



HAL
open science

Caractérisation de l'asymétrie neuromusculaire des personnes souffrant de lombalgie chronique non-spécifique

Kevin Rose-Dulcina

► **To cite this version:**

Kevin Rose-Dulcina. Caractérisation de l'asymétrie neuromusculaire des personnes souffrant de lombalgie chronique non-spécifique. Santé. Université Grenoble Alpes, 2019. Français. NNT : 2019GREAS044 . tel-03224028

HAL Id: tel-03224028

<https://theses.hal.science/tel-03224028>

Submitted on 11 May 2021

HAL is a multi-disciplinary open access archive for the deposit and dissemination of scientific research documents, whether they are published or not. The documents may come from teaching and research institutions in France or abroad, or from public or private research centers.

L'archive ouverte pluridisciplinaire **HAL**, est destinée au dépôt et à la diffusion de documents scientifiques de niveau recherche, publiés ou non, émanant des établissements d'enseignement et de recherche français ou étrangers, des laboratoires publics ou privés.

THÈSE

Pour obtenir le grade de

DOCTEUR DE LA COMMUNAUTE UNIVERSITE GRENOBLE ALPES

Spécialité : **Mouvement et Comportement pour la santé et
l'Autonomie**

Arrêté ministériel : 25 mai 2016

Présentée par

Kevin ROSE-DULCINA

Thèse dirigée par **Nicolas VUILLERME**, MCF HDR, Université
Grenoble Alpes, France, et **Institut Universitaire de France**
et
Stéphane ARMAND, Collaborateur scientifique, Privat Docent,
Université de Genève, Suisse

préparée au sein du **laboratoire AGEIS (Université Grenoble
Alpes, France)** et du **laboratoire de cinésiologie Willy Taillard
(Université de Genève, Suisse)**
dans **l'École Doctorale Ingénierie pour la Santé la Cognition et
l'Environnement**

Caractérisation de l'asymétrie neuromusculaire des personnes souffrant de lombalgie chronique non-spécifique

Thèse soutenue publiquement le **13/12/2019**,
devant le jury composé de :

Docteur Nicolas VUILLERME

Université Grenoble Alpes, France, directeur de thèse

Docteur Stéphane ARMAND

Université de Genève, Suisse, codirecteur de thèse

Professeur Christian BEYAERT

Université de Lorraine, France, président du jury

Docteur Davy LAROCHE

Université de Dijon, France, rapporteur

Professeure Emilie SIMONEAU

Université de Valenciennes, France, examinateur

Professeure Christine CEDRASCHI

Université de Genève, Suisse, Examineur

Docteur Stéphane GENEVAY

Hôpitaux universitaires de Genève, Suisse, invité



Remerciements

Je remercie tout d'abord le Dr. Davy Laroche, Université de Bourgogne Franche-Comté et le Pr. Christian Beyaert, université de Lorraine, d'avoir accepté d'être rapporteurs de ce travail doctoral. Je remercie tout particulièrement la Pr. Christine Cedraschi, Université de Genève, et la Pr. Emilie Simoneau, Université de Valenciennes, pour avoir accepté d'être examinateurs de ce travail doctoral. J'exprime tout spécialement ma reconnaissance au Dr. Stéphane Genevay pour sa grande contribution au projet de classification, son expérience et la pertinence de nos discussions.

Je tiens à remercier mon directeur de thèse Nicolas Vuillerme pour m'avoir donné l'opportunité de travailler au sein du laboratoire AGEIS, en premier lieu comme garde du corps, puis pour mon master et enfin pour ce doctorat. Merci de m'avoir fait confiance même si nous n'avons pas toujours été d'accord et surtout merci pour le soutien que tu m'as apporté dans les moments de difficulté.

Je remercie également mon co-directeur, Stéphane Armand, pour m'avoir accueilli et intégré dans son laboratoire. Je tiens à te dire bravo pour ta gestion d'équipe, tu as su créer une petite famille soudée dans laquelle j'ai pu grandir et construire le début de mon avenir professionnel. Mais rassure toi, je ne vais pas trop perdre de temps là-dessus.

J'aimerais particulièrement remercier toute l'équipe/famille du laboratoire de Cinésiologie, Alice, Anne, Lena, Dr. Mike, Géraldo, Jennifer, Xavier, Flo, Annie, junior pour votre enthousiasme, votre énergie ainsi que pour les footings, les craquages du vendredi, les bièresⁿ partagées et les centaines de kilo de chocolat ingurgitées ensemble !

À vous, les copains exilés. On est loin de cette Tragédie où les canards auraient pu finir en rouleaux Oh oh oh oh. Merci aux deux loukoums, Seb et Gaet, pour m'avoir permis de décompresser comme il se doit aux moments où il le fallait. Rom et Brice, j'ai envie de dire : « 100% completed !!!!!!!! ». À vous quatre, merci d'être là!

Jenn, ma psy bienveillante, comment ne pas te remercier pour ton écoute, tes conseils, ton soutien depuis toutes ces années. J'avance, je grandis et j'évolue. Mais sans notre amitié je ne serai pas là où j'en suis aujourd'hui. Merci.

Merci à tous ceux qui ont contribué de près ou de loin à l'aboutissement de ce manuscrit. Je pense notamment à Cha, Alice, Manon, Cam, Mathou, GG, Alex, Perceval, J.R.R... Merci à vous.

Enfin, je remercie mes parents, ma sœur, mon parrain et ma grand-mère qui, même s'ils n'ont pas toujours compris ce que je faisais, m'ont toujours encouragé et m'ont donné un soutien inébranlable au quotidien pendant toutes les épreuves que l'on a surmontées.

Table des matières

Remerciements	1
Table des matières	2
Liste des abréviations	6
Liste des Annexes	7
Liste des tableaux	8
Liste des figures	9
Résumé	10
Abstract	11
Valorisation de la thèse	12
Préambule	14
1 Introduction Générale	15
1.1 La lombalgie	15
1.1.1 Définition	15
1.1.2 Différents types de lombalgies	15
1.2 Epidémiologie	15
1.3 Anatomie du rachis lombaire	16
1.3.1 Le rachis	16
1.3.2 Muscles du dos	17
1.4 Facteurs de risque associés aux lombalgies non-spécifiques	21
1.4.1 Facteurs sociaux	21
1.4.2 Facteurs biophysiques	21
1.4.3 Facteurs psychologiques	23
1.4.4 Facteurs génétiques	23
1.4.5 Récapitulatif des facteurs de risque de lombalgie	23
1.5 Prise en charge thérapeutique des lombalgies	25
1.5.1 Traitements pharmacologiques	25
1.5.2 Exercices physiques	25
1.5.3 Approche multidisciplinaire	25
1.5.4 Traitements alternatifs	26
1.6 Caractéristiques biophysiques de la NSCLBP	26
1.6.1 Caractéristiques liées aux capacités physiques	26
1.6.2 Caractéristiques biomécaniques	27
1.6.3 Caractéristiques psychologiques associées	31
1.6.4 Récapitulatifs des caractéristiques biophysiques altérées	32
1.7 Asymétrie neuromusculaire	33
1.8 Conclusion de l'introduction	37
2 Objectifs scientifiques	38

2.1	Objectif général	38
2.2	Objectifs spécifiques	38
3	Matériels et Méthodes	39
3.1	Protocole expérimental (Article 1) : Identification de sous-groupes de patients atteints de lombalgie chronique non-spécifique basée sur une approche multifactorielle : protocole pour une étude prospective	39
3.1.1	Résumé de l'article en français	40
3.2	Participants	42
3.2.1	Recrutement	42
3.2.2	Détermination du nombre de sujets	42
3.3	Profil psychosocial (questionnaires)	45
3.3.1	Questionnaires relatifs à la douleur	45
3.3.2	Handicap fonctionnel	45
3.3.3	Dramatisation face à la douleur	45
3.3.4	Peur, croyance et stratégie d'évitement de la douleur	46
3.3.5	Anxiété et dépression	46
3.3.6	Activité physique quotidienne	46
3.4	Les tâches expérimentales	46
3.4.1	Sélection des tâches pour l'étude de l'asymétrie	46
3.4.2	Description des tâches expérimentales	47
3.5	Acquisition des données	50
3.5.1	Données cinématiques	50
3.5.2	Données électromyographiques	51
3.6	Analyse des données	52
3.6.1	Données anthropométriques et démographiques	52
3.6.2	Données cinématiques	52
3.6.3	Données électromyographiques	53
3.7	Analyse statistique	56
4	Résultats des études observationnelles	58
4.1	Etude observationnelle I (article 2) : Asymétrie de la fatigabilité des muscles lombaires chez des patients atteints de NSCLBP	58
4.1.1	Résumé en français	59
4.1.2	Abstract:	60
4.1.3	Background	61
4.1.4	Methods	62
4.1.5	Results	64
4.1.6	Discussion	65
4.1.7	Conclusion	67

4.2	Étude observationnelle II (article 3) : Asymétrie du phénomène de flexion-relaxation et sa relation avec l'amplitude de mouvement latéral du tronc chez des individus souffrant de lombalgie chronique non-spécifique	68
4.2.1	Résumé en français	69
4.2.2	Abstract	70
4.2.3	Introduction	71
4.2.4	Materials and Methods	71
4.2.5	Results	73
4.2.6	Discussion	77
4.2.7	Conclusion	78
4.3	Étude observationnelle III : lien entre FRP et endurance des extenseurs du tronc	80
4.3.1	Résumé en français	81
4.3.2	Introduction	82
4.3.3	Methods	82
4.3.4	Results	82
4.3.5	Discussion	85
4.4	Étude observationnelle IV (article 4) : Analyse de l'activité des muscles lombaires et de la cinématique du tronc lors du transfert assis-debout chez des patients souffrant de lombalgie chronique non-spécifique	86
4.4.1	Résumé en français	87
4.4.2	Abstract	88
4.4.3	Introduction	89
4.4.4	Methods	90
4.4.5	Results	92
4.4.6	Discussion	94
4.4.7	Study Limitation	96
4.4.8	Conclusion	96
4.5	Étude observationnelle V (article 5) : Analyse de l'activité des muscles lombaires et de la cinématique du tronc chez des individus avec et sans NSCLBP lors d'une tâche de soulever de charge	97
4.5.1	Résumé en français	98
4.5.2	Abstract	99
4.5.3	Background	100
4.5.4	Methods	101
4.5.5	Results	103
4.5.6	Discussion	104
4.5.7	Conclusion	106
5	Discussion générale	107
5.1	Synthèse des résultats	107
5.1.1	Fatigue des muscles lombaires	107
5.1.2	Phénomène de flexion-relaxation	108

5.1.3	Endurance et phénomène de flexion-relaxation	108
5.1.4	Transfert assis-debout	109
5.1.5	Soulever de charge	109
5.2	Discussion des résultats	111
5.2.1	Fatigabilité et phénomène de flexion-relaxation (objectif spécifique 1)	111
5.2.2	Tâches fonctionnelles de la vie quotidienne (objectif spécifique 2)	113
5.2.3	Asymétrie neuromusculaire (objectif spécifique 3)	115
5.3	Limites	116
5.3.1	Limites liées aux participants	116
5.3.2	Limites liées aux mesures	117
5.3.3	Limites spécifiques aux tâches expérimentales	118
5.4	Perspectives	119
5.5	Conclusion	122
	Références	124
	Annexe	145
	Annexe 1 : Article scientifique du protocole du projet d'identification des sous-groupes de NSCLBP (Rose-Dulcina et al., 2018)	145
	Annexe 2 : Document d'acceptation par la Commission Cantonale D'éthique De La Recherche de l'étude de « Classification fonctionnelle des lombalgies non-spécifiques chez l'adulte dans le but d'améliorer la prise en charge thérapeutique ».	165
	Contributions personnelles	166
	Résumé grand public	168

Liste des abréviations

NSCLBP :	lombalgie chronique non-spécifique
EMG :	électromyographie
LBP :	lombalgie
NSLBP :	lombalgie non-spécifique
ESL :	érecteur spinaux <i>longissimus</i>
LMF :	multifides lombaires
SENIAM :	surface EMG for non-invasive assessment of muscle
subMVIC:	contraction isométrique volontaire sous-maximale
FRP :	phénomène de flexion-relaxation
FABQ :	fear avoidance belief questionnaire
PCS :	pain catastrophizing scale
HUG :	Hôpitaux Universitaire de Genève
ODI :	oswestry disability index
GPAQ :	global physical activity questionnaire
MVC :	contraction volontaire maximale
VAS/EVA :	échelle visuelle analogique
HADS :	Hospital anxiety and depression scale
CIF:	classification internationale du fonctionnement, du handicap et de la santé
STS :	sit-to-stand
MF :	fréquence médiane
RMS :	root mean square
FRR/FR ratio :	flexion-relaxation ratio
AP :	participant asymptomatique
BMI/IMC :	indice de masse corporelle
MFi :	fréquence médiane initiale
MFend :	fréquence médiane finale
NMFs :	pente normalisée des fréquences médianes
%dim :	pourcentage de diminution
ROM :	Amplitude de mouvement
ES :	effect size
95% CI :	95% de l'intervalle de confiance

Liste des Annexes

Annexe 1 : Article scientifique du protocole du projet d'identification des sous-groupes de NSCLBP (Rose-Dulcina et al., 2018).....	145
Annexe 2 : Doucement d'acceptation de l'étude « Classification fonctionnelle des lombalgies non-spécifiques chez l'adultes dans le but d'améliorer la prise en charge thérapeutique » par la Commission Cantonale d'éthique de la recherche.....	165

Liste des tableaux

Tableau 1 : Caractéristiques des muscles lombaires (images générées avec Biodigital 2018®)	18
Tableau 2 : Résumé des facteurs de risque de lombalgie par catégorie	24
Tableau 3 : Résumé des altérations dans les caractéristiques biophysiques observées chez les patients NSCLBP	33
Tableau 4 : Résumé des asymétries musculaires chez les patients NSCLBP	36
Tableau 5 : Critères d'inclusion et d'exclusion des participants	42
Tableau 6 : La Classification internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) : version brève	47
Tableau 7 : synthèse du nombre de participants exclus par groupe et par tâche fonctionnelle en raison d'une mauvaise qualité des signaux EMG	53
Tableau 8: General characteristics of the study sample	64
Tableau 9: Fatigue parameters	65
Tableau 10: Asymmetry parameters	65
Tableau 11: Demographic data for both groups.	74
Tableau 12 : Intergroup comparisons between NSCLBP patients and APs for asymmetries in thorax kinematics, trunk lateral ROM, and asymmetry in FR ratios and trunk lateral ROM.	75
Tableau 13: General characteristics of the study sample	83
Tableau 14: Comparison of trunk muscle endurance and Flexion-relaxation ration between Healthy participants and NSCLBP patients.	83
Tableau 15: General characteristics of the study sample	93
Tableau 16: Kinematic parameters	93
Tableau 17: EMG parameters	94
Tableau 18: General and Pain-related characteristics of the study sample	103
Tableau 19: Kinematic parameters	104
Tableau 20: EMG parameters	104

Liste des figures

Figure 1: Rachis en vues sagittale et postérieure (Généré avec Biodigital 2018®).....	17
Figure 2 : Représentation schématique de la structure d'un muscle squelettique	20
Figure 3 : Représentation schématique des contributeurs des NSCLBP (tirée de Hartvigsen et al. 2018).....	24
Figure 4 : Electromyogramme des ESL d'un individu asymptotique (A) et d'un patient NSCLBP (B) au cours d'une flexion antérieure maximale du tronc – illustration du phénomène de flexion-relaxation	30
Figure 5 : Organigramme de l'étude d'identification de sous-groupes de NSCLBP (issue de Rose-Dulcina et al., (2018)). ODI est l'Oswestry Disability Index ; GPAQ est le Global Physical Activity Questionnaire ; HADS est l'Hospital Anxiety and Depression Scale ; PCS est la Pain Catastrophizing Scale et le FABQ est le Fear Avoidance Belief Questionnaire.....	41
Figure 6 : Flow chart du recrutement	44
Figure 7 : Echelle visuelle analogique utilisée dans ce protocole	45
Figure 8 : illustration du Sorensen test.....	48
Figure 9 : Illustration des différentes phases de la tâche de flexion antérieure maximale du tronc	49
Figure 10 : Illustration de la posture initiale du participant lors du STS	49
Figure 11 : Illustration des différentes phases de la tâche de soulever de charge.....	50
Figure 12 : Illustration de l'ensemble des marqueurs réfléchissants posés sur le participant en vue de face (A), de dos (B) et en 3D de face (C)	51
Figure 13 : Placement des électrodes de surface EMG pour les ESL (A) et les LMF (B).....	52
Figure 14 : Exemple de signal EMG avec calcul de l'enveloppe linéaire par un filtre Butterworth (4 ^{ème} ordre) passe-bas à 2.5 Hz (issue de Tabard-Fougère, 2018)	53
Figure 15 : illustration de l'évolution de la fréquence médiane de l'érecteur spinae longissimus (ESL) et les paramètres calculés au cours du test de Sorensen	54
Figure 16 : Illustration de la détection du début (onset) et de la fin (offset) de contraction des érecteurs spinae longissimus au cours de la tâche de soulever de charge	56
Figure 17: Comparison of flexion–relaxation (FR) ratio by group, computed during the standing maximum trunk forward bending task for both the erector spinae longissimus (ESL) and lumbar multifidus (LMF) muscles.....	75
Figure 18: Relationships between flexion–relaxation parameters and thorax flexion (A), thorax rotation (B) and asymmetry in trunk lateral ROM (C) by group.	76
Figure 19: Association between flexion-relaxation ratio and fatigue parameters of lumbar muscles in NSCLBP patients and in asymptomatic participants	84
Figure 20 : Représentation de l'hypothèse d'amélioration.....	113
Figure 21 : Illustration de l'hypothèse sur l'influence de la dramatisation de la douleur sur la coordination thoraco-pelvienne.....	120
Figure 22 : Illustration de deux patterns de flexion antérieure du tronc dans le plan sagittal et le FR Ratio associé.....	121
Figure 23 : Topographie de l'activité musculaire lombaire lors d'une flexion antérieure du tronc de 30°.....	122

Résumé

Les lombalgies représentent la principale cause d'invalidité dans le monde depuis 1990. Sa forme chronique (durée supérieure à 3 mois) affecte 10 à 15% des cas et représente 70 à 90% du coût total lié aux lombalgies. De plus, un diagnostic précis ne peut être obtenu que dans 10-15% des cas en raison d'un manque de connaissances de la pathophysiologie catégorisant ces lombalgies comme non-spécifiques. Chercheurs et cliniciens ont mis en avant le besoin d'identifier des sous-groupes au sein de la population lombalgique chronique non-spécifique (NSCLBP) afin d'optimiser la prise en charge thérapeutique. Dans ce contexte, un projet de classification des patients NSCLBP intégrant une approche multifactorielle a été mis en place. En effet, divers facteurs contribuent au développement et à la persistance des NSCLBP. Parmi ces facteurs, on retrouve les altérations de l'activité des muscles lombaires. Ces travaux de thèse se sont intéressés à ces altérations et représentent une partie du projet d'identification des sous-groupes.

La littérature met en évidence différentes altérations dans l'activité électromyographique (EMG) des muscles lombaires chez les patients NSCLBP lors de l'exécution de plusieurs tâches fonctionnelles telles que la marche, le soulever de charge, le transfert assis-debout et encore la montée d'escaliers. Parmi ces altérations EMG, l'asymétrie neuromusculaire entre le côté droit et le côté gauche a montré une influence sur l'effet de la réhabilitation, le recrutement musculaire et la persistance de la douleur. Ces éléments font de l'asymétrie neuromusculaire un facteur important pour la compréhension de la pathophysiologie des NSCLBP. Cependant, peu d'études, à ce jour, se sont intéressées à l'asymétrie droite/gauche de l'activité des muscles lombaires. Étudier cette asymétrie pourrait permettre une meilleure compréhension de la pathophysiologie des NSCLBP.

L'objectif de cette thèse était donc de caractériser l'asymétrie de l'activité des muscles lombaires lors de différentes tâches motrices et d'évaluer sa pertinence dans le processus d'identification de sous-groupes de patients NSCLBP. Pour répondre à ces objectifs, quatre études complémentaires ont été menées au cours de tâches motrices nécessitant un mouvement synchrone entre droite et gauche.

