain. *J Manipulative Physiol Ther*, 24(8), 489-500.

- Descarreaux, M., Nougrou, F. & Dugas, C. (2013). Standardization of spinal manipulation therapy in humans: development of a novel device designed to measure dose-response. *J Manipulative Physiol Ther*, 36(2), 78-83.
- Edmondston, S. J., Allison, G. T., Althorpe, B. M., McConnell, D. R. & Samuel, K. K. (1999). Comparison of ribcage and posteroanterior thoracic spine stiffness: an investigation of the normal response. *Man Ther*, 4(3), 157-162.
- Fritz, J. M., Koppenhaver, S. L., Kawchuk, G. N., Teyhen, D. S., Hebert, J. J. & Childs, J. D. (2011a). Preliminary investigation of the mechanisms underlying the effects of manipulation: exploration of a multivariate model including spinal stiffness, multifidus recruitment, and clinical findings. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(21), 1772-1781.
- Fritz, J. M., Koppenhaver, S. L., Kawchuk, G. N., Teyhen, D. S., Hebert, J. J., Childs, J. D., ... Childs, J. D. (2011b). Preliminary investigation of the mechanisms underlying the effects of manipulation: exploration of a multivariate model including spinal stiffness, multifidus recruitment, and clinical findings. *Spine*, 36(21), 1772-1781.
- Haneline, M. T. & Young, M. (2009). A review of intraexaminer and interexaminer reliability of static spinal palpation: a literature synthesis. *J Manipulative Physiol Ther*, 32.
- Hazra, A. & Gogtay, N. (2016). Biostatistics Series Module 6: Correlation and Linear Regression. *Indian Journal of Dermatology*, 61(6), 593-601.
- Hurwitz, E. L. (2012). Epidemiology: spinal manipulation utilization. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 648-654.

- Ingram, L. A., Snodgrass, S. J. & Rivett, D. A. (2015). Comparison of Cervical Spine Stiffness in Individuals With Chronic Nonspecific Neck Pain and Asymptomatic Individuals. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(3), 162-169.
- Kawchuk, G. N. & Fauvel, O. R. (2001). Sources of variation in spinal indentation testing: indentation site relocation, intraabdominal pressure, subject movement, muscular response, and stiffness estimation. *J Manipulative Physiol Ther*, 24(2), 84-91.
- Kopec, J. A., Esdaile, J. M., Abrahamowicz, M., Abenhaim, L., Wood-Dauphinee, S., Lamping, D. L. & Williams, J. I. (1995). The Quebec Back Pain Disability Scale. Measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(3), 341-352.
- Koppenhaver, S. L., Hebert, J. J., Kawchuk, G. N., Childs, J. D., Teyhen, D. S., Croy, T. & Fritz, J. M. (2014). Criterion validity of manual assessment of spinal stiffness. *Man Ther*, 19(6), 589-594.
- Kumar, S. (2011). Spinal stiffness in asymptomatic subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, 21(5), 762-766.
- Kumar, S. (2012). Posteroanterior spinal stiffness at T5, T10, and L3 levels in normal subjects. *Physical Therapy*, 4(5), 342-348.
- Kumar, S. & Stoll, S. (2011). Device, protocol and measurement of regional spinal stiffness. *J Electromyogr Kinesiol*, 21(3), 458-465.
- Latimer, J., Lee, M., Adams, R. & Moran, C. M. (1996b). An investigation of the relationship between low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. *J Manipulative Physiol Ther*, 19(9), 587-591.

- Leboeuf-Yde, C., Nielsen, J., Kyvik, K. O., Fejer, R. & Hartvigsen, J. (2009). Pain in the lumbar, thoracic or cervical regions: do age and gender matter? A population-based study of 34,902 Danish twins 20-71 years of age. *BMC Musculoskelet Disord*, 10, 39.
- Lundberg, M., Grimby-Ekman, A., Verbunt, J. & Simmonds, M. J. (2011). Pain-related fear: a critical review of the related measures. *Pain Res Treat*, 2011, 494196.
- Merskey, H., Bogduk, N. & International Association for the Study of Pain. Task Force on Taxonomy. (1994). *Classification of chronic pain : descriptions of chronic pain syndromes and definitions of pain terms (2nd éd.)*. Seattle: IASP Press.
- Murthy, V., Sibbritt, D. & Adams, J. (2015). An integrative review of complementary and alternative medicine use for back pain: A focus on prevalence, reasons for use, influential factors, self-perceived effectiveness and communication. *Spine J*, 10.1016/j.spinee.2015.04.049.
- Scrimshaw, S. V. & Maher, C. (2001). Responsiveness of visual analogue and McGill pain scale measures. *J Manipulative Physiol Ther*, 24(8), 501-504.
- Shaw, J. D., Shaw, D. L., Cooperman, D. R., Eubanks, J. D., Li, L. & Kim, D. H. (2015). Characterization of lumbar spinous process morphology: a cadaveric study of 2,955 human lumbar vertebrae. *The Spine Journal*, 15(7), 1645-1652.
- Shirley, D., Ellis, E. & Lee, M. (2002). The response of posteroanterior lumbar stiffness to repeated loading. *Man Ther*, 7(1), 19-25.

- Shirley, D. & Lee, M. (1993). A Preliminary Investigation of the Relationship Between Lumbar Postero-anterior Mobility and Low Back Pain. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 1(1), 22-25.
- Singh, R., Srivastva, S. K., Prasath, C. S., Rohilla, R. K., Siwach, R. & Magu, N. K. (2011). Morphometric measurements of cadaveric thoracic spine in Indian population and its clinical applications. *Asian Spine J*, 5(1), 20-34.
- Snodgrass, S. J., Haskins, R. & Rivett, D. A. (2012a). A structured review of spinal stiffness as a kinesiological outcome of manipulation: its measurement and utility in diagnosis, prognosis and treatment decision-making. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 708-723.
- Snodgrass, S. J., Haskins, R. & Rivett, D. A. (2012b). A structured review of spinal stiffness as a kinesiological outcome of manipulation: its measurement and utility in diagnosis, prognosis and treatment decision-making. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 22(5), 708-723.
- Snodgrass, S. J., Rivett, D. A. & Robertson, V. J. (2008). Measuring the posteroanterior stiffness of the cervical spine. *Man Ther*, 13(6), 520-528.
- Squires, M. C., Latimer, J., Adams, R. D. & Maher, C. G. (2001). Indenter head area and testing frequency effects on posteroanterior lumbar stiffness and subjects' rated comfort. *Man Ther*, 6(1), 40-47.
- Stochkendahl, M. J., Christensen, H. W., Hartvigsen, J., Vach, W., Haas, M., Hestbaek, L., ... Bronfort, G. (2006). Manual examination of the spine: a systematic critical literature review of reproducibility. *J Manipulative Physiol Ther*, 29(6), 475-485, 485 e471-410.

- Wong, A. Y. & Kawchuk, G. N. (2017). The Clinical Value of Assessing Lumbar Posteroanterior Segmental Stiffness: A Narrative Review of Manual and Instrumented Methods. *PM&R*, 9(8), 816-830.
- Wong, A. Y., Kawchuk, G. N., Parent, E. & Prasad, N. (2013). Within- and between-day reliability of spinal stiffness measurements obtained using a computer controlled mechanical indenter in individuals with and without low back pain. *Man Ther*, 18(5), 395-402.
- Wong, A. Y., Parent, E. C., Dhillon, S. S., Prasad, N. & Kawchuk, G. N. (2015). Do Participants With Low Back Pain Who Respond to Spinal Manipulative Therapy Differ Biomechanically From Nonresponders, Untreated Controls or Asymptomatic Controls? *Spine (Phila Pa 1976)*, 40(17), 1329-1337.
- Wong, A. Y., Parent, E. C., Prasad, N., Huang, C., Chan, K. M. & Kawchuk, G. N. (2016). Does experimental low back pain change posteroanterior lumbar spinal stiffness and trunk muscle activity? A randomized crossover study. *Clin Biomech*, 34, 45-52.
- Wong, A. Y. L. & Kawchuk, G. N. (2016). The Clinical Value of Assessing Lumbar Posteroanterior Segmental Stiffness: A Narrative Review of Manual and Instrumented Methods. *PM&R*, <http://dx.doi.org/10.1016/j.pmrj.2016.12.001>.

Chapitre 6: Article 4

Effects of spinal manipulative therapy biomechanical parameters on clinical and biomechanical outcomes of participants with chronic thoracic pain: a randomized controlled experimental trial

Isabelle Pagé, Martin Descarreaux

Article en révision dans *BMC Musculoskeletal Disorders* (en date du 20 décembre, 2018)

6.1 Contribution des auteurs

Je suis l'auteure principale du projet de recherche ayant abouti en cet article. J'ai développé le protocole de recherche en collaboration avec mon superviseur de thèse doctorale, Martin Descarreaux. Afin d'accroître le confort lors de la prise de mesure de la rigidité vertébrale, l'embout de l'appareil robotisé utilisé lors de la troisième étude a été modifié en collaboration avec l'atelier mécanique de l'Université du Québec à Trois-Rivières (Trois-Rivières, Québec, Canada). Par l'entremise du bouche-à-oreille, des médias sociaux et de la publication d'un article dans le journal local, j'ai recruté 81 participants ayant une dorsalgie chronique non spécifique. J'ai également été responsable des évaluations initiales (confirmation de l'éligibilité des volontaires), des séances expérimentales (cueillettes de données), de l'analyse des résultats, de l'interprétation des données et de l'écriture de l'article. Le professeur Descarreaux a apporté son expertise dans les différentes étapes du projet et a révisé de façon critique le manuscrit avant qu'il soit soumis pour publication.

6.2 Mise en contexte

Ce quatrième article et dernier article de cette thèse est, en date du 20 décembre 2018, en révision dans *BMC Musculoskeletal Disorders* (voir Annexe C pour la lettre de soumission) (Pagé & Descarreaux, under review). Les résultats de cette étude seront également présentés

(présentation plateforme) lors du congrès EPIC 2019 du *World Federation of Chiropractic* (WFC) et du *European Chiropractic Union* (ECU) qui aura lieu à Berlin (Allemagne) en mars 2019. Les résultats des trois premières études sont à la base du développement de ce dernier projet. Ainsi, la première étude a permis de confirmer que la relation entre la force maximale appliquée lors de la manipulation vertébrale (et indirectement le taux d'application de la force) et l'amplitude de la réponse musculaire est non significativement différente entre des participants présentant et ne présentant pas une douleur chronique non spécifique au rachis. Puisque la mesure de rigidité vertébrale est influencée par de nombreux paramètres (section 1.3.2), l'évaluation de la répétabilité et de la reproductibilité de cette mesure par le protocole proposé était nécessaire. Les résultats de cette troisième étude ont également permis d'observer une diminution significative de la rigidité vertébrale en présence de dorsalgie chronique. Enfin, la méthode de palpation des processus transverses thoraciques développée dans le cadre de la seconde étude de cette thèse a été incluse dans cette quatrième étude.

Cette dernière étude a, par conséquent, pour objectif d'évaluer les effets de différentes doses de manipulation vertébrale sur les changements cliniques et biomécaniques de participants rapportant une dorsalgie chronique non spécifique à la suite de trois séances de traitement (suivi une semaine après le 3^e traitement).

6.3 Résumé en français

Mise en contexte: La manipulation vertébrale (MV) est caractérisée par des paramètres biomécaniques qui varient entre les cliniciens, mais pour lesquels l'influence sur les effets cliniques de la thérapie n'est pas connue. Cet essai en parallèle, randomisé et contrôlé avait pour objectif d'évaluer les effets des paramètres biomécaniques de la MV sur l'évolution de participants présentant une dorsalgie chronique suite à trois séances de traitement (suivi une semaine suite au 3^e traitement).

Méthodologie: Des adultes présentant une dorsalgie chronique (douleur dans la région évaluée [T6 à T8] pour ≥ 3 mois) ont participé à quatre séances expérimentales. À la première

session, les participants ont été assignés de façon aléatoire à un des trois groupes expérimentaux (différentes doses de MV) ou au groupe contrôle (aucune MV). Lors des trois premières séances, une MV a été exécutée à T7 pour les groupes expérimentaux, alors qu'une pause de 5 minutes a été octroyée au groupe contrôle. Les MV ont été exécutées à l'aide d'un appareil utilisant un moteur linéaire servo-contrôlé et les doses consistaient en des forces maximales, des durées d'impulsion et des taux d'application de 135 N, 125 ms et 920 N/s (groupe 1), de 250 N, 125 ms et 1840 N/s (groupe 2), et de 250 N, 250 ms, 920 N/s (groupe 3). L'incapacité et l'intensité de la douleur ont été évaluées à chacune des sessions (mesures de résultats primaires). La rigidité vertébrale a été évaluée avant et après chacune des MV/repos et au suivi. La sensibilité et l'activité musculaire ont été évaluées lors de chacune des mesures de rigidité vertébrale. L'amélioration des participants a également été évaluée lors du suivi. La présence de différences entre les groupes et les séances ainsi que les facteurs associés à l'amélioration clinique ont été déterminés.

Résultats: Quarante-et-un participants ont été recrutés et 17, 20 et 20 participants des trois groupes expérimentaux et 18 participants du groupe contrôle ont complété le protocole. À l'exception d'une intensité de la douleur plus élevée dans le groupe contrôle initialement, aucune différence dans les mesures de résultats n'a été observée entre les groupes. Une diminution de l'intensité de la douleur, de l'incapacité, de la rigidité vertébrale et de la sensibilité lors de la mesure de rigidité vertébrale a été observée (valeurs $p < 0,05$). Au suivi, 24 % des participants ont été classifiés comme étant « améliorés ». Les prédicteurs d'une amélioration sont une plus grande diminution de l'intensité de la douleur et de la sensibilité lors de la mesure de rigidité vertébrale (valeurs $p < 0,05$).

Conclusion: Dans un environnement expérimental, l'exécution d'une MV ne résulte pas en des changements significativement différents chez des participants présentant une dorsalgie chronique qu'une condition contrôle (évaluation de la rigidité vertébrale). D'autres études sont nécessaires afin de déterminer les mécanismes qui sous-tendent les effets de la MV.

Effects of spinal manipulative therapy doses on clinical and biomechanical outcomes of participants with chronic thoracic pain: a randomized controlled experimental trial

Isabelle Pagé^{a1,2,*,#a}, Martin Descarreaux^{2,3}

¹ Department of Anatomy, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Québec, Canada.
lpage1@ualberta.ca

² Groupe de Recherche sur les Affections Neuromusculosquelettiques (GRAN), Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Québec, Canada.

³ Department of Human Kinetics, Université du Québec à Trois-Rivières, Trois-Rivières, Québec, Canada. Martin.descarreaux@uqtr.ca

* Corresponding author

#a Current affiliation: Department of Physical Therapy, Faculty of Rehabilitation Medicine, University of Alberta, Edmonton, Alberta, Canada. lpage1@ualberta.ca

6.4 Abstract

Background: Spinal manipulative therapy (SMT) includes biomechanical parameters that vary between clinicians, but for which the influence on the therapy clinical effects is unknown. This parallel-randomized controlled trial aimed to investigate the effect of SMT biomechanical parameters on the outcomes of participants with chronic thoracic pain (CTP) following three treatment sessions (follow-up at one week).

Methods: Adults reporting CTP (pain within the evaluated region [T6 to T8] for ≥ 3 months) were asked to participate in a four-session trial. At the first session, participants were randomly assigned to one of three experimental groups (different SMT doses) or the control group (no SMT). During the first three sessions, one SMT was executed at T7 for the experimental groups, while a 5-min rest was provided to the control group. SMT were delivered through an apparatus using a servo-controlled linear actuator motor and doses consisted of peak forces, impulse durations, and rates of force application set at 135 N, 125 ms and 920 N/s (group 1), at 250 N, 125 ms and 1840 N/s (group 2), and at 250 N, 250 ms, 920 N/s (group 3). Disability and pain intensity were evaluated at each session (primary outcomes). Spinal stiffness was assessed before-and-after each SMT/rest and at follow-up. Tenderness and muscle activity were evaluated during each spinal stiffness trial. Improvement was evaluated at follow-up. Differences in outcomes between groups and sessions were evaluated as well as factors associated with clinical improvement.

Results: Eighty-one participants were recruited and 17, 20, 20 participants of the three experimental groups and 18 of the control group completed the protocol. In exception of higher pain intensity at baseline in the control group, no between-group differences were found for any of the outcomes. A decrease in pain intensity, disability, spinal stiffness, and tenderness during spinal stiffness were observed (p values < 0.05). At follow-up, 24 % of participants were classified as 'improved'. Predictors of improvement were a greater decrease in pain intensity and in tenderness (p values < 0.05).

Conclusions: In an experimental setting, the delivery of a SMT does not lead to significantly different outcomes in participants with CTP than a control condition (spinal stiffness assessment).

Studies are still required to explore the mechanisms underlying SMT effects.

Clinical trial registry: ClinicalTrials.gov (NCT03063177, registered 24 February 2017).

Keywords: spinal stiffness; thoracic spine; chronic pain; electromyography; spinal manipulation; manual therapy; biomechanics; musculoskeletal manipulation; back pain; spine; dose

6.5 Introduction

Back pain is highly prevalent in the general population and can lead to important individual and socioeconomic consequences (Hartvigsen et al., 2018). The annual prevalence of low back pain (LBP) and middle back pain is respectively estimated at around 43 % and 35 % (Leboeuf-Yde et al., 2009). Complementary and alternative medicine is widely used by patients with back pain, with about 75 % of patients consulting either in chiropractic, physical therapy or osteopathy (Murthy et al., 2015). Spinal manipulative therapy (SMT) and spinal mobilization constitute treatment options commonly offered by these clinicians and are now recommended in several clinical practice guidelines for the management of spinal pain (Bussieres et al., 2018; Qaseem et al., 2017; Wong et al., 2017). Overall, these therapies are characterized by the delivery of a force using specific parameters of angulation, amplitude and speed to an intervertebral articulation, which results in specific biomechanical and/or neurophysiological effects (Herzog, 2010). Although SMT targets an intervertebral joint, the manual force is transmitted to the contiguous articulations and surrounding soft tissues. Previous studies have shown the presence of a dose-response relationship between the therapy characteristics and individuals' neuromechanical responses (i.e. the targeted vertebra displacement, the relative displacement with its adjacent vertebrae and the response amplitude of surrounding muscles) (Nougarou et al., 2013; Nougarou et al., 2014; Nougarou et al., 2016; Pagé et al., 2014). Specifically, the muscle response amplitude increases with the increase in peak force (Nougarou et al., 2013), while it decreases when preload forces (Nougarou et al., 2014) and the impulse duration increase (Pagé et al., 2014). Regarding the absolute movement of the contacted vertebra, it increases with

increasing peak forces (Nougarou et al., 2016) and with the decrease in the preload force (Nougarou et al., 2014). Although SMT yields neuromechanical responses that are believed to be linked to clinical effects, the effect of different SMT doses have been investigated in only one previous randomized controlled trial (Snodgrass et al., 2014) highlighting the need for further investigations.

Nonspecific back pain regroups heterogenous patients that might not respond similarly to a given treatment. The identification of patient profiles that could help guide treatment options is now recognized as a key issue in back pain research (Kamper et al., 2010). Recently, monitoring of spinal stiffness measured using a mechanical device has shown to effectively identify patients with LBP who are more susceptible to improve following few SMT sessions (Fritz et al., 2011; Wong et al., 2015). Specifically, Fritz et al. (2011) showed that a decrease in lumbar spinal stiffness following the first treatment is an independent predictor of improved disability at one week after two sessions of lumbopelvic SMT (Fritz et al., 2011). Using a similar protocol, Wong et al. (2015) observed, in participants with acute and chronic LBP, a significant decrease in L3 spinal stiffness following the first treatment, but only among those who reported a clinically significant improvement in disability following the two treatments (Wong et al., 2015). None of these studies have recorded the SMT dose delivered by clinicians nor attempted to standardize the treatment using a mechanical device.

It is therefore unknown if triggering neuromechanical responses of greater magnitude influences SMT clinical, such as pain and disability, and biomechanical, such as spinal stiffness, outcomes in participants with spinal pain. Identifying a dose optimizing these outcomes could have important educational implications and ultimately lead to the improvement of patient care. The overall goal of this study was therefore to increase the understanding of the mechanisms underlying the clinical effects of SMT through an apparatus using a servo-controlled linear actuator motor. Within an experimental paradigm, a modified parallel-randomized controlled trial was designed to investigate the effect of different SMT doses (i.e. including different peak forces and rates of force application) on the clinical and biomechanical outcomes of participants with chronic thoracic pain following three treatment sessions (follow-up one week after the last treatment). It was hypothesized that the SMT peak force and rate of force application would

influence the primary (pain intensity and disability) and secondary (spinal stiffness, and tenderness and muscle activity during the assessment of spinal stiffness) outcomes. It was also hypothesized that participants receiving SMT would show a greater improvement in the primary outcomes than those not receiving SMT. Moreover, since this study was exploratory, an analysis of factors associated with clinical improvement was also conducted.

6.6 Material and methods

6.6.1 Trial design

This controlled trial used a parallel design where participants were allocated using a 1:1 ratio between the four groups (three experimental groups and one control group). The trial is reported according to the CONSORT 2010 statement (Schulz et al., 2010) and the CONSORT checklist can be found [at the end of this chapter].

6.6.2 Participants

Adults with chronic thoracic pain were recruited through advertisements in the Trois-Rivières (Québec, Canada) local newspaper and social media. Inclusion and exclusion criteria are presented in Table 6.1 (p. 183).

Table 6.1. Inclusion and exclusion criteria

Criteria	Participants with chronic thoracic pain
Inclusion criteria	<ul style="list-style-type: none"> ▪ 18 and 60 years old. ▪ Thoracic pain * for at least 3 months (constant or recurrent). ▪ Pain within T6 to T8 region indicated on the pain diagram and/or during physical examination at the start of the first session. ▪ Pain intensity at the start of the first session ≥ 5.
Exclusion criteria	<ul style="list-style-type: none"> ▪ Having a history of thoracic surgery or fracture. ▪ Diagnosed with a non-spine-related condition that might refers pain to the chest wall (e.g. heart, lung or oesophagus conditions). ▪ Diagnosed or suspected with one of the following conditions: spine-related inflammatory arthritis, aorta aneurism, advanced osteoporosis, neuromuscular disease, myelopathy, malignant tumors, uncontrolled hypertension, radiculopathy, neurologic deficit, thoracic herniated disc, current infection, thoracic scoliosis (Cobb's angle $> 20^\circ$). ▪ Being a pregnant woman.

* Thoracic pain was defined as pain in the region bounded superiorly by the T1 spinous process, inferiorly by the T12 spinous process and laterally by the lateral margins of the erector spinae muscles (Merskey et al., 1994).

6.6.3 Procedures and intervention

Participants took part in four experimental sessions over a period of 2 to 3 weeks. The first three sessions, that were scheduled two to four days apart, were labeled as the treatment sessions, while the fourth session constituted the follow-up and occurred six to eight days following the last treatment session. A complete description of each procedure is presented below but, briefly, participants first completed a series of questionnaire and were evaluated for inclusion and exclusion criteria (including a physical examination). Following a demonstration of the SMT and spinal stiffness assessment procedures using the apparatus and explanation of its

main safety features, participants laid face down on a treatment table (Techniques Tables Ltd., model TT5001029, Ontario, Canada). Identification of T6, T7 and T8 spinous processes and of T7 transverse processes was then performed by the investigator (IP) using a standardized procedure (Pagé et al., 2017; Stonelake et al., 1988) and surface electromyography (sEMG) electrodes were positioned over the thoracic erector spinae just below and over the T7 transverse processes area. A sEMG normalization trial was completed, followed by the assessment of spinal stiffness and SMT (experimental groups) or rest (control group) procedure. Spinal stiffness was reassessed immediately following SMT/rest. These procedures were replicated during the second and third sessions, while the follow-up only included the completion of clinical questionnaires and the assessment of spinal stiffness. Figure 6.1 (p. 184) shows the experimental setup including the sEMG electrodes localization and contact areas for the assessment of spinal stiffness and SMT delivery.

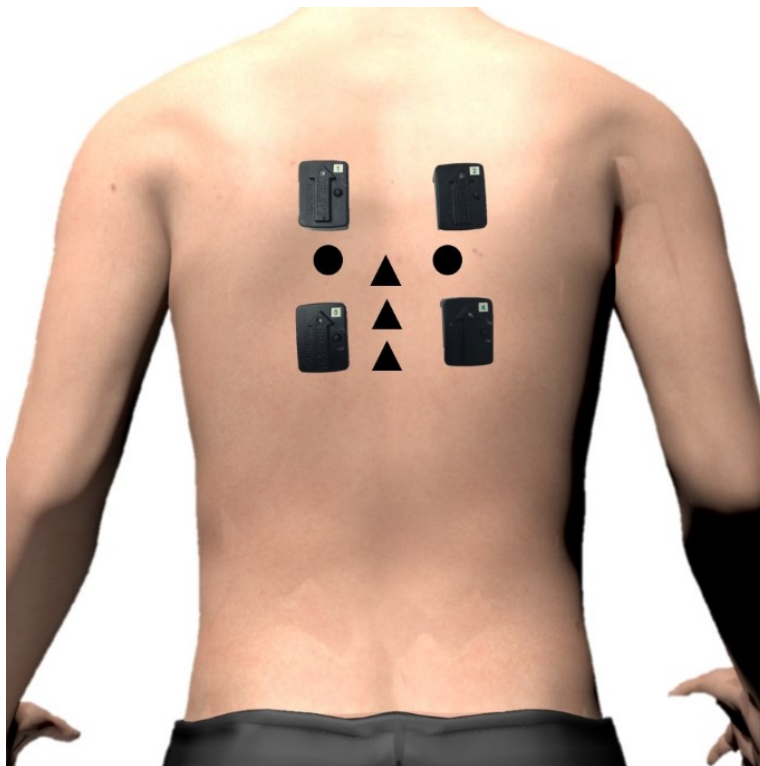


Figure 6.1. Experimental setup. sEMG electrodes, contact areas during the spinal manipulative therapy (T7 transverse processes; circles) and contact areas during spinal stiffness assessment (T6, T7 and T8 spinous processes; triangles) are visualized.

6.6.3.1 Questionnaires at baseline

At the beginning of the first session, participants' sex, age, weight and height, in addition to information regarding pain patterns (constant pain about every other day; or recurrent pain less than every other day), sick leave due to thoracic pain and mean pain intensity in the past three months (0-100 visual analog scale with 0 - no pain and 100 – extreme pain; VAS (Chapman et al., 2011)) were gathered. Actual pain intensity (VAS), disability (Quebec Back Pain Disability Questionnaire – QBPDQ, /100) (Kopec et al., 1995), Kinesiophobia (Tampa Scale of Kinesiophobia – TSK, score >40/68 suggesting kinesiophobia) (Lundberg et al., 2011) and risk of symptoms persistence (STarT Back Screening Tool – SBST, score $\geq 5/9$ suggesting physical findings accompanied or not by psychosocial barriers to recovery) (Bruyere et al., 2013) were also evaluated. Additionally, participants were asked to evaluate their expectation towards their improvement at the fourth session. Participants were considered presenting a positive expectation if they expected that their condition “will improve” or a negative expectation if they expected that their condition “will deteriorate” or “will not change”.

6.6.3.2 Spinal manipulative therapy procedure

The intervention consisted of a single SMT delivered through an apparatus using a servo-controlled linear actuator motor (Linear Motor Series P01-48x360, LinMot Inc., Zurich, Switzerland) (Descarreaux et al., 2013). The indenter device consisted of a twin-tip padded rod (θ tip = 10 mm; distance between the center of the tips = 56 mm) contacting the skin overlying T7 transverse processes (Figure 6.2, p. 186). This spinal level was targeted for all participants considering technical limitation with the apparatus and the lack of a current gold standard to determine a spinal level that would benefit the most of a SMT. However, participants had to report pain in the targeted area (T6-T8) to be included in the study (see Table 6.1, p. 183). SMT were characterized by a preload force of 20 N maintained during 1 s followed by the application of a specific force. The magnitude of the applied force, the impulse duration and the rate of the force application varied between groups (experimental groups) and were within the range of doses used by manual therapists (Herzog et al., 2001). The *Dose 1* group consisted of a peak force of 135 N applied in 125 ms and resulting in a rate of 920 N/s. These parameters were respectively set at 250 N, 125 ms and 1840 N/s for the *Dose 2* group. The *Dose 3* group consisted of the same

peak force as the second group (250 N) applied in 250 ms and resulting in the same rate of force application as the *Dose 1* group (920 N/s). Participants of the fourth group (the control group) rested quietly for 5 minutes instead of receiving a SMT. For each SMT, the preload force (N), peak force (N), impulse duration (ms), rate of force application (N/s), velocity (mm/s) and indenter displacement during the impulse phase were computed using the mechanical device displacement (mm), force (N) and time (ms) data recorded at 204.8 Hz.