Dans leur ensemble, ces travaux de thèse mettent en évidence une altération globale de l'activité EMG des muscles lombaires au cours des quatre tâches motrices étudiées que sont le test de Sorensen, la flexion antérieure maximale du tronc, le transfert assis-debout et le soulever de charge. Malgré le fait que certaines altérations permettent une augmentation de la stabilité du tronc, elles peuvent toutes avoir des conséquences nocives à long terme. L'asymétrie neuromusculaire est l'une de ces altérations mais elle ne semble présente que lors de la tâche de flexion antérieure maximale du tronc. Considérant que le projet de classification se base principalement sur les altérations observées dans la population NSCLBP, l'intégration de l'asymétrie du phénomène de flexion-relaxation peut représenter un intérêt certain dans le processus d'identification des sous-groupes. Il serait aussi pertinent d'étendre l'analyse aux muscles de l'abdomen et du bassin ainsi que d'évaluer l'influence des paramètres psychologiques pour une compréhension plus complète de ces résultats.

Abstract

Low back pain (LBP) is the leading cause of disability worldwide since 1990. Its chronic form (lasting longer than 3 months) affects 10 to 15% of cases and represents 70 to 90% of the total cost of low back pain. Most LBP is classified as non-specific because the pain's source cannot be precisely established in 85%–90% of cases. The need to identify subgroups of nonspecific chronic low back pain (NSCLBP) was highlighted by both clinicians and researchers in order to optimize therapeutic management. In this context, a project of NSCLBP subgroup identification based on a multifactorial approach has been established. Indeed, several factors contribute to the development and the persistence of NSCLBP. Alterations in the activity of the lumbar muscles have been suggested as one of these contributing factors. This doctoral work has focused on these alterations and represent a part of the subgroup identification project.

Literature reported various alterations in the lumbar muscles activity of the NSCLBP patients during several tasks. Among these alterations, neuromuscular asymmetry between the left and right side was reported to influence muscle recruitment, rehabilitation and persistence of pain. These elements make neuromuscular asymmetry an important factor in understanding the pathophysiology of NSCLBP. However, few studies have investigated right / left asymmetry of lumbar muscle activity during functional tasks of the daily life. Studying this asymmetry would allow a better understanding of the pathophysiology of NSCLBP.

This doctoral work aimed to characterise the neuromuscular asymmetry of NSCLBP patients in comparison with asymptomatic participants. To achieve this objective, several complementary studies were successively conducted.

As a whole, this doctoral work highlights a global alteration of the activity of the lumbar muscles in NSCLBP patients during the four motor tasks studied. Most of these alterations aimed to enhance the stability of the spine but lead to potential long-term consequences. Neuromuscular asymmetry is one of these alterations but seems to be present only during maximal trunk forward bending. Considering the clustering project is mainly based on the alterations observed in the NSCLBP population, the integration of the asymmetry of the flexion-relaxation phenomenon may represent an interesting parameter in the process of identification of the subgroups. It would also be useful to extend the analysis to the abdominal and pelvis muscles as well as to evaluate the influence of the psychological parameters for a deeper understanding of these results.

Valorisation de la thèse

Articles de revues internationales à comité de lecture publiés

Rose-Dulcina, K., Vuillerme, N., Tabard-Fougère, A., Dayer, R., Dominguez, D. E., Armand, S., & Genevay, S

Identifying Subgroups of Patients With Chronic Nonspecific Low Back Pain Based on a Multifactorial Approach: Protocol For a Prospective Study. *JMIR research protocols*, 2018 7 (4).

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N.

Flexion-relaxation ratio asymmetry and its relation with trunk lateral ROM in individuals with and without chronic nonspecific low back pain. *Spine*, 2019, (Phila. Pa. 1976). 1.

Rose-Dulcina K., Armand S., Dominguez D., Genevay S., & Vuillerme N.

Asymmetry of lumbar muscles fatigability with non-specific chronic low back pain patients. *European Spine Journal* , 1-9.

Articles de revues internationales à comité de lecture soumis

Rose-Dulcina, K., Vuillerme, N., Dominguez, D. E., Genevay, S., Armand S.
Electromyography and kinematics of the trunk during a sit-to-stand task in individuals with and without non-specific chronic low back pain *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* (submitted, February 2020)

Communications de congrès internationaux

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N.

Flexion-relaxation ratio asymmetry and its relation with lateral trunk flexibility in individuals with and without chronic non-specific low back pain. *10th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Girdle Pain* (Oct. 2019), Anvers, Belgique (**Présentation orale**)

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N.

Relation between the flexion-relaxation phenomenon and back extensor endurance in non-specific chronic low back pain patients. *ESMAC 2018 (European Society for movement Analysis in Adults and Children)*, Prague, République Tchèque (**Présentation orale**)

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D., Vuillerme, N., & Armand, S.

Asymmetry of lumbar muscle activity during sit-to-stand task in patients with chronic non-specific low back pain compared to healthy participants. *ESMAC 2017 (European Society for movement Analysis in Adults and Children)*, Trondheim, Norvège (**Présentation orale**)

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Tabard-Fougère, A., Armand, S., & Vuillerme, N.

Trunk muscle co-contraction during Sit-to-stand in individuals with and without chronic nonspecific low back pain. *Global Spine Congress2017*, Milan, Italie (**E-poster**)

Communications de congrès nationaux et locaux

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N.

Analyse de l'activité musculaire et de la cinématique du tronc chez des patients souffrant de lombalgie chronique lors d'une tâche de soulever de charge. *SOFAMEA 2019 (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte)*; Grenoble, France. **(Présentation orale)**

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N.

Asymétrie du phénomène de flexion-relaxation et sa relation avec la souplesse latérale du tronc chez des individus souffrant de lombalgie chronique non-spécifique. *SOFAMEA 2018 (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte)*; Toulouse, France. **(Présentation orale)**

Préambule

Les lombalgies non-spécifiques sont définies comme une ou des douleur (s) située (s) dans la région lombaire et non attribuable (s) à une pathologie connue ou clairement identifiée. La difficulté d'établir l'étiologie des lombalgies non-spécifiques rend la prise en charge thérapeutique complexe et peu adaptée à la diversité des possibles causes responsables du développement et de la persistance de cette pathologie. C'est pourquoi, il semble pertinent d'identifier des sous-groupes de patients atteints de lombalgie non-spécifique et principalement sous leur forme chronique afin de mieux comprendre et d'optimiser la prise en charge thérapeutique (Billis et al., 2013; Dankaerts et al., 2006a; Kent et al., 2010; Leboeuf-Yde et al., 1997).

Différentes études soulèvent le besoin d'identifier des sous-groupes de lombalgie chronique non-spécifique (Billis et al., 2013; Buchbinder et al., 2018; Dankaerts et al., 2006a; Kent et al., 2010; Leboeuf-Yde et al., 1997). Une étude montre que 84% des cliniciens confirment cette nécessité (Kent and Keating, 2004). Des sous-groupes ont déjà été identifiés à partir de paramètres biomécaniques. Sloboda et al. (2008) ont identifié deux sous-groupes à partir du pattern cinématique lors d'une tâche de soulever de charge. Dankaerts et al. (2009 et 2006) ont discriminés deux sous-groupes à partir de la posture assise. Ils ont aussi discriminé ces mêmes sous-groupes à partir de l'activité des muscles du tronc, de la posture et de mouvement de flexion avant du tronc (Dankaerts et al., 2009, 2006a). Cependant, l'identification de sous-groupes sur la base d'une analyse biomécanique seule n'est pas suffisante au vu des multiples facteurs de développement et de persistance des lombalgies chroniques non-spécifiques. Ainsi, cette identification devrait être basée sur l'analyse de paramètres multifactoriels liés aux lombalgies chroniques non-spécifiques comme par exemple les facteurs biomécaniques, psychologiques et ceux liés à l'hygiène de vie (Buchbinder et al., 2018).

Dans cette idée, l'Université Grenoble-Alpes, l'Université de Genève et les Hôpitaux Universitaires de Genève ont mis en place un projet de classification des lombalgies chroniques non-spécifiques dans la population pédiatrique (10-18ans) et adulte (19-60ans). Ces deux populations ont été traitées dans un premier temps séparément mais seront par la suite analysées comme une seule population. Un protocole spécifique à la population adulte a été construit et publié (Rose-Dulcina et al., 2018). Ce travail de thèse s'inscrit dans la partie adulte du projet de classification et se concentrera sur une partie des données issues de ce protocole.

1 Introduction Générale

1.1 La lombalgie

1.1.1 Définition

La lombalgie (LBP) se définit comme une douleur ou un inconfort localisé entre la dernière vertèbre thoracique (T12) et la première vertèbre sacrée (S1) (Waddell, 2004). Divers consensus ont proposé une définition plus précise dans différents articles scientifiques et recommandations européennes (Airaksinen et al., 2006; Dionne et al., 2008; Hartvigsen et al., 2018; van Tulder et al., 2006). Ils définissent la lombalgie comme une douleur située entre les marges costales et les plis fessiers avec ou sans rayonnement dans le membre inférieur. L'Organisation Mondiale de la Santé a utilisé cette dernière définition dans l'une de ses communications (Duthey, 2013) et c'est cette même définition qui sera considérée dans ce manuscrit. La lombalgie n'est pas considérée comme une maladie mais comme le résultat de différentes anomalies ou maladies connues ou inconnues (Hartvigsen et al., 2018)

1.1.2 Différents types de lombalgies

Plusieurs types de lombalgies peuvent être identifiés selon la spécificité et la durée de persistance des symptômes. Ainsi, on trouve les lombalgies spécifiques lorsque la douleur est causée par une pathologie spécifique connue. Par exemple, il est considéré comme LBP spécifique les douleurs lombaires associées à des infections, les tumeurs, l'ostéoporose, les fractures, les déformations structurelles, les troubles inflammatoires ou encore le syndrome radiculaire (ou syndrome de la queue de cheval) (Balagué et al., 2012). Néanmoins, ces pathologies ne représentent qu'une minorité. En effet, dans 85 à 90% des cas, aucune source nociceptive spécifique ne peut être identifiée (Deyo and Weinstein, 2001; Krismer and van Tulder, 2007). La lombalgie est alors classifiée comme non-spécifique (NSLBP) (Airaksinen et al., 2006; Balagué et al., 2012; Deyo and Weinstein, 2001; Foster et al., 2018; Hartvigsen et al., 2018).

Dans la littérature scientifique, les individus atteints de NSLBP sont souvent caractérisés suivant la durée de présence de la douleur. Il a été montré que 70% des individus atteints de lombalgie récupèrent dans les 6 semaines après apparition de la douleur (Andersson, 1999). Dans les 12 semaines après apparition de la douleur, 80 à 90% des cas ont récupéré et cela sans perte fonctionnelle résiduelle (Andersson, 1999). Au-delà de 12 semaines, la récupération est très lente et incertaine (Andersson, 1999). Ainsi, les termes « aigüe », « subaigüe » et « chronique » sont utilisés dans la littérature pour désigner les lombalgies dont les durées de la symptomatologie sont respectivement comprises entre 0 et 6 semaines, entre 6 et 12 semaines et supérieures à 12 semaines (Airaksinen et al., 2006; Andersson, 1999; Hayden et al., 2005; Koes et al., 2010).

D'après le groupe d'expert européen COST B13, la chronicité dans la lombalgie non-spécifique n'est pas un profil clinique ou un diagnostic mais un symptôme chez des patients présentant des stades très différents de déficience et d'incapacité (Airaksinen et al., 2006).

1.2 Epidémiologie

Les lombalgies, spécifiques et non-spécifiques, sont de nos jours la première cause d'invalidité mondiale selon une étude effectuée sur 195 pays incluant tous les continents (Vos et al., 2017).

Le nombre d'années vécues avec une invalidité due aux lombalgies a augmenté de 54% depuis 1990 (Vos et al., 2017). Plus de 80% de la population mondiale souffre ou va souffrir de lombalgie (Balagué et al., 2012). Il a été montré que 11 à 12% de la population mondiale serait actuellement handicapée par une lombalgie (Maher et al., 2017). Cette forte prévalence entraîne des coûts socio-économiques importants. Aux États-Unis, le coût des lombalgies a été estimé à plus de 100 millions d'euros en 2011 (Swoboda, 2018). En 2012, 47% des travailleurs européens déclarent avoir souffert d'une lombalgie dans les 12 derniers mois (European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions., 2012). En Suisse, le coût direct des lombalgies s'est élevé à 2.6 milliards d'euros et le coût indirect a été estimé entre 2.2 et 4.4 milliards d'euros en 2007 (Wieser et al., 2011). En France, les lombalgies sont la cause la plus fréquente d'arrêt de travail. Plus de 3000 cas par an sont reconnus comme maladie professionnelle avec un coût direct moyen s'élevant à 44 000 euros par cas (Institut national de recherche et de sécurité, 2015).

Les NSLBP représentent à elles seules 70 à 90% des coûts directs et indirects des lombalgies dans leurs ensembles (O. Véron et al., 2008; Waldburger et al., 2001). Dix pourcents des cas de NSLBP deviennent chronique (NSCLBP) (Andersson, 1999). L'un des principaux facteurs de la persistance d'une NSLBP est d'avoir déjà souffert d'une NSLBP (Astfalck et al., 2010; Houghton, 2010). En effet, une étude longitudinale d'une période de 8 ans a montré que le fait d'avoir eu une NSLBP à l'adolescence augmentait significativement le risque d'avoir une NSCLBP à l'âge adulte (Hestbaek et al., 2006). Cette même étude a montré que le risque est d'autant plus grand que la durée de la NSLBP à l'adolescence est longue avec un odd-ratio égal à 3.57 pour une durée de NSLBP supérieure à 30 jours.

La prise en charge des lombalgies représente donc un challenge à la fois économique, social et médical (Clark and Horton, 2018).

1.3 Anatomie du rachis lombaire

1.3.1 Le rachis

Le rachis ou colonne vertébrale joue un rôle de support du tronc et de protection de la moelle épinière. Il est constitué de 26 os formant une structure incurvée et flexible. Vingt-quatre de ces os sont des vertèbres distinctes divisées en 3 régions : 7 vertèbres dans la région cervicale, 12 dans la région thoracique et 5 dans la région lombaire (Figure 1). A celles-ci s'ajoutent 5 vertèbres fusionnées constituant le sacrum et 4 vertèbres fusionnées formant le coccyx. Les régions cervicales et lombaires décrivent une courbure concave (lordose) alors que la région thoracique et le sacrum présentent une courbure convexe (cyphose). L'enchaînement des courbures a une forte influence dans la production des forces du tronc, du maintien de l'équilibre et de l'absorption des chocs. Des modifications de ces courbures créent un déséquilibre du plan sagittal qui a été associé aux lombalgies (Jackson et al., 2000; Jackson and McManus, 1994).

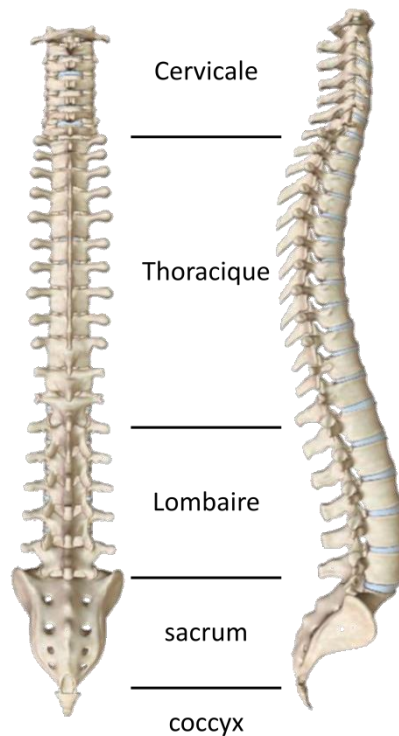


Figure 1: Rachis en vues sagittale et postérieure (Généré avec Biodigital 2018®)

Toutes les vertèbres sont séparées entre elles par un disque intervertébral (Marieb and Hoehn, 2015). Le disque est constitué de deux parties. La partie centrale est le nucléus pulposus. Il est constitué jusqu'à 90% d'eau et il forme une bille gélatineuse ayant un rôle d'amortisseur du disque. La seconde partie est l'annulus fibrosus constitué de fibres de collagène rigoureusement organisées afin d'éviter l'extériorisation du nucléus lorsque le disque est comprimé. Le disque permet de lier les vertèbres ensemble, de résister aux tensions, d'absorber les forces compressives infligées à la colonne et de répartir les contraintes axiales. Les mouvements du tronc entraînent un changement de la forme du disque et de la position du nucléus pulposus. Lors des mouvements de flexion et extension par exemple, le disque est à la fois comprimé et allongé. (Marieb and Hoehn, 2015).

1.3.2 Muscles du dos

Anatomie

Les muscles du rachis ont pour rôle de donner une mobilité et une stabilité au tronc (Marieb and Hoehn, 2015). Au niveau lombaire, ils sont organisés en différentes couches : profonde, moyenne et superficielle. Les muscles inter-transversaires, inter-épineux et multifidus sont présents dans la couche profonde ; les érecteurs spinaux longissimus (ESL) et iliocostalis sont présents dans la couche moyenne. La couche superficielle est constituée des aponévroses des muscles des bras et de la scapula. Le Tableau 1 présente les caractéristiques de chacun de ces muscles.

Les preuves anatomiques et biomécaniques corroborent les intuitions cliniques selon lesquelles les multifidus lombaires (LMF) (notamment les fibres profondes) stabilisent la colonne lombaire et les ESL participent à sa rotation et à son extension (MacDonald et al., 2006). En effet, une étude *in vitro* a montré que les multifidus contribuent à deux tiers de la stabilité de la

colonne (Wilke et al., 1995). Néanmoins, il est important de noter que l'ensemble de ces muscles contribue à la stabilité de la colonne (McGill et al., 2003).

Tableau 1 : Caractéristiques des muscles lombaires (images générées avec Biodigital 2018®)

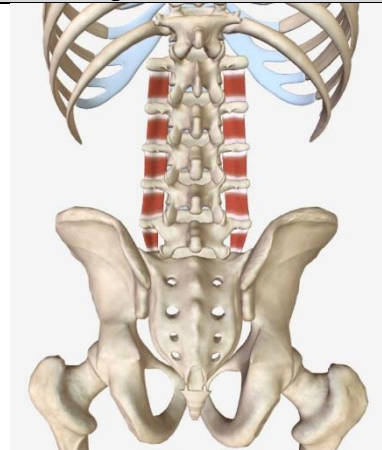
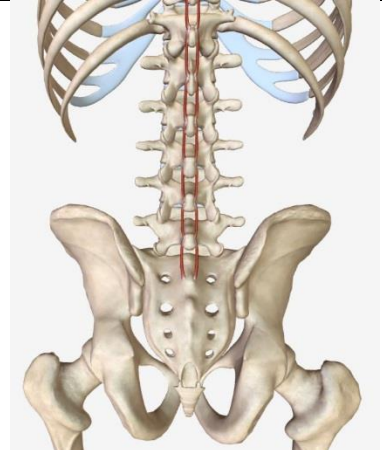
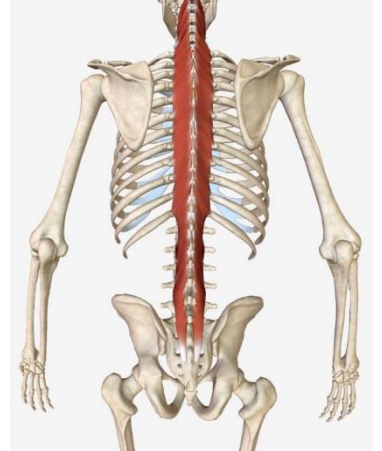


Muscles (région lombaire)	Origine (O) Et Insertion (I)	Actions
Couche profonde		
 <p>Muscles inter-transversaires</p>	<p>O : le processus transverse d'une vertèbre</p> <p>I : le processus transverse de la vertèbre suivante</p>	<p>Contraction bilatérale : Stabilisation et extension du rachis lombaire</p> <p>Contraction ipsilatérale : Flexion latérale du rachis lombaire</p>
 <p>Muscles inter-épineux</p>	<p>O : le processus épineux d'une vertèbre</p> <p>I : le processus épineux de la vertèbre suivante</p>	<p>Extension du rachis lombaire</p>
 <p>Multifidus</p>	<p>O : le processus transverse d'une vertèbre</p> <p>I : les processus épineux des 4 vertèbres suivantes via 4 chefs différents</p>	<p>Contraction bilatérale : Stabilisation et extension du rachis lombaire</p> <p>Contraction ipsilatérale : Flexion latérale et rotation controlatérale du rachis lombaire</p>

Tableau 1: (suite)

Couche moyenne		
 <p>Erecteurs spinaux iliocostalis</p>	<p>O : sacrum, face postérieure des crêtes iliaques et fascia thoraco-lombaire</p> <p>I : processus transverse de la première vertèbre lombaire, les côtes (de la 6^{ème} à la 12^{ème}) et sur la lame profonde du fascia thoraco-lombaire</p>	<p>Contraction bilatérale : Extension du rachis lombaire</p> <p>Contraction ipsilatérale : Flexion ipsilatérale du rachis lombaire</p>
 <p>Erecteurs spinaux longissimus (ESL)</p>	<p>O : sacrum, face postérieure des crêtes iliaques (avec un tendon commun aux érecteurs iliocostalis) et processus épineux des vertèbres lombaires</p> <p>I : 12^{ème} côtes et processus transverses des vertèbres lombaires.</p>	<p>Contraction bilatérale : Extension du rachis lombaire</p> <p>Contraction ipsilatérale : Flexion ipsilatérale du rachis lombaire</p>

Physiologie du muscle

Les muscles de l'appareil locomoteur humain sont composés de cellules appelées « myocytes » ou fibres musculaires organisées en faisceaux (Figure 2) (Marieb and Hoehn, 2015). Les myocytes sont constitués en majorité de myofibrilles qui sont un enchaînement de sarcomères. Ces derniers sont responsables du changement de longueur du muscle grâce au glissement l'un sur l'autre de deux de ces myofilaments : l'actine et la myosine. La stimulation des fibres musculaires se fait via le potentiel d'action transmis par le motoneurone. L'arrivée du potentiel d'action au niveau de la membrane des fibres va générer des échanges ioniques et conduire au glissement de l'actine sur la myosine. Le champ électrique créé par le mouvement ionique lié au passage du potentiel d'action constitue l'activité myoélectrique qui peut être visualisée/enregistrée grâce à une électromyographie (EMG).