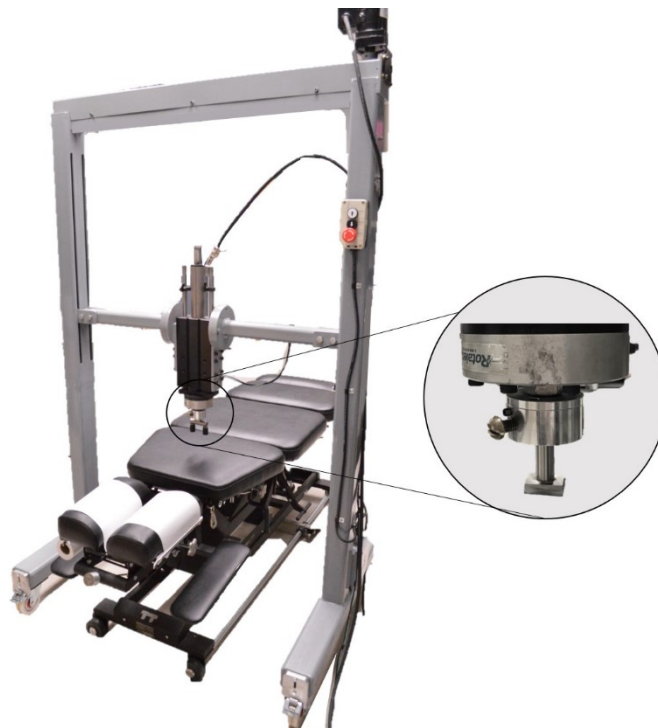


Figure 6.2. The mechanical device used to deliver the spinal manipulative therapy and to assess spinal stiffness. A twin tip was used during spinal manipulative therapy delivery, while a single tip was used during the assessment of spinal stiffness.

6.6.3.3 Spinal stiffness procedure

Immediately before and after the intervention (SMT/rest), spinal stiffness was assessed four times at T6, T7 and T8 spinous processes by the same apparatus used to deliver the SMT. The measurement of spinal stiffness using this device has been shown to be reliable at T6, T7 and T8 (Pagé et al., 2018). The indenter head (18 mm x 25 mm) was covered by high-density silicone

padding and was positioned over the targeted spinous process (Figure 6.2, p. 186). A randomization scheme (Dallal) was used to determine in which order the spinal levels would be assessed for each participant. For every spinal stiffness trial, the investigator instructed the participant to inhale, exhale, and then hold his breath during measurement (~ 5 s). During exhalations, the linear motor displaced the indenter until applying a 5 N load on the spinous process. While the participant held his breath, a total load of 45 N was gradually applied using an 18 N/s rate of the force application. This load was maintained for 1 s before being withdrawn. LinMot-Talk 5.1 (LinMot Inc., Elkhorn, Wisconsin, USA) was used to sample the applied force and resulting indenter displacement at a frequency of 135 Hz. After each trial, participants rated their tenderness during the procedure (0-100 VAS) and the sEMG activity was recorded during each trial.

6.6.3.4 sEMG procedure

At the beginning of each session, four sEMG electrodes were positioned bilaterally at approximately 2 cm from the spine (over the thoracic erector spinae muscle belly) just above and below the T7 transverse processes. To decrease skin impedance, the skin was shaved, gently abraded with fine-grade sandpaper (Red Dot Trace Prep, 3 M; St. Paul, MN, USA) and cleaned with alcohol swabs. sEMG data were recorded at 2000 Hz using Trigno™ Wireless EMG sensors (Delsys Inc., Natick, Massachusetts, USA). Following instrumentation, participants were asked to perform a normalization trial. This trial consisted in maintaining, without support, the upper trunk in line with the lower body for 5 s. sEMG was recorded during each measurement of spinal stiffness as well as during the impulse phase of each SMT.

6.6.4 Outcomes

The primary outcomes of this study were pain intensity (VAS) and disability (Quebec Back Pain Disability Questionnaire - QBPDQ), while secondary outcomes were spinal stiffness and both muscle activity and tenderness during the assessment of this parameter. Time points at which outcomes were evaluated are presented in Table 6.2 (p. 188). The outcome for the exploratory analysis only included the subjective improvement (“improved” or “not improved”) at the follow-up. Indeed, at follow-up, participants completed a subjective overall improvement scale (7-point

Likert scale: strongly improved; moderately improved; slightly improved; no change; slightly deteriorated; moderately deteriorated; or strongly deteriorated) (Hush et al., 2012). This outcome was further dichotomized in “improved” (moderately or strongly improved) or “not improved” (slightly improved to strongly deteriorated). The outcomes were not modified following the start of the recruitment process and were evaluated by the principal investigator (IP).

Table 6.2. Primary and secondary outcomes evaluated, and time points used for analyses.

Outcome	Session 1	Session 2	Session 3	Session 4 (follow-up)
Primary outcomes				
Pain intensity (VAS) at the session beginning	X	X	X	X
Back disability (QBPDQ) at the session beginning	X	X	X	X
Secondary outcomes				
Spinal stiffness at T6, T7 and T8 (N/mm)	Before SMT/rest			X
Muscle activity during spinal stiffness at T6, T7 and T8 (nRMS)	During spinal stiffness procedure before SMT/rest			X
Tenderness during spinal stiffness at T6, T7 and T8 (VAS)	During spinal stiffness procedure before SMT/rest			X
Outcome for the exploratory analysis				
Subjective improvement				X

VAS: Visual analogue scale (0-100); QBPDQ: Quebec Back Pain Disability Questionnaire (0-100 score); nRMS: normalized root mean square (i.e. amplitude of the muscle activity)

6.6.5 Sample size

The required sample size was estimated using G*Power software (G*Power 3.1) based on the results of Haas et al. (2014) that showed an average decrease in pain intensity of 17.70 % (SD = 17.35 %) in participants with low back pain following 6 weeks of manual therapy. A minimum sample size of 13 participants was determined to detect a statistically significant difference with a power of 0.80, effects size of 0.5 and an alpha value of 0.05. Considering the attrition risk and the comparisons between four groups, a sample size between 15 and 25 participants per group was targeted.

6.6.6 Randomization

One randomization scheme for males and one for females were generated using an online software (Dallal) by an independent investigator. This investigator subsequently wrote each allocation (either one of the three experimental groups or the control group) in a sealed envelope identified with the participant's sex (male or female) and a sequential number (1, 2, 3 ...). Once a participant provided informed consent, the lead investigator (IP) opened the following envelope of the males' or females' pile.

6.6.7 Blinding

Due to the nature of the intervention, the investigator (IP) and the participants of the control group were not blinded, while participants of the experimental groups were blinded to the specific SMT dose (i.e. the peak force and rate of force application) they received.

6.7 Data Analysis

6.7.1 Spinal stiffness calculation

To calculate spinal stiffness coefficients, a MATLAB script was developed. Terminal and global spinal stiffness coefficients were calculated using the force and displacement data recorded during each spinal stiffness trial. As previously suggested (Shirley et al., 2002), the first trial of each series of four measurements was excluded. The spinal stiffness value obtained for

the second, third and fourth trials were therefore averaged to obtain one terminal and global coefficient for each series of measurement. The terminal coefficient was defined as the ratio of the load divided by the displacement between 10 and 45 N, while the global coefficient was defined as the slope of the straight-line best fitting the data over the same load interval.

6.7.2 sEMG data processing

sEMG signals were processed using a custom MATLAB (MathWorks®, Natick, Massachusetts, USA) script. Bipolar sEMG data acquired during normalization trials were first digitally band pass filtered using a 40 Hz low cut-off frequency to filter the electrocardiogram signal contaminating the sEMG signal and a 400 Hz high cut-off frequency (2nd order Butterworth filter). The root mean square (RMS) value was then computed for each electrode during a 2 s time-window, during which the signal was visually stable.

To assess muscle activity during spinal stiffness trials, the sEMG signals were submitted to the same filtering than sEMG signals acquired during the normalization trial. The RMS value was then computed for each electrode between 10 and 45 N application and was normalized (later referred to as nRMS) by dividing it by the respective RMS value obtained during the normalization trial. The average value from the four electrodes was used for subsequent analyzes. The muscle response amplitude during the impulse phase of each SMT was similarly computed.

6.8 Statistical analysis

6.8.1 Baseline descriptive and comparative analysis

Mean (with SD) or median (with IQR = Q3 - Q1) was computed for the demographic characteristics and clinical questionnaire scores at baseline as well as for spinal stiffness (T6, T7 and T8), muscle activity during spinal stiffness assessment and tenderness during spinal stiffness assessments. Between-group differences were tested using either analysis of variances (ANOVAs) or Kruskal-Wallis tests (for non-parametric data). The neuromechanical responses (displacement and muscle activity) recorded during the first session SMT were also compared between the three experimental groups. The number of participants initially presenting a positive expectation

and of those presenting a negative expectation towards their improvement was calculated for each group. Statistics were computed using SPSS Statistics 21 (IBM®, Armonk, New York, USA) and statistical significance was set at $p \leq 0.05$.

6.8.2 Primary outcomes analysis

Since pain intensity (VAS) and disability (QBODQ) were non-normally distributed, they were respectively transformed using the cubic root (VAS_{transf}) and the square root ($QBPDQ_{\text{transf}}$) to restore quasi-normality. Repeated measures ANOVAs was computed to evaluate if pain intensity (VAS_{transf}) and disability ($QBPDQ_{\text{transf}}$) at the session beginning differed between sessions and groups, and if an interaction between these variables was present. The presence of a monotonic trend of improvement was determined by computing \bar{E}^2 statistics (Laurencelle, 2002) and Tukey post-hoc tests were computed for significant effects/interactions.

6.8.3 Secondary outcomes analysis

Spinal stiffness (terminal and global coefficients), and tenderness (VAS) and muscle activity (nRMS) during the assessment of spinal stiffness were identified as the secondary outcomes of this study. Each coefficient of spinal stiffness was submitted to a 4 x 4 x 3 mixed-model ANOVAs with Tukey post-hoc tests to evaluate if the parameter differed between groups, sessions and spinal levels as well as the presence of interactions between these variables. Since tenderness and muscle activity could not be transformed to meet the distribution requirements of ANOVA, between-group differences were assessed on changes in these variables between the first and fourth sessions using Kruskal-Wallis nonparametric procedure. Moreover, regardless of the group, differences in these variables between the first assessment (pre SMT/rest at the first session) and follow-up (fourth session) were assessed using Wilcoxon Matched-Pairs test.

6.8.4 Exploratory analysis of factors associated with clinical improvement

To conduct the exploratory analysis, participants were divided between those “improved” and “not improved” at follow-up. A logistic regression was computed to explore the role of the clinical and biomechanical outcomes in the prediction of “improved” participants. First,

differences in the demographic (age, weight, height and BMI), baseline clinical (mean pain intensity in the past 3 months, pain intensity, disability, TSK score, SBST score, and tenderness during spinal stiffness) and biomechanical (muscle activity during spinal stiffness and spinal stiffness) variables were determined between “improved” and “not improved” participants using *t*-test for independent samples (parametric data) or Mann-Whitney U test (nonparametric data). Other potential variables to include in the logistic regression were determined by computing these tests between “improved” and “not improved” participants on the ‘slopes of change’ in VAS_{transf}, QBPDQ_{transf}, global and terminal spinal stiffness, and tenderness and muscle activity during T6 to T8 spinal stiffness assessment. For each variable, the ‘slope of change’ was calculated between values of the first two sessions and between values of all sessions. The ‘slope of change’ of a specific variable was defined by the coefficient of the straight-line best fitting the values over time for a participant (e.g. pain intensity at session 1, 2, 3 and 4). ‘Slopes of change’ in tenderness, muscle activity and spinal stiffness were also computed between values of before and after the first SMT/rest. All variables presenting significant difference between “improved” and “not improved” participants were included in the logistic regression model. Besides the logistic regression, the positive predictive value of an initial positive expectation and the negative predictive value of an initial negative expectation were computed to explore the role of expectation towards the improvement at follow-up.

6.9 Results

6.9.1 Recruitment

The recruitment started on May 1st, 2017 and the last follow-up occurred on December 22nd, 2017. The trial ended considering that the number of participants within each group laid within the range estimated (15 to 25 per group).

6.9.2 Participant flow

A total of 81 participants were randomly assigned in either one of the three experimental groups (*Dose 1* group = 21 participants; *Dose 2* group = 22 participants; *Dose 3* group = 21

participants) or the control group (18 participants). All participants received the intended intervention. Data of 18 participants of the control group, 17 of the *Dose 1* group, 19 of the *Dose 2* group and 20 of the *Dose 3* group were included for analysis. The experimental flow is shown in Figure 6.3 (p 194).

6.9.3 Baseline data

Baseline characteristics are reported in Table 6.3 (p. 195). Groups were similar at baseline with the exception of pain intensity: despite the randomization procedure, participants in the control group presented significantly higher pain intensity at baseline than participants in *Dose 2* group ($p = 0.01$). Initially, 65.0 %, 81.8 %, 85.7 % and 56.0 % of participants in *Dose 1*, *Dose 2*, *Dose 3* and control groups respectively presented a positive expectation towards their improvement at the fourth session.

Comparison of the neuromechanical responses during SMT between the three experimental groups revealed less displacement in the *Dose 1* group (11.82 ± 1.70 mm) than in the *Dose 2* group (21.49 ± 1.69 mm; $p < 0.001$) and the *Dose 3* group (22.70 ± 1.70 mm; $p < 0.001$): $F_{2, 60} = 197.30$, $p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.87$). Muscle activity during the impulse phase was significantly greater in the *Dose 2* group (median \pm IQR = 0.46 ± 0.70) compared to the *Dose 1* group (0.17 ± 0.26 ; $p = 0.01$): $H_2 = 11.25$, $p = 0.003$. Muscle activity during the impulse phase in the *Dose 3* group (0.43 ± 0.36) was non-significantly different than the muscle activity in *Dose 1* ($p = 0.10$) and *Dose 2* ($p = 0.71$) groups. These results suggest that the SMT doses generated significantly different neuromechanical responses (displacement and muscle activity). The average value of SMT biomechanical parameters and resulting displacements and muscle activity received by each experimental group may be visualized in the Figure 6.4 (p. 196).

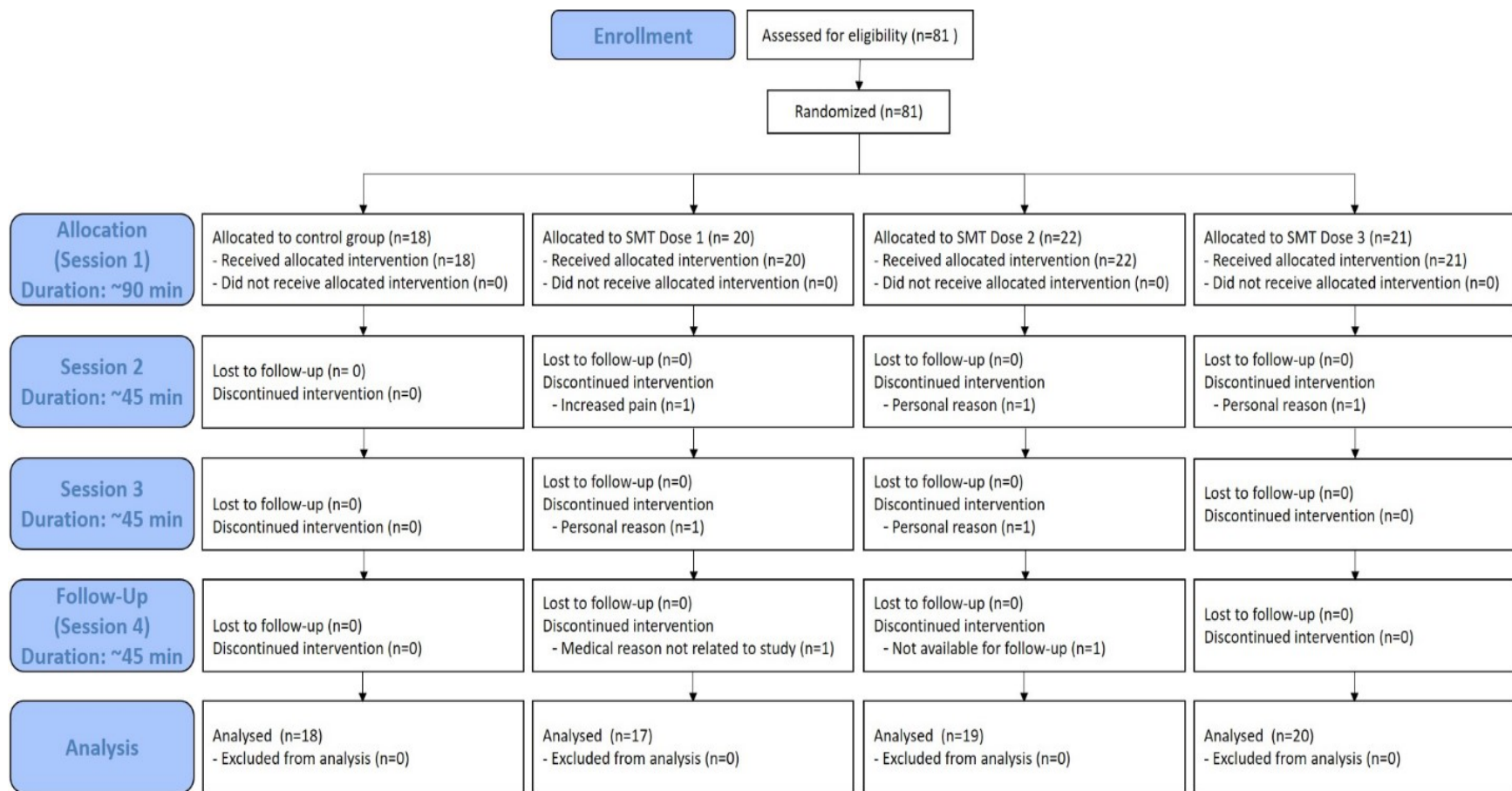


Figure 6.3. Flow chart of the study. SMT: spinal manipulative therapy

Table 6.3. Participants' characteristics at baseline for the experimental groups and the control group.

Characteristic		Dose 1 -peak/-rate	Dose 2 +peak/+rate	Dose 3 +peak/-rate	Control	F _{3,77} or H ₃ value and p value
Males: Females		6 : 14	8 : 14	8 : 13	6 : 12	---
Age (years)		41.50 (13.79)	37.45 (13.48)	37.19 (11.14)	35.83 (13.68)	F=0.57; p=0.64
Weight (kg)		70.88 (12.66)	72.21 (18.80)	74.66 (18.90)	68.85 (13.15)	F=2.03; p=0.12
Height (m)		1.65 (0.08)	1.67 (0.07)	1.68 (0.10)	1.68 (0.07)	F=0.69; p=0.56
Body mass index (kg/m ²)		26.12 (4.62)	28.91 (7.15)	26.09 (4.51)	24.48 (4.27)	F=2.43; p=0.07
Average pain intensity in the past three months (0-100, median, IQR)		30.00 (20.00)	27.50 (10.00)	30.00 (26.00)	50.00 (40.00)	H=7.51; p=0.06
Pain intensity at the start of the first session (0- 100, median, IQR)		20.00 (10.00)	20.00 (15.00)	30.00 (29.97)	50.00 (44.00)	H=12.06, p=0.01*
TSK score (/68)		30.45 (7.26)	31.64 (6.89)	31.71 (8.23)	33.39 (6.17)	F=0.53; p=0.66
QBPDQ score (% , median, IQR)		9.00 (15.00)	16.31 (18.09)	12.92 (11.51)	12.50 (15.00)	H=1.47 p=0.69
SBST score (/9, median, IQR)		2.00 (3.00)	2.00 (3.00)	3.00 (3.00)	3.50 (2.00)	H=6.73; p=0.08
Global spinal stiffness at the first session before SMT/rest (N/mm)	T6	8.02 (1.20)	7.49 (1.62)	7.70 (1.62)	8.14 (1.43)	F=0.81; p=0.49
	T7	7.96 (1.05)	7.38 (1.80)	7.72 (1.83)	8.03 (1.18)	F=0.75; p=0.52
	T8	7.73 (1.18)	7.39 (1.87)	7.62 (1.98)	7.80 (1.63)	F=0.23; p=0.87
Terminal spinal stiffness at the first session before SMT/rest (N/mm)	T6	8.06 (1.26)	7.50 (1.65)	7.73 (1.64)	8.20 (1.44)	F= 0.88; p=0.46
	T7	7.98 (1.07)	7.41 (1.88)	7.75 (1.95)	8.06 (1.21)	F=0.69; p=0.56
	T8	7.77 (1.24)	7.39 (1.90)	7.64 (2.07)	7.86 (1.66)	F=0.27; p=0.84
Tenderness during spinal stiffness assessment (% , median, IQR)	T6	18.83 (22.50)	13.33 (23.33)	16.67 (18.67)	19.17 (23.33)	H=2.42; p=0.49
	T7	13.33 (24.33)	5.00 (16.33)	10.00 (20.00)	15.00 (16.33)	H=2.84; p=0.42
	T8	9.33 (19.33)	4.17 (21.00)	8.33 (16.67)	10.00 (18.33)	H=1.26; p=0.74
Muscle response amplitude during spinal stiffness assessment (nRMS, median, IQR)	T6	0.10 (0.09)	0.13 (0.11)	0.08 (0.15)	0.11 (0.10)	H=4.78; p=0.19
	T7	0.10 (0.06)	0.14 (0.13)	0.08 (0.06)	0.11 (0.11)	H=5.12; p=0.16
	T8	0.09 (0.05)	0.13 (0.13)	0.08 (0.04)	0.11 (0.09)	H=5.02; p=0.17
Expectation (+ : - or neutral)		13 : 7	18 : 4	18 : 3	10 : 8	---

Mean and standard deviation are reported unless otherwise indicated.

Note: pain intensity and QBPDQ are de-transformed values.

* Participants in the control group presented higher pain intensity at baseline than participants in the Dose 2 group.

Abbreviation: IQR, interquartile range; TSK, Tampa Scale of Kinesiophobia; QBPDQ, Quebec Back Pain Disability Questionnaire; SBST, STaRT Back Screening Tool; SMT, spinal manipulative therapy; nRMS, normalized root mean square.

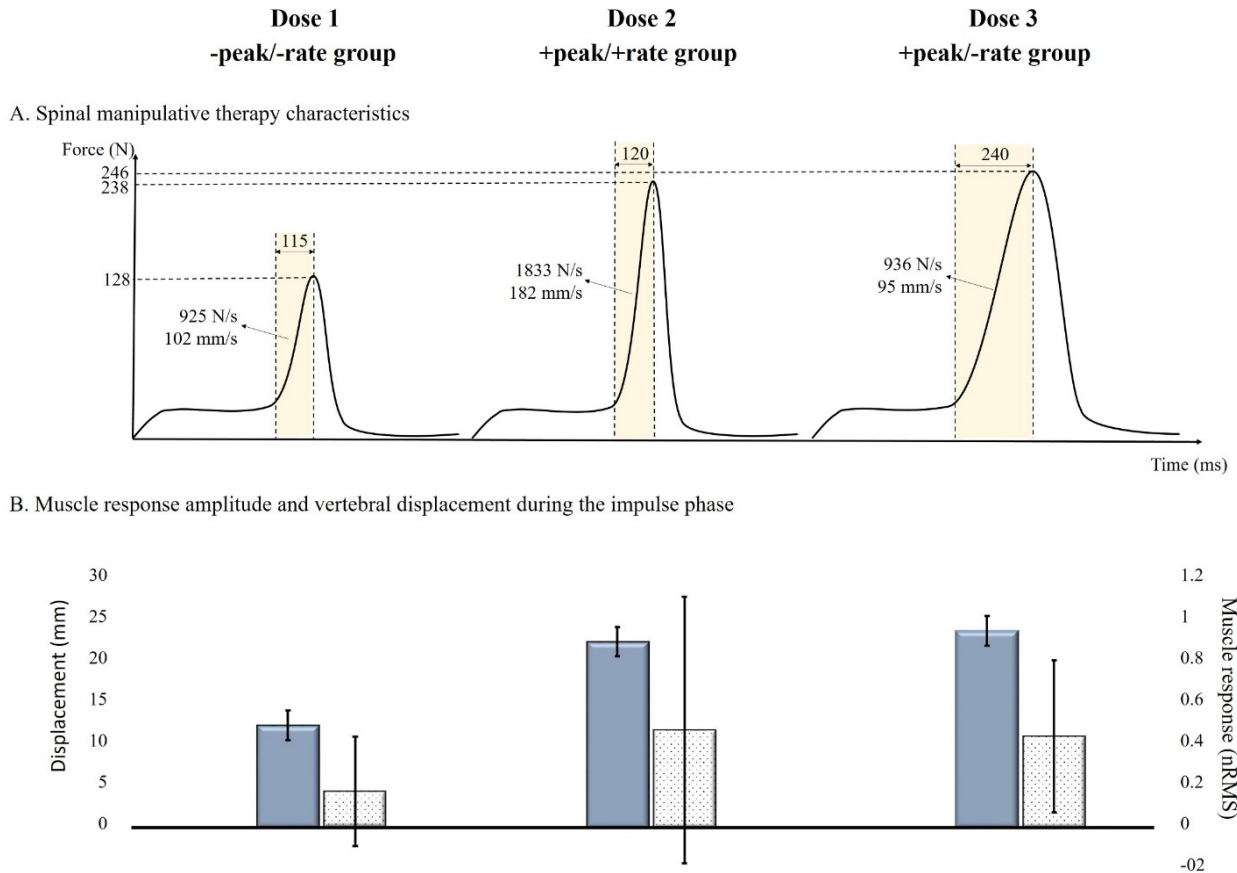


Figure 6.4. A- Spinal manipulative therapy parameters, B- Muscle activity (pale bars, median \pm IQR) and indenter displacement (dark bars, mean \pm SD).

6.9.4 Results for the primary outcomes

Primary and secondary outcomes at each time point are reported in Table 6.4 (p. 198). The analysis revealed no significant between-group differences in disability across the four sessions ($F_{3, 71} = 0.43$, $p = 0.73$), but confirmed the presence of higher pain intensity at baseline within the control group compared to the *Dose 2* group ($F_{3, 71} = 3.61$, $p = 0.02$, $\eta_p^2 = 0.13$). Both pain intensity and disability were significantly different between sessions: $F_{3, 213} = 18.92$, $p < 0.001$, $\eta_p^2 = 0.21$ and $F_{3, 71} = 0.43$, $p = 0.73$ respectively. \bar{E}^2 statistics confirmed the presence of a gradual improvement across session, regardless of group allocation, in regards of pain intensity ($\bar{E}^2_{4,213} = 0.21$, $p < 0.01$) and disability ($\bar{E}^2_{4,210} = 0.33$, $p < 0.01$). Pain intensity decreased by an average of -11.70 % (95 % CI = -15.37, -7.94) between the first and the fourth session, while

disability decreased by an average of -4.79 % (95 % CI = -5.87, -3.70). Pain intensity at baseline was also included as a covariable in a repeated-measures ANCOVA for disability but it didn't impact the results (i.e. no between-group differences but improvement across the sessions).

6.9.5 Results for the secondary outcomes

Analyses revealed no statistically significant differences in any of the secondary outcomes (spinal stiffness, tenderness and muscle activity during spinal stiffness) between the four groups (all p values > 0.05). However, changes over time were observed (including in the control group). Indeed, spinal stiffness was similar at T6 between all sessions (p values \geq 0.05), while, at T7 and T8, spinal stiffness at the first session was significantly higher than at the other sessions (except between the first and third sessions for T7 global stiffness) (p values < 0.05). The global stiffness showed a mean decrease of -0.01 (95 % CI = -0.20, 0.17) N/mm at T6, -0.25 (-0.43, -0.07) N/mm at T7 and of -0.32 (-0.51, -0.13) N/mm at T8. These changes were respectively -0.04 (-0.22, 0.15), -0.25 (-0.43, -0.08) and -0.33 (-0.53, -0.14) N/mm for the terminal stiffness. Moreover, a significant decrease in tenderness between the first and the fourth session was observed at T6 (-3.83, 95 % CI = -6.49, -1.17; $z = 3.18$, $p = 0.001$), T7 (-2.41, 95 % CI = -4.75, -0.08; $z = 2.13$, $p = 0.03$) and T8 (-2.48, 95 % CI = -4.65, -0.30; $z = 2.40$, $p = 0.02$). No significant between-session differences were revealed for muscle activity during spinal stiffness (p values at each spinal level \geq 0.05).

Table 6.4. Primary and secondary outcomes at the different time points.