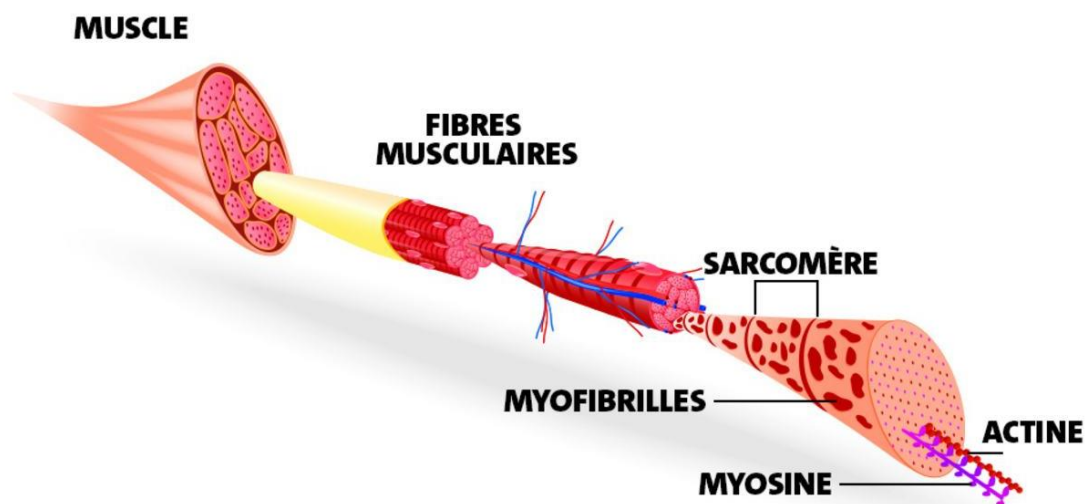


Figure 2 : Représentation schématique de la structure d'un muscle squelettique (source : istockphoto.com)

L'électromyographie

L'électromyographie (EMG) est une technique expérimentale consacrée à l'enregistrement et à l'analyse de signaux myoélectriques (Konrad, 2005).

1.3.2.3.1 Enregistrement

Le signal EMG peut être enregistré à l'aide d'électrodes positionnées localement sur la zone du muscle étudié. Le signal EMG renseigne sur l'amplitude, la durée des phases d'activation ou encore la fatigue musculaire pendant une activité donnée (Konrad, 2005). Il existe deux types d'électrodes pour enregistrer l'activité électrique des fibres musculaires innervées par un motoneurone : les électrodes intramusculaires et les électrodes de surface. Dans la littérature, les électrodes de surface sont les plus utilisées car elles sont non-invasives. Cependant elles ne permettent que l'étude des muscles superficiels. L'utilisation de ces électrodes nécessite une certaine méthodologie comme le précise les recommandations européennes de la SENIAM (surface EMG for non-invasive assessment of muscles, Hermens et al., 2000). Ces recommandations portent notamment sur la préparation de la peau, la localisation anatomique des électrodes ainsi que sur le traitement des signaux.

1.3.2.3.2 Traitement des signaux EMG

Les signaux EMG sont soumis à de nombreuses sources de bruits comme les artéfacts dus aux mouvements, l'interférence de l'activité des muscles adjacents (« cross-talk ») ou encore aux bruits inhérents au matériel environnant (Criswell and Cram, 2011). Pour limiter l'influence de ces bruits, il est donc nécessaire de filtrer les signaux à l'aide de différents filtres comme un filtre Butterworth (4^{ème} ordre) passe-bande 10-500Hz (Criswell and Cram, 2011) (voir partie 1.3.2.3.2).

1.3.2.3.3 Interprétation des signaux

Les signaux EMG peuvent être interprétés dans deux domaines : temporel et fréquentiel. Dans le domaine temporel, deux types d'analyses complémentaires sont principalement utilisés dans la littérature (Criswell and Cram, 2011). Le premier est de déterminer le début, la fin et ainsi la durée de la contraction en utilisant des seuils pour distinguer dans le signal EMG l'état actif (contracté) ou inactif (relâché) d'un muscle (voir partie 3.6.3.3.3). Le second est d'évaluer l'intensité de la contraction via l'amplitude du signal EMG. Pour cela, il est nécessaire que cette

amplitude soit normalisée par une valeur issue d'une contraction de référence (Halaki and Ginn, 2012). La méthode couramment utilisée est la normalisation par contraction isométrique volontaire maximale. Cependant, cette méthode s'est avérée peu fiable pour les populations souffrant de douleur (Burden, 2010). C'est pourquoi, différents auteurs suggèrent d'utiliser une méthode de contraction isométrique volontaire sous-maximale subMVIC qui s'est avérée plus reproductible (Dankaerts et al., 2004; Jackson et al., 2017; Tabard-Fougère et al., 2018b). Dans le domaine fréquentiel, la répartition de la puissance du signal brut pour chaque fréquence est déterminé à l'aide d'une transformation rapide de Fourier (Criswell and Cram, 2011). Cette répartition renseigne sur l'état de fatigue du muscle mais n'est applicable que sur les signaux stationnaires (voir partie 3.6.3.3.1).

1.4 Facteurs de risque associés aux lombalgies non-spécifiques

La littérature a mis en avant différents facteurs de risque conduisant au développement et à la persistance des NSLBP. Ces facteurs peuvent être catégorisés en facteurs sociaux, biophysiques, psychologiques et génétiques (Balagué et al., 2012; Hartvigsen et al., 2018).

1.4.1 Facteurs sociaux

La présence de lombalgie semble être associée avec différents facteurs sociologiques (Hartvigsen et al., 2018). Une étude transversale américaine a montré que les personnes souffrant de lombalgies chroniques présentaient le plus souvent un faible niveau d'éducation scolaire avec notamment une alphabétisation faible (Shmagel et al., 2016). De plus, cette même étude met en avant que ces personnes disposent, dans la plupart des cas, d'un revenu annuel inférieur à 16 000 euros environ. Il a été suggéré que la prise en charge de la lombalgie n'est pas disponible ou ciblée de manière inadéquate pour ce profil de personne (Dionne et al., 2001).

1.4.2 Facteurs biophysiques

Les facteurs biophysiques sont nombreux et sont liés à l'hygiène de vie, aux expositions mécaniques et à la biomécanique.

Hygiène de vie

Plusieurs études ont montré que l'hygiène de vie jouait un rôle dans le développement des lombalgies. En effet, l'activité physique représente un facteur de risque d'apparition des lombalgies avec une relation en U-inversé. Il a été montré que les personnes sédentaires et celles exerçant une activité physique intense régulière présentent un risque plus élevé de souffrir de douleurs lombaires (Heneweer et al., 2009). L'obésité serait aussi un facteur qui augmenterait le risque de développement et de persistance des lombalgies (Shiri et al., 2009) tout comme le déconditionnement des muscles du tronc (Steele et al., 2014).

Expositions mécaniques

Les expositions mécaniques sont considérées comme l'un des facteurs à risque de développement des NSCLBP (Balagué et al., 2012; Ramond-Roquin et al., 2015). Huit revues systématiques se sont intéressées à la causalité entre expositions mécaniques et lombalgie en utilisant les critères de causalité de Bradford-Hill (Roffey et al., 2010a, 2010b, 2010c, 2010d, 2010e, Wai et al., 2010a, 2010b, 2010c). Ces critères sont un groupe de conditions minimales à respecter pour prouver l'existence d'une relation causale entre deux événements (Hill, 1965). Ces études concluent que les postures et les sollicitations physiques (postures assises et debout, postures inconfortables, marche, manutention, soulever ou porter une charge, se pencher ou

encore se tourner) ne représentent pas, seules, des facteurs de risque mais que associées à d'autres facteurs, elles participeraient au développement de lombalgie.

Biomécanique

L'instabilité de la colonne notamment lombaire est un des facteurs biomécaniques identifiés contribuant à l'apparition et à la persistance des NSCLBP (Russo et al., 2018). Elle est définie comme la perte de la capacité de la colonne à maintenir ses schémas de déplacement sous des charges physiologiques (White and Panjabi, 1990). Elle est contrôlée par trois systèmes : le rachis assurant la stabilité intrinsèque ; les muscles spinaux fournissant la stabilité dynamique ; et l'unité de contrôle neural évaluant et déterminant les exigences de stabilité et de coordination de la réponse musculaire (Panjabi, 2003). L'instabilité de la colonne génère des mouvements intervertébraux anormaux et cause la compression et/ou l'étirement des ligaments, capsules articulaires, fibres annulaires et des plateaux vertébraux qui sont tous connus pour avoir une très grande densité de récepteurs nociceptifs (Panjabi, 2003). Les patients NSCLBP présentent différentes altérations contribuant à cette instabilité. On retrouve notamment un déficit proprioceptif de la région lombaire (Tong et al., 2017), un déficit de force maximale (Cho et al., 2014; Hirano et al., 2012) et un déficit de l'endurance des muscles extenseurs du dos (Abdelraouf and Abdel-Aziem, 2016; Baker, 2014; Rossi et al., 2015). Différents auteurs ont suggéré que les patients NSCLBP modifieraient leurs activités musculaires pour pallier ces déficits sensori-moteurs (Ghamkhar and Kahlaee, 2015; Jacobs et al., 2011; Suehiro et al., 2018). En effet, plusieurs études ont montré une altération du pattern d'activité des muscles lombaires des individus NSCLBP (Ghamkhar and Kahlaee, 2015; Van Dieën et al., 2003). Deux modèles tentent d'expliquer ces changements d'activités : le *Pain-spasm-pain model* (Roland, 1986) et le *Pain adaptation model* (Lund et al., 1991). Le *Pain-spasm-pain model* suggère une augmentation de l'activité musculaire en réponse à la douleur et qui, en retour, conduit à une augmentation cette douleur. Le *Pain adaptation model* suggère, quant à lui, une diminution de l'activité des muscles agonistes et une augmentation de l'activité des antagonistes lors de mouvements douloureux. Ces modèles intègrent tous les deux une augmentation de l'activité musculaire comme adaptation à la douleur et comme stratégie pour améliorer la stabilité de la colonne (Ghamkhar and Kahlaee, 2015; Van Dieën et al., 2003). Hodges et Tucker (2011) ont suggéré une théorie différente aux adaptations motrices face à la douleur. Ils proposent que l'adaptation à la douleur implique (1) une redistribution de l'activité dans et entre les muscles, (2) des modifications du comportement mécanique telles que la modification du mouvement et de la rigidité (3) dans le but de protéger contre une douleur ou une blessure supplémentaire ou potentielle et (4) qui ne s'explique pas par de simples changements d'excitabilité, mais implique des changements complémentaires, additifs ou compétitifs à plusieurs niveaux du système moteur. Ils suggèrent principalement que ces adaptations (5) présentent des avantages à court terme, mais peuvent avoir des conséquences nocives à long terme en raison de facteurs tels qu'une charge accrue, une diminution des mouvements et une variabilité motrice réduite. Cette théorie est consistante avec différentes observations cliniques et expérimentales. En effet, il a été montré que les patients NSCLBP présentent des mouvements plus raides (Lamoth et al., 2006b), des co-activations plus importantes entre les fléchisseurs et extenseurs du tronc (van Dieën et al., 2003), une activité des muscles lombaires asymétrique et/ou désorganisée (Hu et al., 2010; Kim et al., 2013b; Lu et al., 2001). Cette

asymétrie neuromusculaire peut provoquer des mouvements asymétriques inattendus, générer une mauvaise répartition des contraintes sur la colonne et induire de la douleur (Page et al., 2009; Renkawitz et al., 2006).

1.4.3 Facteurs psychologiques

De nombreuses études, synthétisées dans une revue de la littérature (Linton, 2000), ont montré que les facteurs psychologiques jouaient un rôle important dans la perception et la chronicité des lombalgies. En effet, la douleur génère des émotions et des sentiments négatifs qui peuvent influencer (1) la perception de la douleur, (2) la conception de l'impact de celle-ci et (3) l'attitude pour y faire face (Linton and Shaw, 2011). Parmi ces facteurs, on trouve notamment l'anxiété et la dépression qui sont deux caractéristiques psychologiques ayant un impact sur la persistance des douleurs lombaires (Linton and Shaw, 2011). Il a aussi été montré que les patients NSCLBP présentaient des réactions et des attitudes mentales exagérées et négatives face à l'expérience douloureuse qu'elle soit présente ou anticipée (Sullivan et al., 2001). Ces caractéristiques sont appelées "dramatisation face à la douleur". Il a été montré qu'un haut niveau de dramatisation face à la douleur augmentait la perception de l'intensité de celle-ci chez les patients souffrant de lombalgie (Sullivan et al., 2001; Taylor et al., 2014). Enfin, la peur et les comportements d'évitement de la douleur adoptés par les patients lombalgiques auraient un impact négatif sur l'effet des traitements, ce qui conduirait donc à la persistance des douleurs lombaires (Wertli et al., 2013).

1.4.4 Facteurs génétiques

Il est intéressant de noter que des facteurs génétiques seraient aussi impliqués dans le développement des lombalgies (Balagué et al., 2012). Il a été estimé que l'hérédité compterait pour 30 à 46% des divers problèmes de dos. Certains gènes, ayant une action sur la réponse inflammatoire des tissus comme l'Interleukine-1, auraient un rôle pathogénique de la lombalgie (Balagué et al., 2012; Visner et al., 1990). D'autres seraient impliqués dans la perception et déclenchement de la douleur comme par exemple le SCN9A intervenant notamment dans la transmission des signaux nerveux nociceptifs (Balagué et al., 2012; Dib-Hajj et al., 2008).

1.4.5 Récapitulatif des facteurs de risque de lombalgie

Tous ces facteurs sont résumés dans le Tableau 2.

Tableau 2 : Résumé des facteurs de risque de lombalgie par catégorie

Catégories	Facteurs
Social	<ul style="list-style-type: none"> - Niveau d'éducation scolaire - Revenu annuel
Biophysique	<ul style="list-style-type: none"> - Hygiène de vie : (niveau d'activité physique, déconditionnement et obésité) - Exposition mécanique : (postures prolongées, postures inconfortables, marche, manutention, soulever des charges, se pencher ou encore se tourner) - Instabilité du rachis : (déficit proprioceptif, de force et d'endurance des muscles lombaires) - Activités des muscles lombaires : (altération de l'intensité, stratégie de recrutement musculaire)
Psychologique	<ul style="list-style-type: none"> - Anxiété - Dépression - Dramatisation de la douleur - Peur de la douleur - Comportements d'évitement de la douleur
Génétique	<ul style="list-style-type: none"> - Hérité - Gènes spécifiques

Il a été suggéré que les NSCLBP résultent de l'interaction entre tous ces facteurs de risque (Balagué et al., 2012; Maher et al., 2017). Le modèle présenté en Figure 3 inclut les contributeurs clés conduisant à la NSCLBP et au handicap. Néanmoins les liens entre ces contributeurs étant mal connus et complexes, la figure ne représente pas leurs interactions.

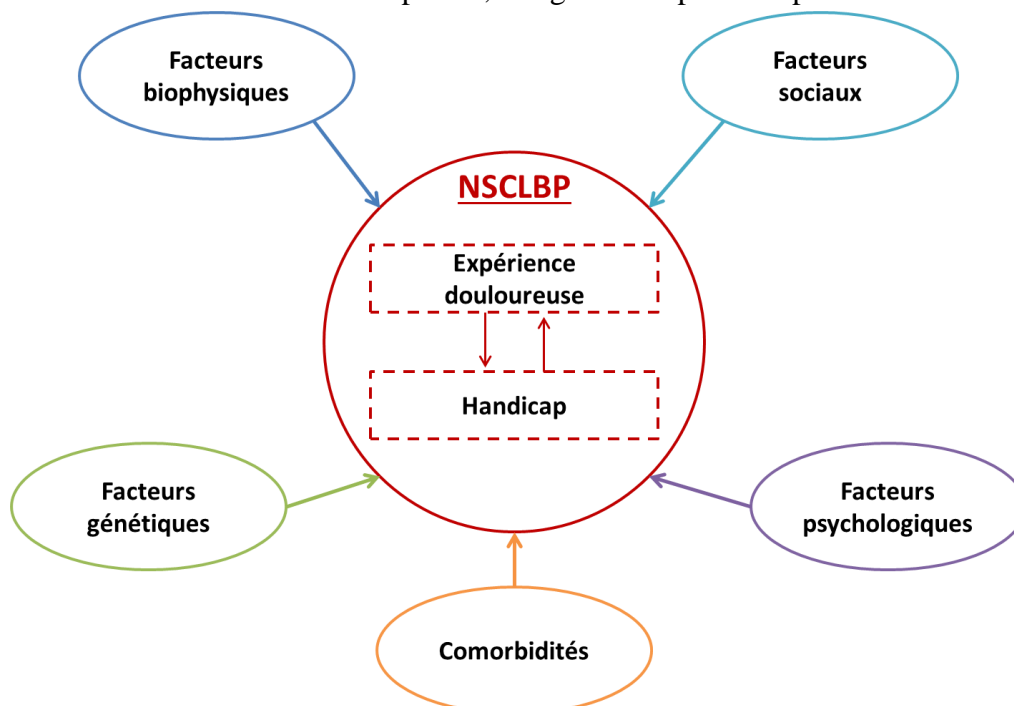


Figure 3 : Représentation schématique des contributeurs des NSCLBP (tirée de Hartvigsen et al. 2018)

1.5 Prise en charge thérapeutique des lombalgies

Le traitement des lombalgies est différent selon le type (spécifique ou non-spécifique) de la lombalgie. Du fait d'une étiologie clairement établie, la prise en charge thérapeutique des LBP spécifiques est relativement efficace (Ledford, 2017).

En revanche, la diversité des facteurs de risque des NSLBP et la complexité des interactions entre ces facteurs peuvent expliquer les difficultés d'identifier une cause précise pour les NSLBP (Balagué et al., 2012). En absence d'un diagnostic précis, la prise en charge des NSLBP représente un challenge pour les cliniciens (Balagué et al., 2012). Les traitements existants sont alors très variés : pharmacothérapie, exercice physique, programme de gestion multidisciplinaire, auxquels peuvent s'ajouter les médecines alternatives (pilates, acuponcture, etc.) (Gurung et al., 2015). La plupart de ces traitements a montré un effet global allant de faible à modéré (Balagué et al., 2009). Une récente revue de la littérature montre que les prises en charge existantes lors des phases aiguës et chroniques de NSLBP montrent des résultats différents ce qui souligne la nécessité de prendre en compte la durée de la symptomatologie dans la prise en charge (Maher et al., 2017) .

1.5.1 Traitements pharmacologiques

La prise en charge des NSLBP se concentre principalement sur la réduction de la douleur et de ses conséquences (Foster et al., 2018). C'est pourquoi les traitements pharmacologiques sont souvent prescrits en phase aiguë bien que les directives recommandent d'avoir recours à la médication une fois que les autres alternatives ont échoué (Michaleff et al., 2014; Qaseem et al., 2017; Stochkendahl et al., 2018). Néanmoins il a été montré que les traitements pharmacologiques par anti-inflammatoires non-stéroïdiens et relaxants musculaires ont un effet significatif sur la douleur avec un niveau d'évidence élevé en phase aiguë (Maher et al., 2017). En revanche, les traitements non-pharmacologiques sont à privilégier en phase chronique (Foster et al., 2018; Maher et al., 2017). A noter que les traitements pharmacologiques peuvent avoir des effets indésirables plus ou moins graves notamment lors d'une prise à long terme (Foster et al., 2018). C'est pourquoi, il est recommandé de prescrire un traitement pharmacologique sur une courte période (Foster et al., 2018).