	Session	Dose 1 group	Dose 2 group	Dose 3 group	Control group	All participants
Main outcomes (detransformed value with -SD and +SD)						
	N	17	20	20	18	75
Pain intensity (0-100 VAS)	1	21.25 (9.96 – 38.91)	18.61 (8.29 – 35.16)	31.55 (16.27 - 54.27)	39.30 (21.11 - 65.76)	27.00 (13.72 - 46.90)
	2	16.00 (4.87 – 37.42)	10.94 (2.83 – 27.68)	21.25 (7.59 – 45.69)	23.64 (8.79 – 49.68)	17.58 (5.21 – 41.64)
	3	16.39 (3.44 – 45.53)	9.94 (1.41 – 32.11)	15.07 (2.99 – 42.82)	21.95 (5.66 – 55.67)	15.44 (3.05 – 43.96)
	4	10.94 (1.51 – 35.68)	5.18 (0.28 – 22.03)	13.65 (2.28 – 41.54)	22.19 (4.97 – 59.92)	12.01 (0.74 – 49.66)
	N	17	20	20	18	75
Disability (0-100)	1	10.76 (2.84 - 23.75)	13.40 (4.27 – 27.60)	14.90 (5.14 – 29.74)	14.52 (4.91 – 29.20)	13.32 (4.37 – 27.13)
	2	8.12 (1.25 – 20.99)	9.73 (1.93 – 23.54)	11.62 (2.82 – 26.44)	9.86 (1.98 – 23.73)	9.80 (1.95 – 23.64)
	3	6.60 (0.71 – 18.48)	8.58 (1.44 – 21.71)	10.05 (2.08 – 24.00)	9.42 (1.80 – 23.03)	8.64 (1.46 – 21.83)
	4	6.05 (0.59 – 17.25)	8.47 (1.48 – 21.19)	9.06 (1.73 – 22.12)	9.73 (2.03 – 23.17)	8.24 (1.29 – 21.18)
Secondary outcomes						
	N	17	19	20	18	74
Global stiffness (N/mm; mean ± SD)	1	T6 = 7.97 ± 1.48	T6 = 7.34 ± 1.48	T6 = 7.65 ± 1.48	T6 = 8.14 ± 1.48	T6 = 7.78 ± 1.48
		T7 = 7.89 ± 1.51	T7 = 7.27 ± 1.51	T7 = 7.64 ± 1.51	T7 = 8.03 ± 1.51	T7 = 7.71 ± 1.51
		T8 = 7.60 ± 1.69	T8 = 7.27 ± 1.69	T8 = 7.48 ± 1.69	T8 = 7.80 ± 1.69	T8 = 7.54 ± 1.69
	2	T6 = 7.54 ± 1.50	T6 = 7.35 ± 1.50	T6 = 7.61 ± 1.50	T6 = 8.13 ± 1.50	T6 = 7.66 ± 1.50
		T7 = 7.29 ± 1.47	T7 = 7.07 ± 1.47	T7 = 7.61 ± 1.47	T7 = 7.94 ± 1.47	T7 = 7.48 ± 1.47
		T8 = 7.30 ± 1.53	T8 = 6.90 ± 1.53	T8 = 7.34 ± 1.53	T8 = 7.69 ± 1.53	T8 = 7.31 ± 1.53
	3	T6 = 7.72 ± 1.50	T6 = 7.36 ± 1.50	T6 = 7.51 ± 1.50	T6 = 8.19 ± 1.50	T6 = 7.69 ± 1.50
		T7 = 7.49 ± 1.51	T7 = 7.15 ± 1.51	T7 = 7.53 ± 1.51	T7 = 7.89 ± 1.51	T7 = 7.51 ± 1.52
		T8 = 7.37 ± 1.55	T8 = 6.92 ± 1.55	T8 = 7.17 ± 1.55	T8 = 7.62 ± 1.55	T8 = 7.27 ± 1.56
	4	T6 = 7.54 ± 1.42	T6 = 7.50 ± 1.42	T6 = 7.82 ± 1.42	T6 = 8.12 ± 1.42	T6 = 7.74 ± 1.42
		T7 = 7.25 ± 1.57	T7 = 7.04 ± 1.57	T7 = 7.62 ± 1.57	T7 = 7.86 ± 1.57	T7 = 7.44 ± 1.57
		T8 = 7.20 ± 1.56	T8 = 6.93 ± 1.56	T8 = 7.29 ± 1.56	T8 = 7.43 ± 1.56	T8 = 7.21 ± 1.56
		17	19	20	18	74
Terminal stiffness (N/mm; mean ± SD)	1	T6 = 8.03 ± 1.51	T6 = 7.36 ± 1.51	T6 = 7.68 ± 1.51	T6 = 8.20 ± 1.51	T6 = 7.82 ± 1.51
		T7 = 7.92 ± 1.58	T7 = 7.28 ± 1.58	T7 = 7.67 ± 1.58	T7 = 8.06 ± 1.58	T7 = 7.73 ± 1.59
		T8 = 7.63 ± 1.74	T8 = 7.26 ± 1.74	T8 = 7.51 ± 1.74	T8 = 7.86 ± 1.74	T8 = 7.56 ± 1.75
	2	T6 = 7.57 ± 1.55	T6 = 7.34 ± 1.55	T6 = 7.62 ± 1.55	T6 = 8.15 ± 1.55	T6 = 7.67 ± 1.55
		T7 = 7.30 ± 1.51	T7 = 7.11 ± 1.51	T7 = 7.65 ± 1.51	T7 = 7.94 ± 1.51	T7 = 7.50 ± 1.51

		T8 = 7.34 ± 1.56	T8 = 6.90 ± 1.56	T8 = 7.35 ± 1.56	T8 = 7.71 ± 1.56	T8 = 7.32 ± 1.56
	3	T6 = 7.76 ± 1.54	T6 = 7.39 ± 1.54	T6 = 7.48 ± 1.54	T6 = 8.22 ± 1.54	T6 = 7.71 ± 1.54
		T7 = 7.47 ± 1.56	T7 = 7.17 ± 1.56	T7 = 7.53 ± 1.57	T7 = 7.88 ± 1.56	T7 = 7.51 ± 1.56
		T8 = 7.37 ± 1.60	T8 = 6.88 ± 1.60	T8 = 7.20 ± 1.60	T8 = 7.68 ± 1.60	T8 = 7.28 ± 1.60
	4	T6 = 7.60 ± 1.47	T6 = 7.52 ± 1.47	T6 = 7.82 ± 1.47	T6 = 8.13 ± 1.47	T6 = 7.77 ± 1.47
		T7 = 7.29 ± 1.61	T7 = 7.05 ± 1.61	T7 = 7.65 ± 1.61	T7 = 7.90 ± 1.61	T7 = 7.47 ± 1.61
		T8 = 7.20 ± 1.60	T8 = 6.95 ± 1.60	T8 = 7.33 ± 1.60	T8 = 7.42 ± 1.60	T8 = 7.22 ± 1.60
	N	17	19	20	18	74
Tenderness during spinal stiffness (0-100 VAS; median ± IQR)	1	T6 = 18.33 ± 18.33	T6 = 13.33 ± 21.67	T6 = 16.67 ± 19.33	T6 = 19.17 ± 23.33	T6 = 16.67 ± 19.67
		T7 = 11.67 ± 15.00	T7 = 5.00 ± 14.33	T7 = 10.00 ± 25.00	T7 = 15.00 ± 16.33	T7 = 10.00 ± 16.67
		T8 = 8.67 ± 15.00	T8 = 5.00 ± 21.00	T8 = 6.67 ± 18.33	T8 = 10.00 ± 18.33	T8 = 6.33 ± 17.67
	4	T6 = 16.00 ± 19.33	T6 = 5.67 ± 18.00	T6 = 18.33 ± 20.67	T6 = 13.00 ± 24.00	T6 = 15.00 ± 20.67
		T7 = 10.00 ± 17.00	T7 = 1.33 ± 8.33	T7 = 9.17 ± 23.17	T7 = 8.67 ± 23.33	T7 = 5.83 ± 20.67
		T8 = 6.67 ± 20.00	T8 = 0.33 ± 8.33	T8 = 1.17 ± 15.83	T8 = 8.33 ± 18.00	T8 = 3.33 ± 15.00
	N	17	17	20	16	70
Muscle activity during spinal stiffness (nRMS; median ± IQR)	1	T6 = 0.09 ± 0.08	T6 = 0.14 ± 0.11	T6 = 0.08 ± 0.16	T6 = 0.11 ± 0.10	T6 = 0.10 ± 0.10
		T7 = 0.10 ± 0.04	T7 = 0.14 ± 0.14	T7 = 0.08 ± 0.11	T7 = 0.11 ± 0.11	T7 = 0.10 ± 0.12
		T8 = 0.08 ± 0.07	T8 = 0.16 ± 0.12	T8 = 0.08 ± 0.10	T8 = 0.11 ± 0.09	T8 = 0.10 ± 0.10
	4	T6 = 0.08 ± 0.07	T6 = 0.14 ± 0.23	T6 = 0.10 ± 0.09	T6 = 0.12 ± 0.06	T6 = 0.11 ± 0.10
		T7 = 0.09 ± 0.08	T7 = 0.15 ± 0.20	T7 = 0.09 ± 0.10	T7 = 0.11 ± 0.07	T7 = 0.10 ± 0.10
		T8 = 0.10 ± 0.07	T8 = 0.15 ± 0.23	T8 = 0.10 ± 0.09	T8 = 0.11 ± 0.11	T8 = 0.10 ± 0.11

6.9.6 Results for the exploratory analysis

At the fourth session, a total of 18 participants were “improved”, while 59 were “not improved”. Three (1.6 %) participants of the *Dose 1* group, 7 (35 %) of the *Dose 2* group, 6 (30 %) of the *Dose 3* group and 2 (11 %) of the control group were classified as “improved”. No significant differences were observed in the baseline characteristics between “improved” and “not improved” participants (p values ≥ 0.05) with the exception of the SBST score for which “improved” participants showed higher scores than “not improved” participants ($U = 366.0, p = 0.047$). “Improved” participants initially presented a median (IQR, range) SBST score of 4 (3, 1-6), while “not improved” participants presented a median score of 3 (3, 0-8). Probabilities of being “improved” and “not improved” when presenting a positive and a negative expectation were respectively of 28.6 % and 90.5 %.

Analyses revealed greater ‘slopes of change’ (i.e. a greater decrease across the four sessions or between the first two sessions or between before and after the SMT/rest at the first session) among “improved” participants in 6 variables: pain intensity across the four sessions ($U = 268.5, p = 0.002$); T6 tenderness across the four sessions ($U = 326.0, p = 0.03$); T6 tenderness between the first two sessions ($U = 276.0, p = 0.002$); T8 tenderness between the first two sessions ($U = 357.5, p = 0.04$); T8 terminal stiffness between the first two sessions ($U = 359.0, p = 0.04$); and T7 tenderness between before and after the first SMT/rest ($U = 355.0, p = 0.03$). These variables, as well as SBST score and initial expectation (positive or negative), were entered in the logistic regression to determine if these variables significantly associated with being “improved” at the follow-up (Table 6.5, p. 201). Overall association/prediction success was 87.7 % (96.4 % for “not improved” and 61.1 % for “improved” participants): $\phi = 0.65, \chi^2(1) = 30.61, p < 0.001$. Overall, a greater decrease in pain intensity across the four sessions ($p = 0.01$), a greater decrease in tenderness during T6 spinal stiffness assessment between the first two sessions ($p = 0.048$), and a higher SBST score ($p = 0.07$) were significant and almost significant predictors of “improved” participants (or significant variables associated with being “improved”).

Table 6.5. Results of the logistic regression analysis to predict “improved” participants.

Independent variables	b (SE)	p	95 % CI for Odds Ratio		
			Lower	Odds Ratio	Upper
Intercept	-3.51 (1.25)	0.01			
STarT Back Screening Tool score	0.43 (0.23)	0.07	0.97	1.53	2.41
Initial expectation: positive vs negative	-1.53 (0.94)	0.11	0.03	0.22	1.37
Slope of the change in pain intensity across the four sessions	0.39 (0.14)	0.01*	1.13	1.48	1.94
Slope of the change in T6 tenderness across the four sessions	0.01 (0.01)	0.50	0.98	1.01	1.04
Slope of the change in T6 tenderness between the first two sessions	0.13 (0.07)	0.048*	1.00	1.14	1.29
Slope of the change in T7 tenderness between before-and-after the first SMT/rest	0.09 (0.15)	0.57	0.81	1.09	1.48
Slope of the change in T8 tenderness between the first two sessions	0.07 (0.05)	0.22	0.96	1.07	1.19
Slope of the change in T8 terminal spinal stiffness between the first two sessions	-1.00 (0.71)	0.16	0.09	0.37	1.48

Note: A positive slope indicates an improvement. $R^2 = 0.36$ (Cox & Snell), 0.53 (Nagelkerke). Model $\chi^2(8) = 32.02$, $p < 0.001$.

* Statistically significant predictor/variable

6.9.7 Harms

One participant within the *Dose 1* group left due increased back pain that subsided more than 72 hours after the first SMT.

6.10 Discussion

This study failed to demonstrate an effect of SMT dose (i.e. the peak force and the rate of force application) on the clinical and biomechanical changes in participants with chronic thoracic

pain. Overall, a decrease in the primary (pain intensity and disability) and secondary (spinal stiffness and tenderness during spinal stiffness assessment) outcomes were observed across the sessions not only regardless of the therapy dose (groups 1 to 3), but also in the group that did not receive any SMT (control group).

6.10.1 SMT dose and spine-related pain

Comparisons with previous studies remain limited. The RCT published by Snodgrass et al. (2014) seems to be the only other study comparing the effect of a manual therapy (i.e. spinal mobilization) of different doses on clinical and biomechanical outcomes in a clinical population (Snodgrass et al., 2014). These authors evaluated the immediate and the short-term (~ 4 days) change in pressure pain threshold (main outcome) and neck disability, pain intensity, spinal stiffness and range of motion (secondary outcomes) following either a 90 N spinal mobilization, a 30 N spinal mobilization or a placebo (detuned laser) in participants with chronic nonspecific neck pain. Their results revealed no between-group difference on the primary outcome but, in contrast with the current study, suggested a dose effect on neck pain intensity and spinal stiffness. Indeed, the 90 N spinal mobilization group showed, at short-term, greater decrease in pain intensity than the 30 N spinal mobilization group and in spinal stiffness than the placebo group. Authors concluded that a specific dose of mobilization (force applied), appears necessary to reduce spinal stiffness and potentially pain. However, their results also revealed a non-statistically significant change in pain intensity between the 90 N spinal mobilization and the placebo groups, and in spinal stiffness between the 90 N spinal mobilization and the 30 N spinal mobilization groups. These results are therefore more consistent with an absence of a strong influence of SMT characteristics on this therapy effects. This might partly explain the lack of significant difference between the groups of the current study especially considering that all participants (included the control group) received light mobilization through the assessment of spinal stiffness.

Besides the fact that the spinal stiffness procedure could have resulted in a clinical improvement and thus might have limited the possibility to detect between-group differences, other reasons could explain the absence of significant between-group differences in the current

study. First, although participants were asked to be symptomatic at baseline, the severity of their clinical status could be considered, in average, mild to moderate which could have resulted in a floor effect considering the limited window of improvement. This also explains that the average change in pain intensity (-11.70 %) and disability (-4.79 %) fell below the minimal clinically important differences (MCID) threshold which are respectively estimated to be 15 % and 20 % (Ostelo et al., 2008). Future studies should aim to recruit participants presenting at least a moderate level of pain intensity and disability to evaluate the effect of SMT doses in a more clinically relevant population. Secondly, higher pain intensity at baseline was observed in the control group, these participants were, therefore, more susceptible to improve due to the regression toward the mean phenomenon which can have hidden a difference in the clinical improvement between the control group and the experimental groups. Third, it cannot be excluded that the changes in the clinical outcomes reflect the natural improvement of back pain which is known to constitute a cyclic condition and has been reported to be independent of the intervention received (Artus et al., 2010). Finally, the improvement might reflect that the contextual factors of a treatment are more important of the treatment modality itself (see the discussion related to the predictors of improvement).

Regarding the secondary outcomes, it remains difficult to determine if the changes observed between the first and the last sessions are clinically significant. Although statistically significant, the change in tenderness during spinal stiffness remains small and failed to reach the MCID of 15 %. The MCID for spinal stiffness is not known but some hypothesis can be raised from the current literature. Latimer et al. (1996) observed an 8 % decrease in the initial spinal stiffness when participants reported an improvement of at least 80 % in their LBP intensity. This percentage would have represented a decrease of at least 0.60 N/mm in the current study, which is twice the average decrease observed. On the other hand, Wong et al. (2015) showed that, in participants with LBP, a clinical improvement in disability following two treatment sessions is associated to an average decrease in L3 spinal stiffness of 0.26 N/mm (95 % CI = 0.08-0.43 N/mm), which is similar to the changes observed in the current study. Finally, in contrast to the observation of an increase in spinal stiffness in participants with LBP (Wong & Kawchuk, 2017), a decrease in this parameter has been observed in participants with chronic thoracic pain (Pagé et

al., 2018). It is therefore more likely that these changes in spinal stiffness are not clinically relevant.

6.10.2 Variables associated with improvement

Considering that people with back pain constitutes a heterogenous population, an exploratory analysis was conducted to identify potential factors associated with a moderate to strong improvement at follow-up. Interestingly, 65 % of the 18 “improved” participants received high peak force doses, suggesting that higher peak force increases the probability of improvement in at least some individuals. Current biomechanical and neurophysiological models mostly explained SMT clinical effects by the stimulation of spinal reflexes resulting, among others, in a hypoalgesia effect (Pickar, 2002), an increase in spinal mobility (Henderson, 2012) and an increase in maximum voluntary contraction and proprioception (Haavik et al., 2016). However, it cannot be excluded that these clinical effects have, at least partly, been mediated by other factors such as the ones related to the context of treatment (Newell et al., 2017). Previous studies showed that participants with neck pain receiving SMT and initially believing that this therapy would help them were more likely to improve in comparison to participants not considering this therapy as potentially beneficial (Haas et al., 2004; Haas et al., 2014). In the current study, 90.5 % of participants initially presenting a negative expectation towards the treatment effect were, indeed, “not improved” at the fourth session. Noteworthy, participants with negative expectations were twice as many in the control and low peak force dose groups than in the high peak force dose groups. The portion of the clinical improvement associated with these nonspecific effects is not known, but these results highlight the importance of considering patient preferences and expectations in the choice of treatment modalities. Interestingly, previous studies failed to identify a prognostic value for the STarT Back Screening Tool in chiropractic settings (Khan, 2017). In contrast to the studies included in the narrative review of Khan (2017), the 0-9 score was used in the current study instead of the 3-level risk stratification suggested by Hill et al. (2008) (Hill et al., 2008). A score of >3/9 on the SBST suggests the presence of physical findings that needs to be tailored, which can be accompanied or not by psycho-social barriers to recovery (Hill et al., 2008). The reason why individuals with higher SBST score were

more likely to be “improved” is not known but such results certainly warrants further investigation. The exploratory analysis also supports previous literature on the importance of response to first treatments (Axen et al., 2005; Axen et al., 2002). Indeed, a greater slope of change in pain intensity across the four sessions and a greater slope of change in tenderness during spinal stiffness at the targeted vertebra were predictors of a moderate to strong improvement. Considering that patients’ improvement at the fourth session was shown to be a strong predictor of patient improvement at 3 and 12 months (Leboeuf-Yde et al., 2004), importance of monitoring patient changes in pain intensity and tenderness across the first treatments to determine if a specific management is appropriate needs to be investigated.

6.10.3 Neuromechanical responses and SMT

The current results do not support the hypothesis that SMT characteristics influence the clinical effects of this therapy. Indeed, the comparisons of the neuromechanical responses between the three experimental groups confirmed that different responses were triggered although no between-group differences were revealed. Greater absolute vertebral displacement (indirectly obtained by the indenter displacement) was recorded in the two high peak force doses compared to the low peak force dose. Relative displacements were not measured in the current study, but SMT of lower peak force would unavoidably result in a lower relative displacement compared to SMT of greater peak force when delivered with a similar rate of force application. Although it was initially hypothesized that the two high rate of force application doses would show similar and greater muscle response than the low rate dose, the only significant difference was observed between the high peak force/high rate dose and the low peak force/low rate dose. Whether a certain threshold of either neuromechanical responses is required to produce a clinical effect in participants with back pain can’t be determined with the design of the current study but should be considered in future studies.

6.10.4 Strengths and limitations

This study provides the first preliminary data regarding the influence of SMT characteristics on the therapy clinical/biomechanical effects using an RCT. The main strength is

the between-group comparisons using a randomization sequence to minimize differences between them. Unfortunately, despite randomization, between-group differences in baseline pain intensity were present which may have influenced the results. Moreover, this study used a mechanical device to deliver SMT and to assess spinal stiffness, which minimized between-participants and between-day variations. In contrast to previous studies evaluating SMT clinical effects, the therapy characteristics and the size of the contact surface were controlled in the current study. Moreover, a low attrition rate was reached (i.e. 7 %).

Some limitations also need to be considered when interpreting the results of the current study. First, the interventions were not delivered within a clinical setting; therefore, the effects related to the clinician-patient relationship, the SMT modulation during its delivery through feedback mechanisms, and to other components of patient management have not been evaluated. This constitute both a strength and a limitation of the study since it allowed the evaluation of the effect related to the SMT itself but did not capture the whole effect of a management involving this therapeutic modality. Secondly, in average, participants initially presented levels of pain intensity and disability that can be considered as being low to moderate. Results should therefore should be generalized with caution to other populations and future studies should recruit participants with a more clinically relevant status. It must also be noted that only three doses were evaluated. These doses, selected based on the previously conducted studies with the same apparatus (Nougarou et al., 2013; Nougarou et al., 2014; Nougarou et al., 2016; Pagé et al., 2014), do not represent the whole and neither the average range of values performed by clinicians. Moreover, to ensure safety, peak forces remained in the lower/mid-range of forces reported in the literature which imply lower dose than the ones that could be delivered to certain patients within a clinical setting (e.g. for a large or fit [wo]man). It is consequently relevant to conduct studies comparing other doses or evaluating associations between SMT characteristics performed by clinicians and the clinical improvement of patients. Finally, considering that the therapy characteristics and the treated area were not tailored to the participant's morphology and complaints, future studies should investigate whether a personalized/targeted treatment can optimize clinical effects as well as if a participant not improving following a SMT dose could improve with a different one.

6.11 Conclusion

This study showed, that in an experimental setting, the delivery of a SMT does not lead to significantly different outcomes (clinical and biomechanical) in participants with chronic thoracic pain than a control condition only including the evaluation of spinal stiffness. A decrease in pain intensity, disability, spinal stiffness and tenderness during spinal stiffness assessment following four experimental sessions was observed regardless of the group allocation. Studies are still required to explore the mechanisms underlying SMT clinical effects and to identify key characteristics of patients rapidly improving with this therapeutic modality. Overall, the observation of a rapid decrease in pain intensity and in tenderness during pressures over the spinous processes are performed constitute a better indicator of treatment success than the treatment characteristics.

6.12 List of abbreviations

BMI: body mass index; GS: global coefficient; LBP: low back pain; MCID: minimal clinically important difference; QBPDQ: Quebec Back Pain Disability Questionnaire; RMS: root mean square; SBST: STarT Back Screening Tool; sEMG: surface electromyography; SMT: Spinal manipulative therapy; TS: terminal coefficient; TSK: Tampa Scale of Kinesiophobia; VAS: visual analog scale

6.13 Declarations

6.13.1 Ethics approval and consent to participate

This study was carried out at the Université du Québec à Trois-Rivières (Trois-Rivières, Québec, Canada) in accordance with the Human Research Ethics Committee of the Université du Québec à Trois-Rivières (CER-17-232-07.03). All subjects provided written informed consent in accordance with the Declaration of Helsinki.

6.13.2 Consent for publication

Not applicable

6.13.3 Availability of data and material

All data generated or analysed during this study are included in this published article and an additional file (see Additional file 1).

6.13.4 Competing interests

The authors declare that they have no competing interests.

6.13.5 Funding

This study was supported by the Canadian Institutes of Health Research (CIHR, application number 314851), the Fonds de Recherche du Québec – Santé (FRQS, application number 28916) and the Fondation Chiropratique du Québec (FCQ). 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.

6.13.6 Authors' contributions

IP substantially contributed to the conception and design of the study, data acquisition, analysis and interpretation and drafting of the manuscript. MD substantially contributed to the conception and design of the study, data analysis and interpretation and drafting of the manuscript. All authors provided their final approval of the version to be published and their agreement to be accountable for all aspects of the work.

6.13.7 Acknowledgements

Not applicable

6.14 References

- Artus, M., van der Windt, D. A., Jordan, K. P. & Hay, E. M. (2010). Low back pain symptoms show a similar pattern of improvement following a wide range of primary care treatments: a systematic review of randomized clinical trials. *Rheumatology*, 49(12), 2346-2356.
- Axen, I., Rosenbaum, A., Robech, R., Larsen, K. & Leboeuf-Yde, C. (2005). The Nordic back pain subpopulation program: can patient reactions to the first chiropractic treatment predict early favorable treatment outcome in nonpersistent low back pain? *J Manipulative Physiol Ther*, 28(3), 153-158.
- Axen, I., Rosenbaum, A., Robech, R., Wren, T. & Leboeuf-Yde, C. (2002). Can patient reactions to the first chiropractic treatment predict early favorable treatment outcome in persistent low back pain? *J Manipulative Physiol Ther*, 25(7), 450-454.
- Bruyere, O., Demoulin, M., Beudart, C., Hill, J. C., Maquet, D., Genevay, S., ... Demoulin, C. (2013). Validity and Reliability of the French version of the STarT Back Screening Tool for patients with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10.1097/BRS.0000000000000062.
- Bussieres, A. E., Stewart, G., Al-Zoubi, F., Decina, P., Descarreaux, M., Haskett, D., ... Ornelas, J. (2018). Spinal Manipulative Therapy and Other Conservative Treatments for Low Back Pain: A Guideline From the Canadian Chiropractic Guideline Initiative. *J Manipulative Physiol Ther*, 10.1016/j.jmpt.2017.12.004.
- Chapman, J. R., Norvell, D. C., Hermsmeyer, J. T., Bransford, R. J., DeVine, J., McGirt, M. J. & Lee, M. J. (2011). Evaluating common outcomes for measuring treatment success for chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(21 Suppl), S54-68.
- Dallal, G. E. (July 15, 2008). Web site Randomization.com. Page consultée le May 18 2017, à <http://www.randomization.com>.

- Descarreaux, M., Nougrou, F. & Dugas, C. (2013). Standardization of spinal manipulation therapy in humans: development of a novel device designed to measure dose-response. *J Manipulative Physiol Ther*, 36(2), 78-83.
- Fritz, J. M., Koppenhaver, S. L., Kawchuk, G. N., Teyhen, D. S., Hebert, J. J. & Childs, J. D. (2011). Preliminary investigation of the mechanisms underlying the effects of manipulation: exploration of a multivariate model including spinal stiffness, multifidus recruitment, and clinical findings. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(21), 1772-1781.
- Haas, M., Group, E. & Kraemer, D. F. (2004). Dose-response for chiropractic care of chronic low back pain. *Spine J*, 4(5), 574-583.
- Haas, M., Vavrek, D., Peterson, D., Polissar, N. & Neradilek, M. B. (2014). Dose-response and efficacy of spinal manipulation for care of chronic low back pain: a randomized controlled trial. *The Spine Journal*, 14(7), 1106-1116.
- Haavik, H., Niazi, I. K., Jochumsen, M., Sherwin, D., Flavel, S. & Turker, K. S. (2016). Impact of Spinal Manipulation on Cortical Drive to Upper and Lower Limb Muscles. *Brain Sci*, 7(1).
- Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., ... Woolf, A. (2018). What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*, 391(10137), 2356-2367.
- Henderson, C. N. (2012). The basis for spinal manipulation: chiropractic perspective of indications and theory. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 632-642.
- Herzog, W. (2010). The biomechanics of spinal manipulation. *J Bodyw Mov Ther*, 14(3), 280-286.

- Herzog, W., Kats, M. & Symons, B. (2001). The effective forces transmitted by high-speed, low-amplitude thoracic manipulation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(19), 2105-2110; discussion 2110-2101.
- Hill, J. C., Dunn, K. M., Lewis, M., Mullis, R., Main, C. J., Foster, N. E. & Hay, E. M. (2008). A primary care back pain screening tool: identifying patient subgroups for initial treatment. *Arthritis Rheum*, 59(5), 632-641.
- Hush, J. M., Kamper, S. J., Stanton, T. R., Ostelo, R. & Refshauge, K. M. (2012). Standardized measurement of recovery from nonspecific back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(5), 849-855.
- Kamper, S. J., Maher, C. G., Hancock, M. J., Koes, B. W., Croft, P. R. & Hay, E. (2010). Treatment-based subgroups of low back pain: a guide to appraisal of research studies and a summary of current evidence. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24(2), 181-191.
- Khan, Y. (2017). The STarT back tool in chiropractic practice: a narrative review. *Chiropr Man Therap*, 25, 11.
- Kopec, J. A., Esdaile, J. M., Abrahamowicz, M., Abenhaim, L., Wood-Dauphinee, S., Lamping, D. L. & Williams, J. I. (1995). The Quebec Back Pain Disability Scale. Measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(3), 341-352.
- Latimer, J., Lee, M., Adams, R. & Moran, C. M. (1996). An investigation of the relationship between low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. *J Manipulative Physiol Ther*, 19(9), 587-591.
- Laurencelle, L. (2002). *Statistical tables, explained and applied*: World scientific.

- Leboeuf-Yde, C., Gronstvedt, A., Borge, J. A., Lothe, J., Magnesen, E., Nilsson, O., ... Larsen, K. (2004). The nordic back pain subpopulation program: demographic and clinical predictors for outcome in patients receiving chiropractic treatment for persistent low back pain. *J Manipulative Physiol Ther*, 27(8), 493-502.
- Leboeuf-Yde, C., Nielsen, J., Kyvik, K. O., Fejer, R. & Hartvigsen, J. (2009). Pain in the lumbar, thoracic or cervical regions: do age and gender matter? A population-based study of 34,902 Danish twins 20-71 years of age. *BMC Musculoskelet Disord*, 10, 39.
- Lundberg, M., Grimby-Ekman, A., Verbunt, J. & Simmonds, M. J. (2011). Pain-related fear: a critical review of the related measures. *Pain Res Treat*, 2011, 494196.
- Merskey, H., Bogduk, N. & International Association for the Study of Pain. Task Force on Taxonomy. (1994). *Classification of chronic pain : descriptions of chronic pain syndromes and definitions of pain terms* (2nd éd.). Seattle: IASP Press.
- Murthy, V., Sibbritt, D. & Adams, J. (2015). An integrative review of complementary and alternative medicine use for back pain: A focus on prevalence, reasons for use, influential factors, self-perceived effectiveness and communication. *Spine J*, 10.1016/j.spinee.2015.04.049.
- Newell, D., Lothe, L. R. & Raven, T. J. (2017). Contextually Aided Recovery (CARE): a scientific theory for innate healing. *Chiropr Man Therap*, 25, 6.
- Nougarou, F., Dugas, C., Deslauriers, C., Page, I. & Descarreaux, M. (2013). Physiological responses to spinal manipulation therapy: investigation of the relationship between electromyographic responses and peak force. *J Manipulative Physiol Ther*, 36(9), 557-563.

- Nougarou, F., Dugas, C., Loranger, M., Page, I. & Descarreaux, M. (2014). The role of preload forces in spinal manipulation: experimental investigation of kinematic and electromyographic responses in healthy adults. *J Manipulative Physiol Ther*, 37(5), 287-293.
- Nougarou, F., Page, I., Loranger, M., Dugas, C. & Descarreaux, M. (2016). Neuromechanical response to spinal manipulation therapy: effects of a constant rate of force application. *BMC Complement Altern Med*, 16(1), 161.
- Ostelo, R. W., Deyo, R. A., Stratford, P., Waddell, G., Croft, P., Von Korff, M., ... de Vet, H. C. (2008). Interpreting change scores for pain and functional status in low back pain: towards international consensus regarding minimal important change. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(1), 90-94.
- Pagé, I., Descarreaux, M. & Sobczak, S. (2017). Development of a new palpation method using alternative landmarks for the determination of thoracic transverse processes: An in vitro study. *Musculoskelet Sci Pract*, 27, 142-149.
- Pagé, I., Nougarou, F., Dugas, C. & Descarreaux, M. (2014). The effect of spinal manipulation impulse duration on spine neuromechanical responses. *J Can Chiropr Assoc*, 58(2), 141-148.
- Pagé I, Nougarou F, Lardon A, Descarreaux M. (2018) Changes in spinal stiffness with chronic thoracic pain: Correlation with pain and muscle activity. *PLOS ONE*. 13(12):e0208790.
- Pickar, J. G. (2002). Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J*, 2(5), 357-371.
- Qaseem, A., Wilt, T. J., McLean, R. M. & Forciea, M. A. (2017). Noninvasive Treatments for Acute, Subacute, and Chronic Low Back Pain: A Clinical Practice Guideline From the American College of Physicians. *Ann Intern Med*, 10.7326/m16-2367.

- Schulz, K. F., Altman, D. G., Moher, D. & Group, C. (2010). CONSORT 2010 Statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMC medicine*, 8, 18-18.
- Shirley, D., Ellis, E. & Lee, M. (2002). The response of posteroanterior lumbar stiffness to repeated loading. *Man Ther*, 7(1), 19-25.
- Snodgrass, S. J., Rivett, D. A., Sterling, M. & Vicenzino, B. (2014). Dose optimization for spinal treatment effectiveness: a randomized controlled trial investigating the effects of high and low mobilization forces in patients with neck pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 44(3), 141-152.
- Stonelake, P. S., Burwell, R. G. & Webb, J. K. (1988). Variation in vertebral levels of the vertebra prominens and sacral dimples in subjects with scoliosis. *J Anat*, 159.
- Wong, A. Y., Parent, E. C., Dhillon, S. S., Prasad, N. & Kawchuk, G. N. (2015). Do Participants With Low Back Pain Who Respond to Spinal Manipulative Therapy Differ Biomechanically From Nonresponders, Untreated Controls or Asymptomatic Controls? *Spine (Phila Pa 1976)*, 40(17), 1329-1337.
- Wong, A. Y. L. & Kawchuk, G. N. (2017). The Clinical Value of Assessing Lumbar Posteroanterior Segmental Stiffness: A Narrative Review of Manual and Instrumented Methods. *PM & R: Journal of Injury, Function & Rehabilitation*, 9(8), 816-830.
- Wong, J. J., Cote, P., Sutton, D. A., Randhawa, K., Yu, H., Varatharajan, S., ... Taylor-Vaisey, A. (2017). Clinical practice guidelines for the noninvasive management of low back pain: A systematic review by the Ontario Protocol for Traffic Injury Management (OPTIMa) Collaboration. *Eur J Pain*, 21(2), 201-216.

6.15 CONSORT 2010 checklist of information to include when reporting a randomised trial

Section/Topic	Item No	Checklist item	Reported on page No
Title and abstract			
	1a	Identification as a randomised trial in the title	1
	1b	Structured summary of trial design, methods, results, and conclusions (for specific guidance see CONSORT for abstracts)	2-3
Introduction			
Background and objectives	2a	Scientific background and explanation of rationale	4-5
	2b	Specific objectives or hypotheses	5
Methods			
Trial design	3a	Description of trial design (such as parallel, factorial) including allocation ratio	6
	3b	Important changes to methods after trial commencement (such as eligibility criteria), with reasons	Not applicable
Participants	4a	Eligibility criteria for participants	6
	4b	Settings and locations where the data were collected	6
Interventions	5	The interventions for each group with sufficient details to allow replication, including how and when they were actually administered	6-11
Outcomes	6a	Completely defined pre-specified primary and secondary outcome measures, including how and when they were assessed	10-11
	6b	Any changes to trial outcomes after the trial commenced, with reasons	10
Sample size	7a	How sample size was determined	11
	7b	When applicable, explanation of any interim analyses and stopping guidelines	Not applicable
Randomisation:			
Sequence generation	8a	Method used to generate the random allocation sequence	11-12
	8b	Type of randomisation; details of any restriction (such as blocking and block size)	11-12
Allocation concealment mechanism	9	Mechanism used to implement the random allocation sequence (such as sequentially numbered containers), describing any steps taken to conceal the sequence until interventions were assigned	11-12
Implementation	10	Who generated the random allocation sequence, who enrolled participants, and who assigned participants to interventions	11-12
Blinding	11a	If done, who was blinded after assignment to interventions (for example, participants, care providers, those assessing outcomes) and how	12
	11b	If relevant, description of the similarity of interventions	12
Statistical methods	12a	Statistical methods used to compare groups for primary and secondary outcomes	13-14
	12b	Methods for additional analyses, such as subgroup analyses and adjusted analyses	14-15

Results			
Participant flow (a diagram is strongly recommended)	13a	For each group, the numbers of participants who were randomly assigned, received intended treatment, and were analysed for the primary outcome	15 + Fig 3
	13b	For each group, losses and exclusions after randomisation, together with reasons	Fig 3
Recruitment	14a	Dates defining the periods of recruitment and follow-up	15
	14b	Why the trial ended or was stopped	15
Baseline data	15	A table showing baseline demographic and clinical characteristics for each group	Table 3
Numbers analysed	16	For each group, number of participants (denominator) included in each analysis and whether the analysis was by original assigned groups	15-19 + Table 3
Outcomes and estimation	17a	For each primary and secondary outcome, results for each group, and the estimated effect size and its precision (such as 95% confidence interval)	15-17
	17b	For binary outcomes, presentation of both absolute and relative effect sizes is recommended	Not applicable
Ancillary analyses	18	Results of any other analyses performed, including subgroup analyses and adjusted analyses, distinguishing pre-specified from exploratory	18-19
Harms	19	All important harms or unintended effects in each group (for specific guidance see CONSORT for harms)	19
Discussion			
Limitations	20	Trial limitations, addressing sources of potential bias, imprecision, and, if relevant, multiplicity of analyses	24-25
Generalisability	21	Generalisability (external validity, applicability) of the trial findings	24-25
Interpretation	22	Interpretation consistent with results, balancing benefits and harms, and considering other relevant evidence	20-24
Other information			
Registration	23	Registration number and name of trial registry	3
Protocol	24	Where the full trial protocol can be accessed, if available	N/A
Funding	25	Sources of funding and other support (such as supply of drugs), role of funders	26

*We strongly recommend reading this statement in conjunction with the CONSORT 2010 Explanation and Elaboration for important clarifications on all the items. If relevant, we also recommend reading CONSORT extensions for cluster randomised trials, non-inferiority and equivalence trials, non-pharmacological treatments, herbal interventions, and pragmatic trials. Additional extensions are forthcoming: for those and for up to date references relevant to this checklist, see www.consort-statement.org.

Chapitre 7: Discussion générale et conclusion

Cette thèse offre de nouvelles perspectives quant aux mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la manipulation vertébrale dans la prise en charge des douleurs chroniques non spécifiques associées au rachis et plus particulièrement des dorsalgies chroniques. Dans ce chapitre, une synthèse des résultats des études sera premièrement effectuée. La contribution de ceux-ci aux connaissances liées aux réponses neuromécaniques à la manipulation vertébrale, à la modulation de la rigidité vertébrale en présence de douleurs au rachis et aux prédicteurs de la réponse à la manipulation vertébrale sera par la suite présentée. Un modèle global de l'effet clinique de la manipulation vertébrale développée suite à cette thèse et permettant de mieux comprendre les mécanismes impliqués dans les changements cliniques et biomécaniques de cette thérapie manuelle dans la prise en charge de patients présentant une douleur chronique au rachis sera également proposé. Les recherches et développements futurs seront ensuite présentés. Enfin, certaines considérations méthodologiques seront soulevées.

7.1 Synthèse des résultats des études

La **première étude** a montré que la relation entre la dose de la manipulation vertébrale et l'amplitude de la réponse musculaire est non significativement différente entre des participants sains et des participants présentant une lombalgie chronique non spécifique. Ainsi, les deux groupes de participants ont montré une relation linéaire positive révélant une augmentation de l'amplitude de la réponse musculaire avec l'augmentation de la force appliquée (et indirectement du taux d'application de la force). De plus, une réponse régionale et ayant une amplitude maximale près de la vertèbre visée par la procédure a également été observée dans les deux groupes de participants. La **deuxième étude** a permis le développement d'une méthode de palpation valide des processus transverses thoraciques à l'aide de modèles cadavériques. Cette méthode a par la suite été intégrée dans le protocole expérimental de la quatrième étude. La **troisième étude** a montré une diminution de la rigidité vertébrale thoracique chez des participants rapportant une dorsalgie chronique non spécifique comparativement à des participants sains. De plus, le protocole utilisé pour évaluer la rigidité

vertébrale présente une bonne à excellente fidélité (intrajour et interjours) dans les deux populations. Enfin, les résultats de la **quatrième étude** n'a pas permis d'observer des changements significativement différents entre les quatre groupes de participants (trois doses de manipulations vertébrales et un groupe contrôle pour lequel seule la rigidité vertébrale a été évaluée). Globalement, les participants ont montré, au fil des séances, une diminution de l'intensité de la douleur, de l'incapacité, de la rigidité vertébrale et de la sensibilité lors de la mesure de cette dernière. Une analyse exploratoire a par la suite montré que plus de 90 % des participants présentant initialement des attentes neutres ou négatives face au traitement n'ont, en effet, pas rapporté une amélioration modérée ou forte à la 4^e séance. Enfin, une augmentation de la probabilité d'une amélioration modérée ou forte de la condition à la 4^e séance a été associée à une diminution plus importante de l'intensité de la douleur au fil des séances, mais également à une diminution plus importante de la sensibilité lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale entre les deux premières séances.

7.2 Réponses neuromécaniques à la manipulation vertébrale

La première et la quatrième étude contribuent à l'amélioration des connaissances concernant les réponses neuromécaniques à la manipulation vertébrale. La réponse musculaire régionale observée dans la première étude suggère le déclenchement d'un réflexe d'étirement dans les muscles ayant pour origine ou insertion les vertèbres situées près du point de contact, mais également la présence de contractions musculaires ayant une ou plusieurs autres origines. Il est ainsi possible que la contraction musculaire soit associée à un réflexe de sursaut. Contrairement au réflexe d'étirement qui est déclenché par l'augmentation de la décharge des fuseaux neuromusculaires en présence d'un étirement musculaire, ce réflexe de protection est généré par un stimulus auditif, visuel, vestibulaire ou somatosensoriel (p. ex., perturbation rapide associée à une manipulation vertébrale) (Valls-Solé et al., 2008). La contraction réflexe est engendrée à la fois dans des muscles faciaux, du tronc et des membres, et ce, de façon rostro-caudale. La présence du réflexe de sursaut à la suite d'une manipulation vertébrale est de plus supportée par l'étude de Herzog et al. (1999) qui montre une réponse musculaire dans des muscles cervicaux, thoraciques, lombaires, pelviens et des membres

supérieurs lors de manipulations vertébrales cervicales, thoraciques et lombaires exécutées par des cliniciens. Considérant que le réflexe de sursaut s'atténue rapidement, il serait intéressant d'évaluer les changements dans la réponse musculaire à la manipulation vertébrale entre plusieurs essais successifs afin de déterminer la portion de cette réponse associée au réflexe de sursaut. Enfin, puisque la latence des mouvements volontaires dans les muscles dorsaux est estimée à environ 150 ms (Cholewicki et al., 2005), il est également possible que la réponse musculaire enregistrée dans la première et la quatrième étude de cette thèse soit, en partie, associée à un mouvement volontaire du participant.

Les résultats de la quatrième étude ne concordent que partiellement avec les relations doses-réponses établies lors des études précédentes avec l'appareil robotisé (Nougarou et al., 2013; Nougarou et al., 2014; Nougarou et al., 2016; Pagé et al., accepted-a; Pagé et al., 2014). Ces études ont montré une augmentation de l'amplitude de la réponse musculaire et du déplacement vertébral relatif (c'est-à-dire entre les points de contact vertébraux de deux vertèbres contiguës) avec l'augmentation du taux d'application de la force. Quant au déplacement vertébral absolu (c'est-à-dire le déplacement du point de contact vertébral d'une seule vertèbre), ces études ont montré une augmentation avec l'augmentation de la force maximale appliquée. Une description complète des résultats est présentée dans la section 1.2.2.2 de cette thèse. Les résultats de la quatrième étude de cette thèse montrent, en effet, un déplacement vertébral absolu (obtenu indirectement via le déplacement de l'embout de l'appareil robotisé) non significativement différent entre les deux groupes de participants recevant des manipulations vertébrales d'une force maximale appliquée de 250 N. Le déplacement vertébral obtenu dans ces deux groupes était, de plus, supérieur à celui des participants recevant des manipulations vertébrales d'une force maximale appliquée de 135 N. Quant à l'amplitude de la réponse musculaire, une amplitude plus élevée a été obtenue chez les participants recevant des manipulations vertébrales d'une force et d'un taux d'application élevés comparativement aux participants recevant des manipulations d'une force et d'un taux d'application faibles (groupe 2 vs groupe 1). Une réponse non significativement différente a été observée entre les deux groupes de participants recevant des manipulations vertébrales ayant un même taux d'application (groupes 1 et 3). Toutefois,

aucune différence significative entre l'amplitude de la réponse musculaire des groupes 2 et 3 n'a été observée alors que leurs taux d'application étaient différents.

Ces résultats discordants avec la littérature antérieure peuvent être expliqués par plusieurs facteurs. Premièrement, malgré la normalisation des données d'électromyographie et l'utilisation d'une moyenne de l'amplitude des quatre électrodes telles que recommandées par Burden et al. (2010), les données d'amplitude de la réponse musculaire montrent une variabilité très élevée, et ce, plus particulièrement dans le groupe 2 (force et taux d'application élevés). Cette grande variabilité peut, du moins en partie, expliquer l'absence de différences significatives entre les groupes 2 et 3 alors que des taux d'application de la force différents ont été utilisés. Il est également possible que l'amplitude de la réponse musculaire découle d'une interaction entre le taux d'application de la force et l'étirement résultant du muscle. En effet, le réflexe d'étirement, qui semble en partie être à l'origine de la réponse musculaire à la manipulation vertébrale, dépend du taux auquel le muscle est étiré et de la quantité d'étirement (Marieb et al., 2015). Si, en effet, différents réflexes sont générés lors d'une manipulation vertébrale (réflexe d'étirement et réflexe de sursaut) ou si un mouvement volontaire est présent chez certains individus, il demeure difficile d'isoler la réponse réflexe locale déclenchée par la procédure elle-même (c'est-à-dire le réflexe d'étirement). Enfin, différents patrons de réponse individuelle peuvent être observés lors de manipulations vertébrales, allant d'une absence totale de réponse à la présence d'une relation dose-réponse (Pagé et al., accepted-a). Il est ainsi possible que, dans la quatrième étude de cette thèse, des réponses individuelles variables aient pu limiter l'identification de différences entre les groupes dans l'amplitude de la réponse musculaire à la manipulation vertébrale. Des études sont nécessaires afin d'évaluer l'influence du profil de réponse sur l'effet clinique de la manipulation vertébrale.

7.3 Modulation de la rigidité vertébrale en présence de douleurs au rachis

La troisième étude de cette thèse est la première à comparer la rigidité vertébrale entre des participants sains et des participants rapportant une dorsalgie chronique (entre T5 à T8).

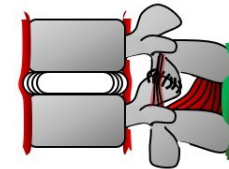
Les résultats suggèrent une rigidité vertébrale moindre chez les participants présentant une dorsalgie chronique non spécifique. Des études antérieures suggèrent, au contraire, une augmentation de la rigidité vertébrale chez des participants atteints de cervicalgie ou de lombalgie (Ingram et al., 2015; Wong & Kawchuk, 2017). De plus, certaines études n'ont montré aucune différence significative dans la rigidité vertébrale entre des participants sains et des participants présentant une lombalgie (Latimer et al., 1996b; Owens et al., 2007a; Wong et al., 2013; Wong et al., 2015). De façon intéressante, les participants de la troisième étude dont la rigidité vertébrale était parmi les plus élevées de l'échantillon présentaient également une dorsalgie. Ces résultats suggèrent ainsi que les douleurs chroniques au rachis puissent être associées à la fois à une diminution ou à une augmentation de la rigidité vertébrale. Malheureusement, l'échantillon de la troisième étude était trop petit pour explorer davantage cette hypothèse, mais, si celle-ci s'avère juste, il est possible que l'efficacité clinique de la manipulation vertébrale ou que la dose optimisant celle-ci soit dépendante de la rigidité vertébrale initiale.

Les résultats de certaines études suggèrent que les patients (du moins ceux présentant une lombalgie) les plus enclins à répondre favorablement à la manipulation vertébrale puissent être identifiés par la mesure de la rigidité vertébrale (Fritz et al., 2011; Wong et al., 2015). Toutefois, l'origine des changements dans la rigidité vertébrale en présence de douleurs au dos et à la suite d'une manipulation vertébrale n'est pas connue. En fait, la rigidité vertébrale segmentaire dépend de l'intégrité des structures actives (muscles et réflexes) et passives (ligaments, capsules articulaires, os, disques intervertébraux) résistantes à une pression postéro-antérieure sur un processus épineux. Ainsi, un changement dans l'une ou l'autre de ces structures, ou dans une combinaison de celles-ci, aura un impact sur la mesure de rigidité vertébrale. Nous discuterons ici des changements potentiels aux structures actives et passives et des connaissances actuelles de leur rôle respectif sur la mesure de rigidité vertébrale. La Figure 7.1 (p. 223) présente un résumé des causes potentielles de modulation de la rigidité vertébrale en présence de douleurs au dos.

Changement dans des structures actives



Changements dans des structures passives



Augmentation de la rigidité vertébrale	<ul style="list-style-type: none"> • ↑ de l'activité musculaire lorsque la mesure est douloureuse 	<ul style="list-style-type: none"> • Dégénérescence vertébrale (ostéophytose et remodelage osseux) • Stade avancé de la dégénérescence discale
Effet sur la rigidité vertébrale non connu	<ul style="list-style-type: none"> • Modulation de la sensibilité du réflexe d'étirement • Changement du type de fibres musculaires 	
Diminution de la rigidité vertébrale	<ul style="list-style-type: none"> • Atrophie musculaire • Infiltration graisseuse musculaire 	<ul style="list-style-type: none"> • Dégénérescence ligamentaires • Stade initial de la dégénérescence vertébrale et discale

Figure 7.1. Hypothèses expliquant la modulation de la rigidité vertébrale chez les personnes présentant des douleurs au rachis.

7.3.1 Changements aux structures actives

Plus de 70 % des participants de la troisième étude présentant une dorsalgie ont rapporté une sensibilité lors de la mesure de rigidité vertébrale alors que seulement 10 à 24 % (selon le niveau vertébral) des participants sains en ont rapporté une. La présence d'une sensibilité lors de la mesure semble donc associée à une modulation de la rigidité vertébrale chez les participants présentant une douleur au rachis. Ceci est également supporté par les résultats de la quatrième étude de cette thèse identifiant une diminution de la douleur générale et de la sensibilité lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale comme prédicteurs d'une amélioration modérée ou forte à la quatrième séance. L'étude de Latimer et al. (1996b) suggère également un lien entre l'intensité de la douleur et la mesure de rigidité vertébrale. En effet, les résultats de celle-ci montrent une diminution de la rigidité vertébrale lombaire (d'environ 8 % de la valeur initiale) lorsque les participants rapportent une diminution d'au moins 80 % de l'intensité de leur douleur initiale. Les résultats de la troisième étude de cette thèse ont montré des corrélations variables entre l'intensité de la sensibilité lors de la prise de mesure et les coefficients de rigidité vertébrale. Lorsque présentes, ces associations suggéraient de plus une diminution de la rigidité vertébrale avec l'augmentation de l'intensité de la sensibilité lors de l'évaluation. La raison pour laquelle la douleur semble résulter en une diminution de la rigidité vertébrale thoracique et à une augmentation de celle lombaire n'est pas connue, mais cela suggère que les douleurs chroniques thoraciques sont associées à des hypermobilités vertébrales et que celles lombaires sont associées à des hypomobilités vertébrales. Celle-ci pourrait toutefois impliquer les différences anatomofonctionnelles entre ces régions. Ainsi, les courbures du rachis thoracique et lombaire sont, respectivement, une cyphose et une lordose (Kamina, 2013). De plus, l'orientation des facettes articulaires varie tout au long du rachis au même titre que l'orientation et la longueur des processus épineux (Kamina, 2013). Ces variantes inter-régions influencent les structures résistantes à une pression postéro-antérieure exécutée sur la portion distale d'un processus épineux. Enfin, alors que le rôle principal de la région thoracique est d'assurer la protection des organes vitaux via une stabilité élevée, celui de la région lombaire (et cervicale) est de procurer à la fois

mobilité et stabilité vertébrale. La cage thoracique génère, en fait, 30 à 40 % de la stabilité de la région thoracique (Watkins et al., 2005). Il est donc possible qu'une condition ou douleur similaire à la région thoracique et lombaire résulte en une modulation différente de la rigidité vertébrale. Ces différences soulignent ainsi l'importance d'être prudent avec la généralisation de résultats obtenus à une région du rachis vers une autre région.

Lorsque l'évaluation de la rigidité vertébrale provoque une douleur, il est possible qu'une contraction volontaire ou réflexe des muscles locaux se produise afin de résister à un mouvement vertébral plus important. Wong et al. (2016) ont, en effet, montré une augmentation de la rigidité vertébrale lombaire chez des sujets sains en présence d'une douleur expérimentale (injection d'eau saline près de la vertèbre lombaire évaluée). Ces changements étaient également associés à une augmentation de l'activité musculaire lombaire (électrodes de surface). Toutefois, à l'exception des troisième et quatrième études de cette thèse, aucune étude antérieure n'a enregistré l'activité musculaire lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale chez des participants sains et des participants présentant une douleur associée au rachis. Les résultats de la troisième étude de cette thèse ne montrent pas de corrélations significatives entre les coefficients de rigidité vertébrale (global et terminal) et l'amplitude de la réponse musculaire lors de la mesure de ce paramètre. De plus, dans cette étude, la réponse musculaire des participants sains et des participants présentant une dorsalgie chronique était non significativement différente. Wong et al. (2016) ont utilisé une injection d'eau saline dans les muscles paravertébraux pour générer une douleur expérimentale chez des participants sains; ce qui engendre des changements moteurs similaires à une douleur aiguë en plus de potentiellement stimuler des fibres non nociceptives telles que des fibres musculaires (Thomas Graven-Nielsen et al., 2000). Il est donc possible que leurs résultats ne soient pas généralisables à des patients rapportant une douleur de type chronique. Enfin, l'activité électromyographique enregistrée au cours des troisième et quatrième études de cette thèse n'incluait pas celle de muscles profonds (muscles multifides et rotateurs) et/ou situés sur la ligne médiane du rachis (muscles interépineux). Ainsi, la modulation de la rigidité vertébrale observée chez les participants rapportant une dorsalgie chronique peut potentiellement résulter d'un changement dans l'activité de ces muscles.

Des changements à même les muscles peuvent également expliquer la modulation de la rigidité vertébrale en présence d'une douleur chronique. Par exemple, l'existence d'infiltrations graisseuses dans les muscles multifides et érecteurs du rachis et une diminution de l'épaisseur de la coupe transverse de ces muscles ont été rapportées chez des individus présentant une lombalgie chronique (Goubert et al., 2016; Wan et al., 2015). Ces observations semblent, de plus, dépendre du type de lombalgie chronique (en rémission, constante ou récurrente) (Goubert et al., 2016). De par leur nature, ces changements entraineraient plus vraisemblablement une diminution de la rigidité vertébrale associée à une diminution de la résistance au mouvement intervertébral. Les études suggèrent, au contraire, une augmentation de la rigidité vertébrale chez les participants présentant une lombalgie chronique. De plus, une différence dans le type de fibres musculaires chez des individus présentant une lombalgie chronique a également été rapportée (Mannion, 1999). Toutefois, une revue systématique de la littérature récente suggère que le type de fibres musculaires diffère peu ou pas entre des participants sains et des participants rapportant une lombalgie (Cagnie et al., 2015). La présence de changements structurels des muscles thoraciques chez les individus rapportant une dorsalgie chronique ne semble pas avoir été évaluée à ce jour. Il semble ainsi imprudent d'émettre des hypothèses sur l'influence de telles modifications sur la mesure de rigidité vertébrale des participants présentant une dorsalgie chronique suite aux études 3 et 4 de cette thèse. Des études comparant, à l'aide d'imageries (ultrasons musculosquelettiques ou imagerie par résonance magnétique), la composition et l'épaisseur de la coupe transverse des muscles entre des participants sains et des participants présentant une dorsalgie chronique sont nécessaires.

Enfin, des théories suggèrent la présence d'une augmentation ou d'une diminution de la sensibilité des motoneurones gamma des fuseaux neuromusculaires en présence de douleurs (Knutson, 2000). Ainsi, une douleur au dos pourrait à la fois mener à une augmentation (facilitation du réflexe d'étirement) ou une diminution (inhibition du réflexe d'étirement) de la rigidité vertébrale. Les données probantes actuelles sont contradictoires concernant la présence d'un changement dans l'amplitude et la latence du réflexe ainsi que dans la présence d'un changement dans l'activité musculaire de repos chez les individus

rapportant une douleur chronique lombaire (Abboud et al., 2016). Lorsque présents, ces changements incluent une augmentation de la latence du réflexe et de l'activité de base alors qu'une augmentation ou une diminution de l'amplitude du réflexe est possible. La présence d'une modulation du réflexe d'étirement en présence d'une dorsalgie chronique ne semble pas avoir été évaluée.

7.3.2 Changements aux structures passives

L'intégrité des structures passives (os, disques intervertébraux, capsules articulaires et ligaments) joue un rôle important dans le mouvement intervertébral généré lors d'une pression postéro-antérieure sur un processus épineux. Ainsi, le stade de dégénérescence du complexe articulaire évalué lors de la mesure de rigidité vertébrale aura un impact sur cette dernière (Izzo et al., 2013). En effet, une instabilité vertébrale plus ou moins importante existe tout au long du processus de dégénérescence vertébrale. Avec la progression de la dégénérescence (formation d'ostéophytes, affaissement discal et remodelage du corps vertébral), l'instabilité et la mobilité vertébrale diminueront (Izzo et al., 2013). La présence de changements dégénératifs dans les ligaments du rachis peut également moduler le mouvement intervertébral lors de la mesure de rigidité vertébrale. Par exemple, les changements dégénératifs du ligament supra-épineux lombaire sont plus avancés chez des participants rapportant une lombalgie chronique que chez des participants sains (Zhang et al., 2014). Ces changements sont associés à une diminution des fibres d'élastine et à une augmentation des fibres de collagène diminuant ainsi les propriétés viscoélastiques de cette structure et, par conséquent, la stabilité vertébrale (Iorio et al., 2016). Bien que le stade de dégénérescence des différentes structures du rachis modifie la mobilité des vertèbres et donc la rigidité vertébrale, celui-ci n'a été contrôlé dans aucune étude visant à comparer la rigidité vertébrale entre des participants sains et des participants rapportant une douleur au rachis. Il est donc possible que la diminution de la rigidité vertébrale observée chez les participants atteints de dorsalgie dans la troisième étude de cette thèse découle de la présence de dégénérescence dans les ligaments spinaux ou d'un début de dégénérescence vertébrale et/ou

discale. Des études évaluant les effets de différents stades de changements dégénératifs des différentes structures du rachis sur la mesure de rigidité vertébrale sont donc essentielles.