1.5.2 Exercices physiques

Différentes directives comme ceux du *American College of Physicians* (Qaseem et al., 2017) ou encore du *UK National Institute for Health and Care* (UK National Institute for Health and Care, 2016) recommandent un traitement par exercices physiques lors de la phase chronique (Wong et al., 2017). En effet, il a été montré que les programmes d'exercices physiques conduisent à une réduction significative de la douleur avec un niveau d'évidence élevé en phase chronique (Maher et al., 2017). Ces programmes doivent être construits en fonction du besoin, des préférences et des capacités de chaque patient dans le but d'améliorer et de prévenir la détérioration de la fonction (Foster et al., 2018). Néanmoins, aucune étude, à notre connaissance, ne met en avant l'intérêt et l'efficacité de certains types d'exercices par rapport à d'autres (Foster et al., 2018). En effet, les mécanismes entre l'amélioration physique et l'effet clinique sont encore mal compris (Lehtola et al., 2012).

1.5.3 Approche multidisciplinaire

Pour les patients NSLBP n'ayant pas répondu aux traitements standards, les directives encouragent la prise en compte des aspects psychologiques notamment impliqués dans la

persistance de la douleur (voir partie 1.4.3) (Qaseem et al., 2017; Stochkendahl et al., 2018; UK National Institute for Health and Care, 2016). Ils recommandent une réhabilitation multidisciplinaire intégrant une combinaison de traitements à la fois physique, psychologique et pharmacologique. Ces approches ont montré une efficacité supérieure aux traitements standards décrits précédemment (Foster et al., 2018).

1.5.4 Traitements alternatifs

D'autres études se sont intéressées à l'effet des thérapies dites alternatives dans le traitement des NSLBP. Le Pilates (Phrompaet et al., 2011; Rydeard et al., 2006; Sorosky et al., 2008), le yoga (Sorosky et al., 2008; Tekur et al., 2012), ou encore l'acupuncture (Weiß et al., 2013; Yeganeh et al., 2017; Yeung et al., 2003) montrent des effets significatifs sur la douleur et la fonction des patients NSCLBP. Néanmoins la qualité de l'évidence clinique reste insuffisante (Chou et al., 2017; Foster et al., 2018; Maher et al., 2017). Autrement dit, les interventions ont un effet statistique significatif mais avec un effet clinique faible. De plus, les praticiens de ces activités n'étant pas toujours tenus d'obtenir une licence spécifique pour enseigner, une grande hétérogénéité existe dans les pratiques (Yeung et al., 2003).

1.6 Caractéristiques biophysiques de la NSCLBP

Il a été mis en évidence dans la littérature que les patients NSCLPB, en comparaison avec des participants asymptomatiques, présentent de nombreuses différences dans leur physiologie. On retrouve notamment des altérations du système nerveux autonome (Pijnenburg et al., 2015), de la somesthésie (Goubert et al., 2017) ou encore du système locomoteur (Koch and Hänsel, 2018). Nous allons ici nous intéresser aux caractéristiques du système locomoteur.

1.6.1 Caractéristiques liées aux capacités physiques

Un niveau d'activité physique faible est souvent accompagné d'une diminution des capacités physiques comme une diminution de la force, de l'endurance ou encore de la souplesse. En effet, il a été observé un déconditionnement du tronc et notamment de la région lombaire des patients NSCLBP jouant un rôle dans l'apparition et la persistance de la pathologie (Steele et al., 2014). Ce déconditionnement est en partie caractérisé par une souplesse du tronc et des muscles du bassin réduite. On trouve notamment une souplesse des ischio-jambiers diminuée (Nourbakhsh and Arab, 2002; Sadler et al., 2017), une flexion latérale du tronc réduite (Nagai et al., 2015; Sadler et al., 2017) et une flexion lombaire moindre (Corkery et al., 2014). Il a été suggéré qu'une plus faible mobilité du tronc et du bassin était un facteur associé avec la chronicité des NSLBP en générant une augmentation des tensions passives (Nagai et al., 2015). Il a aussi été montré qu'une faible souplesse du tronc et du bassin était en lien avec la sévérité de la douleur (Radwan et al., 2014).

Parmi les éléments caractérisant le déconditionnement, on trouve un déficit de force des muscles extenseurs du tronc chez les patients NSCLBP en comparaison avec des individus asymptomatiques (Al-Obaidi et al., 2005; Crombez et al., 1999). Néanmoins, la mesure d'une force maximale dans une population présentant de la douleur peut présenter un biais. En effet, certains patients peuvent être incapables de produire une force maximale en raison de l'inconfort ou de la douleur provoquée par une maladie ou une blessure (Burden, 2010). Ainsi, le faible niveau de force observé chez les patients NSCLBP peut être dû non pas à un déficit de force mais une incapacité à produire une véritable force maximale.

De nombreuses études ont également montré que les patients NSCLBP présentaient une endurance des extenseurs du tronc réduite en comparaison avec des sujets asymptomatiques (Abdelraouf and Abdel-Aziem, 2016; Demoulin et al., 2007; Johanson et al., 2011; Rossi et al., 2015). Cette plus faible endurance a été attribuée à une plus grande fatigabilité des muscles extenseurs du tronc (Kolar et al., 2011; Larivière et al., 2010, 2003; McKeon et al., 2006). Néanmoins, ces résultats sont contredits par une étude ne montrant pas de différences en termes de fatigabilité des muscles lombaires entre les patients NSCLBP et les sujets asymptomatiques (Kankaanpää et al., 2005). Ces résultats sont corroborés par ceux de Larivière et al. (2010). En effet, ils n'ont trouvé aucune différence de fatigabilité entre des participants asymptomatiques et des patients NSCLBP présentant un faible niveau de dramatisation de la douleur (inférieur à 21 sur l'échelle de dramatisation de la douleur (French et al., 2005). En revanche, une différence significative apparaît entre les participants asymptomatiques et les patients NSCLBP présentant un niveau de dramatisation de la douleur supérieur à 21.

1.6.2 Caractéristiques biomécaniques

De nombreuses altérations des caractéristiques biomécaniques des patients NSCLBP ont été observées au cours de tâches fonctionnelles identifiées par la Classification Internationale du Fonctionnement, du Handicap et de la Santé dans sa version courte (Cieza et al., 2004). Cette version met en avant les principales tâches de la vie quotidienne présentant un intérêt particulier dans l'étude cette population. Parmi elles, on trouve la marche, soulever un objet, se pencher en avant, s'asseoir et se lever. En effet, la littérature s'est aussi beaucoup intéressée aux caractéristiques biomécaniques des patients NSCLBP se traduisant principalement par l'étude cinématique du tronc et de l'activité EMG des muscles lombaires.

La marche

Avec une moyenne d'environ 7000 pas par jour, la marche permet de mener de nombreuses activités de la vie quotidienne (Sequeira et al., 1995). Elle est la clé de la mobilité et de l'indépendance fonctionnelle (Ghamkhar and Kahlaee, 2015; Mirelman et al., 2018). En comparaison avec des individus asymptomatiques, les patients NSCLBP présentent, au cours de la marche, différentes altérations que l'on retrouve dans les paramètres cinématiques et dans l'activité des muscles lombaires. Il a été montré que les patients NSCLBP marchaient avec une vitesse spontanée plus faible que les individus asymptomatiques (Ghamkhar and Kahlaee, 2015). Plusieurs études trouvent également une habileté plus faible des patients NSCLBP à adapter leur coordination du tronc et l'activité de leurs muscles en fonction des conditions (vitesses) de marche (Lamoth et al., 2006b, 2006a; van den Hoorn et al., 2012). Cela se traduit notamment par une plus faible variation dans la cinématique (plan transverse) du tronc et du bassin entre les différentes conditions de vitesses (Lamoth et al., 2006b, 2006a; van den Hoorn et al., 2012) et une plus grande activité des érecteurs spinaux (Lamoth et al., 2006b, 2006a, van der Hulst et al., 2010a, 2010b) quelle que soit la vitesse de marche. Ces résultats suggèrent l'adoption d'une stratégie protectrice par les patients NSCLBP dans le but de stabiliser le rachis (Pakzad et al., 2016; van den Hoorn et al., 2012; van der Hulst et al., 2010b). Une revue de la littérature récente conclut également dans ce sens et ajoute que ces altérations peuvent varier en fonction des sous-phases du cycle de marche (Ghamkhar and Kahlaee, 2015). Néanmoins, des différences méthodologiques existent entre les études. Certaines effectuent la tâche le long d'un couloir de marche (dix mètres) alors que d'autres utilisent un tapis roulant. Il a notamment

été montré que la marche sur tapis roulant influence significativement la cinématique et les paramètres spatiotemporels entre ces deux conditions de marche (Stolze et al., 1997). Il est intéressant de noter que quel que soit le support utilisé, les mouvements du bassin jouent un rôle très important dans la discrimination des individus asymptomatiques et des patients NSCLBP lors de la marche (Müller et al., 2015).

Le transfert assis-debout

Se lever ou le transfert de la position assise à debout (et inversement) compte parmi les tâches de la vie quotidienne les plus importantes avec une moyenne de 60 répétitions par jour en moyenne (Burnett et al., 2011). De plus, étant souvent précédée ou suivie de la marche, il représente l'une des tâches déterminantes dans l'indépendance fonctionnelle des individus (Anders et al., 2007; Dall and Kerr, 2010). Concernant les patients NSCLBP, il a été montré que le transfert assis-debout exacerbe l'intensité de la douleur (Shum et al., 2009). De nombreuses études (Claeys et al., 2012; Pourahmadi et al., 2017a; Shum et al., 2009, 2005) dont une revue systématique récente (Pourahmadi et al., 2017b), ont montré des différences notamment dans la cinématique du tronc des patients NSCLBP en comparaison avec des sujets asymptomatiques lors de la réalisation du transfert-assis-debout. La vitesse angulaire du segment lombaire (par rapport à la verticale) et des hanches s'est avérée réduite chez les patients NSCLBP (Pourahmadi et al., 2017a; Shum et al., 2005). Ceci pourrait résulter d'un manque de coordination inter-segmentaire entre le rachis lombaire et les hanches (Marras and Wongsam, 1986; Shum et al., 2005).

Les patients NSCLBP présentent aussi des amplitudes articulaires lombaires limitées dans le plan sagittal lors de la réalisation du transfert assis-debout. Différents auteurs ont suggéré que la diminution de l'amplitude du segment lombaire pourrait être due à la douleur, à des spasmes musculaires (Shum et al., 2005) ou à une rigidité de la région lombaire (Christe et al., 2016). Sung et al. ont émis l'hypothèse que cette diminution pourrait aussi être due à des co-contractions musculaires (Sung, 2014). Ils suggèrent que les co-contractions seraient utilisées pour immobiliser la colonne lombaire comme stratégie protectrice afin d'éviter la provocation de la douleur chez les patients NSCLBP (Sung, 2014). Néanmoins, cette hypothèse n'a pas été vérifiée. En effet, il y a, à notre connaissance, seulement deux études très récentes qui se sont intéressées à l'activité des muscles lombaires des patients NSCLBP au cours du transfert assis-debout (Lima et al., 2018; Orakifar et al., 2018). Lima et al. (2018) montrent une activité plus élevée des ESL (et LMF) alors que Orakifar et al. (2018) ne trouvent pas de différence d'activité des ESL.

La flexion antérieure du tronc

La flexion antérieure du tronc est une tâche qui a été beaucoup étudiée chez les patients atteints de NSCLBP. En effet, un phénomène musculaire, appelé "phénomène de flexion-relaxation" (FRP) bien connu depuis les années cinquante chez l'individu asymptomatique, s'est avéré absent chez les patients atteints de NSCLBP (Colloca and Hinrichs, 2005; W F Floyd and Silver, 1955). Le FRP est défini par un silence myoélectrique des muscles extenseurs du tronc (ESL notamment) lors de la flexion maximale du tronc vers l'avant (Figure 4 A) (Colloca and Hinrichs, 2005; W F Floyd and Silver, 1955). Le mouvement de flexion antérieure du tronc, notamment à son amplitude maximale, place les structures passives (la partie postérieure de l'annulus pulposus, les ligaments inter-épineux et supra-épineux) à un niveau proche de leurs

limites de tolérance (McGill and Kippers, 1994; Schultz et al., 1985). Il a été suggéré que les mécanorécepteurs localisés dans ces structures produisent alors un réflexe inhibant l'activité des muscles spinaux qui serait à l'origine du FRP (McGill and Kippers, 1994; Schultz et al., 1985). Une revue de la littérature montre que l'apparition du FRP semble se produire entre 75 et 85% de la flexion maximale du tronc en fonction des études (Colloca and Hinrichs, 2005). Ce phénomène est en très grande majorité absent chez les patients NSCLBP (85 à 100% des cas en fonction de la méthode de détection utilisée) (Schinkel-Ivy et al., 2014). Cette absence se traduit par une activité EMG des muscles lombaires en flexion maximale du tronc (Figure 4 B) (Colloca and Hinrichs, 2005; Geisser et al., 2005; Kienbacher et al., 2015; Kim et al., 2013b). Cette activité des muscles lombaires lors de la flexion avant du tronc chez les personnes atteintes de NSCLBP a été associée à une augmentation de l'incapacité fonctionnelle (Triano and Schultz, 1987). De plus, une étude a montré que l'activité EMG des patients NSCLBP en flexion maximale présentait une plus grande asymétrie entre l'ESL droit et l'ESL gauche en comparaison avec les sujets asymptomatiques et que cette plus grande asymétrie était associée avec une rotation lombo-pelvienne plus importante (Kim et al., 2013b). Ces deux éléments pourraient contribuer à l'apparition et la persistance des douleurs (Kim et al., 2013b). Il a été suggéré que l'absence du FRP chez les patients NSCLBP serait due à la flexion lombaire réduite observée chez ces patients (Ahern et al., 1988; Geisser et al., 2004). Une autre alternative a été proposée pour expliquer l'absence du FRP comme une réponse adaptative à la douleur. Cette adaptation aurait pour but de protéger le rachis, d'améliorer sa stabilité et diminuer les douleurs pendant le mouvement (Sterling et al., 2001; Watson et al., 1997). Différentes études ont intégré la restauration du FRP à leur programme de réhabilitation des NSCLBP mais les résultats divergent entre les études (Geisser et al., 2005; Marshall and Murphy, 2008; Moore et al., 2014; Shahvarpour et al., 2017). Ces divergences mettent en avant un manque de compréhension de l'absence du FRP chez les patients NSCLBP.

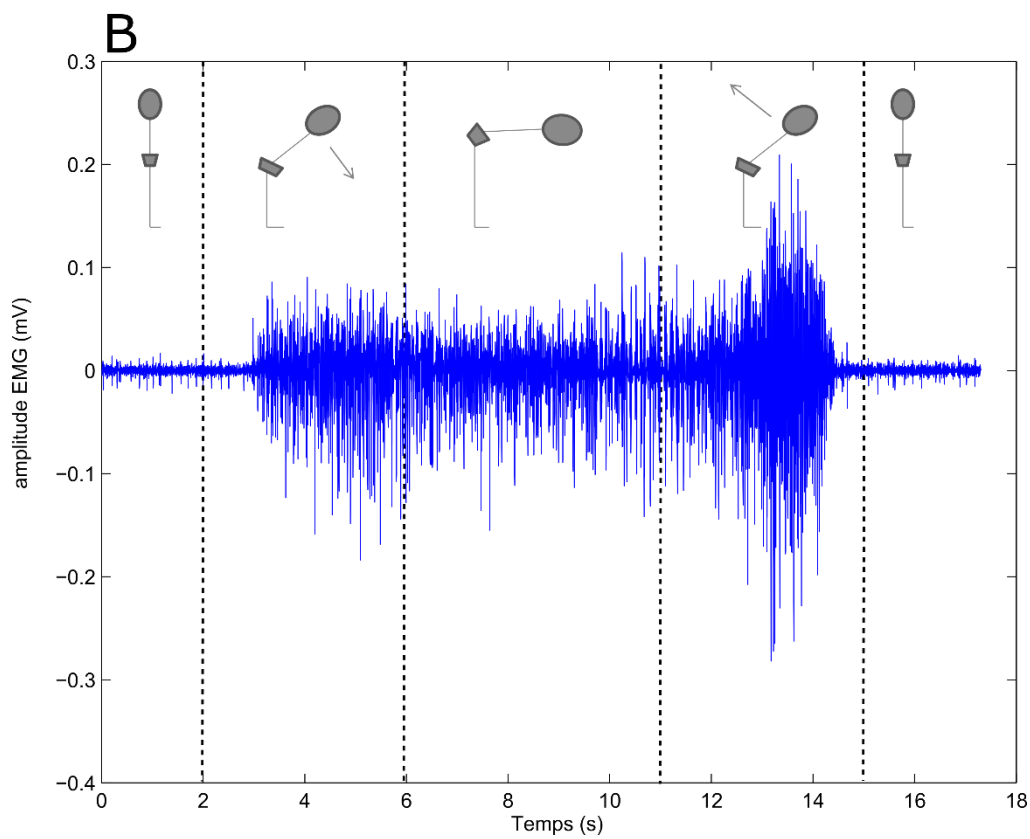
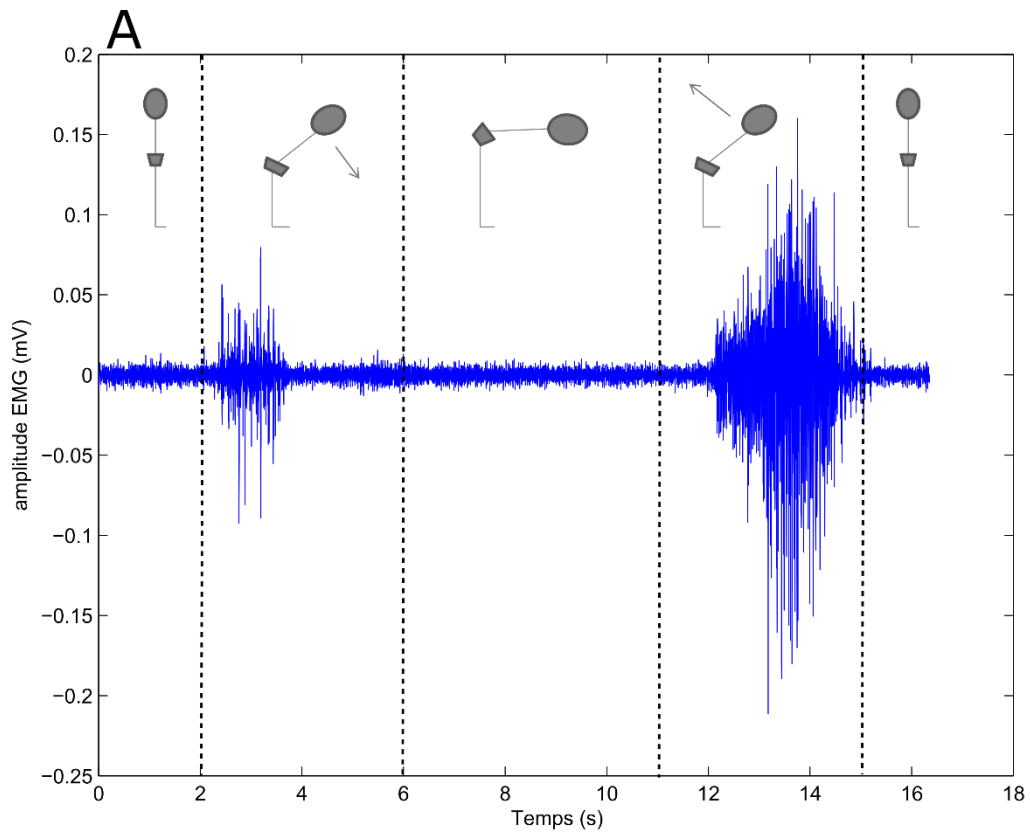


Figure 4 : Electromyogram des ESL d'un individu asymptotique (A) et d'un patient NSCLBP (B) au cours d'une flexion antérieure maximale du tronc – illustration du phénomène de flexion-relaxation

Le soulever d'objet/charge

Soulever une charge (lift) est présenté comme une des tâches fonctionnelles de la vie quotidienne à fort risque de développement de LBP notamment quand elle requiert une flexion et/ou une rotation du tronc (Hoy et al., 2010). Larivière et al. n'ont trouvé aucune différence significative dans la cinématique du tronc lors du soulever de charge entre les patients NSCLBP et les sujets asymptomatiques (Larivière et al., 2002). Ces résultats sont corroborés par ceux de Seay et al., (2013) qui trouvent aussi une cinématique similaire du tronc et du bassin entre des individus asymptomatiques et des individus avec un historique de NSLBP (aigüe, subaigüe ou chronique mais résolu au moment du test depuis au moins 6 semaines) après une minute de soulever de charge en continu (Seay et al., 2013). Cependant, ils observent une différence après cinq minutes jusqu'à la fin du test (neuf minutes). Cette différence est caractérisée par une rotation plus faible du thorax et du pelvis des individus asymptomatiques. Il semble que les individus asymptomatiques diminuent l'amplitude de mouvement sur le plan transverse alors que les individus avec un historique de NSLBP maintiennent les mêmes amplitudes en comparaison avec la première minute. Les auteurs suggèrent que, même après guérison, les patients NSCLBP conservent les mêmes stratégies motrices dans le but d'atténuer le risque de nouvelle blessure ou douleur. Il a néanmoins été observé des attitudes différentes au sein de la population NSCLBP. En effet, il a été montré qu'un sous-groupe de NSCLBP présentait une cinématique globale similaire à des individus asymptomatiques et qu'un autre sous-groupe avait une vitesse et des amplitudes de mouvement significativement différentes de l'autre groupe et des sujets asymptomatiques (Slaboda et al., 2008). D'un point de vue neuromusculaire, l'analyse EMG a montré des altérations de l'activité des muscles lombaires chez les patients NSCLBP. En effet, plusieurs études montrent une amplitude EMG plus importante chez les patients NSCLBP en comparaison avec celle observée chez des participants asymptomatiques (Falla et al., 2014; Larivière et al., 2002; Lu et al., 2001; Suehiro et al., 2018). De plus, il s'avère que l'activité des ESL entre le côté droit et gauche semble moins équilibrée chez les patients NSCLBP comme déjà évoqué au cours de la flexion maximale (voir partie 1.6.2.3). Ce déséquilibre dans l'activité des ESL peut causer des mouvements asymétriques involontaires et donc être source de douleur (Lu et al., 2001).