Considérant les nombreux facteurs modulant la rigidité vertébrale, il n'est pas surprenant que les études évaluant les effets de la douleur au rachis et/ou de la manipulation vertébrale sur ce paramètre montrent des résultats variables. En effet, les différences dans la population évaluée (p. ex. âge, sexe, type de douleur, vertèbres évaluées, degré de dégénérescence vertébrale) et/ou le protocole d'évaluation (p. ex. force maximale appliquée, confort de l'embout) peut, en partie, expliquer ces discordances. Une meilleure connaissance des facteurs influençant la mesure de rigidité vertébrale est nécessaire afin d'émettre des hypothèses quant aux mécanismes qui sous-tendent la modulation de la rigidité vertébrale à la suite d'une manipulation vertébrale.

7.4 Prédicteurs de la réponse à la manipulation vertébrale

Les résultats de la quatrième étude accroissent les connaissances concernant le rôle de la manipulation vertébrale et de la rigidité vertébrale dans l'évolution clinique à court terme des patients ayant une dorsalgie chronique non spécifique. Bien que le suivi des patients ait été limité à une période de deux ou trois semaines et n'ait inclus que trois traitements, il est plausible que des résultats similaires puissent être observés à plus long terme. En effet, les résultats de l'étude de Leboeuf-Yde et al. (2004) suggèrent que l'évolution à court terme (4^e traitement) en thérapie manuelle est un prédicteur de l'évolution à long terme (3 et 12 mois).

Globalement, les résultats de la quatrième étude ne montrent pas de différences significatives dans les changements cliniques et biomécaniques entre les quatre groupes de participants (trois groupes recevant une dose spécifique de manipulations vertébrales à T7 et un groupe contrôle ne recevant pas de manipulations vertébrales). Ainsi, peu importe la dose de manipulations vertébrales reçue, mais également le fait d'avoir ou non reçu une manipulation vertébrale, les quatre séances expérimentales ont résulté en une diminution de l'intensité de la douleur, de l'incapacité, de la rigidité vertébrale et de la sensibilité lors de la mesure de celle-ci chez les participants. Bien que ces changements soient statistiquement

significatifs, il est nécessaire de déterminer s'ils le sont cliniquement. Pour ce qui est de l'intensité de la douleur et de l'incapacité, ces changements semblent globalement non cliniquement significatifs. En effet, la différence minimale cliniquement importante (DMCI) suggérée dans la littérature est de 15 % pour une échelle de 0 à 100 évaluant l'intensité de la douleur et de 20 % pour l'échelle de dorsolombalgie de Québec évaluant l'incapacité (Ostelo et al., 2008). Bien qu'une échelle de 101-points ait également été utilisée pour évaluer la sensibilité lors de la mesure de rigidité vertébrale, la DMCI sur un intervalle de temps aussi court n'est pas connu. Il est toutefois peu probable que la différence observée soit cliniquement significative puisqu'elle est minime (moins de 10 %). Il serait également pertinent d'évaluer les effets de différentes doses de manipulations vertébrales sur des seuils de perception de la douleur à la pression qui est une mesure communément utilisée pour évaluer les changements sensitifs à la suite d'une manipulation vertébrale (Coronado et al., 2012) et pour laquelle la DMCI est connue (Jørgensen et al., 2017). La méta-analyse de Coronado et al. (2012) suggère une augmentation des seuils de douleur à la pression (évaluée près ou à distance du point de contact de la thérapie) à la suite d'une manipulation vertébrale lorsque comparée à d'autres interventions (laser non fonctionnel, contact manuel sans impulsion, repos, exercices de mobilité lombaire, mobilisation ou technique dite d'inhibition musculaire). Enfin, puisque l'évaluation à l'aide d'appareils de la rigidité vertébrale est relativement récente, la différence minimale dans ce paramètre associé ou prédicteur d'un changement clinique significatif n'est pas connue. Toutefois, une différence d'environ 8 % a été rapportée chez des participants atteints de lombalgie et présentant une diminution de 80 % de l'intensité de leur douleur à la seconde évaluation (Latimer et al., 1996b). De leur côté, Fritz et al. (2011) et Wong et al. (2015) ont observé une diminution entre la 1^{ière} et la 2^{ième} séance d'environ 4 % de la rigidité vertébrale à L3 de participants rapportant une lombalgie et présentant une diminution significative de leur incapacité lombaire évaluée une semaine après le 2^{ième} traitement. Tel que présenté dans le Tableau 7.1 (p. 231), les changements observés dans la quatrième étude de cette thèse varient entre 0,13 et 4,33 %. L'utilité d'un changement à court terme de la rigidité vertébrale afin d'identifier les patients les plus enclins à répondre

rapidement à la thérapie par manipulations vertébrales demeure ainsi à être confirmée dans diverses populations.

La procédure d'évaluation de la rigidité vertébrale, bien qu'elle ne se veuille pas thérapeutique, demeure très similaire à une mobilisation vertébrale. En effet, ces deux procédures consistent en l'application oscillatoire à une vertèbre d'une force de faible amplitude sur une période d'environ 30 secondes et avec une vitesse faible (Snodgrass et al., 2006). Il est donc possible que l'évaluation de la rigidité vertébrale entraîne une amélioration clinique chez les participants ce qui a pu limiter la fenêtre d'amélioration supplémentaire pouvant être associée à la manipulation vertébrale dans les groupes expérimentaux. De plus, il ne peut être exclu que certains participants auraient pu présenter des changements cliniques et biomécaniques au fil des séances, et ce, même en absence de toute procédure. En effet, les douleurs non spécifiques au dos constituent une condition de nature cyclique dont l'amélioration a été suggérée indépendante du traitement reçu (Artus et al., 2010). De plus, on ne peut exclure que l'état clinique des participants ait été trop léger pour permettre d'identifier des changements cliniques et biomécaniques différents entre les groupes. Enfin, il est également possible que l'amélioration non significativement différente observée entre les groupes de participants résulte de la présence de sous-groupes de patients répondant différemment à une même dose de manipulation (ou mobilisation) vertébrale (Kamper et al., 2010; Kent & Keating, 2004).

Tableau 7.1. Résultats des études ayant évalué les effets de la manipulation vertébrale sur les coefficients global (CG) et terminal (CT) de la rigidité vertébrale (moyenne ± écart-type).

Étude	Niveau vertébral et coefficient	Rigidité vertébrale (N/mm)		Valeur <i>p</i>	Différence	% de changement (moyenne)
		Initiale	Finale			
4 ^e étude de cette thèse*	T6 CG	7,80 (1,45)	7,75 (1,41)	n.s **	-0,01 (0,81)	-0,13 %
	T7 CG	7,72 (1,49)	7,45 (1,57)	< 0,05	-0,25 (0,77)	-3,24 %
	T8 CG	7,59 (1,66)	7,21 (1,54)	< 0,05	-0,32 (0,82)	-4,22 %
	T6 CT	7,82 (1,48)	7,77 (1,46)	< 0,05	-0,04 (0,80)	-0,51 %
	T7 CT	7,74 (1,55)	7,47 (1,61)	< 0,05	-0,25 (0,75)	-3,23 %
	T8 CT	7,62 (1,72)	7,22 (1,58)	< 0,05	-0,33 (0,84)	-4,33 %
Wong et al. (2015)†	L3 CG	5,76 (1,20)	Non rapportée	< 0,05	-0,26 (1,47)	-4,51 %
Fritz et al. (2011)*	L3 CG	5,6 (1,6)	5,4 (1,5)	0,31	-0,26 (-1,5)	-4,64 %
	L3 CT	4,3 (1,8)	4,1 (1,2)	0,23	-0,12 (-0,81)	-2,79 %
Latimer et al. (1996b)‡	CG	14,96 (2,74)	13,74 (2,10)	0,006	-1,21	-8,09 %

* Données basées sur l'échantillon complet de participants. Ces études rapportent également une diminution significative de l'incapacité lombaire (Fritz et al., 2011) ou de l'incapacité dorsolombaire et de l'intensité de la douleur (4^e étude de cette thèse).

** Valeur *p* non significative.

† Données basées sur le sous-échantillon de 15 participants présentant une diminution cliniquement significative de leur incapacité à la dernière séance.

‡ Les participants devaient rapporter au moins 80 % de diminution de leur douleur lombaire lors de la deuxième séance

L'analyse exploratoire effectuée dans la quatrième étude de cette thèse permet d'émettre des hypothèses concernant les mécanismes qui sous-tendent les changements cliniques et biomécaniques observés. La régression logistique a permis d'identifier qu'une amélioration modérée ou forte était prédite par une amélioration plus importante de l'intensité de la douleur au fil des séances ainsi que de la sensibilité lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale entre les deux premières séances. En plus de supporter la littérature sur l'importance de la réponse au premier traitement en thérapie manuelle (Axen et al., 2005; Axen et al., 2002), ces résultats sont en accord avec l'hypothèse d'un effet analgésique de la manipulation vertébrale (Pickar, 2002). De façon étonnante, seule la diminution de la sensibilité au niveau du processus épineux situé le plus près de l'embout de l'appareil lors de la manipulation vertébrale a montré un lien avec l'amélioration subjective des participants. Ainsi, l'effet analgésique de la manipulation vertébrale semble être spécifique à la zone traitée. Il est toutefois probable que, dans le cadre de manipulations vertébrales exécutées par des cliniciens, cet effet soit généré à plusieurs niveaux vertébraux puisque la surface de contact d'un clinicien couvre plusieurs vertèbres (Herzog et al., 2001). Considérant que l'analyse exploratoire par la régression logistique ne tient pas compte du fait que les participants aient reçu ou non des manipulations vertébrales, cet effet analgésique semble lié, du moins en partie, aux effets contextuels de l'expérimentation (Newell et al., 2017). En effet, plus de 90 % des participants présentant initialement des attentes neutres ou négatives n'ont pas rapporté une amélioration modérée ou forte lors de la dernière séance. Ainsi, les attentes ont pu entraîner (attentes positives) ou bloquer (attentes neutres ou négatives) la sécrétion endogène d'hormones ou de neurotransmetteurs impliqués dans la modulation de la douleur (Marchand & International Association for the Study of Pain., 2012; Newell et al., 2017; Pickar, 2002). Il est également possible que la réponse (positive ou négative) suite à chacune des séances expérimentales ait pu influencer les attentes des patients résultant en une potentialisation ou atténuation des effets spécifiques de la manipulation vertébrale au fil des séances. Des études sont nécessaires afin d'évaluer le rôle des attentes dans les effets cliniques de la manipulation vertébrale ainsi qu'afin d'identifier le rôle du clinicien dans la modulation de celles-ci.

7.5 Modèle global de l'effet clinique de la manipulation vertébrale

Les résultats de cette thèse amènent à suggérer un modèle global expliquant les mécanismes liés aux effets cliniques de la manipulation vertébrale dans la prise en charge de patients présentant une douleur non spécifique au rachis et plus particulièrement à la région thoracique (Figure 7.2, p. 237). Ce modèle peut être divisé en deux composantes: les effets spécifiques liés à la thérapie et ceux liés au contexte du traitement. Ces deux composantes influenceront les effets globaux de la prise en charge.

7.5.1 Les effets spécifiques de la thérapie

L'exécution d'une manipulation vertébrale génère des mouvements vertébraux et intervertébraux ainsi que des réflexes spinaux dont l'ampleur dépend majoritairement de la force maximale appliquée lors de la thérapie ainsi que du taux d'application de celle-ci (Colloca et al., 2006; Keller et al., 2003; Nougrou et al., 2013; Nougrou et al., 2014; Nougrou et al., 2016; Pagé et al., 2014). Bien que les résultats de cette thèse supportent la présence d'un lien entre l'ampleur des réponses neuromécaniques et les caractéristiques de la thérapie, ceux-ci suggèrent que l'amplitude de la réponse musculaire n'est pas linéairement liée ou ne dépend pas que du taux d'application de la force tel qu'antérieurement suggéré (section 1.2.2.). Bien qu'aucune différence significative entre les groupes n'ait été observée dans la quatrième étude de cette thèse, une diminution de l'intensité de la douleur au fil des séances ainsi que de la sensibilité lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale a été notée. Il est possible que ces effets découlent de l'histoire naturelle de la condition ou des effets liés au contexte de traitement (effet placebo, voir section suivante), mais ces résultats sont en accord avec l'hypothèse que les effets de la manipulation vertébrale sont principalement associés à un effet analgésique tel que proposé par les théories de Bialosky (2009a) et de Pickar (2002). En effet, des études ont montré, à la suite d'une manipulation vertébrale, une augmentation des seuils de douleur à la pression (de Camargo et al., 2011; Schmid et al., 2008; Sterling et al., 2001), une diminution de la sommation temporelle (Bialosky et al., 2009b; Randoll et al., 2017), de l'allodynie (Olausson et al., 2010; Watanabe et al., 2015) et de l'hyperalgésie secondaire (Cleland et al., 2005;

Cleland et al., 2007). Les résultats de cette thèse suggèrent, quant à eux, que la manipulation vertébrale entraîne une diminution de la sensibilité lors de pressions légères sur le processus épineux de la vertèbre (ou des vertèbres) visée par la thérapie ainsi qu'une diminution de l'intensité de la douleur. Malgré l'hypothèse initiale de cette thèse, l'amplitude des réponses neuromécaniques semblent peu influencer cet effet analgésique ou, tout du moins, il ne semble pas exister une dose de manipulations vertébrales optimisant cet effet chez tous les patients ayant une douleur chronique non spécifique au rachis et chez qui la manipulation vertébrale a été exécutée à T7. Il est ainsi possible que certains patients répondent favorablement à des mobilisations légères alors que d'autres répondent davantage à des manipulations vertébrales. Des études sont donc nécessaires afin d'identifier des facteurs guidant le choix de la dose de thérapie manuelle pour un patient.

7.5.2 Les effets contextuels

Devant les nombreux défis liés à l'identification d'une dose optimale de manipulations vertébrales, il semble plus pertinent d'identifier des variables permettant de prédire la réponse au traitement. Puisque la réponse à court terme (4 traitements) semble être associée à la réponse à long terme (3 et 12 mois) (Leboeuf-Yde et al., 2004), les résultats de la quatrième étude de cette thèse amènent à proposer des prédicteurs de la réponse au traitement par manipulations vertébrales. Ainsi, une amélioration considérée modérée ou forte à la 4^e rencontre (après trois traitements) est associée à la présence d'une diminution de la sensibilité lors de pressions sur les processus épineux et de l'intensité de la douleur survenant dès les premiers traitements. Ces résultats sont, de plus, supportés par les études antérieures soulignant l'importance de la réponse au premier traitement (Axen et al., 2005; Axen et al., 2002).

Un aspect important à considérer dans la prédiction de la réponse au traitement par manipulations vertébrales est sans nul doute les préférences et/ou les attentes des patients (Bishop et al., 2013; Scott et al., 2007). Ainsi, dans la quatrième étude de cette thèse, les participants ne croyant pas initialement qu'une amélioration de leur condition serait observée

à la 4^e séance ont, presque tous, rapporté peu ou pas d'amélioration, voire une détérioration, à la dernière rencontre. Bien qu'il n'ait pas été évalué dans cette thèse, l'effet analgésique lié à la présence d'attentes positives se traduirait par la sécrétion d'hormones (p. ex., opioïdes et cannabinoïdes endogènes), contribuant à l'effet clinique positif sur l'état général du patient alors que les attentes négatives bloqueraient la sécrétion de ces hormones endogènes (Benedetti, 2013; Marchand & International Association for the Study of Pain., 2012; McMahon et al., 2013; Newell et al., 2017).

7.5.3 Les effets généraux

Les données probantes actuelles supportent l'utilisation de la manipulation vertébrale (et de la mobilisation vertébrale) afin de diminuer la douleur et l'incapacité chez les patients présentant une douleur au cou (Bussieres et al., 2016) et lombaire (Bussieres et al., 2018; Chenot et al., 2017; de Campos, 2017; Qaseem et al., 2017; Wong & Kawchuk, 2017). Toutefois, le jugement d'un patient envers le changement global de sa condition ne se limite pas qu'à l'intensité de sa douleur et à son incapacité (Hush et al., 2009). Ainsi, les patients considèrent, dans l'évaluation de leur condition, de nombreux facteurs liés à l'atténuation des symptômes, à l'amélioration de la fonction et à une qualité de vie acceptable (Hush et al., 2009). Ainsi, les participants de la quatrième étude ont évalué leur amélioration à l'aide d'une échelle englobant les différents aspects de leur condition. Les résultats de cette étude suggèrent qu'une amélioration modérée ou forte est, indépendamment du traitement reçu, liée à une diminution plus importante de l'intensité de la douleur et de la sensibilité lors des pressions sur les processus épineux.

Bien que la rigidité vertébrale n'ait pas été identifiée comme un prédicteur d'une amélioration modérée ou forte à la quatrième séance chez les participants de la quatrième étude de cette thèse, une diminution de ce paramètre a été observé au fil des séances. Des études chez des participants rapportant une lombalgie ont montré qu'une diminution immédiate de ce paramètre à la suite d'une manipulation vertébrale est associée à une amélioration cliniquement significative de l'incapacité suite à deux traitements (Fritz et al.,

2011; Wong et al., 2015). Une diminution de la rigidité vertébrale a également été observée dans le groupe contrôle de la quatrième étude. Ainsi, il est possible que les mobilisations douces (évaluation de la rigidité vertébrale) puissent moduler la rigidité vertébrale au même titre qu'une manipulation vertébrale. Ces résultats pourraient également être expliqués par un lien entre la diminution de la rigidité vertébrale et la diminution de la sensibilité lors de l'évaluation de celle-ci. Enfin, il est possible que le changement observé, bien que statistiquement significatif, ne soit pas cliniquement significatif. Ceci est de plus supporté par les résultats de la troisième étude qui ont montré la présence d'une diminution de la rigidité vertébrale chez les participants ayant une douleur chronique au rachis thoracique. Il est, par conséquent, nécessaire d'évaluer le rôle de la rigidité vertébrale dans différentes populations afin de déterminer si ce paramètre pourrait aider à déterminer le traitement le plus adéquat pour un patient.

Enfin, il est intéressant de noter que la rigidité vertébrale, lorsqu'évaluée à l'aide d'un appareil, ne semble pas liée à la sensation d'un dos « raide » chez les patients (Stanton et al., 2017). L'étude de Stanton et al. (2017) ne montre, en effet, pas d'association entre la rigidité vertébrale et la sensation subjective de « raideur » chez des participants rapportant une lombalgie. Des études sont toutefois nécessaires afin d'évaluer si un changement de la rigidité vertébrale est associé à une impression d'un changement de la « raideur » du dos chez des participants rapportant une douleur au rachis.

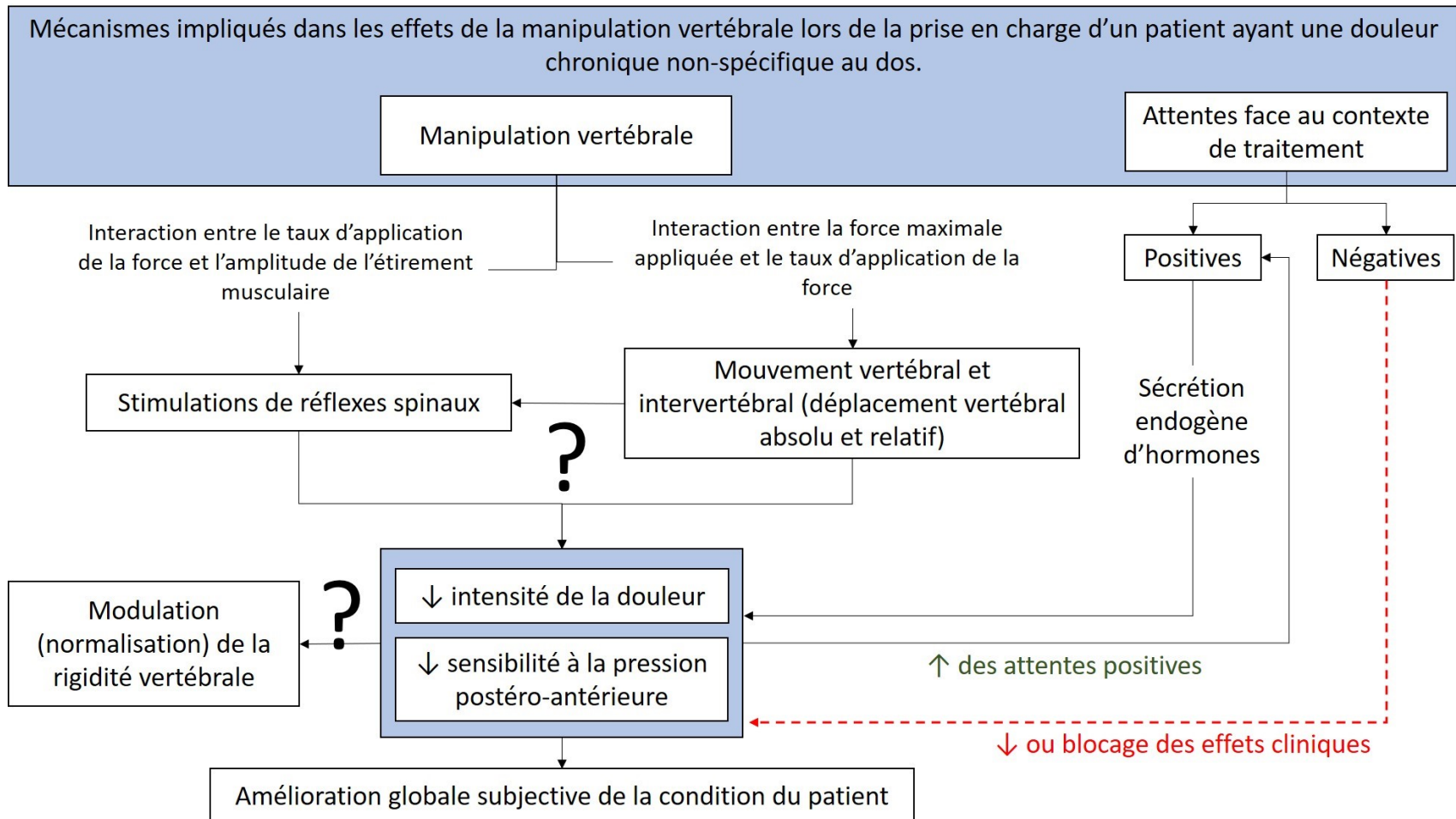


Figure 7.2. Modèle global expliquant les mécanismes impliqués dans les effets de la manipulation vertébrale (MV). On retrouve ainsi les effets liés spécifiquement à la MV et ceux liés aux attentes face au contexte de traitement. L'influence exacte des caractéristiques de la MV et des réponses neuromécaniques générées lors de celle-ci doit être plus amplement évaluée, mais les effets de la MV se traduiraient par un effet analgésique local et/ou général. Le rôle de la rigidité vertébrale (valeur initiale et modulation post MV) doit être évalué dans d'autres populations. Enfin, les attentes permettent d'augmenter ou de diminuer les effets analgésiques.

7.6 Recherches et développements futurs

En plus de procurer de nouvelles connaissances concernant les mécanismes qui sous-tendent les effets des manipulations vertébrales, les résultats de cette thèse soulèvent également de nombreuses questions. Ainsi, les résultats suggèrent que les caractéristiques de la manipulation vertébrale influencent peu l'amélioration clinique des patients tout du moins dans le cadre expérimental utilisé dans cette thèse. Il serait toutefois nécessaire d'évaluer d'autres doses de manipulations vertébrales puisque la quatrième étude n'a évalué que deux forces maximales appliquées (135 et 250 N), deux durées d'impulsion (125 et 250 ms) et deux taux d'application de la force (920 et 1840 N/s). Lors de manipulations vertébrales thoraciques, ces paramètres peuvent respectivement varier entre 200 (Herzog et al., 2001) et 850 N (Cambridge et al., 2012), entre 100 (Forand et al., 2004) et 400 ms (Cambridge et al., 2012) et entre 1000 (Herzog et al., 2001) et 5000 N/s (Cambridge et al., 2012). De plus, des forces de mise en tension des tissus variant de 20 (Herzog et al., 2001) à 200 N (Cambridge et al., 2012) ont également été rapportées. Il est également possible que la même dose ne soit pas celle optimisant l'effet clinique chez tous les patients. Il est, par conséquent, nécessaire de développer des études dites « personnalisées » aux participants. Cette personnalisation pourrait être basée, entre autres, sur les caractéristiques morphologiques des patients telles que le poids et la grandeur, mais également sur la problématique présentée par ceux-ci (p. ex., vertèbre identifiée comme la plus sensible par le participant lors de la palpation).

Bien que, dans la quatrième étude de cette thèse, la rigidité vertébrale n'ait pas été identifiée comme un prédicteur d'une amélioration modérée ou forte à la 4^e séance, la troisième étude a montré une rigidité vertébrale moindre chez les participants rapportant une dorsalgie chronique par rapport à ceux sains. Ces études constituent les premières à évaluer le rôle potentiel de la rigidité vertébrale dans la prise en charge de patients rapportant une dorsalgie chronique. Par conséquent, d'autres études sont nécessaires afin de confirmer les résultats obtenus. De plus, considérant les nombreux facteurs liés à l'individu tels que le sexe, le poids, l'IMC et l'épaisseur des plis cutanés (voir section 1.3.2.) influençant la mesure de la rigidité vertébrale, il est nécessaire que des données normatives et un protocole davantage

standardisé entre les études soient établis. Si ce paramètre permet d'identifier, dans certaines populations, les patients les plus enclins à répondre à la manipulation vertébrale, il sera également nécessaire de développer des outils, tels qu'un appareil portatif digital, permettant d'intégrer l'évaluation standardisée de ce paramètre dans la pratique clinique des thérapeutes manuels.

Enfin, la seconde étude de cette thèse a permis le développement d'une méthode de palpation des processus transverses thoraciques en utilisant différents repères anatomiques (relation anatomique entre les processus transverses, les processus épineux et les espaces intercostaux ainsi qu'angulation entre les processus épineux et les processus transverses). Ces résultats soulèvent des questions quant au modèle actuel d'enseignement de la palpation et de l'anatomie. Davantage d'études sont nécessaires afin d'évaluer la réelle capacité à palper une structure osseuse, musculaire, ligamentaire ou tendineuse. De plus, des approches d'enseignement novatrices (p. ex., intégration de modèles cadavériques à différentes étapes du processus d'apprentissage en thérapie manuelle) devraient être évaluées.

7.7 Considérations méthodologiques de la thèse

Les études effectuées dans le cadre de cette thèse présentent certaines limites qui se doivent d'être discutées. Premièrement, les manipulations vertébrales (études 1 et 4) ont toutes été exécutées en utilisant un vecteur postéro-antérieur dû à la restriction provenant de l'appareil robotisé, mais également dans un but de standardiser la procédure. Il est possible que l'angle d'application et la structure vertébrale visée par la manipulation vertébrale (processus épineux ou processus transverses) aient influencé l'effet clinique de la thérapie. Par exemple, Symons et al. (2000) ont montré que, lorsqu'une manipulation vertébrale s'effectue d'un seul côté du rachis, la réponse musculaire se produit davantage du côté ipsilatéral au contact. De plus, Edgecombe et al. (2015) ont montré, chez des félins anesthésiés, une influence de la structure vertébrale ciblée par la manipulation vertébrale (lame vertébrale, processus mamillaire ou processus épineux) sur la modulation de la rigidité vertébrale. Funabashi et al. (2017a; 2017b, 2018) ont, quant à eux, montré une rotation vertébrale dans

l'axe sagittal (flexion/extension), axial (rotation pure) et frontal (flexion latérale) lors de manipulations vertébrales exécutées soit au-dessus d'un processus transverse, d'un processus épineux ou d'une articulation facettaire. Toutefois, la structure visée lors de la manipulation vertébrale influence l'amplitude de mouvement dans les différents axes (Funabashi et al., 2017a). Ainsi, l'utilisation d'un vecteur postéro-antérieur et l'exécution sur un processus épineux ou des processus transverses peuvent avoir influencé les déplacements vertébraux générés dans le cadre des études de cette thèse. Il est donc possible qu'un autre protocole de manipulations vertébrales aurait entraîné des changements biomécaniques, et possiblement cliniques, différents chez certains participants.

Dans les études de cette thèse (études 3 et 4), la rigidité vertébrale segmentaire a été évaluée en conservant un vecteur identique (postéro-antérieur) à toutes les vertèbres. Il a toutefois été montré que le fait de ne pas mesurer celle-ci de façon perpendiculaire à l'axe de la courbe du rachis entraîne une diminution de la valeur mesurée (Allison et al., 1998; Caling & Lee, 2001). Ainsi, la comparaison de la rigidité vertébrale entre des niveaux vertébraux chez un même participant devrait être limitée. De plus, puisque l'embout de l'appareil utilisé pour mesurer la rigidité vertébrale a été modifié entre la troisième et la quatrième études, la valeur de ce paramètre ne peut pas être comparée entre ces études. En effet, la taille de l'embout entraîne une modification de la mesure de rigidité vertébrale (Squires et al., 2001).