1.6.3 Caractéristiques psychologiques associées

Comme explicité précédemment, les facteurs psychologiques ont un fort impact sur la persistance des NSLBP (voir partie 1.4.3). La revue de la littérature de Linton et Shaw (2010) met en avant cinq composants psychologiques en lien avec la persistance des NSCLBP. Ces composants sont: l'anxiété, la dépression, le dramatisation face à la douleur, la peur et les comportements d'évitement (Linton and Shaw, 2011; Luomajoki et al., 2010a). De nombreuses études rapportent une altération de ces composants chez les patients NSCLBP étant donné leur présence ou un haut degré de sévérité.

La peur et les comportements d'évitement sont dans la plupart des études réalisées à partir du *Fear Avoidance Belief Questionnaire* (FABQ) comprenant deux sous-échelles: l'une concernant l'activité physique (score /24) et l'autre le travail (score /42) (Waddell et al., 1993). Il a été montré des scores significativement plus élevés aux deux sous-échelles du FABQ pour les patients NSCLBP (Cai and Kong, 2015; Claeys et al., 2012; Henchoz et al., 2013; Marshall

et al., 2009). Un haut niveau de peur et de comportements d'évitement augmente l'incapacité fonctionnelle due à la douleur et conduit à une faible réponse aux traitements (Linton and Shaw, 2011; Wertli et al., 2013).

De nombreuses études montrent une association significative entre les NSCLBP et un haut niveau d'anxiété et de dépression (Kim et al., 2017; Linton, 2000; Linton and Shaw, 2011). Une récente étude a montré que ces deux composants, notamment la dépression, ont une plus grande prévalence dans la population atteinte de NSCLBP par rapport à la population saine (respectivement 20.3% contre 4.5%) et cela avec une plus grande sévérité (Park et al., 2018). Les patients NSCLBP pourraient entrer dans un cercle vicieux caractérisé par un niveau d'anxiété et de dépression initialement dû à la présence de la douleur et nourrissant la persistance de cette dernière (Demoulin et al., 2006).

Enfin, les patients NSCLBP présentent une altération du comportement et des réactions face à la douleur étant donné la présence de la dramatisation de la douleur mesurée dans la plupart des études à l'aide du *Pain Catastrophizing Scale* (PCS) (Lamoth et al., 2004; Pakzad et al., 2016; Sullivan et al., 1995; Wertli et al., 2014). Il a été montré qu'un haut score de PCS était lié à une plus faible endurance des muscles lombaires (Larivière et al., 2010) et une moindre capacité de relâchement de ces muscles (Henchoz et al., 2013). Il a aussi été montré qu'un score élevé au PCS augmentait la perception de l'intensité de la douleur des patients NSCLBP (Sullivan et al., 2001; Taylor et al., 2014).

1.6.4 Récapitulatifs des caractéristiques biophysiques altérées

En résumé, les patients NSCLBP présentent de nombreuses altérations en comparaison avec des individus asymptomatiques que ce soit dans leurs caractéristiques physiques, biomécaniques ou psychologiques comme résumé dans le Tableau 3. Il est intéressant de noter que les altérations des caractéristiques biomécaniques sont nombreuses avec notamment des modifications de l'activité des muscles lombaires dans les activités de la vie quotidienne. Parmi ces modifications, les patients NSCLBP semblent présenter une réorganisation de leur activité musculaire. Cette réorganisation aurait pour but d'améliorer la stabilité de la colonne à court terme mais pourrait présenter à long terme des caractéristiques nocives comme l'asymétrie neuromusculaire. En effet, les patients atteints de NSCLBP présentent notamment une asymétrie de l'activité plus importante entre le côté droit et le côté gauche que les individus asymptomatiques. Néanmoins l'asymétrie neuromusculaire n'a été que peu étudiée dans les tâches de la vie quotidienne chez les patients NSCLBP et leurs implications dans la NSCLBP nécessitent d'être approfondies (Larivière et al., 2005).

Tableau 3 : Résumé des altérations dans les caractéristiques biophysiques observées chez les patients NSCLBP

Catégories	Altérations (en comparaison avec les participants asymptomatiques)
Capacités physiques	<ul style="list-style-type: none"> - Souplesse des muscles du tronc et du bassin réduite (Sadler et al., 2017) - Déficit de force des extenseurs du tronc (Al-Obaidi et al., 2005) - Endurance des extenseurs du tronc réduite (Rossi et al., 2015) - Fatigabilité : contradiction entre les études (Kankaanpää et al., 2005; Kolur et al., 2011)
Biomécaniques	<ul style="list-style-type: none"> - <u>Marche</u> : vitesse de marche plus faible (Ghamkhar and Kahlaee, 2015) ; faible variabilité de la coordination tronc-bassin (van den Hoorn et al., 2012) ; activité des muscles lombaires plus importante (Ghamkhar and Kahlaee, 2015). - <u>Transfert assis-debout</u> : vitesse angulaire du segment lombaire et des hanches réduite et amplitude articulaire lombaire réduite (Pourahmadi et al., 2017b); activité des muscles lombaires plus importante (Lima et al., 2018). - <u>Flexion antérieure du tronc</u> : FRP réduit et plus asymétrique; amplitude de flexion du tronc réduite, rotation lombo-pelvienne augmentée (Kim et al., 2013b). - <u>Soulever de charge</u> : rotation réduite du thorax et du bassin (Seay et al., 2013), hétérogénéité plus importante de la cinématique du tronc (Slaboda et al., 2008), activité des muscles lombaires plus importante et plus asymétrique (Suehiro et al., 2018).
Caractéristiques psychologiques associées	<ul style="list-style-type: none"> - Anxiété - Dépression - Dramatisation de la douleur (Linton and Shaw, 2011) - Peur de la douleur - Comportement d'évitement de la douleur

1.7 Asymétrie neuromusculaire

La structure de la colonne vertébrale est un système musculosquelettique complexe et instable (Reeves et al., 2006). Sa stabilité lui est procurée par la modulation de sa rigidité au travers des muscles lui permettant ainsi de supporter les contraintes qui lui sont infligées (van Dieën et al., 2003). Du fait de sa complexité, ce système peut avoir recours à un grand nombre de patterns d'activation musculaire lui permettant de garantir cette stabilité. Néanmoins, certains patterns d'activation musculaire peuvent s'avérer nocifs pour la structure de la colonne. En effet, les contraintes appliquées aux articulations intervertébrales en termes d'amplitude et de direction des charges peuvent affecter l'intégrité des éléments de la structure (Grabiner et al., 1992; Marras et al., 2001; Mirka and Marras, 1993; Renkawitz et al., 2006), et ainsi causer des LBP. Un bon équilibre dans l'activité des muscles au travers de leurs caractéristiques (force, longueur, activité) est donc primordial pour la stabilité de la colonne. Cependant, les expositions biomécaniques comme la répétition de mouvements ou le maintien de postures peuvent altérer les synergies musculaires et les mouvements (Page et al., 2009; Sahrman, 2002). Pour compenser, des adaptations peuvent survenir et peuvent se traduire par un déséquilibre dans la

force, la longueur ou encore l'activité des muscles (Page et al., 2009; Sahrman, 2002). Ce déséquilibre musculaire cause des différences entre le côté droit et le côté gauche pouvant entraîner une asymétrie dans la mécanique du système rachidien (Cibulka and Threlkeld-Watkins, 2005; Fredericson et al., 2000; Page et al., 2009).

La littérature a déjà mis en évidence des asymétries dans la longueur, la force et l'activation des muscles notamment lombaires chez les patients atteints de NSCLBP. Il a été montré une amplitude de flexion lombaire diminuée chez les patients NSCLBP associée à des mouvements de rotation du tronc (Kim et al., 2013b). Ces rotations pourraient être dues à une asymétrie de souplesse des muscles lombaires. En effet, plusieurs études ont montré une asymétrie de la souplesse latérale du tronc plus importante chez les patients NSCLBP en comparaison avec des sujets asymptomatiques (Gomez, 1994; Nagai et al., 2015).

De plus, plusieurs études ont mis en évidence un déficit de force des muscles extenseurs du dos chez les patients NSCLBP (Alexiev, 1994; Ebenbichler et al., 2001; Larivière et al., 2005). Cependant, les mesures de force maximale dans une population pathologique peuvent être biaisées par la douleur ou l'inconfort causé par leur pathologie (Alexiev, 1994; Burden, 2010; Tabard-Fougère et al., 2018b). Néanmoins, d'autres indicateurs vont dans le sens de ce déficit de force. En effet, il a été montré une section transversale des LMF plus petite chez les patients NSCLBP (Barker et al., 2004; George J. Beneck and Kulig, 2012; Julie Hides et al., 2008). Sachant que la taille de la section transverse est directement en lien avec la production de force (Martin et al., 2015), ces résultats mettent en avant un déficit de force des LMF, principaux muscles stabilisateurs du rachis. Cette atrophie a été observée plus asymétrique chez les patients NSCLBP (Barker et al., 2004) suggérant donc un déficit asymétrique de force (Alexiev, 1994). De nombreuses études ont aussi montré une asymétrie plus importante dans l'activité des muscles lombaires des patients NSCLBP (Abboud et al., 2014; Kim et al., 2013b; Lu et al., 2001; Reeves et al., 2006; Renkawitz et al., 2006). Roy et al., mettent en avant que l'une des principales altérations EMG chez les patients NSCLBP est l'asymétrie neuromusculaire (Roy et al., 1998). Dans la plupart des études, l'asymétrie a notamment été mise en évidence lors de tâches isométriques d'effort de force. Elles montrent une plus grande asymétrie des muscles lombaires dans l'amplitude EMG (Alexiev, 1994; Grabiner et al., 1992; Oddsson and De Luca, 2003; Reeves et al., 2006), dans le délai d'activation (Newcomer et al., 2002) et dans le délai d'apparition du pic EMG (Grabiner et al., 1992). Seulement trois études, à notre connaissance, se sont intéressées à l'asymétrie neuromusculaire lombaire au cours de tâches fonctionnelles de la vie quotidienne (Kim et al., 2013b; Lima et al., 2018; Lu et al., 2001; Orakifar et al., 2018). Au cours d'une tâche de soulever de charge, Lu et al. (2001) mettent en évidence une amplitude EMG des ESL plus importante ainsi qu'un pattern d'activation plus asymétrique chez les patients NSCLBP en comparaison avec des sujets asymptomatiques. Lors de la flexion antérieure maximale du tronc, Kim et al. (2013) rapportent eux aussi une amplitude EMG des ESL plus importante avec une plus grande asymétrie du ratio quantifiant le FRP. Autrement dit, les patients NSCLBP ont une diminution de relâchement de l'activité des ESL en flexion maximale et cette diminution du relâchement des muscles est asymétrique entre le côté droit et gauche des ESL. Lima et al. (2018) ne rapportent aucune différence dans l'asymétrie de l'activité des ESL.

Larivière et al. (2005) ont souligné le besoin d'approfondir les recherches sur l'asymétrie neuromusculaire chez les patients NSCLBP afin de mieux comprendre leur pathophysiologie

(Larivière et al., 2005). En effet, deux études seulement se sont intéressées à l'asymétrie neuromusculaire des muscles lombaires des patients NSCLBP aux cours de tâches fonctionnelles de la vie quotidienne (Kim et al., 2013b; Lu et al., 2001). L'une observe une asymétrie dans la capacité des ESL à se relâcher en flexion maximale (Kim et al., 2013b). Les auteurs suggèrent que cette asymétrie serait due à une différence dans la souplesse des muscles. Néanmoins aucune étude n'a étudié le lien entre l'asymétrie du FRP et l'asymétrie de la souplesse. La seconde étude montre une asymétrie du pattern d'activité des ESL au cours d'un soulevé de charge (Lu et al., 2001). Cette dernière étude avait pour objectif d'évaluer l'efficacité d'un programme de réhabilitation et les auteurs n'ont discuté que de l'impact du programme sur ce paramètre. Bien que ces deux études comportent une flexion du tronc, les sollicitations sont différentes avec respectivement un mouvement contre gravité et un mouvement avec une charge additionnelle. Lamoth et al., (2006) ont montré une habileté réduite des patients NSCLBP à adapter l'activité des ESL avec le changement de vitesse de marche (Lamoth et al., 2006a). Cette habileté réduite à adapter l'activité des muscles lombaires a été observée par d'autres études sur d'autres tâches fonctionnelles (Jacobs et al., 2009; Lamoth et al., 2006b; Seay et al., 2013). Ces résultats suggèrent que les patients NSCLBP présentent des adaptations/altérations de l'activité des ESL indépendantes de la sollicitation de la tâche. Aucune étude, à notre connaissance, ne s'est intéressée à l'asymétrie neuromusculaire des LMF aux cours de tâches fonctionnelles bien que ces muscles jouent un rôle primordial dans la stabilité du rachis (Burnett et al., 2004) (Tableau 4).

Tableau 4 : Résumé des asymétries musculaires chez les patients NSCLBP

Catégories		Paramètres	Asymétrie
Physiologie		Souplesse latérale du tronc (Gomez, 1994; Nagai et al., 2015)	Asymétrie plus importante chez les patients NSCLBP en comparaison avec des individus asymptomatiques
		Section transversale des multifidus	contradiction entre les études (Barker et al., 2004; G.J. Beneck and Kulig, 2012)
Électromyographie	Tâche de force isométrique	Amplitude EMG (Oddsson and De Luca, 2003; Reeves et al., 2006)	Asymétrie plus importante chez les patients NSCLBP en comparaison avec des individus asymptomatiques
		Délai d'apparition et/ou de l'amplitude maximale des muscles lombaires (Grabiner et al., 1992; Newcomer et al., 2002)	
		Fatigabilité des multifidus (Tsuboi et al., 1994)	Asymétrie significative entre droite et gauche chez les patients NSCLBP et les individus asymptomatiques (pas de comparaison entre les groupes)
	Tâches fonctionnelles	Ratio du phénomène de flexion-relaxation des érecteurs spinaux longissimus (Kim et al., 2013b)	Asymétrie plus importante chez les patients NSCLBP en comparaison avec des individus asymptomatiques
Pattern d'activation des érecteurs spinaux longissimus lors du soulever de charge (Lu et al., 2001)			

1.8 Conclusion de l'introduction

La lombalgie non-spécifique chronique représente un véritable challenge sur le plan économique, social et médical (Buchbinder et al., 2018). Cela passe par une meilleure prévention et mais aussi par une meilleure prise en charge thérapeutique. Pour cela, il a été rapporté la nécessité d'identifier des sous-groupes de NSCLBP (Buchbinder et al., 2018). De nombreuses altérations ont été observées chez les patients atteints de NSCLBP dans leur profil psychologique, leurs capacités physiques, leurs cinématiques et leurs activités neuromusculaires au cours de tâches fonctionnelles de la vie quotidienne. L'étude de ces altérations est primordiale pour une meilleure compréhension de la pathophysiologie des NSCLBP. Il a notamment été mis en évidence des modifications de l'activité des muscles lombaires contribuant à l'apparition et à la persistance des douleurs. Néanmoins, de nombreux points demandent à être approfondis comme l'asymétrie neuromusculaire des muscles lombaires. Bien qu'associée aux NSCLBP, peu d'études se sont intéressées cette asymétrie au cours des tâches fonctionnelles de la vie quotidienne. Etudier et caractériser les asymétries neuromusculaires des muscles lombaires au cours des tâches fonctionnelles de la vie quotidienne semble primordial pour mieux comprendre leurs implications dans la pathophysiologie des NSCLBP et les interactions avec d'autres facteurs de risque de NSCLBP.

2 Objectifs scientifiques

Ce travail de thèse s'inscrit dans un projet visant à identifier des sous-groupes de lombalgies chroniques non-spécifiques chez l'adulte. Pour cela, une meilleure compréhension des altérations observées chez les patients atteints de NSCLBP est nécessaire notamment concernant l'asymétrie neuromusculaire. En effet, peu d'études se sont intéressées à l'asymétrie neuromusculaire au cours de tâches fonctionnelles de la vie quotidienne. Son implication dans la pathophysiologie des NSCLBP reste donc à approfondir.

2.1 Objectif général

L'objectif général de la thèse était de caractériser l'asymétrie neuromusculaire chez les patients NSCLBP au cours de différentes tâches motrice en comparaison avec des participants asymptomatiques.

2.2 Objectifs spécifiques

Pour répondre à cet objectif général, quatre études expérimentales ont été menées aux cours de quatre principales tâches motrices mises en avant dans la littérature que sont le test de Sorensen, la flexion antérieure maximal du tronc, le transfert assis-debout et le soulever de charge. Ces études répondent aux objectifs suivants :

1. Étudier l'asymétrie dans deux phénomènes neuromusculaires (la fatigabilité et flexion-relaxation) en lien avec la pathophysiologie des NSCLBP (Études observationnelles I et II)
2. Evaluer l'asymétrie du pattern de recrutement musculaire des NSCLBP au cours du transfert assis-debout et du soulever de charge (Études observationnelles IV et V respectivement)
3. Déterminer la pertinence de l'asymétrie dans le processus d'identification de sous-groupes de NSCLBP

3 Matériels et Méthodes

3.1 Protocole expérimental (Article 1) : Identification de sous-groupes de patients atteints de lombalgie chronique non-spécifique basée sur une approche multifactorielle : protocole pour une étude prospective

JMIR RESEARCH PROTOCOLS

Rose-Dulcina et al

Protocol

Identifying Subgroups of Patients With Chronic Nonspecific Low Back Pain Based on a Multifactorial Approach: Protocol For a Prospective Study

Kevin Rose-Dulcina^{1,2,3}, MSc; Nicolas Vuillerme^{2,3,4}, PhD; Anne Tabard-Fougère^{1,2,3}, MSc; Romain Dayer⁵, MD; Dennis E Dominguez⁶, MD; Stephane Armand^{1,3}, PhD; Stéphane Genevay⁷, MD

¹Willy Taillard Laboratory of Kinesiology, Department of Surgery, Geneva University Hospitals and University of Geneva, Geneva, Switzerland

²Autonomie, gérontologie, e-santé, imagerie & société Laboratory, Department of Chemistry, Biology and Health, University Grenoble Alpes, Grenoble, France

³LAI Jean-Raoul Scherrer, University of Geneva and University Grenoble Alpes, Grenoble, France

⁴Institut Universitaire de France, Paris, France

⁵Division of Paediatric Orthopaedics, Faculty of Medicine, Geneva University Hospitals, Geneva, Switzerland

⁶Division of Orthopaedic and Trauma Surgery, Faculty of Medicine, Geneva University Hospitals, Geneva, Switzerland

⁷Division of Rheumatology, Faculty of Medicine, Geneva University Hospitals, Geneva, Switzerland

Ce travail doctoral s’inscrit dans le projet de classification des lombalgies chroniques non-spécifiques dans la population adulte (19-60 ans) mis en place par l’Université Grenoble-Alpes, l’Université de Genève et les Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG). Ce projet a pour objectif d’identifier des sous-groupes de patients atteints de NSCLBP avec une approche multifactorielle dont le protocole a récemment été publié (Rose-Dulcina et al., 2018). Les études observationnelles prospectives qui découlent de ce travail doctoral sont issues d’une grande partie des données de ce protocole (voir Figure 5). Le résumé ci-dessous décrit le protocole et l’article complet se trouve en Annexe 1.