Le recrutement de participants ayant des douleurs chroniques au rachis pose toujours des défis (études 1, 3 et 4). Ces conditions sont souvent associées à des périodes de douleurs entrecoupées de périodes sans symptôme (Axén & Leboeuf-Yde, 2013). Bien que les participants présentaient tous une douleur lors de leur évaluation initiale, l'intensité de celle-ci et l'incapacité initiale des participants dans les différentes études étaient, en moyenne, légères. Il est ainsi possible que certains résultats seraient différents chez des participants présentant une incapacité et une intensité de la douleur plus élevées. De plus, les participants ont été recrutés dans la population générale via les médias sociaux, le journal local ou la communauté universitaire. Le recrutement de participants parmi des patients consultant un professionnel de la santé pour leur douleur au dos pourrait résulter en des résultats différents

que ceux obtenus dans cette thèse. Ceci peut, en partie, expliquer les différences avec les études de Wong et al. (2015) et Fritz et al. (2011), qui ont, pour leur part, recrutés leurs participants dans des centres de ce santé et, par conséquent, ceux-ci présentaient une intensité de la douleur et une incapacité qualifiées de modérées.

Enfin, bien que la standardisation de l'exécution de la manipulation vertébrale entre les participants constitue une force de cette thèse (études 1 et 4), il est possible que les manipulations vertébrales, chez certains participants, n'aient pas été exécutées à une vertèbre dite « problématique » ou « dysfonctionnelle ». Actuellement, il n'existe pas d'étalon d'or permettant d'identifier une vertèbre « dysfonctionnelle » qui bénéficiera davantage d'une manipulation vertébrale qu'une autre vertèbre. En fait, les fidélités intra- et inter-juges de l'identification de vertèbres « dysfonctionnelles » via une palpation statique ou dynamique sont considérées entre inacceptables et acceptables (Haneline & Young, 2009; Stochkendahl et al., 2006). Le seul critère d'identification supporté par la littérature est la reproduction de la douleur lors de la palpation (Triano et al., 2013). Enfin, il ne semble pas nécessaire d'effectuer la manipulation vertébrale à un niveau vertébral spécifique (Fritz et al., 2011; Wong et al., 2015). Ces auteurs ont, en effet, montré une diminution de la rigidité vertébrale à L3 suivant une manipulation lombopelvienne de type « non-spécifique » (c'est-à-dire un contact large sur la crête iliaque entraînant un mouvement lombopelvien) chez les participants présentant une douleur lombaire et rapportant une diminution cliniquement significative de leur incapacité après deux traitements. Dans ces études, à la fois la manipulation vertébrale et la mesure de rigidité vertébrale étaient standardisées et non « personnalisées » aux participants. D'autres études supportent également l'hypothèse d'un effet régional et non segmentaire de la manipulation vertébrale (de Oliveira et al., 2013; Slaven et al., 2013). Ainsi, le choix de la standardisation du niveau vertébral visé lors des manipulations vertébrales a été basé sur les données probantes les plus récentes. Toutefois, il serait également possible d'exécuter les manipulations vertébrales à la vertèbre la plus sensible lors de l'évaluation de la rigidité vertébrale.

7.8 Conclusion

L'objectif principal de cette thèse était d'investiguer les mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la manipulation vertébrale dans la prise en charge des douleurs chroniques non spécifiques au rachis. Plus précisément, les liens entre les réponses neuromécaniques, la modulation de la rigidité vertébrale et l'évolution clinique de participants présentant une douleur au rachis ont été évalués. Globalement, les résultats suggèrent que, dans le cadre expérimental utilisé, les effets cliniques de la manipulation vertébrale sont peu influencés par la dose de celle-ci et, par conséquent, par les réponses neuromécaniques à celle-ci. En effet, des changements cliniques et biomécaniques non significativement différents ont été observés, peu importe les caractéristiques des manipulations vertébrales reçues à la vertèbre T7. De plus, le fait d'ajouter une manipulation vertébrale à l'évaluation de la rigidité vertébrale (mobilisations légères) n'a pas résulté en une différence significative dans les changements cliniques et biomécaniques. Quant à la rigidité vertébrale thoracique, celle-ci est, en moyenne, moindre en présence de dorsalgie chronique et semble diminuer suite à des manipulations/mobilisations vertébrales ou, du moins, lors de l'amélioration de la condition. Toutefois, ce paramètre n'a pas été identifié comme un facteur prédictif de l'amélioration de participants présentant une dorsalgie chronique. En fait, les résultats suggèrent qu'une diminution de la sensibilité lors de légères pressions sur les processus épineux entre les deux premiers traitements et une diminution de l'intensité de la douleur au fil des quatre premières rencontres constituent de meilleurs indicateurs de l'efficacité d'une prise en charge que le traitement en lui-même. Enfin, les attentes face au traitement semblent également influencer l'évolution clinique des patients. D'autres études sont ainsi nécessaires afin d'évaluer les mécanismes qui sous-tendent les effets cliniques de la manipulation vertébrale. Celles-ci pourraient évaluer d'autres doses de manipulations vertébrales et des doses personnalisées à la morphologie et au motif de consultation des participants en plus de tenir compte des attentes et de la réponse aux premiers traitements.

Bibliographie

- Abbott, J. H., Flynn, T. W., Fritz, J. M., Hing, W. A., Reid, D. & Whitman, J. M. (2009). Manual physical assessment of spinal segmental motion: Intent and validity. *Manual Therapy*, 14(1), 36-44.
- Abboud, J., Lardon, A., Boivin, F., Dugas, C. & Descarreaux, M. (2016). Effects of Muscle Fatigue, Creep, and Musculoskeletal Pain on Neuromuscular Responses to Unexpected Perturbation of the Trunk: A Systematic Review. *Frontiers in Human Neuroscience*, 10, 667.
- Adams, M. A. (2002). *The biomechanics of back pain*. Edinburgh ; Toronto: Churchill Livingstone.
- Allison, G., Edmonston, S., Kiviniemi, K., Lanigan, H., Simonsen, A. V. & Walcher, S. (2001). Influence of standardized mobilization on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine in asymptomatic subjects. *Physiother Res Int*, 6(3), 145-156.
- Allison, G. T., Edmondston, S. J., Roe, C. P., Reid, S. E., Toy, D. A. & Lundgren, H. E. (1998). Influence of load orientation on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine. *J Manipulative Physiol Ther*, 21(8), 534-538.
- Anderson, D. E., D'Agostino, J. M., Bruno, A. G., Manoharan, R. K. & Boussein, M. L. (2012). Regressions for estimating muscle parameters in the thoracic and lumbar trunk for use in musculoskeletal modeling. *J Biomech*, 45(1), 66-75.
- Andronis, L., Kinghorn, P., Qiao, S., Whitehurst, D. G., Durrell, S. & McLeod, H. (2016). Cost-Effectiveness of Non-Invasive and Non-Pharmacological Interventions for Low Back Pain: a Systematic Literature Review. *Appl Health Econ Health Policy*, 10.1007/s40258-016-0268-8.
- Aronsson, G., Gustafsson, K. & Dallner, M. (2000). Sick but yet at work. An empirical study of sickness presenteeism. *J Epidemiol Community Health*, 54(7), 502-509.
- Artus, M., van der Windt, D. A., Jordan, K. P. & Hay, E. M. (2010). Low back pain symptoms show a similar pattern of improvement following a wide range of primary care treatments: a systematic review of randomized clinical trials. *Rheumatology*, 49(12), 2346-2356.

- Awad, M. A. & Allah, A. (2012). Relationship between thoracic kyphosis and trunk length in adolescence females. *Journal of American Science*, 8(2), 580-583.
- Axén, I. & Leboeuf-Yde, C. (2013). Trajectories of low back pain. *Best Practice & Research Clinical Rheumatology*, 27(5), 601-612.
- Axen, I., Rosenbaum, A., Robech, R., Larsen, K. & Leboeuf-Yde, C. (2005). The Nordic back pain subpopulation program: can patient reactions to the first chiropractic treatment predict early favorable treatment outcome in nonpersistent low back pain? *J Manipulative Physiol Ther*, 28(3), 153-158.
- Axen, I., Rosenbaum, A., Robech, R., Wren, T. & Leboeuf-Yde, C. (2002). Can patient reactions to the first chiropractic treatment predict early favorable treatment outcome in persistent low back pain? *J Manipulative Physiol Ther*, 25(7), 450-454.
- Bali, T. & Kumar, M. N. (2015). Relative Contribution of Upper and Lower Lumbar Spinal Segments to Flexion/Extension: Comparison between Normal Spines and Spines with Disc Disease in Asian Patients. *Asian Spine J*, 9(5), 770-775.
- Balta, J. Y., Lamb, C. & Soames, R. W. (2015). A pilot study comparing the use of Thiel- and formalin-embalmed cadavers in the teaching of human anatomy. *Anat Sci Educ*, 8(1), 86-91.
- Bartlett, J. W. & Frost, C. (2008). Reliability, repeatability and reproducibility: analysis of measurement errors in continuous variables. *Ultrasound in Obstetrics and Gynecology*, 31(4), 466-475.
- Bates, B., Bickley, L. S. & Szilagy, P. G. (2006). *Guide de l'examen clinique*: Arnette.
- Beith, I. D. (2012). Reflex control of ipsilateral and contralateral paraspinous muscles. *Exp Brain Res*, 218(3), 433-440.
- Beliveau, P. J. H., Wong, J. J., Sutton, D. A., Simon, N. B., Bussièrès, A. E., Mior, S. A. & French, S. D. (2017). The chiropractic profession: a scoping review of utilization rates, reasons

for seeking care, patient profiles, and care provided. *Chiropractic & Manual Therapies*, 25(1), 35.

Bell, S., D'Angelo, K., Kawchuk, G. N., Triano, J. J. & Howarth, S. J. (2017). Procedure Selection and Patient Positioning Influence Spine Kinematics During High-Velocity, Low-Amplitude Spinal Manipulation Applied to the Low Back. *J Manipulative Physiol Ther*, 40(3), 147-155.

Benedetti, F. (2013). Placebo and the New Physiology of the Doctor-Patient Relationship. *Physiological Reviews*, 93(3), 1207-1246.

Benkhadra, M., Faust, A., Ladoire, S., Trost, O., Trouilloud, P., Girard, C., ... Feigl, G. (2009). Comparison of fresh and Thiel's embalmed cadavers according to the suitability for ultrasound-guided regional anesthesia of the cervical region. *Surg Radiol Anat*, 31(7), 531-535.

Bergmann, T. F., Peterson, D. H. & Lawrence, D. J. (1993). *Chiropractic Technique: Principles and Procedures*: Churchill Livingstone.

Bialosky, J. E., Bishop, M. D., Price, D. D., Robinson, M. E. & George, S. Z. (2009a). The Mechanisms of Manual Therapy in the Treatment of Musculoskeletal Pain: A Comprehensive Model. *Manual therapy*, 14(5), 531-538.

Bialosky, J. E., Bishop, M. D., Robinson, M. E., Zeppieri, G., Jr. & George, S. Z. (2009b). Spinal manipulative therapy has an immediate effect on thermal pain sensitivity in people with low back pain: a randomized controlled trial. *Phys Ther*, 89(12), 1292-1303.

Billis, E. V., Foster, N. E. & Wright, C. C. (2003). Reproducibility and repeatability: errors of three groups of physiotherapists in locating spinal levels by palpation. *Man Ther*, 8(4), 223-232.

Bishop, M. D., Mintken, P. E., Bialosky, J. E. & Cleland, J. A. (2013). Patient expectations of benefit from interventions for neck pain and resulting influence on outcomes. *J Orthop Sports Phys Ther*, 43(7), 457-465.

- Blanchette, M. A., Bussieres, A., Stockkendahl, M. J., Boruff, J. & Harrison, P. (2015). Effectiveness and economic evaluation of chiropractic care for the treatment of low back pain: a systematic review protocol. *Syst Rev*, 4, 30.
- Blanchette, M. A., Rivard, M., Dionne, C. E., Hogg-Johnson, S. & Steenstra, I. (2016). Association Between the Type of First Healthcare Provider and the Duration of Financial Compensation for Occupational Back Pain. *J Occup Rehabil*, 10.1007/s10926-016-9667-9.
- Boneva-Asiova, Z. & Boyanov, M. (2011). Age-related changes of body composition and abdominal adipose tissue assessed by bio-electrical impedance analysis and computed tomography. *Endocrinología y Nutrición*, 58(9), 472-477.
- Boswell, M. V., Manchikanti, L., Kaye, A. D., Bakshi, S., Gharibo, C. G., Gupta, S., ... Hirsch, J. A. (2015). A Best-Evidence Systematic Appraisal of the Diagnostic Accuracy and Utility of Facet (Zygapophysial) Joint Injections in Chronic Spinal Pain. *Pain Physician*, 18(4), E497-533.
- Brasiliense, L. B., Lazaro, B. C., Reyes, P. M., Dogan, S., Theodore, N. & Crawford, N. R. (2011). Biomechanical contribution of the rib cage to thoracic stability. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(26), E1686-1693.
- Briggs, A., Smith, A., Straker, L. & Bragge, P. (2009a). Thoracic spine pain in the general population: Prevalence, incidence and associated factors in children, adolescents and adults. A systematic review. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 10(1), 77.
- Briggs, A. M., Bragge, P., Smith, A. J., Govil, D. & Straker, L. M. (2009b). Prevalence and Associated Factors for Thoracic Spine Pain in the Adult Working Population: A Literature Review. *Journal of Occupational Health*, 51(3), 177-192.
- Brodeur, R. R. & DelRe, L. (1999). Stiffness of the thoraco-lumbar spine for subjects with and without low back pain. *The Journal of the Neuromusculoskeletal System*, 7(4), 127-133.
- Brown, A. G. (2012). *Organization in the Spinal Cord: The Anatomy and Physiology of Identified Neurons*: Springer London.

- Bruyere, O., Demoulin, M., Beudart, C., Hill, J. C., Maquet, D., Genevay, S., ... Demoulin, C. (2013). Validity and Reliability of the French version of the STarT Back Screening Tool for patients with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10.1097/BRS.0000000000000062.
- Burden, A. (2010). How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(6), 1023-1035.
- Bussieres, A. E., Stewart, G., Al-Zoubi, F., Decina, P., Descarreaux, M., Haskett, D., ... Ornelas, J. (2018). Spinal Manipulative Therapy and Other Conservative Treatments for Low Back Pain: A Guideline From the Canadian Chiropractic Guideline Initiative. *J Manipulative Physiol Ther*, 10.1016/j.jmpt.2017.12.004.
- Bussieres, A. E., Stewart, G., Al-Zoubi, F., Decina, P., Descarreaux, M., Hayden, J., ... Ornelas, J. (2016). The Treatment of Neck Pain-Associated Disorders and Whiplash-Associated Disorders: A Clinical Practice Guideline. *J Manipulative Physiol Ther*, 39(8), 523-564 e527.
- Cagnie, B., Dhooge, F., Schumacher, C., De Meulemeester, K., Petrovic, M., van Oosterwijck, J. & Danneels, L. (2015). Fiber Typing of the Erector Spinae and Multifidus Muscles in Healthy Controls and Back Pain Patients: A Systematic Literature Review. *J Manipulative Physiol Ther*, 38(9), 653-663.
- Caling, B. & Lee, M. (2001). Effect of direction of applied mobilization force on the posteroanterior response in the lumbar spine. *J Manipulative Physiol Ther*, 24(2), 71-78.
- Cambridge, E. D., Triano, J. J., Ross, J. K. & Abbott, M. S. (2012). Comparison of force development strategies of spinal manipulation used for thoracic pain. *Man Ther*, 17(3), 241-245.
- Campbell, B. D. & Snodgrass, S. J. (2010). The effects of thoracic manipulation on posteroanterior spinal stiffness. *J Orthop Sports Phys Ther*, 40(11), 685-693.

- Canadian Institute for Health Information. (2017). Opioid-Related Harms in Canada. (Rapport No Rapport de recherche adressé au Ottawa, ON: CIHI
- Cao, D.-Y., Reed, W. R., Long, C. R., Kawchuk, G. N. & Pickar, J. G. (2013). Effects of thrust amplitude and duration of high-velocity, low-amplitude spinal manipulation on lumbar muscle spindle responses to vertebral position and movement. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 36(2), 68-77.
- Cassidy, J. D., Cote, P., Carroll, L. J. & Kristman, V. (2005). Incidence and course of low back pain episodes in the general population. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(24), 2817-2823.
- Chakraverty, R., Pynsent, P. & Isaacs, K. (2007). Which spinal levels are identified by palpation of the iliac crests and the posterior superior iliac spines? *Journal of Anatomy*, 210(2), 232-236.
- Chansirinukor, W., Lee, M. & Latimer, J. (2001). Contribution of pelvic rotation to lumbar posteroanterior movement. *Man Ther*, 6(4), 242-249.
- Chansirinukor, W., Lee, M. & Latimer, J. (2003). Contribution of ribcage movement to thoracolumbar posteroanterior stiffness. *J Manipulative Physiol Ther*, 26(3), 176-183.
- Chapman, J. R., Norvell, D. C., Hermsmeyer, J. T., Bransford, R. J., DeVine, J., McGirt, M. J. & Lee, M. J. (2011). Evaluating common outcomes for measuring treatment success for chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(21 Suppl), S54-68.
- Chenot, J. F., Greitemann, B., Kladny, B., Petzke, F., Pflingsten, M. & Schorr, S. G. (2017). Non-Specific Low Back Pain. *Dtsch Arztebl Int*, 114(51-52), 883-890.
- Chin, K. J., Karmakar, M. K. & Peng, P. (2011). Ultrasonography of the adult thoracic and lumbar spine for central neuraxial blockade. *Anesthesiology*, 114(6), 1459-1485.
- Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K. & Goldberg, B. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(23), 2614-2620.

- Cicchetti, D. V. (1994). Guidelines, criteria, and rules of thumb for evaluating normed and standardized assessment instruments in psychology. *Psychological Assessment*, 6(4), 284-290.
- Clark, B. C., Goss, D. A., Jr., Walkowski, S., Hoffman, R. L., Ross, A. & Thomas, J. S. (2011). Neurophysiologic effects of spinal manipulation in patients with chronic low back pain. *BMC Musculoskelet Disord*, 12, 170.
- Cleland, J. A., Childs, M. J. D., McRae, M., Palmer, J. A. & Stowell, T. (2005). Immediate effects of thoracic manipulation in patients with neck pain: a randomized clinical trial. *Manual Therapy*, 10(2), 127-135.
- Cleland, J. A., Glynn, P., Whitman, J. M., Eberhart, S. L., MacDonald, C. & Childs, J. D. (2007). Short-term effects of thrust versus nonthrust mobilization/manipulation directed at the thoracic spine in patients with neck pain: a randomized clinical trial. *Phys Ther*, 87(4), 431-440.
- Colloca, C. J. & Keller, T. S. (2001a). Electromyographic reflex responses to mechanical force, manually assisted spinal manipulative therapy. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(10), 1117-1124.
- Colloca, C. J. & Keller, T. S. (2001b). Stiffness and neuromuscular reflex response of the human spine to posteroanterior manipulative thrusts in patients with low back pain. *J Manipulative Physiol Ther*, 24(8), 489-500.
- Colloca, C. J., Keller, T. S., Black, P., Normand, M. C., Harrison, D. E. & Harrison, D. D. (2005). Comparison of Mechanical Force of Manually Assisted Chiropractic Adjusting Instruments. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, 28(6), 414-422.
- Colloca, C. J., Keller, T. S. & Gunzburg, R. (2003). Neuromechanical characterization of in vivo lumbar spinal manipulation. Part II. Neurophysiological response. *J Manipulative Physiol Ther*, 26(9), 579-591.
- Colloca, C. J., Keller, T. S., Harrison, D. E., Moore, R. J., Gunzburg, R. & Harrison, D. D. (2006). Spinal manipulation force and duration affect vertebral movement and neuromuscular responses. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 21(3), 254-262.

- Commission de la santé et de la sécurité du travail du Québec. (2012). Statistiques sur les affections vertébrales, 2008-2011.
- Conway, P. J. W., Herzog, W., Zhang, Y., Hasler, E. M. & Ladly, K. (1993). Forces Required to Cause Cavitation during Spinal Manipulation of the Thoracic Spine. *Clinical Biomechanics*, 8(4), 210-214.
- Cooperstein, R., Haneline, M. & Young, M. (2015). The location of the inferior angle of the scapula in relation to the spine in the upright position: a systematic review of the literature and meta-analysis. *Chiropr Man Therap*, 23, 7.
- Cooperstein, R., Haneline, M. T. & Young, M. D. (2009). The location of the inferior angle of the scapula in relation to the spinal level of prone patients. *JCCA J Can Chiropr Assoc*, 53.
- Coronado, R. A., Gay, C. W., Bialosky, J. E., Carnaby, G. D., Bishop, M. D. & George, S. Z. (2012). Changes in Pain Sensitivity following Spinal Manipulation: a Systematic Review and Meta-Analysis. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 22(5), 752-767.
- Cramer, G. D., Ross, K., Raju, P. K., Cambron, J., Cantu, J. A., Bora, P., ... Gregerson, D. (2012). Quantification of cavitation and gapping of lumbar zygapophyseal joints during spinal manipulative therapy. *J Manipulative Physiol Ther*, 35(8), 614-621.
- Croft, P. R., Macfarlane, G. J., Papageorgiou, A. C., Thomas, E. & Silman, A. J. (1998). Outcome of low back pain in general practice: a prospective study. *BMJ*, 316(7141), 1356-1359.
- Dallal, G. E. (July 15, 2008). Web site Randomization.com. Page consultée le May 18 2017, à <http://www.randomization.com>.
- Darrietort-Laffite, C., Hamel, O., Glemarec, J., Maugars, Y. & Le Goff, B. (2014). Ultrasonography of the lumbar spine: sonoanatomy and practical applications. *Joint Bone Spine*, 81(2), 130-136.

- de Camargo, V. M., Albuquerque-Sendin, F., Berzin, F., Stefanelli, V. C., de Souza, D. P. & Fernandez-de-las-Penas, C. (2011). Immediate effects on electromyographic activity and pressure pain thresholds after a cervical manipulation in mechanical neck pain: a randomized controlled trial. *J Manipulative Physiol Ther*, 34(4), 211-220.
- de Campos, T. F. (2017). Low back pain and sciatica in over 16s: assessment and management NICE Guideline [NG59]. *J Physiother*, 10.1016/j.jphys.2017.02.012.
- de Oliveira, R. F., Liebano, R. E., Costa, L. d. C. M., Rissato, L. L. & Costa, L. O. P. (2013). Immediate Effects of Region-Specific and Non-Region-Specific Spinal Manipulative Therapy in Patients With Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Physical Therapy*, 93(6), 748-756.
- Degenhardt, B. F., Darmani, N. A., Johnson, J. C., Towns, L. C., J. Rhodes, D. C., Trinh, C., ... DiMarzo, V. (2007). Role of Osteopathic Manipulative Treatment in Altering Pain Biomarkers: A Pilot Study. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 107(9), 387-400.
- Degenhardt, B. F., Snider, K. T., Snider, E. J. & Johnson, J. C. (2005). Interobserver reliability of osteopathic palpatory diagnostic tests of the lumbar spine: improvements from consensus training. *J Am Osteopath Assoc*, 105(10), 465-473.
- Descarreaux, M., Nougrou, F. & Dugas, C. (2013). Standardization of spinal manipulation therapy in humans: development of a novel device designed to measure dose-response. *J Manipulative Physiol Ther*, 36(2), 78-83.
- DeVocht, J. W., Pickar, J. G. & Wilder, D. G. (2005). Spinal manipulation alters electromyographic activity of paraspinal muscles: a descriptive study. *J Manipulative Physiol Ther*, 28(7), 465-471.
- Deyo, R. A., Von Korff, M. & Duhkoop, D. (2015). Opioids for low back pain. *BMJ : British Medical Journal*, 350.
- Dimitrijevic, M. R., Gregoric, M. R., Sherwood, A. M. & Spencer, W. A. (1980). Reflex responses of paraspinal muscles to tapping. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 43(12), 1112-1118.

- Dionne, C., Bourbonnais, R., Fremont, P., Rossignol, M., Stock, S., Nouwen, A., ... Demers, E. (2007). Determinants of "return to work in good health" among workers with back pain who consult in primary care settings: A 2-year prospective study. *Eur Spine J*, 16, 641 - 655.
- Dionne, C. E., Dunn, K. M., Croft, P. R., Nachemson, A. L., Buchbinder, R., Walker, B. F., ... Von Korff, M. (2008). A consensus approach toward the standardization of back pain definitions for use in prevalence studies. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(1), 95-103.
- Dishman, J. D. & Bulbulian, R. (2000). Spinal reflex attenuation associated with spinal manipulation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(19), 2519-2524;discussion 2525.
- Dunn, K. M. & Croft, P. R. (2004). Epidemiology and natural history of low back pain. *Eura Medicophys*, 40(1), 9-13.
- Edgecombe, T. L., Kawchuk, G. N., Long, C. R. & Pickar, J. G. (2015). The effect of application site of spinal manipulative therapy (SMT) on spinal stiffness. *Spine J*, 15(6), 1332-1338.
- Edmondston, S. J., Allison, G. T., Althorpe, B. M., McConnell, D. R. & Samuel, K. K. (1999). Comparison of ribcage and posteroanterior thoracic spine stiffness: an investigation of the normal response. *Man Ther*, 4(3), 157-162.
- Edmondston, S. J., Allison, G. T., Gregg, C. D., Purden, S. M., Svansson, G. R. & Watson, A. E. (1998). Effect of position on the posteroanterior stiffness of the lumbar spine. *Man Ther*, 3(1), 21-26.
- Evans, D. W. (2002). Mechanisms and effects of spinal high-velocity, low-amplitude thrust manipulation: previous theories. *J Manipulative Physiol Ther*, 25(4), 251-262.
- Farrell, S. F., Osmotherly, P. G., Cornwall, J., Lau, P. & Rivett, D. A. (2016). Morphology of Cervical Spine Meniscoids in Individuals With Chronic Whiplash-Associated Disorder: A Case-Control Study. *J Orthop Sports Phys Ther*, 46(10), 902-910.
- Farrell, S. F., Osmotherly, P. G., Cornwall, J., Sterling, M. & Rivett, D. A. (2017). Cervical spine meniscoids: an update on their morphological characteristics and potential clinical significance. *Eur Spine J*, 26(4), 939-947.

- Forand, D., Drover, J., Suleman, Z., Symons, B. & Herzog, W. (2004). The forces applied by female and male chiropractors during thoracic spinal manipulation. *J Manipulative Physiol Ther*, 27(1), 49-56.
- French, S. D., Beliveau, P. J. H., Bruno, P., Passmore, S. R., Hayden, J. A., Srbely, J. & Kawchuk, G. N. (2017). Research priorities of the Canadian chiropractic profession: a consensus study using a modified Delphi technique. *Chiropr Man Therap*, 25, 38.
- Fritz, J. M., Koppenhaver, S. L., Kawchuk, G. N., Teyhen, D. S., Hebert, J. J. & Childs, J. D. (2011). Preliminary investigation of the mechanisms underlying the effects of manipulation: exploration of a multivariate model including spinal stiffness, multifidus recruitment, and clinical findings. *Spine (Phila Pa 1976)*, 36(21), 1772-1781.
- Funabashi, M., Nougrou, F., Descarreaux, M., Prasad, N. & Kawchuk, G. (2017a). Influence of Spinal Manipulative Therapy Force Magnitude and Application Site on Spinal Tissue Loading: A Biomechanical Robotic Serial Dissection Study in Porcine Motion Segments. *J Manipulative Physiol Ther*, 40(6), 387-396.
- Funabashi, M., Nougrou, F., Descarreaux, M., Prasad, N. & Kawchuk, G. N. (2017b). Spinal Tissue Loading Created by Different Methods of Spinal Manipulative Therapy (SMT) Application. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10.1097/brs.0000000000002096.
- Funabashi, M., Nougrou, F., Descarreaux, M., Prasad, N. & Kawchuk, G. N. (2018). Does the application site of spinal manipulative therapy alter spinal tissues loading? *Spine J*, 10.1016/j.spinee.2018.01.008.
- Gagnon, D. H., Longtin, C., Berbiche, D. & Gaudreault, N. (2016). Do experienced physiotherapists and final year physiotherapy trainees apply similar force during posterior-to-anterior lumbar mobilization techniques? *Manual Therapy*, 21(Supplement C), 287-291.
- Gal, J., Herzog, W., Kawchuk, G., Conway, P. & Zhang, Y. T. (1994). Biomechanical studies of spinal manipulative therapy (SMT): quantifying the movements of vertebral bodies during SMT. *The Journal of the Canadian Chiropractic Association*, 38(1), 11-27.