Ce protocole a fait l’objet de la publication d’un article dans une revue internationale à comité de lecture:

Rose-Dulcina, K., Vuillerme, N., Tabard-Fougère, A., Dayer, R., Dominguez, D. E., Armand, S., & Genevay, S. (2018). Identifying Subgroups of Patients With Chronic Nonspecific Low Back Pain Based on a Multifactorial Approach: Protocol For a Prospective Study. *JMIR research protocols*, 7 (4).

3.1.1 Résumé de l'article en français

Introduction :

Les douleurs lombaires (LBP) sont la principale cause d'invalidité dans le monde depuis 1990 (Vos et al., 2017). La forme chronique (durée supérieure à 3 mois) affecte 10% des cas et représente 70 à 90% du coût total des LBP (Waldburger et al., 2001). De plus, un diagnostic précis ne peut être obtenu que dans 10-15% des cas en raison d'un manque de connaissances dans la pathophysiologie des LBP. Elles sont alors appelées "lombalgies non-spécifiques" (Deyo and Weinstein, 2001; Krismer and van Tulder, 2007). Ceci peut expliquer pourquoi l'effet global des divers traitements n'est que de faible à modéré (Balagué et al., 2009). Chercheurs et cliniciens ont mis en évidence le besoin d'identifier des sous-groupes au sein de la population lombalgique chronique non-spécifique afin d'optimiser la prise en charge thérapeutique. L'objectif de ce protocole est d'identifier des sous-groupes de lombalgie chronique non-spécifique avec une approche multifactorielle incluant des données biomécaniques, physiques et psychosociales.

Méthodes :

Cent patients souffrant de lombalgie chronique non-spécifique et trente participants asymptomatiques âgés entre 18 et 60 ans seront recrutés. Un profil psychosocial sera établi en utilisant des questionnaires sur l'anxiété, la dépression, l'incapacité fonctionnelle, l'activité physique, la douleur, la peur de la douleur, les peurs et croyances d'évitement. Une évaluation des capacités physiques sera composée de la souplesse du tronc (latérale), des hanches, de la région lombaire et de l'endurance des muscles du tronc (fléchisseurs et extenseurs). Les sujets réaliseront des tâches fonctionnelles de la vie quotidienne comme maintenir une posture statique, marcher, soulever une charge, effectuer un transfert assis-debout (et inversement). La cinématique de l'ensemble du corps ainsi que la cinétique et l'électromyographie des muscles du tronc et du bassin seront mesurées lors de la réalisation de ces tâches (Figure 5). Une méthode de classification par regroupement sera déterminée en accord avec les données et utilisée pour identifier les sous-groupes de lombalgie chronique non-spécifique.

Résultats :

Le recueil des données a débuté en septembre 2017 et sera complété à l'inclusion des cent patients lombalgiques et des trente participants sains. Les résultats de l'étude seront publiés dans des revues indexées et présentés dans des conférences internationales pertinentes.

Discussion :

De nombreuses études ont montré que la prise en charge thérapeutique de la lombalgie chronique non-spécifique était difficile et présentait des effets variables causés par la complexité et l'hétérogénéité de cette pathologie idiopathique. Identifier les sous-groupes avec une approche multifactorielle semble être une approche plus complète et plus proche de la pathophysiologie de la lombalgie chronique non-spécifique. Cette identification représente un défi et des intérêts à la fois cliniques et sociaux. Cette étude présente également l'opportunité et l'originalité de recueillir une grande quantité de données de différentes caractéristiques lors de divers conditions avec un même échantillon de population. La perspective de cette étude devrait permettre de mieux comprendre cette pathologie et d'établir une prise en charge thérapeutique plus adaptée à chaque sous-groupe identifié.

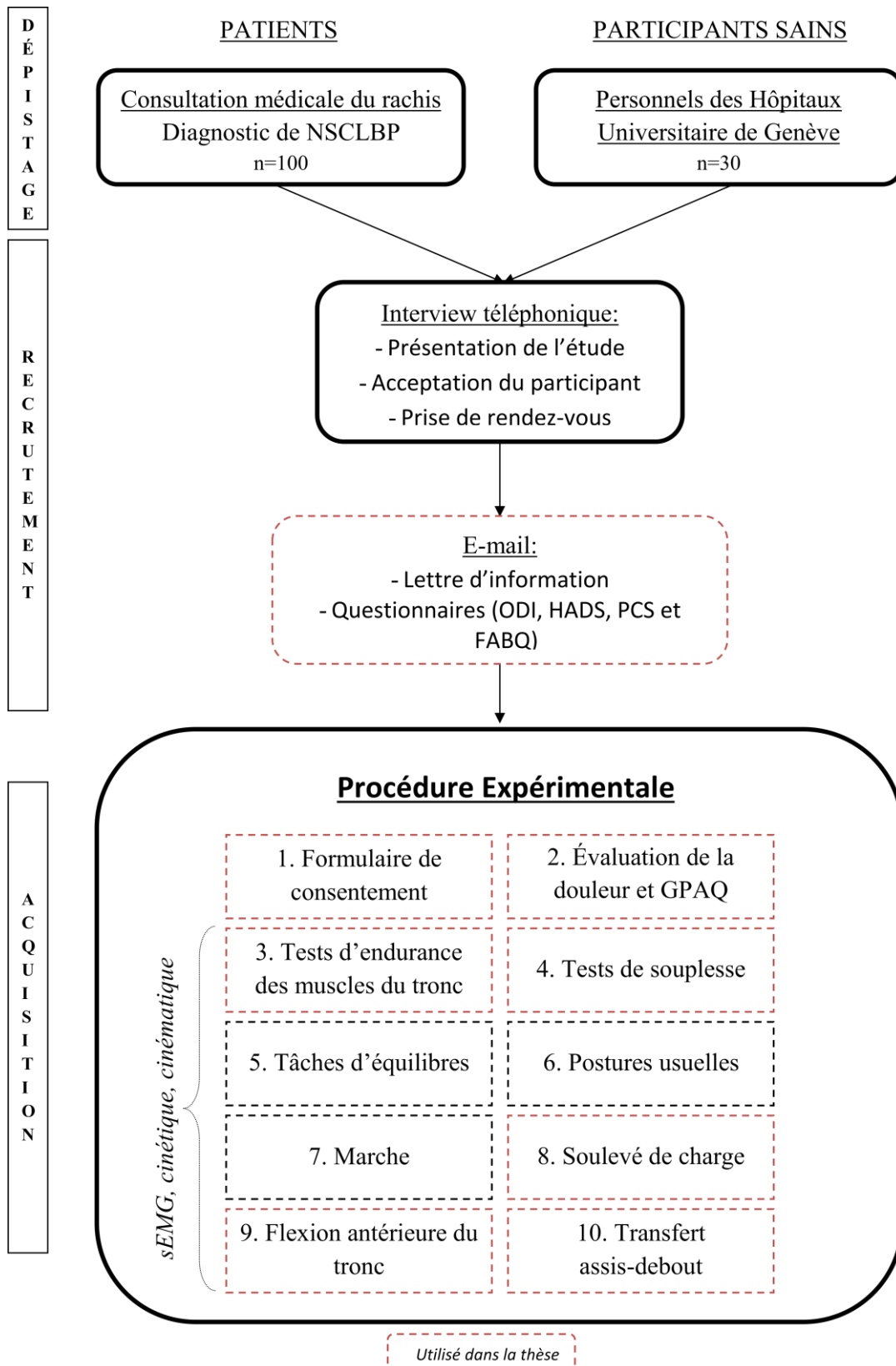


Figure 5 : Organigramme de l'étude d'identification de sous-groupes de NSCLBP (issue de Rose-Dulcina et al., (2018)). ODI est l'Oswestry Disability Index ; GPAQ est le Global Physical Activity Questionnaire ; HADS est l'Hospital Anxiety and Depression Scale ; PCS est la Pain Catastrophizing Scale et le FABQ est le Fear Avoidance Belief Questionnaire

3.2 Participants

3.2.1 Recrutement

Les patients atteints de NSCLBP (groupe NSCLBP) ont été recrutés au sein du service de rhumatologie et du service de chirurgie orthopédique et traumatologie de l'appareil moteur des HUG. Les participants asymptomatiques (AP) (groupe contrôle) ont été recrutés parmi les employés et les visiteurs des HUG à l'aide d'affiches publicitaires présents dans les locaux des HUG. Le projet a été validé en août 2015 par la commission éthique locale de Genève sous la référence CER 14-126 (Annexe 2). Les critères d'inclusion et d'exclusion spécifiques à chaque groupe sont présentés dans le Tableau 5. Chaque participant, après avoir reçu et lu une lettre contenant les informations nécessaires sur leur participation a signé un formulaire de consentement de participation à cette étude.

Tableau 5 : Critères d'inclusion et d'exclusion des participants

Critères	Groupe NSCLBP	Groupe contrôle
Inclusion	Généraux :	
	<ul style="list-style-type: none"> - Etre âgés entre 18 et 60ans - Indice de masse corporelle < 30 	
Exclusion	Généraux :	
	<ul style="list-style-type: none"> - Douleurs dans d'autres parties du corps - Historique de chirurgie du dos - Atteintes neurologiques ou orthopédiques - Présence d'une inégalité de longueur des membres inférieurs de plus de 1 cm - Incapacité à comprendre le français 	
	Spécifiques :	Spécifiques :
	<ul style="list-style-type: none"> - Douleurs dans d'autres parties du corps à l'exception d'irradiation de la lombalgie - Douleurs lombaires spécifiques (infection, tumeur, syndrome radiculaire sur hernie discale, etc.) 	<ul style="list-style-type: none"> - Douleurs au rachis ou en lien avec le rachis dans les 6 derniers mois

3.2.2 Détermination du nombre de sujets

Le nombre de participants a été déterminé pour le projet de classification des lombalgies chroniques non-spécifiques dans la population adulte et sur la base de précédentes études ayant identifié des sous-groupes de NSCLBP (Astfalck et al., 2010; Dankaerts et al., 2006a). Les

études ont identifié leurs sous-groupes en évaluant le signal EMG de muscles lombaires de patients atteints de NSCLBP.

Pour le projet de classification, une puissance statistique de 80% avec une erreur alpha de 5% a été choisie. Ainsi, il a été estimé sur la base du paramètre « Pourcentage de MVC de l'activité EMG des multifidus » en position assise, qu'un nombre de participants compris entre 17 et 21 par groupe serait nécessaire pour détecter une différence d'activation entre les sujets contrôles et les patients atteints de lombalgie non-spécifique avec une taille d'effet attendue comprise entre 0,6 et 0,8 (Dankaerts et al., (2006a) : $m_1 = 18\%$, $m_2 = 26\%$ et $sd = 9$; Astfalck et al., (2010): $m_1 = 1,1\%$, $m_2 = 0,9\%$ et $sd = 0,2$). Pour ce même paramètre, un nombre de patients compris entre 32 et 37 sera nécessaire pour différencier deux sous-groupes d'individus atteints de lombalgie non-spécifique (pattern flexion : PF et pattern extension active : AEP) avec une taille de l'effet attendue entre 0,6 et 0,7 (Dankaerts et al., (2006a): $m_{PF} = 24\%$, $m_{AEP} = 36\%$ et $sd = 17$; Astfalck et al., (2010): $m_1 = 1\%$, $m_2 = 1,2\%$ et $sd = 0,3$).

Considérant que l'analyse se basera sur plusieurs variables (EMG et cinématique du tronc) ainsi au cours de différentes tâches fonctionnelles (transfert assis-debout, flexion-extension, marche...), on peut attendre une taille de l'effet globale de 0,5 environ. On estime donc que 100 individus (30 sujets asymptotiques et 70 patients NSCLBP) seront nécessaires pour identifier 2 sous-groupes de patients NSCLBP (t-tests, $\alpha = 5\%$, $\beta = 20\%$, moyenne : différence entre deux moyennes indépendantes (deux groupes), G*Power 3.1.9.2 (Faul et al., 2007).

L'évolution et l'avancement de ce recrutement sont présentés dans la

Figure 6.

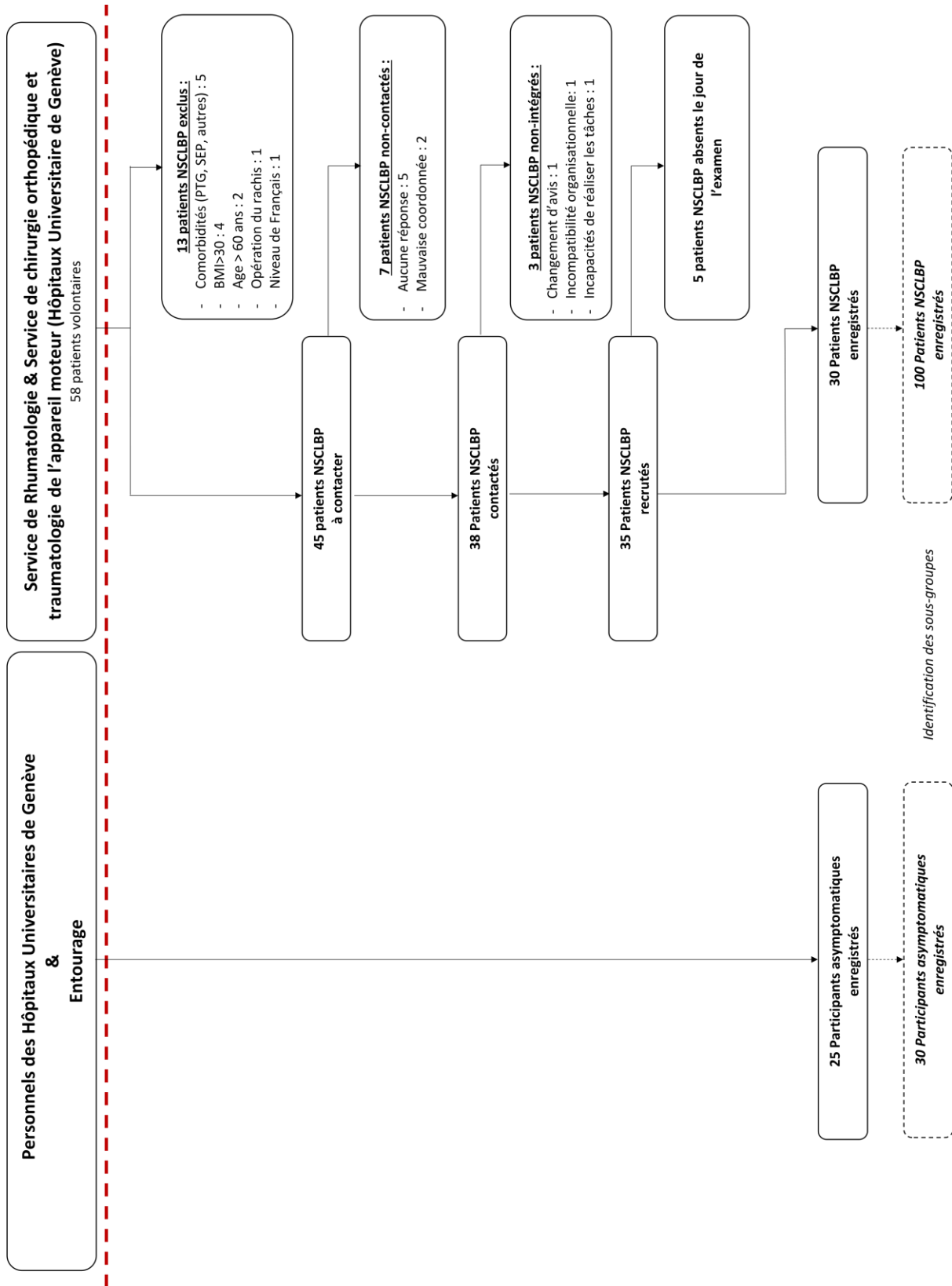


Figure 6 : Flow chart du recrutement

3.3 Profil psychosocial (questionnaires)

Dans un premier temps, un profil psycho-social a été établi à l'aide de questionnaires remplis par le participant avant ou à son arrivée au laboratoire. Chaque questionnaire a été vérifié par l'examineur en présence du participant pour s'assurer de la bonne compréhension du questionnaire.

3.3.1 Questionnaires relatifs à la douleur

La douleur a été caractérisée selon plusieurs critères. Tout d'abord, en termes de durée, il a été demandé aux participants de reporter la date d'apparition des douleurs. En termes de localisation, il a été demandé aux participants de montrer à l'expérimentateur où se situait la douleur sur son propre corps en spécifiant s'il s'agissait d'un point précis ou d'une zone et s'il y avait ou non une irradiation de la douleur. L'examineur reportait ensuite ces informations sur un schéma. Puis, l'intensité de la douleur a été quantifiée grâce à une échelle visuelle analogique (VAS, Figure 7) graduée de 0 (aucune douleur) à 10 (la pire douleur imaginable). L'intensité a été évaluée à l'arrivée du participant correspondant au moment présent, aux dernières 24 heures, aux 7 derniers jours et au cours du dernier mois. Elle a aussi été reportée après chaque tâche fonctionnelle du protocole.

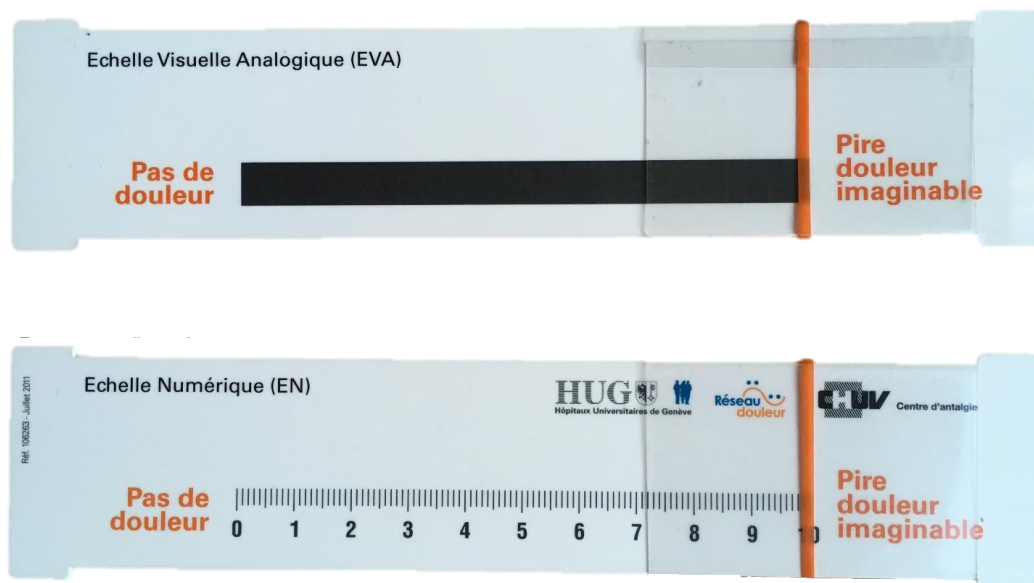


Figure 7 : Echelle visuelle analogique utilisée dans ce protocole

3.3.2 Handicap fonctionnel

L'Oswestry Disability Index (ODI, Fairbank et al., 1980) a été utilisé pour quantifier l'impact de la douleur dans les activités de la vie quotidienne des personnes souffrant de LBP. La version française du questionnaire (Vogler et al., 2008) est composée de 10 questions présentant chacune 5 réponses possibles cotées de 0 à 5 (5 indiquant un niveau élevé d'incapacité fonctionnelle liée à la douleur). La somme des réponses de chaque question constitue un score pouvant aller jusqu'à 50. Ce score est alors ramené à 100 donnant ainsi un pourcentage représentant le niveau de handicap fonctionnel.

3.3.3 Dramatisation face à la douleur

La version française (French et al., 2005) du Pain Catastrophizing Scale (PCS, Sullivan et al., 1995) a été utilisée. Ce questionnaire évalue le niveau de dramatisation rapporté par le patient

face à la douleur. Il est composé de 13 items présentant des pensées et émotions liées à la douleur pour lesquelles le patient indique la fréquence sur une échelle graduée en 5 points (0 et 4 correspondant respectivement à « pas du tout » et « tout le temps »). La somme des réponses aux items forme un score allant de 0 à 52 (52 correspondant à un haut niveau de dramatisation).

3.3.4 Peur, croyance et stratégie d'évitement de la douleur

La version française (Chaory et al., 2004) du Fear Avoidance Belief Questionnaire (FABQ, Waddell et al., 1993) a été utilisée. Ce questionnaire évalue les croyances et les attitudes des patients concernant l'influence des activités physiques et professionnelles sur leur lombalgie. Parmi les 16 items qui le constituent, 5 sont utilisés pour calculer un score en lien avec les activités professionnelles et 11 pour un score en lien avec les activités physiques. Les 5 items restant ne sont pas utilisés pour le calcul des scores. Chaque item est noté sur une échelle de Likert en 7 points (de 0 à 6 correspondant respectivement à « absolument pas d'accord » et « totalement d'accord ») permettant un calcul numérique des différents scores.

3.3.5 Anxiété et dépression

La version Française (Lépine et al., 1985) de l'« Hospital Anxiety and Depression Scale (HADS, Zigmond and Snaith, 1983) est un questionnaire divisé en deux parties permettant de quantifier indépendamment le niveau d'anxiété et de dépression d'un individu. Il est constitué de 14 items : 7 pour l'anxiété et 7 pour la dépression. Chaque item présente 4 réponses possibles cotées de 0 à 3 avec un score total par domaine allant de 0 à 21. Un score élevé représente un haut niveau d'anxiété et de dépression.

3.3.6 Activité physique quotidienne

L'activité physique se définit par tout mouvement du corps produit par les muscles squelettiques conduisant à une consommation d'énergie (Caspersen et al., 1985). Elle est donc présente sous différentes formes notamment dans le quotidien. L'Organisation Mondiale de la Santé a développé un outil de mesure permettant de quantifier le niveau d'activité physique quotidienne d'un individu. Cet outil est le Global Physical Activity Questionnaire (Armstrong and Bull, 2006). Il est composé d'un score global et de 3 sous-scores : activité physique au travail, de transport et pendant les loisirs. Chaque domaine prend en compte l'intensité, la durée et la fréquence de l'activité.

3.4 Les tâches expérimentales

3.4.1 Sélection des tâches pour l'étude de l'asymétrie

Une revue méta-analytique de 2005 met en évidence l'EMG comme outil pertinent pour distinguer les patients NSCLBP et les participants asymptomatiques principalement par l'étude de deux phénomènes (Geisser et al., 2005). Le premier est la fatigue des muscles extenseurs du tronc (Geisser et al., 2005) avec notamment leur capacité d'endurance. L'endurance de ces muscles est le plus souvent mesurée avec et lors du Sorensen test (Figure 8). La littérature rapporte une endurance réduite des muscles extenseurs du tronc (Larivière et al., 2010). Le second est le phénomène de flexion relaxation (FRP) détaillé précédemment dans la partie 1.6.2.3. Il s'observe et se mesure principalement au cours d'une tâche de flexion antérieure maximale du tronc en position debout jambes tendues (Figure 9).

Une étude *in vivo* rapporte que cette tâche fait partie des trois tâches les plus contraignantes pour les disques intravertébraux avec une pression mesurée à 1.10 MPa (Wilke et al., 1999). Parmi les autres tâches, on retrouve le soulever de charge et se lever d'une chaise avec des pressions mesurées respectivement à 2.30 et 1.1 MPa. Ces tâches semblent donc présenter un intérêt particulier dans l'étude des patients atteints de lombalgies. En effet, on les retrouve dans la version brève de la Classification Internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) (Cieza et al., 2004; World Health Organisation, 2001).

La CIF est un instrument générique pour décrire et mesurer l'état de santé et le handicap dans différentes cultures et dans différents contextes. Elle définit le spectre typique des problèmes liés au fonctionnement des individus atteints d'une maladie ou d'un handicap spécifique. Une version brève de la CIF, spécifique à la lombalgie, existe et met en évidence les principaux domaines et fonctions d'intérêt pour l'étude de la lombalgie (Tableau 6) (Cieza et al., 2004). Dans le domaine « activités et participation », les trois principales tâches mises en avant sont : le maintien de la position du corps, le soulever des objets/charges, le changement de positions corporelles de base (dont « se pencher » et « se mettre debout »). A noter que l'asymétrie neuromusculaire au cours de ces tâches chez les patients NSCLBP n'a que peu ou pas été étudiée (voir partie 1.7).

Ainsi, les tâches qui ont été étudiées dans ce travail doctoral sont : le test de Sorensen, la flexion maximale antérieure du tronc en position debout, le transfert assis-debout, le soulever d'une charge.

Tableau 6 : La Classification internationale du Fonctionnement, du handicap et de la santé (CIF) : version brève

Classement	Code CIF	Titre de la catégorie	Définition
Fonctions organiques			
4	b710	Fonctions relatives à la mobilité des articulations	Fonctions relatives à l'amplitude et à la facilité de mouvement d'une articulation.
7	b740	Fonctions relatives à l'endurance musculaire	Fonctions relatives au maintien d'une contraction musculaire pour la période de temps requise.
Activités et participation			
1	d415	Garder la position du corps	Garder la même position si nécessaire, comme rester assis ou debout au travail ou à l'école.
2	d430	Soulever et porter des objets	Lever un objet ou déplacer un objet d'un endroit à un autre, comme pour lever une tasse ou porter un enfant d'une pièce à l'autre.
3	d410	Changer la position corporelle de base	Prendre et quitter une position et passer d'un endroit à un autre, comme se lever d'un fauteuil et se coucher dans un lit.

3.4.2 Description des tâches expérimentales

Test de Sorensen

3.4.2.1.1 Endurance des muscles extenseurs du tronc

Pour évaluer l'endurance et la fatigue des muscles extenseurs du tronc, le test de Sorensen a été réalisé (Biering-Sørensen, 1984). Comme illustré sur la Figure 8, le participant était en position

allongée sur le ventre, les crêtes iliaques alignées avec sur le bord de la table, le tronc dans le vide, les bras croisés contre le sternum et les membres inférieurs fixés sur la table au niveau des articulations des hanches, des genoux et des chevilles à l'aide de sangles réglables (Latimer et al., 1999). Il était demandé au participant de maintenir cette position le plus longtemps possible en gardant le tronc aligné avec la table d'examen. Un contrôle visuel de l'angle du tronc a été effectué pour vérifier cet alignement pendant le test. Dans le cas où le participant ne parvenait pas à corriger sa position, l'arrêt du test était imposé. Le test était arrêté après 240 secondes correspondant au score maximal d'endurance du test (Biering-Sørensen, 1984).

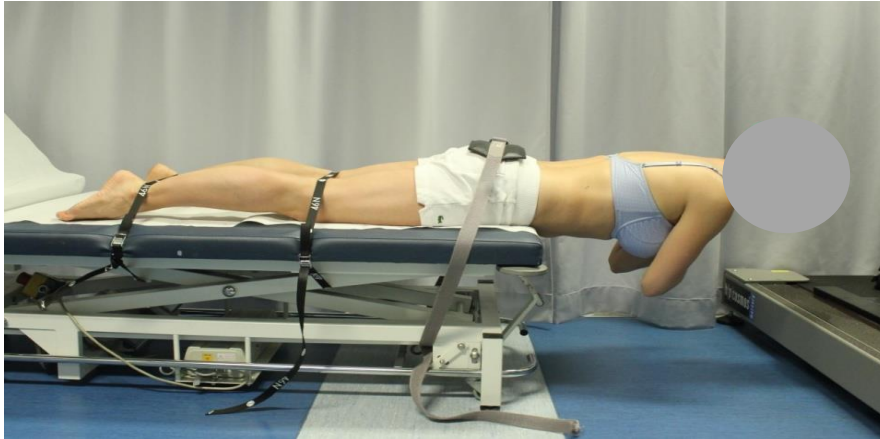


Figure 8 : illustration du Sorensen test

3.4.2.1.2 Tâche de normalisation EMG

Le Sorensen test a aussi été utilisé comme tâche de contraction volontaire isométrique sous-maximale (subMVIC) pour la normalisation des EMG des extenseurs du tronc (Jackson et al., 2017). Les tâches sous-maximales ont montré une plus grande faisabilité et une plus grande reproductibilité chez les patients souffrant de douleur que d'autres méthodes notamment les contractions volontaires isométriques maximales (Burden, 2010; Jackson et al., 2017; Tabard-Fougère et al., 2018b).

Flexion antérieure maximale du tronc

La tâche de flexion antérieure maximale du tronc, illustrée dans la Figure 9, consistait à se tenir debout pendant 4 secondes (phase debout), à fléchir le tronc en avant jusqu'au maximum en 4 secondes (phase de flexion), maintenir la flexion maximale pendant 4 secondes (phase flexion maximale) et à revenir en position initiale en 4 secondes. Pour chaque phase, les participants devaient garder les jambes tendues. Trois répétitions successives ont été réalisées et la valeur moyenne des 3 mesures a été analysée.

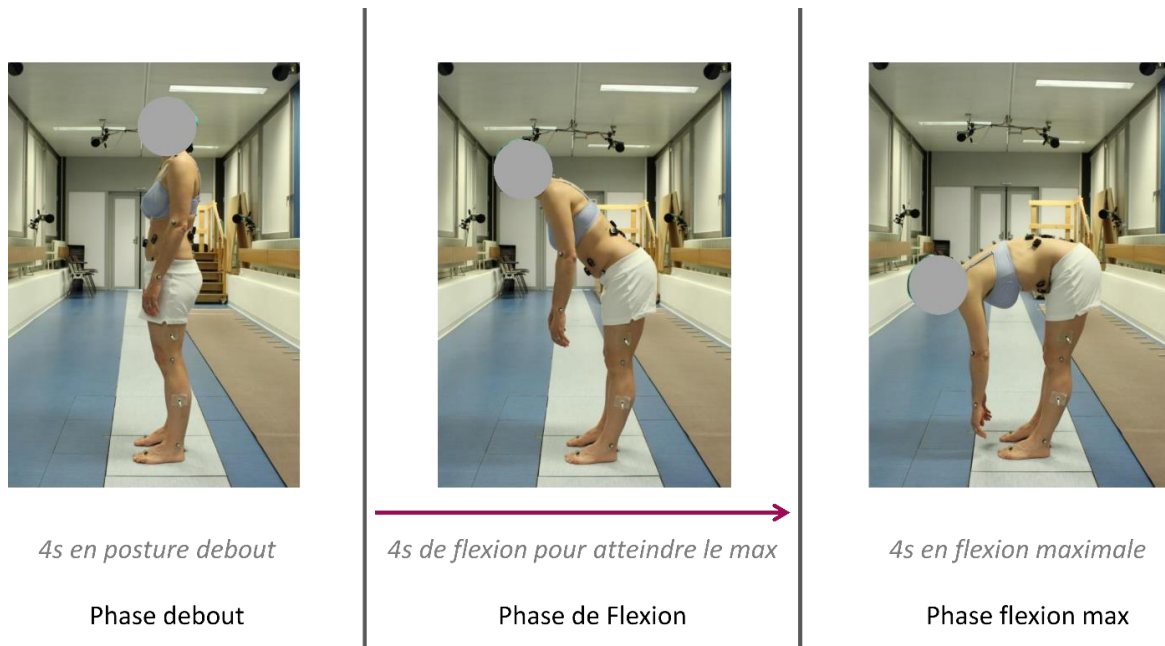


Figure 9 : Illustration des différentes phases de la tâche de flexion antérieure maximale du tronc

Le transfert assis-debout

Le transfert assis-debout (sit-to-stand, STS) consistait à passer d'une position assise depuis un tabouret à une position debout. Les participants étaient placés sur un tabouret ajusté en hauteur de manière à ce que les hanches, les genoux et les chevilles soient à 90° avec le tronc droit et les bras croisés sur le sternum (Figure 10). Il était demandé aux participants de maintenir cette position pendant 4 secondes, puis de se lever avec les bras croisés contre le sternum et de rester debout jambes tendues pendant 4 secondes. Les bras des participants devaient rester croisés sur le torse tout au long du mouvement. Un expérimentateur se tenait à côté du participant pour prévenir une éventuelle chute. Trois répétitions espacées par 30 secondes de récupération ont été réalisées et les valeurs moyennes des 3 mesures ont été analysées.

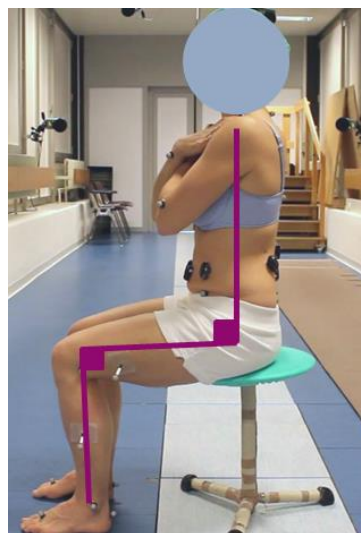


Figure 10 : Illustration de la posture initiale du participant lors du STS

Soulever de charge

La tâche de soulever de charge consistait à venir prendre puis soulever une caisse contenant 10% de la masse du participant depuis le sol jusqu'à avoir les coudes à 90°. Les participants

ont exécuté la tâche selon la méthode du soulever de terre (Legnard, 2005) (Figure 11). Ils devaient débiter la tâche en se tenant debout, les deux pieds sur une plateforme pendant 4 secondes, descendre pour soulever la caisse puis remonter et maintenir la position debout les coudes fléchis à 90°. Trois répétitions espacées par 30 secondes de récupération ont été réalisées et les valeurs moyennes des 3 mesures ont été analysées.

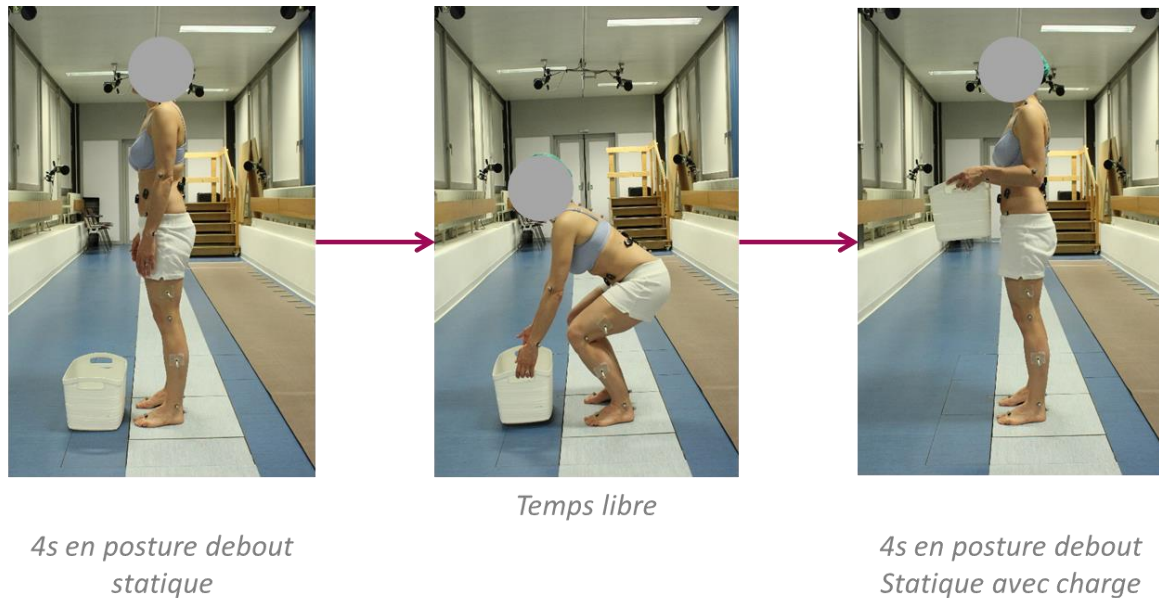


Figure 11 : Illustration des différentes phases de la tâche de soulever de charge

3.5 Acquisition des données

3.5.1 Données cinématiques

La cinématique a été enregistrée à l'aide d'un système d'analyse du mouvement composé de 12 caméras optoélectroniques Oqus7+ (Qualisys, Gothenbourg, Suède) à une fréquence d'acquisition de 100Hz. Les participants étaient équipés de 39 marqueurs cutanés réfléchissants (12,5mm de diamètre) placés à des points de repères techniques et anatomiques définis sur la tête, le tronc et le bassin et bilatéralement sur les bras, les cuisses, les jambes et les pieds selon le *Conventional Gait Model* (Baker et al., 2018) et des marqueurs supplémentaires le long de la colonne vertébrale (Figure 12). Ces marqueurs supplémentaires (8 au total) ont été placés sur les processus épineux des vertèbres T2, T4, T6, T8, L1, L3, L5 et S1 (Mahallati et al., 2016; Schmid et al., 2015) (Figure 12) afin d'étudier la colonne vertébrale en différents segments.

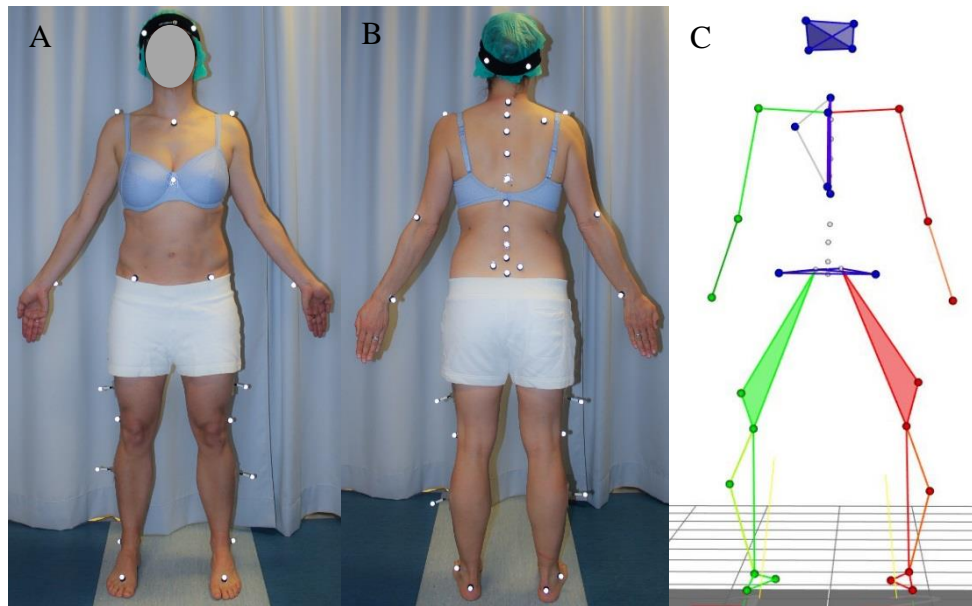


Figure 12 : Illustration de l'ensemble des marqueurs réfléchissants posés sur le participant en vue de face (A), de dos (B) et en 3D de face (C, image créée avec Mokka, (Barre and Armand, 2014))

3.5.2 Données électromyographiques

L'activité musculaire a été mesurée à l'aide d'électrodes de surface EMG (modèle Trigno. Gamme de fréquence 20-450Hz, CMRR>80dB à 60Hz, impédance d'entrée<100ohms, bruit de base<750nV RMS, effective EMG signal Gain 909 V/V \pm 5%, Delsys Inc., Boston, MA, USA) à une fréquence d'acquisition de 1000Hz. Les électrodes ont été placées sur la peau rasée et nettoyée avec un gel hydro-alcoolique. Les électrodes ont été positionnées bilatéralement sur les muscles Érecteurs Spinae Longissimus (ESL) et Multifidus Lombaris (LMF) en accord avec les recommandations de la SENIAM (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles, Hermens et al., 2000) (Figure 13) :

- ESL : électrode positionnée verticalement à une largeur de 2cm du processus épineux de la 1^{ère} vertèbre lombaire (L1) (Figure 13, A).
- LMF : électrode positionnée sur la ligne reliant l'épine iliaque postéro-supérieure et l'interstice des processus épineux lombaires L1-L2 au niveau de la 5^{ème} vertèbre lombaire (L5) (Figure 13, B).