- Gal, J., Herzog, W., Kawchuk, G., Conway, P. & Zhang, Y. T. (1997). Measurements of vertebral translations using bone pins, surface markers and accelerometers. *Clinical Biomechanics*, 12(5), 337-340.
- Gál, J., Herzog, W., Kawchuk, G., Conway, P. J. & Zhang, Y. T. (1997). Movements of vertebrae during manipulative thrusts to unembalmed human cadavers. *Journal Of Manipulative And Physiological Therapeutics*, 20(1), 30-40.
- Geelhoed, M. A., McGaugh, J., Brewer, P. A. & Murphy, D. (2006). A new model to facilitate palpation of the level of the transverse processes of the thoracic spine. *J Orthop Sports Phys Ther*, 36(11), 876-881.
- Geisser, M. E., Ranavaya, M., Haig, A. J., Roth, R. S., Zucker, R., Ambroz, C. & Caruso, M. (2005). A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain*, 6(11), 711-726.
- Gellhorn, A. C., Katz, J. N. & Suri, P. (2013). Osteoarthritis of the spine: the facet joints. *Nat Rev Rheumatol*, 9(4), 216-224.
- Giavarina, D. (2015). Understanding Bland Altman analysis. *Biochemia Medica*, 25(2), 141-151.
- Ginanneschi, F., Dominici, F., Milani, P., Biasella, A., Rossi, A. & Mazzocchio, R. (2007). Changes in the recruitment curve of the soleus H-reflex associated with chronic low back pain. *Clinical Neurophysiology*, 118(1), 111-118.
- Goubert, D., Oosterwijck, J. V., Meeus, M. & Danneels, L. (2016). Structural Changes of Lumbar Muscles in Non-specific Low Back Pain: A Systematic Review. *Pain Physician*, 19(7), E985-e1000.
- Guglielmi, V. & Sbraccia, P. (2017). Obesity phenotypes: depot-differences in adipose tissue and their clinical implications. *Eating and Weight Disorders - Studies on Anorexia, Bulimia and Obesity*, 10.1007/s40519-017-0467-9.
- Haas, M., Bronfort, G., Evans, R., Schulz, C., Vavrek, D., Takaki, L., ... Neradilek, M. B. (2018). Dose-response and efficacy of spinal manipulation for care of cervicogenic headache: a dual-center randomized controlled trial. *Spine J*, 10.1016/j.spinee.2018.02.019.

- Haas, M., Group, E. & Kraemer, D. F. (2004). Dose-response for chiropractic care of chronic low back pain. *Spine J*, 4(5), 574-583.
- Haas, M., Spegman, A., Peterson, D., Aickin, M. & Vavrek, D. (2010). Dose response and efficacy of spinal manipulation for chronic cervicogenic headache: a pilot randomized controlled trial. *The Spine Journal*, 10(2), 117-128.
- Haas, M., Vavrek, D., Peterson, D., Polissar, N. & Neradilek, M. B. (2014). Dose-response and efficacy of spinal manipulation for care of chronic low back pain: a randomized controlled trial. *The Spine Journal*, 14(7), 1106-1116.
- Haavik-Taylor, H. & Murphy, B. (2007). Cervical spine manipulation alters sensorimotor integration: a somatosensory evoked potential study. *Clin Neurophysiol*, 118(2), 391-402.
- Haavik, H. & Murphy, B. (2011). Subclinical neck pain and the effects of cervical manipulation on elbow joint position sense. *J Manipulative Physiol Ther*, 34(2), 88-97.
- Haavik, H. & Murphy, B. (2012). The role of spinal manipulation in addressing disordered sensorimotor integration and altered motor control. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 768-776.
- Haavik, H., Niazi, I. K., Jochumsen, M., Sherwin, D., Flavel, S. & Turker, K. S. (2016). Impact of Spinal Manipulation on Cortical Drive to Upper and Lower Limb Muscles. *Brain Sci*, 7(1).
- Hameed, F., Hunter, D. J., Rainville, J., Li, L. & Suri, P. (2012). Prevalence of anatomic impediments to interlaminar lumbar epidural steroid injection. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(2), 339-343.
- Hammer, N., Löffler, S., Bechmann, I., Steinke, H., Hädrich, C. & Feja, C. (2015). Comparison of modified thiel embalming and ethanol-glycerin fixation in an anatomy environment: Potentials and limitations of two complementary techniques. *Anatomical Sciences Education*, 8(1), 74-85.

- Haneline, M. T. & Young, M. (2009). A review of intraexaminer and interexaminer reliability of static spinal palpation: a literature synthesis. *J Manipulative Physiol Ther*, 32.
- Harlick, J. C., Milosavljevic, S. & Milburn, P. D. (2007). Palpation identification of spinous processes in the lumbar spine. *Man Ther*, 12(1), 56-62.
- Hartvigsen, J., Hancock, M. J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M. L., Genevay, S., ... Woolf, A. (2018). What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*, 391(10137), 2356-2367.
- Hattori, K., Numata, N., Ikoma, M., Matsuzaka, A. & Danielson, R. R. (1991). Sex Differences in the Distribution of Subcutaneous and Internal Fat. *Human Biology*, 63(1), 53-63.
- Hazra, A. & Gogtay, N. (2016). Biostatistics Series Module 6: Correlation and Linear Regression. *Indian Journal of Dermatology*, 61(6), 593-601.
- Healy, S. E., Rai, B. P., Biyani, C. S., Eisma, R., Soames, R. W. & Nabi, G. (2015). Thiel embalming method for cadaver preservation: a review of new training model for urologic skills training. *Urology*, 85(3), 499-504.
- Henderson, C. N. (2012). The basis for spinal manipulation: chiropractic perspective of indications and theory. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 632-642.
- Henschke, N., Maher, C. G., Refshauge, K. M., Herbert, R. D., Cumming, R. G., Bleasel, J., ... McAuley, J. H. (2008). Prognosis in patients with recent onset low back pain in Australian primary care: inception cohort study. *BMJ*, 337.
- Herzog, W. (2010). The biomechanics of spinal manipulation. *J Bodyw Mov Ther*, 14(3), 280-286.
- Herzog, W., Conway, P. J., Kawchuk, G. N., Zhang, Y. & Hasler, E. M. (1993). Forces exerted during spinal manipulative therapy. *Spine (Phila Pa 1976)*, 18(9), 1206-1212.

- Herzog, W., Kats, M. & Symons, B. (2001). The effective forces transmitted by high-speed, low-amplitude thoracic manipulation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(19), 2105-2110; discussion 2110-2101.
- Herzog, W., Scheele, D. & Conway, P. J. (1999). Electromyographic responses of back and limb muscles associated with spinal manipulative therapy. *Spine (Phila Pa 1976)*, 24(2), 146-152; discussion 153.
- Hill, J. C., Dunn, K. M., Lewis, M., Mullis, R., Main, C. J., Foster, N. E. & Hay, E. M. (2008). A primary care back pain screening tool: identifying patient subgroups for initial treatment. *Arthritis Rheum*, 59(5), 632-641.
- Hincapie, C. A., Cassidy, J. D., Cote, P., Carroll, L. J. & Guzman, J. (2010). Whiplash injury is more than neck pain: a population-based study of pain localization after traffic injury. *J Occup Environ Med*, 52(4), 434-440.
- Hodges, P. W., Eriksson, A. E., Shirley, D. & Gandevia, S. C. (2005). Intra-abdominal pressure increases stiffness of the lumbar spine. *J Biomech*, 38(9), 1873-1880.
- Holzappel, G. A. (2001). Biomechanics of soft tissue. *The handbook of materials behavior models*, 3, 1049-1063.
- How, J., Volz, G., Doe, S., Heycock, C., Hamilton, J. & Kelly, C. (2005). The causes of musculoskeletal chest pain in patients admitted to hospital with suspected myocardial infarction. *Eur J Intern Med*, 16(6), 432-436.
- 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(6), 2028-2037.
- Huijbregts, P. A. (2002). Spinal motion palpation: a review of reliability studies. *J Man Manip Ther*, 10.
- Hurwitz, E. L. (2012). Epidemiology: spinal manipulation utilization. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 648-654.

- Hush, J. M., Kamper, S. J., Stanton, T. R., Ostelo, R. & Refshauge, K. M. (2012). Standardized measurement of recovery from nonspecific back pain. *Arch Phys Med Rehabil*, 93(5), 849-855.
- Hush, J. M., Refshauge, K., Sullivan, G., Souza, L., Maher, C. G. & McAuley, J. H. (2009). Recovery: what does this mean to patients with low back pain? *Arthr Care Res*, 61.
- Ingram, L. A., Snodgrass, S. J. & Rivett, D. A. (2015). Comparison of Cervical Spine Stiffness in Individuals With Chronic Nonspecific Neck Pain and Asymptomatic Individuals. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 45(3), 162-169.
- Iorio, J. A., Jakoi, A. M. & Singla, A. (2016). Biomechanics of Degenerative Spinal Disorders. *Asian Spine J*, 10(2), 377-384.
- Izzo, R., Guarnieri, G., Guglielmi, G. & Muto, M. (2013). Biomechanics of the spine. Part II: spinal instability. *Eur J Radiol*, 82(1), 127-138.
- Jørgensen, R., Ris, I., Juhl, C., Falla, D. & Juul-Kristensen, B. (2017). Responsiveness of clinical tests for people with neck pain. *BMC musculoskeletal disorders*, 18(1), 548.
- Jung, C. W., Bahk, J. H., Lee, J. H. & Lim, Y. J. (2004). The tenth rib line as a new landmark of the lumbar vertebral level during spinal block. *Anaesthesia*, 59(4), 359-363.
- Kallewaard, J. W., Terheggen, M. A., Groen, G. J., Sluijter, M. E., Derby, R., Kapural, L., ... van Kleef, M. (2010). 15. Discogenic low back pain. *Pain Pract*, 10(6), 560-579.
- Kamina, P. (2013). *Anatomie clinique tome 2, tête, cou, dos* (4e éd.). Manoine.
- Kamper, S. J., Maher, C. G., Hancock, M. J., Koes, B. W., Croft, P. R. & Hay, E. (2010). Treatment-based subgroups of low back pain: a guide to appraisal of research studies and a summary of current evidence. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 24(2), 181-191.

- Kassebaum, N. J., Arora, M., Barber, R. M., Bhutta, Z. A., Brown, J., Carter, A., ... Coggeshall, M. (2016). Global, regional, and national disability-adjusted life-years (DALYs) for 315 diseases and injuries and healthy life expectancy (HALE), 1990–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *The Lancet*, *388*(10053), 1603-1658.
- Kawchuk, G. N. & Fauvel, O. R. (2001). Sources of variation in spinal indentation testing: indentation site relocation, intraabdominal pressure, subject movement, muscular response, and stiffness estimation. *J Manipulative Physiol Ther*, *24*(2), 84-91.
- Kawchuk, G. N., Fryer, J., Jaremko, J. L., Zeng, H., Rowe, L. & Thompson, R. (2015). Real-time visualization of joint cavitation. *PLoS One*, *10*(4), e0119470.
- Kawchuk, G. N., Herzog, W. & Hasler, E. M. (1992). Forces generated during spinal manipulative therapy of the cervical spine: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther*, *15*(5), 275-278.
- Kawchuk, G. N. & Perle, S. M. (2009). The relation between the application angle of spinal manipulative therapy (SMT) and resultant vertebral accelerations in an in situ porcine model. *Man Ther*, *14*(5), 480-483.
- Keller, T. S., Colloca, C. J. & Gunzburg, R. (2003). Neuromechanical characterization of in vivo lumbar spinal manipulation. Part I. Vertebral motion. *J Manipulative Physiol Ther*, *26*(9), 567-578.
- Keller, T. S., Colloca, C. J., Moore, R. J., Gunzburg, R., Harrison, D. E. & Harrison, D. D. (2006). Three-dimensional vertebral motions produced by mechanical force spinal manipulation. *J Manipulative Physiol Ther*, *29*(6), 425-436.
- Keller, T. S., Holm, S. H., Hansson, T. H. & Spengler, D. M. (1990). 1990 Volvo Award in experimental studies. The dependence of intervertebral disc mechanical properties on physiologic conditions. *Spine (Phila Pa 1976)*, *15*(8), 751-761.
- Kent, P. & Keating, J. (2004). Do primary-care clinicians think that nonspecific low back pain is one condition? *Spine (Phila Pa 1976)*, *29*(9), 1022-1031.

- Khan, Y. (2017). The STarT back tool in chiropractic practice: a narrative review. *Chiropr Man Therap*, 25, 11.
- Knutson, G. A. (2000). The role of the gamma-motor system in increasing muscle tone and muscle pain syndromes: a review of the Johansson/Sojka hypothesis. *J Manipulative Physiol Ther*, 23(8), 564-572.
- Kopec, J. A., Esdaile, J. M., Abrahamowicz, M., Abenhaim, L., Wood-Dauphinee, S., Lamping, D. L. & Williams, J. I. (1995). The Quebec Back Pain Disability Scale. Measurement properties. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(3), 341-352.
- Koppenhaver, S. L., Hebert, J. J., Kawchuk, G. N., Childs, J. D., Teyhen, D. S., Croy, T. & Fritz, J. M. (2014). Criterion validity of manual assessment of spinal stiffness. *Man Ther*, 19(6), 589-594.
- Krouwel, O., Hebron, C. & Willett, E. (2010). An investigation into the potential hypoalgesic effects of different amplitudes of PA mobilisations on the lumbar spine as measured by pressure pain thresholds (PPT). *Manual Therapy*, 15(1), 7-12.
- Kulig, K., Powers, C. M., Landel, R. F., Chen, H., Fredericson, M., Guillet, M. & Butts, K. (2007). Segmental lumbar mobility in individuals with low back pain: in vivo assessment during manual and self-imposed motion using dynamic MRI. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 8-8.
- Kumar, S. (2011). Spinal stiffness in asymptomatic subjects. *J Electromyogr Kinesiol*, 21(5), 762-766.
- Kumar, S. (2012). Posteroanterior spinal stiffness at T5, T10, and L3 levels in normal subjects. *Pm r*, 4(5), 342-348.
- Kumar, S. & Stoll, S. (2011). Device, protocol and measurement of regional spinal stiffness. *J Electromyogr Kinesiol*, 21(3), 458-465.
- Lariviere, C., Forget, R., Vadeboncoeur, R., Bilodeau, M. & Mecheri, H. (2010). The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses. *Eur J Appl Physiol*, 109(4), 577-590.

- Latimer, J., Goodsel, M. M., Lee, M., Maher, C. G., Wilkinson, B. N. & Moran, C. C. (1996a). Evaluation of a new device for measuring responses to posteroanterior forces in a patient population, Part 1: Reliability testing. *Phys Ther*, 76(2), 158-165.
- Latimer, J., Lee, M., Adams, R. & Moran, C. M. (1996b). An investigation of the relationship between low back pain and lumbar posteroanterior stiffness. *J Manipulative Physiol Ther*, 19(9), 587-591.
- Latimer, J., Lee, M. & Adams, R. D. (1998). The effects of high and low loading forces on measured values of lumbar stiffness. *J Manipulative Physiol Ther*, 21(3), 157-163.
- Laurencelle, L. (2002). *Statistical tables, explained and applied*: World scientific.
- Lawrence, R. C., Helmick, C. G., Arnett, F. C., Deyo, R. A., Felson, D. T., Giannini, E. H., ... Wolfe, F. (1998). Estimates of the prevalence of arthritis and selected musculoskeletal disorders in the United States. *Arthritis Rheum*, 41(5), 778-799.
- Lebeau, M. (2015). Coûts des lésions professionnelles. (Rapport No DS-013). Rapport de recherche adressé au: Institut de Recherche Robert-Sauvé en Santé et en Sécurité du Travail (IRSST)
- Leboeuf-Yde, C., Gronstvedt, A., Borge, J. A., Lothe, J., Magnesen, E., Nilsson, O., ... Larsen, K. (2004). The nordic back pain subpopulation program: demographic and clinical predictors for outcome in patients receiving chiropractic treatment for persistent low back pain. *J Manipulative Physiol Ther*, 27(8), 493-502.
- Leboeuf-Yde, C., Nielsen, J., Kyvik, K. O., Fejer, R. & Hartvigsen, J. (2009). Pain in the lumbar, thoracic or cervical regions: do age and gender matter? A population-based study of 34,902 Danish twins 20-71 years of age. *BMC Musculoskelet Disord*, 10, 39.
- Lee, M., Esler, M. A., Mildren, J. & Herbert, R. (1993a). Effect of extensor muscle activation on the response to lumbar posteroanterior forces. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 8(3), 115-119.

- Lee, M., Latimer, J. & Maher, C. (1993b). Manipulation: investigation of a proposed mechanism. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*, 8(6), 302-306.
- Lee, M., Steven, G. P., Crosbie, J. & Higgs, R. J. (1998). Variations in posteroanterior stiffness in the thoracolumbar spine: preliminary observations and proposed mechanisms. *Phys Ther*, 78(12), 1277-1287.
- Lee, M. & Svensson, N. L. (1990). Measurement of stiffness during simulated spinal physiotherapy. *Clin Phys Physiol Meas*, 11(3), 201-207.
- Lee, M. & Svensson, N. L. (1993). Effect of loading frequency on response of the spine to lumbar posteroanterior forces. *J Manipulative Physiol Ther*, 16(7), 439-446.
- Lee R & Evans J. (1992). Load-displacement-time characteristics of the spine under posteroanterior mobilization. *Australian Journal of Physiotherapy*, 38, 115-123.
- Lelic, D., Niazi, I. K., Holt, K., Jochumsen, M., Dremstrup, K., Yelder, P., ... Haavik, H. (2016). Manipulation of Dysfunctional Spinal Joints Affects Sensorimotor Integration in the Prefrontal Cortex: A Brain Source Localization Study. *Neural Plasticity*, 2016, 9.
- Lemeunier, N., Leboeuf-Yde, C. & Gagey, O. (2012). The natural course of low back pain: a systematic critical literature review. *Chiropr Man Therap*, 20(1), 33.
- Liebetrau, A., Puta, C., Anders, C., de Lussanet, M. H. & Wagner, H. (2013). Influence of delayed muscle reflexes on spinal stability: model-based predictions allow alternative interpretations of experimental data. *Hum Mov Sci*, 32(5), 954-970.
- Linton, S. J., Hellsing, A. L. & Hallden, K. (1998). A population-based study of spinal pain among 35-45-year-old individuals. Prevalence, sick leave, and health care use. *Spine (Phila Pa 1976)*, 23(13), 1457-1463.
- Loh, M. S., Gevitz, N., Gilliar, W. G., Iacono, L. M., Jung, M.-K., Krishnamachari, B. & Amsler, K. (2015). Use of a Novel Assay to Measure Pre-to Posttraining Palpatory Skills of First-Year Osteopathic Medical Students. *The Journal of the American Osteopathic Association*, 115(1), 32-40.

- Lundberg, M., Grimby-Ekman, A., Verbunt, J. & Simmonds, M. J. (2011). Pain-related fear: a critical review of the related measures. *Pain Res Treat*, 2011, 494196.
- Magnusson, M. L., Aleksiev, A., Wilder, D. G., Pope, M. H., Spratt, K., Lee, S. H., ... Weinstein, J. N. (1996). European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *Eur Spine J*, 5(1), 23-35.
- Maher, C., Underwood, M. & Buchbinder, R. (2017). Non-specific low back pain. *The Lancet*, 389(10070), 736-747.
- Maher, C. G., Latimer, J. & Holland, M. J. (1999). Plinth padding confounds measures of posteroanterior spinal stiffness. *Man Ther*, 4(3), 145-150.
- Maitland, G. D. (2001). *Maitland's Vertebral Manipulation*: Butterworth-Heinemann.
- Manchikanti, L. (2000). Epidemiology of low back pain. *Pain Physician*, 3(2), 167-192.
- 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(6), 363-377.
- Marchand, S. & International Association for the Study of Pain. (2012). *The phenomenon of pain*. Seattle: IASP Press.
- Marieb, E. N., Hoehn, K., Lachaine, R., Moussakova, L. & Desbiens, A. (2015). *Anatomie et physiologie humaines*. Montréal (Québec): Pearson : Éd. du Renouveau pédagogique.
- McMahon, S. B., Koltzenburg, M., Tracey, I. & Turk, D. C. (2013). *Wall & Melzack's Textbook of Pain, Expert Consult - Online and Print, 6: Wall & Melzack's Textbook of Pain*: Elsevier/Saunders.

- McPartland, J. M., Giuffrida, A., King, J., Skinner, E., Scotter, J. & Musty, R. E. (2005). Cannabimimetic effects of osteopathic manipulative treatment. *J Am Osteopath Assoc*, 105(6), 283-291.
- Merletti, R., Holobar, A. & Farina, D. (2008). Analysis of motor units with high-density surface electromyography. *J Electromyogr Kinesiol*, 18(6), 879-890.
- Merskey, H., Bogduk, N. & International Association for the Study of Pain. Task Force on Taxonomy. (1994). *Classification of chronic pain : descriptions of chronic pain syndromes and definitions of pain terms* (2nd éd.). Seattle: IASP Press.
- Meucci, R. D., Fassa, A. G. & Faria, N. M. (2015). Prevalence of chronic low back pain: systematic review. *Rev Saude Publica*, 49.
- Michaleff, Z. A., Lin, C. W., Maher, C. G. & van Tulder, M. W. (2012). Spinal manipulation epidemiology: systematic review of cost effectiveness studies. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 655-662.
- Millan, M., Leboeuf-Yde, C., Budgell, B., Descarreaux, M. & Amorim, M. A. (2012). The effect of spinal manipulative therapy on spinal range of motion: a systematic literature review. *Chiropr Man Therap*, 20(1), 23.
- Mitchell, F. L., Moran, P. S. & Pruzzo, N. A. (1979). *An evaluation and treatment manual of osteopathic muscle energy procedures*: Mitchell, Moran and Pruzzo, Associates.
- Murphy, K. A. & Statistics Canada. (2006). *Health state descriptions for Canadians : musculoskeletal diseases*. Ottawa: Statistics Canada.
- Murthy, V., Sibbritt, D. & Adams, J. (2015). An integrative review of complementary and alternative medicine use for back pain: A focus on prevalence, reasons for use, influential factors, self-perceived effectiveness and communication. *Spine J*, 10.1016/j.spinee.2015.04.049.
- Mykietiuk, C., Wambolt, M., Pillipow, T., Mallay, C. & Gleberzon, B. J. (2009). Technique Systems used by post-1980 graduates of the Canadian Memorial Chiropractic College

practicing in five Canadian provinces: a preliminary survey. *J Can Chiropr Assoc*, 53(1), 32-39.

Newell, D., Lothe, L. R. & Raven, T. J. (2017). Contextually Aided Recovery (CARE): a scientific theory for innate healing. *Chiropr Man Therap*, 25, 6.

Niazi, I. K., Turker, K. S., Flavel, S., Kinget, M., Duehr, J. & Haavik, H. (2015). Changes in H-reflex and V-waves following spinal manipulation. *Exp Brain Res*, 233(4), 1165-1173.

Nougarou, F., Dugas, C., Deslauriers, C., Page, I. & Descarreaux, M. (2013). Physiological responses to spinal manipulation therapy: investigation of the relationship between electromyographic responses and peak force. *J Manipulative Physiol Ther*, 36(9), 557-563.

Nougarou, F., Dugas, C., Loranger, M., Pagé, I. & Descarreaux, M. (2014). The role of preload forces in spinal manipulation: experimental investigation of kinematic and electromyographic responses in healthy adults. *Journal of manipulative and physiological therapeutics*, 37(5), 287-293.

Nougarou, F., Page, I., Loranger, M., Dugas, C. & Descarreaux, M. (2016). Neuromechanical response to spinal manipulation therapy: effects of a constant rate of force application. *BMC Complement Altern Med*, 16(1), 161.

Olausson, H., Wessberg, J., Morrison, I., McGlone, F. & Vallbo, Å. (2010). The neurophysiology of unmyelinated tactile afferents. *Neuroscience & Biobehavioral Reviews*, 34(2), 185-191.

Olivieri, I., D'Angelo, S., Palazzi, C., Padula, A., Mader, R. & Khan, M. A. (2009). Diffuse idiopathic skeletal hyperostosis: differentiation from ankylosing spondylitis. *Curr Rheumatol Rep*, 11(5), 321-328.

Organisation mondiale de la Santé. (2005). *Principes directeurs de l'OMS pour la formation de base et la sécurité en chiropratique*: Organisation mondiale de la Santé.

Ostelo, R. W., Deyo, R. A., Stratford, P., Waddell, G., Croft, P., Von Korff, M., ... de Vet, H. C. (2008). Interpreting change scores for pain and functional status in low back pain:

towards international consensus regarding minimal important change. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(1), 90-94.

Owens, E. F., Jr., DeVocht, J. W., Gudavalli, M. R., Wilder, D. G. & Meeker, W. C. (2007a). Comparison of posteroanterior spinal stiffness measures to clinical and demographic findings at baseline in patients enrolled in a clinical study of spinal manipulation for low back pain. *J Manipulative Physiol Ther*, 30(7), 493-500.

Owens, E. F., Jr., DeVocht, J. W., Wilder, D. G., Gudavalli, M. R. & Meeker, W. C. (2007b). The reliability of a posterior-to-anterior spinal stiffness measuring system in a population of patients with low back pain. *J Manipulative Physiol Ther*, 30(2), 116-123.

Pagé, I., Biner, É. & Descarreaux, M. (accepted-a). Vertebral displacements and muscle activity during manual therapy: distinct behaviors between spinal manipulation and mobilization. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*.

Pagé, I. & Descarreaux, M. (under review). Effects of spinal manipulative therapy biomechanical parameters on clinical and biomechanical outcomes of participants with chronic thoracic pain: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*.

Pagé, I., Descarreaux, M. & Sobczak, S. (2017). Development of a new palpation method using alternative landmarks for the determination of thoracic transverse processes: An in vitro study. *Musculoskelet Sci Pract*, 27, 142-149.

Pagé, I., Nougarou, F. & Descarreaux, M. (2016). Neuromuscular response amplitude to mechanical stimulation using large-array surface electromyography in participants with and without chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 27, 24-29.

Pagé, I., Nougarou, F., Dugas, C. & Descarreaux, M. (2014). The effect of spinal manipulation impulse duration on spine neuromechanical responses. *J Can Chiropr Assoc*, 58(2), 141-148.

Pagé, I., Nougarou, F., Lardon, A. & Descarreaux, M. (2018). Changes in spinal stiffness with chronic thoracic pain: Correlation with pain and muscle activity. *PLOS ONE*, 13(12), e0208790.

- Pagé, I., Swain, M., Wong, A., Breen, A., De Carvalho, D., Descarreaux, M., ... Kawchuk, G. (accepted-b). Correlations between individuals' characteristics and spinal stiffness: a combined analysis of multiple datasets. *The Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*.
- Pal, S. (2013). *Design of artificial human joints & organs*. New York: Springer.
- Palmer, B. F. & Clegg, D. J. (2015). The sexual dimorphism of obesity. *Mol Cell Endocrinol*, 402, 113-119.
- Palmieri, R. M., Ingersoll, C. D. & Hoffman, M. A. (2004). The Hoffmann Reflex: Methodologic Considerations and Applications for Use in Sports Medicine and Athletic Training Research. *Journal of Athletic Training*, 39(3), 268-277.
- Panjabi, M. M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord*, 5(4), 383-389; discussion 397.
- Pentelka, L., Hebron, C., Shapleski, R. & Goldshtein, I. (2012). The effect of increasing sets (within one treatment session) and different set durations (between treatment sessions) of lumbar spine posteroanterior mobilisations on pressure pain thresholds. *Man Ther*, 17(6), 526-530.
- Phillips, D. R., Barnard, S., Mullee, M. A. & Hurley, M. V. (2009). Simple anatomical information improves the accuracy of locating specific spinous processes during manual examination of the low back. *Man Ther*, 14(3), 346-350.
- Pickar, J. G. (2002). Neurophysiological effects of spinal manipulation. *Spine J*, 2(5), 357-371.
- Pickar, J. G. & Kang, Y. M. (2006). Paraspinal muscle spindle responses to the duration of a spinal manipulation under force control. *J Manipulative Physiol Ther*, 29(1), 22-31.
- Pickar, J. G., Sung, P. S., Kang, Y. M. & Ge, W. (2007). Response of lumbar paraspinal muscles spindles is greater to spinal manipulative loading compared with slower loading under length control. *Spine J*, 7(5), 583-595.

- Pierrot-Deseilligny, E. & Mazevet, D. (2000). The monosynaptic reflex: a tool to investigate motor control in humans. Interest and limits. *Neurophysiol Clin*, 30(2), 67-80.
- Plaza-Manzano, G., Molina-Ortega, F., Lomas-Vega, R., Martinez-Amat, A., Achalandabaso, A. & Hita-Contreras, F. (2014). Changes in biochemical markers of pain perception and stress response after spinal manipulation. *J Orthop Sports Phys Ther*, 44(4), 231-239.
- Qaseem, A., Wilt, T. J., McLean, R. M., Forciea, M. & for the Clinical Guidelines Committee of the American College of, P. (2017). Noninvasive treatments for acute, subacute, and chronic low back pain: A clinical practice guideline from the american college of physicians. *Annals of Internal Medicine*, 166(7), 514-530.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M. & Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(8), 947-954.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K. & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(7), 724-730.
- Randoll, C., Gagnon-Normandin, V., Tessier, J., Bois, S., Rustamov, N., O'Shaughnessy, J., ... Piche, M. (2017). The mechanism of back pain relief by spinal manipulation relies on decreased temporal summation of pain. *Neuroscience*, 349, 220-228.
- Reed, W. R., Cao, D.-Y., Long, C. R., Kawchuk, G. N. & Pickar, J. G. (2013a). Relationship between Biomechanical Characteristics of Spinal Manipulation and Neural Responses in an Animal Model: Effect of Linear Control of Thrust Displacement versus Force, Thrust Amplitude, Thrust Duration, and Thrust Rate. *Evidence-based complementary and alternative medicine : eCAM*, 2013, 492039.
- Reed, W. R., Long, C. R., Kawchuk, G. N. & Pickar, J. G. (2014). Neural responses to the mechanical parameters of a high-velocity, low-amplitude spinal manipulation: effect of preload parameters. *J Manipulative Physiol Ther*, 37(2), 68-78.

- Reed, W. R., Long, C. R., Kawchuk, G. N. & Pickar, J. G. (2015). Neural responses to the mechanical characteristics of high velocity, low amplitude spinal manipulation: Effect of specific contact site. *Man Ther*, 10.1016/j.math.2015.03.008.
- Reed, W. R., Long, C. R. & Pickar, J. G. (2013b). Effects of Unilateral Facet Fixation and Facetectomy on Muscle Spindle Responsiveness During Simulated Spinal Manipulation in an Animal Model. *Journal of Manipulative & Physiological Therapeutics*, 36(9), 585-594.
- Reed, W. R. & Pickar, J. G. (2015). Paraspinal Muscle Spindle response to Intervertebral fixation and Segmental thrust level during Spinal Manipulation in an Animal Model. *Spine (Phila Pa 1976)*, 10.1097/BRS.0000000000000915.
- Reeves, N. P., Cholewicki, J. & Milner, T. E. (2005). Muscle reflex classification of low-back pain. *J Electromyogr Kinesiol*, 15(1), 53-60.
- Refshauge, K. M. & Maher, C. G. (2006). Low back pain investigations and prognosis: a review. *Br J Sports Med*, 40(6), 494-498.
- Reichert, B. (2011). *Palpation Techniques: Surface Anatomy for Physical Therapists*: Thieme.
- Robinson, R., Robinson, H. S., Bjorke, G. & Kvale, A. (2009). Reliability and validity of a palpation technique for identifying the spinous processes of C7 and L5. *Man Ther*, 14(4), 409-414.
- Ross, J. K., Bereznick, D. E. & McGill, S. M. (2004). Determining cavitation location during lumbar and thoracic spinal manipulation: is spinal manipulation accurate and specific? *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(13), 1452-1457.
- Salamon, N. (2016). *Height of lumbar disc and vertebral body: what is the relation with body mass index, subcutaneous fat thickness, body weight, length and age?* *Compte-rendu*.
- Schmid, A., Brunner, F., Wright, A. & Bachmann, L. M. (2008). Paradigm shift in manual therapy? Evidence for a central nervous system component in the response to passive cervical joint mobilisation. *Manual Therapy*, 13(5), 387-396.

- Schulz, K. F., Altman, D. G., Moher, D. & Group, C. (2010). CONSORT 2010 Statement: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMC medicine*, 8, 18-18.
- Scott, D. J., Stohler, C. S., Egnatuk, C. M., Wang, H., Koeppe, R. A. & Zubieta, J. K. (2007). Individual differences in reward responding explain placebo-induced expectations and effects. *Neuron*, 55(2), 325-336.
- Scrimshaw, S. V. & Maher, C. (2001). Responsiveness of visual analogue and McGill pain scale measures. *J Manipulative Physiol Ther*, 24(8), 501-504.
- Shambaugh, P. (1987). Changes in electrical activity in muscles resulting from chiropractic adjustment: a pilot study. *J Manipulative Physiol Ther*, 10(6), 300-304.
- Shanks, N., Greek, R. & Greek, J. (2009). Are animal models predictive for humans? *Philosophy, Ethics, and Humanities in Medicine : PEHM*, 4, 2-2.
- Shaw, J. D., Shaw, D. L., Cooperman, D. R., Eubanks, J. D., Li, L. & Kim, D. H. (2015). Characterization of lumbar spinous process morphology: a cadaveric study of 2,955 human lumbar vertebrae. *The Spine Journal*, 15(7), 1645-1652.
- Shin, S., Yoon, D. M. & Yoon, K. B. (2011). Identification of the correct cervical level by palpation of spinous processes. *Anesth Analg*, 112(5), 1232-1235.
- Shirley, D., Ellis, E. & Lee, M. (2002). The response of posteroanterior lumbar stiffness to repeated loading. *Man Ther*, 7(1), 19-25.
- Shirley, D., Hodges, P. W., Eriksson, A. E. & Gandevia, S. C. (2003). Spinal stiffness changes throughout the respiratory cycle. *J Appl Physiol (1985)*, 95(4), 1467-1475.
- Shirley, D. & Lee, M. (1993). A Preliminary Investigation of the Relationship Between Lumbar Postero-anterior Mobility and Low Back Pain. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 1(1), 22-25.

- Shirley, D., Lee, M. & Ellis, E. (1999). The relationship between submaximal activity of the lumbar extensor muscles and lumbar posteroanterior stiffness. *Phys Ther*, 79(3), 278-285.
- Shoukri, M. M., Asyali, M. H. & Donner, A. (2004). Sample size requirements for the design of reliability study: review and new results. *Statistical Methods in Medical Research*, 13(4), 251-271.
- Singh, R., Srivastva, S. K., Prasath, C. S., Rohilla, R. K., Siwach, R. & Magu, N. K. (2011). Morphometric measurements of cadaveric thoracic spine in Indian population and its clinical applications. *Asian Spine J*, 5(1), 20-34.
- Slaven, E. J., Goode, A. P., Coronado, R. A., Poole, C. & Hegedus, E. J. (2013). The relative effectiveness of segment specific level and non-specific level spinal joint mobilization on pain and range of motion: results of a systematic review and meta-analysis. *The Journal of Manual & Manipulative Therapy*, 21(1), 7-17.
- Snider, K. T., Snider, E. J., Degenhardt, B. F., Johnson, J. C. & Kribs, J. W. (2011). Palpatory accuracy of lumbar spinous processes using multiple bony landmarks. *J Manipulative Physiol Ther*, 34(5), 306-313.
- Snodgrass, S. J., Haskins, R. & Rivett, D. A. (2012). A structured review of spinal stiffness as a kinesiological outcome of manipulation: its measurement and utility in diagnosis, prognosis and treatment decision-making. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 708-723.
- Snodgrass, S. J. & Rhodes, H. R. (2012). Cervical spine posteroanterior stiffness differs with neck position. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(6), 829-834.
- Snodgrass, S. J., Rivett, D. A. & Robertson, V. J. (2006). Manual forces applied during posterior-to-anterior spinal mobilization: a review of the evidence. *J Manipulative Physiol Ther*, 29(4), 316-329.
- Snodgrass, S. J., Rivett, D. A. & Robertson, V. J. (2007). Manual forces applied during cervical mobilization. *J Manipulative Physiol Ther*, 30(1), 17-25.

- Snodgrass, S. J., Rivett, D. A. & Robertson, V. J. (2008). Measuring the posteroanterior stiffness of the cervical spine. *Man Ther*, 13(6), 520-528.
- Snodgrass, S. J., Rivett, D. A., Sterling, M. & Vicenzino, B. (2014). Dose optimization for spinal treatment effectiveness: a randomized controlled trial investigating the effects of high and low mobilization forces in patients with neck pain. *J Orthop Sports Phys Ther*, 44(3), 141-152.
- Southerst, D., Marchand, A. A., Cote, P., Shearer, H. M., Wong, J. J., Varatharajan, S., ... Taylor-Vaisey, A. (2015). The Effectiveness of Noninvasive Interventions for Musculoskeletal Thoracic Spine and Chest Wall Pain: A Systematic Review by the Ontario Protocol for Traffic Injury Management (OPTIMa) Collaboration. *J Manipulative Physiol Ther*, 10.1016/j.jmpt.2015.06.001.
- Squires, M. C., Latimer, J., Adams, R. D. & Maher, C. G. (2001). Indenter head area and testing frequency effects on posteroanterior lumbar stiffness and subjects' rated comfort. *Man Ther*, 6(1), 40-47.
- Stanton, T. & Kawchuk, G. (2008). The effect of abdominal stabilization contractions on posteroanterior spinal stiffness. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(6), 694-701.
- Stanton, T. R., Latimer, J., Maher, C. G. & Hancock, M. J. (2010). How do we define the condition 'recurrent low back pain'? A systematic review. *Eur Spine J*, 19(4), 533-539.
- Stanton, T. R., Moseley, G. L., Wong, A. Y. L. & Kawchuk, G. N. (2017). Feeling stiffness in the back: a protective perceptual inference in chronic back pain. *Scientific Reports*, 7(1), 9681.
- Staudenmann, D., Roeleveld, K., Stegeman, D. F. & van Dieen, J. H. (2010). Methodological aspects of SEMG recordings for force estimation--a tutorial and review. *J Electromyogr Kinesiol*, 20(3), 375-387.
- Sterling, M., Jull, G. & Wright, A. (2001). Cervical mobilisation: concurrent effects on pain, sympathetic nervous system activity and motor activity. *Manual Therapy*, 6(2), 72-81.

- Stochkendahl, M. J., Christensen, H. W., Hartvigsen, J., Vach, W., Haas, M., Hestbaek, L., ... Bronfort, G. (2006). Manual examination of the spine: a systematic critical literature review of reproducibility. *J Manipulative Physiol Ther*, 29(6), 475-485, 485 e471-410.
- Stonelake, P. S., Burwell, R. G. & Webb, J. K. (1988). Variation in vertebral levels of the vertebra prominens and sacral dimples in subjects with scoliosis. *J Anat*, 159.
- Sung, P. S., Kang, Y. M. & Pickar, J. G. (2005). Effect of spinal manipulation duration on low threshold mechanoreceptors in lumbar paraspinal muscles: a preliminary report. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(1), 115-122.
- Suzuki, S., Yamamuro, T., Shikata, J., Shimizu, K. & Iida, H. (1989). Ultrasound measurement of vertebral rotation in idiopathic scoliosis. *J Bone Joint Surg Br*, 71(2), 252-255.
- Symons, B., Wuest, S., Leonard, T. & Herzog, W. (2012). Biomechanical characterization of cervical spinal manipulation in living subjects and cadavers. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 747-751.
- Symons, B. P., Herzog, W., Leonard, T. & Nguyen, H. (2000). Reflex responses associated with activator treatment. *J Manipulative Physiol Ther*, 23(3), 155-159.
- Tani, T., Yamamoto, H., Ichimiya, M. & Kimura, J. (1997). Reflexes evoked in human erector spinae muscles by tapping during voluntary activity. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*, 105(3), 194-200.
- Teodorczyk-Injeyan, J. A., Injeyan, H. S. & Ruegg, R. (2006). Spinal manipulative therapy reduces inflammatory cytokines but not substance P production in normal subjects. *J Manipulative Physiol Ther*, 29(1), 14-21.
- Testa, M. & Rossettini, G. (2016). Enhance placebo, avoid nocebo: How contextual factors affect physiotherapy outcomes. *Manual Therapy*, 24, 65-74.
- Thomas Graven-Nielsen, P. S. L. A.-N., Svensson, P. & Arendt-Nielsen, L. (2000). Effect of Muscle Pain on Motor Control: A Human Experimental Approach. *Advances in Physiotherapy*, 2(1), 26-38.

- Tizabi, A., Mahdavinejad, R., Azizi, A., Jafarnejadgero, T. & Sanjari, M. (2012). Correlation between height, weight, BMI with standing thoracic and lumbar curvature in growth ages. *World J Sport Sci*, 7(1), 54-56.
- Tomlinson, J. E., Yiasemidou, M., Watts, A. L., Roberts, D. J. & Timothy, J. (2016). Cadaveric Spinal Surgery Simulation: A Comparison of Cadaver Types. *Global Spine J*, 6(4), 357-361.
- Triano, J. & Schultz, A. B. (1997). Loads transmitted during lumbosacral spinal manipulative therapy. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(17), 1955-1964.
- Triano, J. J. (2001). Biomechanics of spinal manipulative therapy. *The Spine Journal*, 1(2), 121-130.
- Triano, J. J., Budgell, B., Bagnulo, A., Roffey, B., Bergmann, T., Cooperstein, R., ... Tepe, R. (2013). Review of methods used by chiropractors to determine the site for applying manipulation. *Chiropr Man Therap*, 21(1), 36.
- Triano, J. J., Descarreaux, M. & Dugas, C. (2012). Biomechanics--review of approaches for performance training in spinal manipulation. *J Electromyogr Kinesiol*, 22(5), 732-739.
- Tuttle, N., Barrett, R. & Laakso, L. (2008). Relation between changes in posteroanterior stiffness and active range of movement of the cervical spine following manual therapy treatment. *Spine (Phila Pa 1976)*, 33(19), E673-679.
- Tuttle, N., Barrett, R. & Laakso, L. (2009). Posteroanterior movements in tender and less tender locations of the cervical spine. *Manual Therapy*, 14(1), 28-35.
- Vaillant, M., Edgecombe, T., Long, C. R., Pickar, J. G. & Kawchuk, G. N. (2012). The effect of duration and amplitude of spinal manipulative therapy (SMT) on spinal stiffness. *Man Ther*, 17(6), 577-583.
- Valls-Solé, J., Kumru, H. & Kofler, M. (2008). Interaction between startle and voluntary reactions in humans. *Experimental Brain Research*, 187(4), 497.

- van Dieen, J. H., Selen, L. P. & Cholewicki, J. (2003). Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol*, 13(4), 333-351.
- van Tulder, M., Koes, B. & Bombardier, C. (2002). Low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*, 16(5), 761-775.
- Verrills, P., Nowesenitz, G. & Barnard, A. (2015). Prevalence and Characteristics of Discogenic Pain in Tertiary Practice: 223 Consecutive Cases Utilizing Lumbar Discography. *Pain Med*, 16(8), 1490-1499.
- Viner, A., Lee, M. & Adams, R. (1997). Posteroanterior stiffness in the lumbosacral spine. The correlation between adjacent vertebral levels. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(23), 2724-2729; discussion 2729-2730.
- Vogler, D., Paillex, R., Norberg, M., de Goumoens, P. & Cabri, J. (2008). Cross-cultural validation of the Oswestry disability index in French. *Ann Readapt Med Phys*, 51(5), 379-385.
- Von Korff, M. & Saunders, K. (1996). The course of back pain in primary care. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(24), 2833-2837; discussion 2838-2839.
- Waddell, G. (2004). *The back pain revolution* (2nd éd.). Edinburgh ; New York: Churchill Livingstone.
- Walker, B. F., Muller, R. & Grant, W. D. (2004). Low back pain in Australian adults: prevalence and associated disability. *J Manipulative Physiol Ther*, 27(4), 238-244.
- Wan, Q., Lin, C., Li, X., Zeng, W. & Ma, C. (2015). MRI assessment of paraspinal muscles in patients with acute and chronic unilateral low back pain. *Br J Radiol*, 88(1053), 20140546.
- Watanabe, N., Piché, M. & Hotta, H. (2015). Types of skin afferent fibers and spinal opioid receptors that contribute to touch-induced inhibition of heart rate changes evoked by noxious cutaneous heat stimulation. *Molecular Pain*, 11.

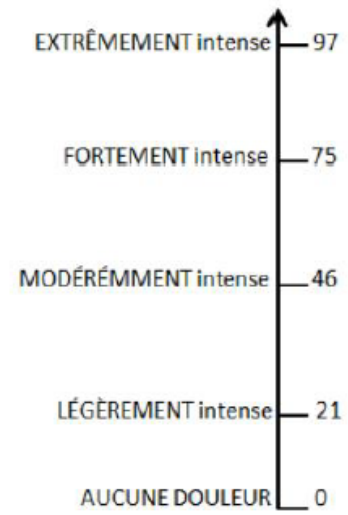
- Watkins, R. t., Watkins, R., 3rd, Williams, L., Ahlbrand, S., Garcia, R., Karamanian, A., ... Hedman, T. (2005). Stability provided by the sternum and rib cage in the thoracic spine. *Spine (Phila Pa 1976)*, 30(11), 1283-1286.
- Whedon, J. M., Toler, A. W. J., Goehl, J. M. & Kazal, L. A. (2018). Association Between Utilization of Chiropractic Services for Treatment of Low-Back Pain and Use of Prescription Opioids. *J Altern Complement Med*, 10.1089/acm.2017.0131.
- Wilke, H. J., Werner, K., Haussler, K., Reinehr, M. & Bockers, T. M. (2011). Thiel-fixation preserves the non-linear load-deformation characteristic of spinal motion segments, but increases their flexibility. *J Mech Behav Biomed Mater*, 4(8), 2133-2137.
- Willett, E., Hebron, C. & Krouwel, O. (2010). The initial effects of different rates of lumbar mobilisations on pressure pain thresholds in asymptomatic subjects. *Manual Therapy*, 15(2), 173-178.
- Winter, D. A., Fuglevand, A. J. & Archer, S. E. (1994). Crosstalk in surface electromyography: Theoretical and practical estimates. *J Electromyogr Kinesiol*, 4(1), 15-26.
- Wong, A. Y. & Kawchuk, G. N. (2017). The Clinical Value of Assessing Lumbar Posteroanterior Segmental Stiffness: A Narrative Review of Manual and Instrumented Methods. *PM&R*, 9(8), 816-830.
- Wong, A. Y., Kawchuk, G. N., Parent, E. & Prasad, N. (2013). Within- and between-day reliability of spinal stiffness measurements obtained using a computer controlled mechanical indenter in individuals with and without low back pain. *Man Ther*, 18(5), 395-402.
- Wong, A. Y., Parent, E. C., Dhillon, S. S., Prasad, N. & Kawchuk, G. N. (2015). Do Participants With Low Back Pain Who Respond to Spinal Manipulative Therapy Differ Biomechanically From Nonresponders, Untreated Controls or Asymptomatic Controls? *Spine (Phila Pa 1976)*, 40(17), 1329-1337.
- Wong, A. Y., Parent, E. C., Prasad, N., Huang, C., Chan, K. M. & Kawchuk, G. N. (2016). Does experimental low back pain change posteroanterior lumbar spinal stiffness and trunk muscle activity? A randomized crossover study. *Clin Biomech*, 34, 45-52.

- Wong, J. J., Cote, P., Sutton, D. A., Randhawa, K., Yu, H., Varatharajan, S., ... Taylor-Vaisey, A. (2017). Clinical practice guidelines for the noninvasive management of low back pain: A systematic review by the Ontario Protocol for Traffic Injury Management (OPTIMa) Collaboration. *Eur J Pain, 21*(2), 201-216.
- Woolf, A. D. & Pfleger, B. (2003). Burden of major musculoskeletal conditions. *Bull World Health Organ, 81*(9), 646-656.
- Yang, H., Haldeman, S., Lu, M.-L. & Baker, D. (2016). Low Back Pain Prevalence and Related Workplace Psychosocial Risk Factors: A Study Using Data From the 2010 National Health Interview Survey. *Journal of manipulative and physiological therapeutics, 39*(7), 459-472.
- Zhang, J. F., Liu, C., Yu, H. J., Ma, J. J., Cai, H. X. & Fan, S. W. (2014). Degenerative changes in the interspinous ligament. *Acta Orthop Traumatol Turc, 48*(6), 661-666.

Annexe A: Questionnaires cliniques

Échelle visuelle analogique

Quelle est l'intensité de votre douleur actuellement ? _____/100



STarT Back Outil Triant

Pour ce premier ensemble de questions, veuillez penser à votre mal de dos pendant ces deux dernières semaines.

		Pas d'accord 0	D'accord 1
1	Mon mal de dos a irradié dans la/les jambe(s) à un certain moment ces 2 dernières semaines	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
2	J'ai ressenti des douleurs dans l'épaule ou dans le cou à un certain moment ces 2 dernières semaines.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
3	Ces 2 dernières semaines, je n'ai marché que sur de courtes distances à cause de mon mal de dos.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
4	Ces 2 dernières semaines, je me suis habillé plus lentement que d'habitude à cause de mon mal de dos.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
5	Il n'est vraiment pas prudent, pour une personne dans un état comme le mien, d'être physiquement active.	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
6	Des pensées préoccupantes m'ont souvent traversé l'esprit ces 2 dernières semaines	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
7	J'estime que mon mal de dos est épouvantable et je pense que cela n'ira jamais mieux	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
8	En général, ces 2 dernières semaines, je n'ai pas profité de toutes les choses que j'avais l'habitude d'apprécier	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>

9. Globalement, à quel point votre mal de dos vous a-t-il gêné pendant ces 2 dernières semaines?

Pas du tout	Légèrement	Modérément	Beaucoup	Enormément
<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>	<input type="checkbox"/>
0	0	0	1	1

Score total (tout 9) : _____ Sous Score (Q5-9): _____

Traduit par Christophe Demoulin, l'Université de Liege, Belgique, le 2009 juin

© Keele University 01/08/07

Questionnaire d'incapacité d'Oswestry

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.

1. La douleur et son intensité	
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"/>
2. Les soins à sa personne (se laver, s'habiller, ...)	
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"/>
3. Le soulever de charges	
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"/>
4. La marche	
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"/>

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

5. La station assise	
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"/>
6. La station debout	
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"/>
7. Le sommeil	
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"/>
8. La vie sexuelle	
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"/>
9. La vie sociale	
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"/>
10. Les voyages	
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"/>

Questionnaire Oswestry

Échelle de dorso-lombalgie de Québec

Numéro du participant : _____ Numéro de la séance : 1 2 3 4

Date : _____

Les personnes souffrant du dos sont à même d'avoir des difficultés à exécuter certaines activités de la vie de tous les jours. Nous aimerions connaître vos difficultés éventuelles, compte tenu de vos problèmes de dos, à accomplir certaines des activités qui sont énumérées ci-dessous.

Pour chaque activité, il vous faut donner une note comprise entre 0 et 5. Veuillez s'il vous plaît, choisir une seule réponse par activité, sans n'en omettre aucune.

	0 Aucune difficulté	1 Très peu difficile	2 Un peu difficile	3 Difficile	4 Très difficile	5 Impossible
1. Vous lever de votre lit						
2. Dormir une nuit entière						
3. Vous retourner dans votre lit						
4. Conduire une voiture						
5. Se tenir debout pendant une durée de 20 à 30 minutes						
6. Être assis dans une chaise pendant plusieurs heures						
7. Monter un étage d'escalier						
8. Marcher le long de plusieurs pâtés de maisons (environ 300 à 400 mètres)						
9. Marcher plusieurs kilomètres						
10. Atteindre des étagères hautes						
11. Lancer une balle						
12. Courir le long d'un pâté de maison (100 mètres environ)						
13. Sortir de la nourriture du réfrigérateur						
14. Faire son lit						
15. Mettre des chaussettes (ou des collants)						
16. Se pencher en avant, afin de nettoyer la baignoire						
17. Déplacer une chaise						
18. Pousser ou tirer une lourde porte						
19. Porter deux paniers à provisions						
20. Soulever et porter une lourde valise						

Échelle de la kinésiophobie de Tampa

Consignes : Veuillez lire attentivement chaque question et encercler le numéro qui correspond le mieux à vos sentiments.		Fortement en désaccord	Quelque peu en désaccord	Quelque peu en accord	Fortement en 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

Questionnaire de changement global

Numéro de sujet : _____

Date : _____

Nous aimerions connaître votre opinion concernant les changements au niveau de votre condition depuis le début de l'étude. Merci de cocher ce qui s'applique le plus.

Comparativement à il y a 2 semaines, votre condition c'est :

- Fortement améliorée
- Modérément améliorée
- Faiblement améliorée
- N'a subi aucun changement
- Faiblement détériorée
- Modérément détériorée
- Fortement détériorée

Annexe B: Lettres d'acceptation pour publication

Pagé, I., Biner, É. & Descarreaux, M. (accepted-a). Vertebral displacements and muscle activity during manual therapy: distinct behaviors between spinal manipulation and mobilization. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*.

De : Claire Johnson, DC, MEd, PhD (Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics)

Envoyé le : 5 juillet 2018 21:03

À : Page1, Isabelle

Objet : Your manuscript JMPT_2018_69_R2 has been accepted

Ref: JMPT_2018_69_R2

Title: Vertebral displacements and muscle activity during manual therapy: distinct behaviors between spinal manipulation and mobilization.

Journal: Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

Dear Dr. Pagé,

I am pleased to inform you that your paper has been accepted for publication. Now that your manuscript has been accepted for publication it will proceed to copy-editing and production.

Thank you for submitting your work to Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. We hope you consider us again for future submissions.

Kind regards,

Claire Johnson, DC, MEd, PhD

Editor-in-Chief

Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

Have questions or need assistance?

For further assistance, please visit our [Customer Support](#) site. Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions, and learn more about EVISE® via interactive tutorials. You can also talk 24/5 to our customer support team by phone and 24/7 by live chat and email.

Copyright © 2018 Elsevier B.V. | [Privacy Policy](#)

Elsevier B.V., Radarweg 29, 1043 NX Amsterdam, The Netherlands, Reg. No. 33156677.

Pagé I, Swain M, Wong A, Breen A, De Carvalho D, Descarreaux M, Funabashi M, Kawchuk G (accepted-b). Correlations between individuals' characteristics and spinal stiffness: a combined analysis of multiple datasets. *The Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*.

De : Claire Johnson, DC, MEd, PhD (Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics)
Envoyé le : 23 avril 2018 01:50
À : Page1, Isabelle
Objet : Your manuscript JMPT_2018_46_R3 has been accepted

Ref: JMPT_2018_46_R3

Title: Correlations between individuals' characteristics and spinal stiffness: a combined analysis of multiple datasets.

Journal: Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

Dear Dr. Pagé,

I am pleased to inform you that your paper has been accepted for publication.

Based upon your last email - there are a few items we will still need to work out with you. We can discuss this as we are preparing your paper for proofs and publication.

Thank you for submitting your work to Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics. We hope you consider us again for future submissions.

Kind regards,

Claire Johnson, DC, MEd, PhD
Editor-in-Chief
Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics

Have questions or need assistance?

For further assistance, please visit our [Customer Support](#) site. Here you can search for solutions on a range of topics, find answers to frequently asked questions, and learn more about EVISE® via interactive tutorials. You can also talk 24/5 to our customer support team by phone and 24/7 by live chat and email.

Copyright © 2018 Elsevier B.V. | [Privacy Policy](#)

Elsevier B.V., Radarweg 29, 1043 NX Amsterdam, The Netherlands, Reg. No. 33156677.

Annexe C: Confirmation de soumission d'articles

Pagé I, Descarreaux M. (under review) Effects of spinal manipulative therapy biomechanical parameters on clinical and biomechanical outcomes of participants with chronic thoracic pain: a randomized controlled trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*.

Confirmation of your submission to BMC Musculoskeletal Disorders - BMSD-D-18-01332

1 message

BMC Musculoskeletal Disorders Editorial Office <em@editorialmanager.com> Thu, Oct 4, 2018 at 12:48 PM
Reply-To: BMC Musculoskeletal Disorders Editorial Office <monchristopher.montano@springer.com>
To: Isabelle Pagé <ipage1@ualberta.ca>

BMSD-D-18-01332

Effects of spinal manipulative therapy doses on clinical and biomechanical outcomes of participants with chronic thoracic pain: a randomized controlled experimental study
Isabelle Pagé, DC, MSc, PhD(c); Martin Descarreaux
BMC Musculoskeletal Disorders

Dear Dre Pagé,

Thank you for submitting your manuscript 'Effects of spinal manipulative therapy doses on clinical and biomechanical outcomes of participants with chronic thoracic pain: a randomized controlled experimental study' to BMC Musculoskeletal Disorders.

The submission id is: BMSD-D-18-01332
Please refer to this number in any future correspondence.

During the review process, you can keep track of the status of your manuscript by accessing the following website:

<https://bmsd.editorialmanager.com/>

If you have forgotten your password, please use the 'Send Login Details' link on the login page at <https://bmsd.editorialmanager.com/>. For security reasons, your password will be reset.

Best wishes,

Editorial Office
BMC Musculoskeletal Disorders
<https://bmcmusculoskeletdisord.biomedcentral.com/>

Recipients of this email are registered users for this journal. In line with data privacy directives, we will remove your personal information from the journal's database upon your request. Where the journal's database is shared with companion journals, this will be all-inclusive. Database sharing is indicated at the journal's homepage. At removal, your personal identifiers are hashed and your account is deactivated. We will be unable to reinstate your account history. The history of past manuscript progress is retained scholarly record, and may only be retrieved post-archiving, for official investigation, in line with COPE practices. Once your account is removed, you are no longer known to the journal. As such, it will be possible for journal Editors to re-register you anew, if your contact details and expertise are found in the public record. You will always be notified of a (re)registration, prior to invitation to participate. If you prefer that the journal persistently

recalls your wish to not be contacted for invitations to participate, please indicate this. This may be accommodated as a service provision, but necessitates that we maintain a record of your registration details and preference for no-contact.

Publication office:
PublicationOfficeSPI@springernature.com

In compliance with data protection regulations, please contact the publication office if you would like to have your personal information removed from the database.