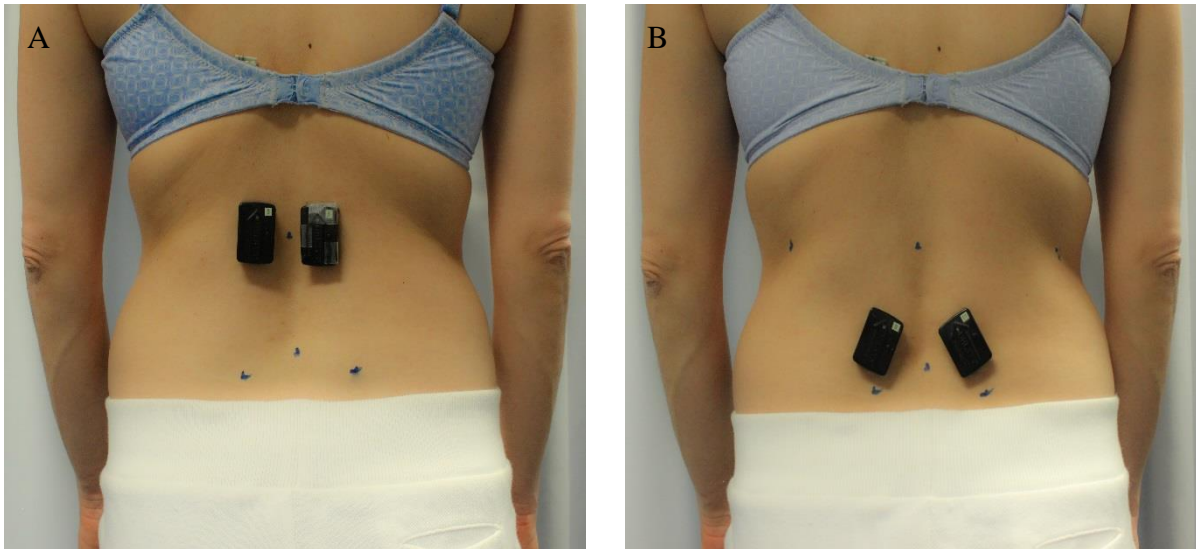


Figure 13 : Placement des électrodes de surface EMG pour les ESL (A) et les LMF (B)

3.6 Analyse des données

3.6.1 Données anthropométriques et démographiques

Le nombre et le pourcentage associé, n (%), de femmes ont été reportés pour décrire la distribution des genres dans chaque groupe. L'âge a été évalué en années lors du jour de la visite au laboratoire. La taille a été mesurée à l'aide d'une toise murale et est exprimée en mètre. La masse corporelle a été mesurée en kilogramme (kg) à l'aide d'une balance mécanique. L'indice de masse corporelle (BMI) a été calculé selon l'équation suivante :

$$\text{BMI} (kg/m^2) = \frac{\text{masse} (kg)}{\text{taille}^2 (m)}.$$

3.6.2 Données cinématiques

Les données cinématiques ont été évaluées pour la tâche de flexion maximale antérieure du tronc, le soulever de charge et lors du transfert assis-debout.

Pour ces trois tâches, la cinématique du thorax a été calculée dans les 3 plans à l'aide des marqueurs positionnés sur la 7^{ème} vertèbre cervicale (C7), la 10^{ème} vertèbre thoracique (T10) et la deux extrémités du sternum selon le modèle de Gutierrez et al. (2003). La cinématique de la région lombaire dans le plan sagittal a été calculée par le segment reliant le marqueur de la 1^{er} vertèbre lombaire (L1) et sacrée (S1) (Tabard-Fougère et al., 2018a).

Détermination du début et de la fin de mouvement

Pour chaque essai de chaque tâche, la vitesse angulaire du segment thoracique a été utilisée pour déterminer le début et la fin du mouvement. Le début du mouvement est identifié lorsque la vitesse angulaire du thorax passe au-dessus de zéro et la fin lorsque la vitesse angulaire du thorax revient à zéro (Turcot et al., 2012).

Paramètres cinématiques

Pour chaque segment, l'angle maximal et l'amplitude du mouvement ont été exportés dans les trois plans. L'amplitude de mouvement des segments a été calculée par la différence entre la valeur d'angle maximale et minimale dans chaque plan.

3.6.3 Données électromyographiques

Vérification de la qualité du signal EMG

Pour tous les essais de toutes les tâches, les signaux EMG de chaque muscle ont été inspectés visuellement pour détecter des artefacts (hautes amplitudes et basses fréquences) dus aux mouvements des électrodes sur la peau (van der Hulst et al., 2010b). En présence d'artefacts, les EMG des muscles concernés ont été exclus. Dans le cas de l'étude de l'asymétrie neuromusculaire, la présence d'artefacts dans l'un des deux signaux (droit ou gauche d'un même muscle) excluait la paire d'électrodes du muscle. Le nombre de participants exclus pour ces raisons est synthétisé dans le Tableau 7 par groupe et par tâche.

Tableau 7 : synthèse du nombre de participants exclus par groupe et par tâche fonctionnelle en raison d'une mauvaise qualité des signaux EMG

Tâches	Patients NSCLBP	Participants asymptomatiques
Test de Sorensen	1/30	3/23
Flexion maximale antérieure du tronc	6/28	3/22
Transfert assis-debout	4/21	4/19
Soulever de charge	4/26	3/19

Traitement du signal EMG

Pour atténuer les bruits liés aux artefacts de mouvement sur la peau, les signaux EMG ont été filtrés entre 20 et 450 Hz avec un filtre Butterworth passe-bande de 4^{ème} ordre à l'aide de MATLAB r2015 (Math Works, Natick, MA, USA). Pour les tâches de flexion maximale antérieure, transfert assis-debout et le soulever de charge, les signaux ont été rectifiés et une enveloppe linéaire a été calculée à l'aide d'un filtre Butterworth passe-bas de 4^{ème} ordre à une fréquence de coupure de 2.5 Hz (Figure 14). Cette enveloppe a ensuite été normalisée en amplitude en divisant par la valeur moyenne de l'amplitude EMG enregistrée pendant les 6 premières secondes du test de Sorensen (Jackson et al., 2017).

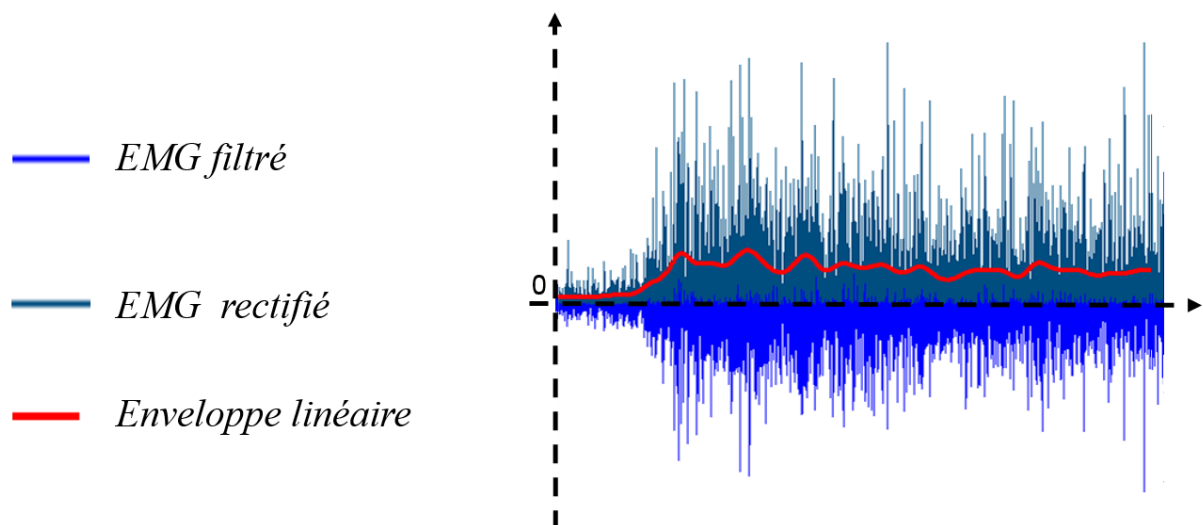


Figure 14 : Exemple de signal EMG avec calcul de l'enveloppe linéaire par un filtre Butterworth (4^{ème} ordre) passe-bas à 2.5 Hz (issue de Tabard-Fougère, 2018)

Paramètres électromyographiques

3.6.3.3.1 Tâche d'endurance des muscles extenseurs du tronc : test de Sorensen

La fatigue musculaire des ESL et des LMF a été évaluée à partir de la fréquence médiane du signal EMG. La fréquence médiane (MF) du signal a été extraite pour chaque intervalle d'une seconde à l'aide d'une transformée de Fourier rapide sur Matlab r2015 (The MathWorks, Natick, MA, USA). L'application d'une droite de régression linéaire sur l'évolution au cours du temps des MF pendant le test de Sorensen a permis d'extraire différents paramètres (Figure 15). Le premier est le niveau initial de fatigue (MFi) représenté par l'ordonnée à l'origine de la droite de régression. Le second est le niveau final de fatigue (MFend) représenté par la valeur de la MF selon l'équation de la droite de régression au moment de l'arrêt du test de Sorensen. Enfin, la fatigabilité musculaire est évaluée par le coefficient directeur (slope) de la droite de régression (De Luca, 1997). Pour limiter le biais dû en partie à la différence de conduction entre les participants, le coefficient (slope) a été normalisé en le divisant par rapport à la fréquence médiane initiale selon l'équation suivante:

$$(1) \text{ Fatigabilité (MFslope) } = \frac{\text{Coefficient directeur}}{\text{Fréquence médiane initiale}} \times 100$$

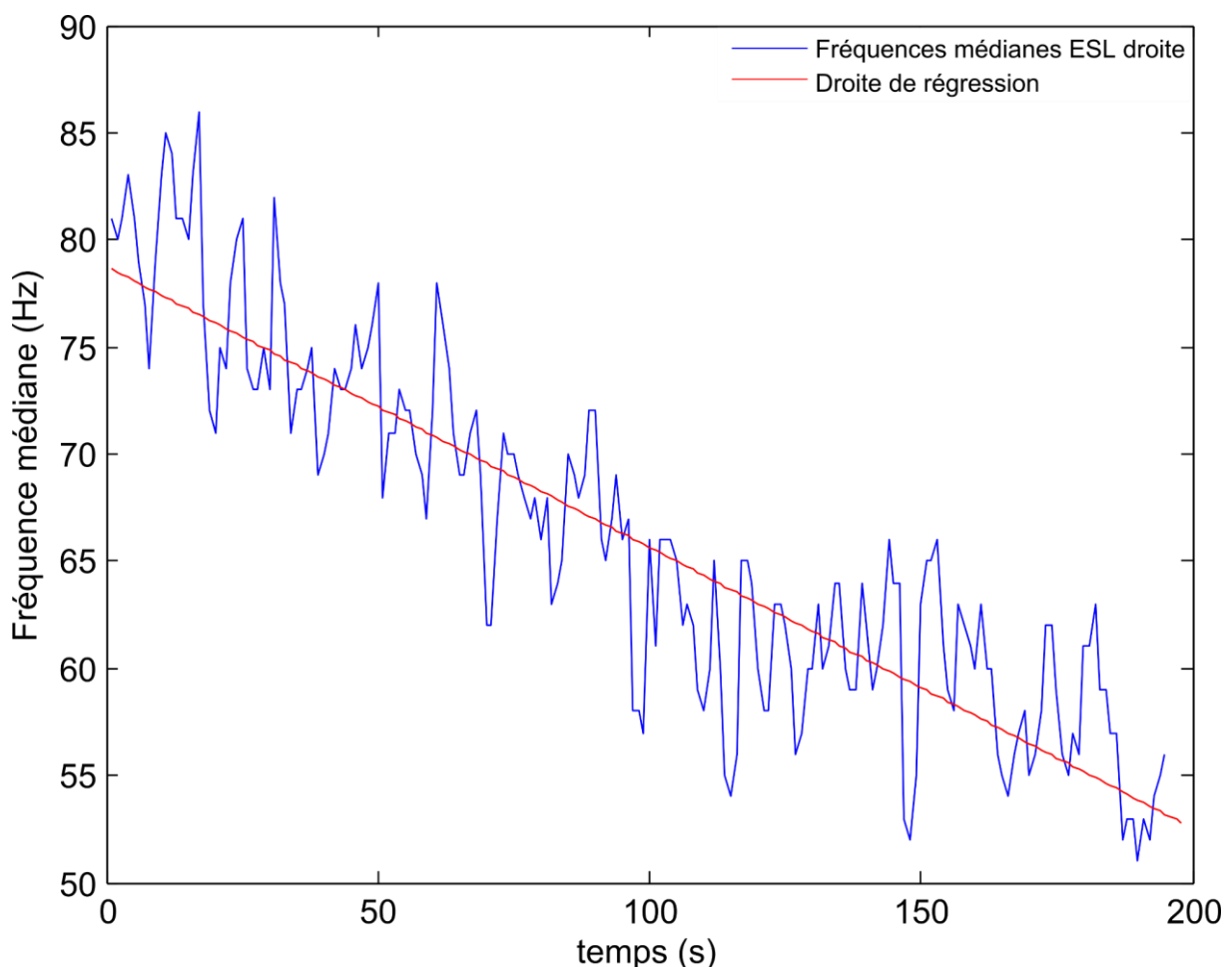


Figure 15 : Illustration de l'évolution de la fréquence médiane de l'érecteur spinae longissimus (ESL) et les paramètres calculés au cours du test de Sorensen (image créée avec Matlab r2015)

3.6.3.3.2 Tâche de flexion antérieure maximale du tronc

Au cours de cette tâche, le phénomène de flexion-relaxation a été quantifié pour chaque muscle à l'aide d'un ratio proposé par Marshall and Murphy (2006) et validé par Schinkel-Ivy et al., (2013). Ce ratio (FR ratio) a été calculé en divisant la moyenne quadratique (RMS) sur un intervalle d'une seconde pendant la phase de flexion maximale par la RMS sur un intervalle d'une seconde pendant la phase de flexion comme représenté par l'équation suivante :

$$(2) FR\ ratio = \frac{RMS_{phase\ de\ flexion\ maximale}}{RMS_{phase\ de\ flexion}}$$

Un ratio qui tend vers 0 indique un relâchement du muscle. La moyenne des trois essais par côté a été calculée. Comme l'asymétrie du FRP signifierait qu'un côté présente un FR ratio plus grand par rapport à l'autre côté dans une même paire de muscles, la comparaison des groupes de la moyenne des cotés ou les côtés entre eux (FR ratio Gauche_{NSCLBP} vs. Gauche_{AP} and FR ratio Droite_{NSCLBP} vs. Droite_{AP}) pourrait masquer des différences entre les groupes. Ainsi, la valeur basse et la valeur haute correspondant respectivement à « *Lower-side FR ratio* » et « *Higher-side FR ratio* » ont été déterminées entre le FR ratio droit et gauche d'une même paire de muscles et utilisés pour les comparaisons entre les groupes. L'asymétrie du FR ratio a été quantifiée par la différence absolue entre le FR ratio du muscle droit et le FR ratio du muscle gauche comme représentée par l'équation suivante (Kim et al., 2013b) :

$$(3) \Delta FR\ ratio = |FR\ ratio_{muscle\ droit} - FR\ ratio_{muscle\ gauche}|$$

De manière à prendre en compte le sens de l'asymétrie, la valeur relative de cette différence a été utilisée pour étudier la relation entre l'asymétrie du FR ratio et l'asymétrie de la souplesse latérale du tronc chez les patients NSCLBP et les AP.

3.6.3.3.3 Tâche de transfert assis-debout et soulever de charge

Au cours du transfert assis-debout et du soulever de charge, différentes caractéristiques de l'activité électromyographique ont été calculées. Au niveau temporel, le début (onset) et la fin (offset) de l'activité a été déterminé à l'aide d'un double seuil : un seuil d'amplitude et un seuil temporel (Konrad, 2005) (Figure 16 Les muscles étaient considérés comme actifs lorsque l'amplitude de l'EMG dépassait la moyenne de base plus 3 écarts-types (seuil d'amplitude) (Dupeyron et al., 2013). Comme des artefacts peuvent facilement apparaître, le début de l'activité musculaire a été défini comme le moment où les signaux EMG dépassaient ce seuil pendant une période de 50 ms (seuil temporel) (Suehiro et al., 2015). Les muscles ont été considérés comme inactifs lorsque l'amplitude de l'EMG revenait sous le seuil d'amplitude après une durée minimale de 50 ms.

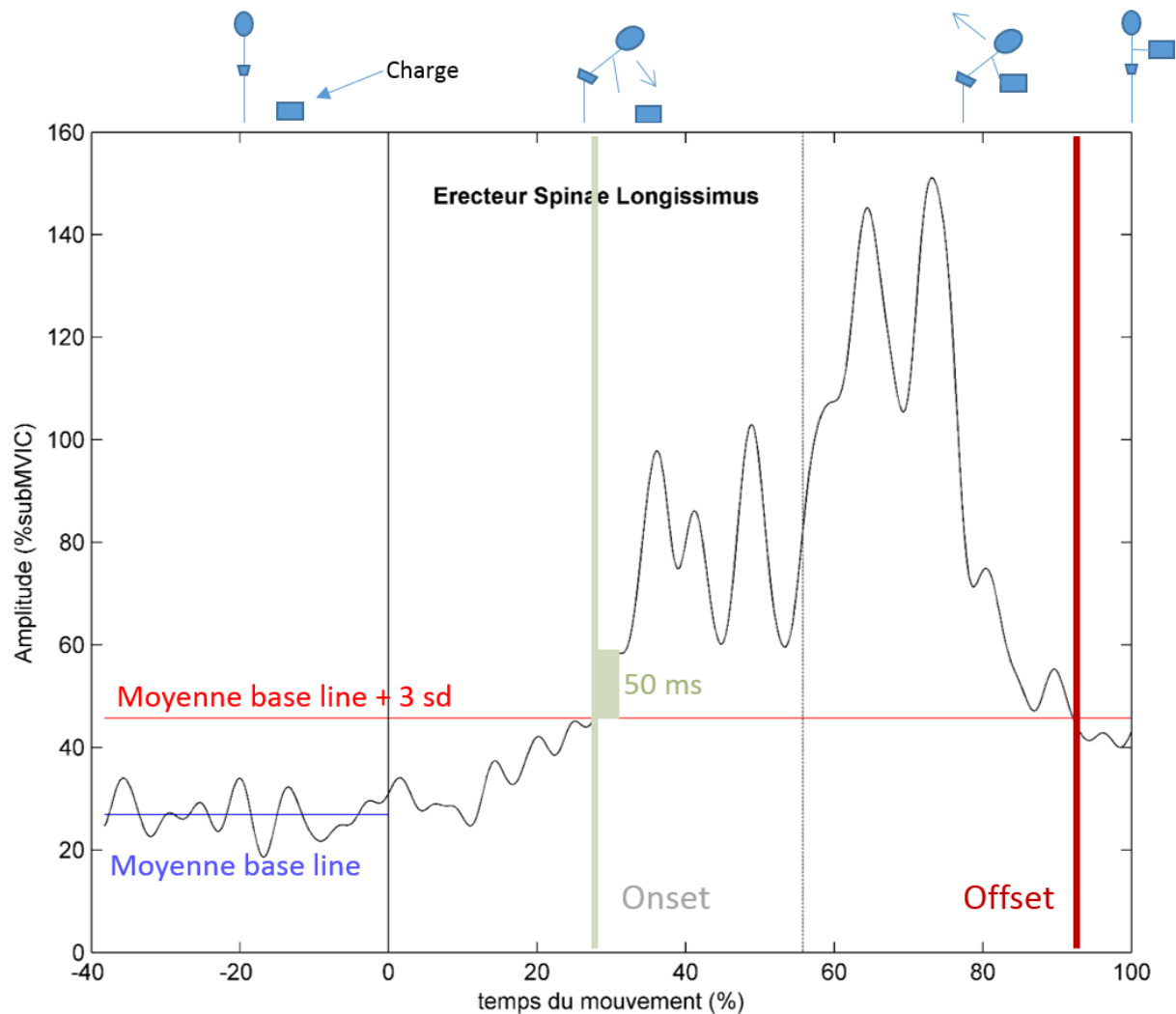


Figure 16 : Illustration de la détection du début (onset) et de la fin (offset) de contraction des érecteur spinae longissimus au cours de la tâche de soulever de charge

L'intensité de l'activité de chaque muscle a été quantifiée en calculant la valeur moyenne de l'enveloppe EMG normalisée entre le début et la fin de la contraction (phase de contraction) exprimée en pourcentage de la contraction isométrique sous-maximale volontaire (%subMVIC).

Enfin, l'asymétrie du pattern d'activité entre le côté droit et gauche d'une paire de muscles a été quantifiée à l'aide d'une corrélation croisée. Le décalage temporel nécessaire pour obtenir la meilleure corrélation entre les deux signaux a été extrait et utilisé comme paramètre d'asymétrie (Nelson-Wong et al., 2009; Nelson-Wong and Callaghan, 2010).

3.7 Analyse statistique

Les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel R (v.3.1.3) et l'interface Rstudio (Rstudio Team 2016). La normalité de la distribution a été testée avec le test de Shapiro-Wilk. Concernant les données continues, la comparaison entre les patients NSCLBP et les AP a été effectuée avec le test U de Mann-Whitney lorsque la distribution s'est avérée non-normale et les données ont été représentées par la médiane et l'écart interquartile. Dans le cas d'une

distribution normale, le test T de Student a été utilisé et les données ont été représentées par la moyenne et l'écart-type.

Concernant les données dichotomiques, le test de Khi2 de Pearson a été utilisé. Les comparaisons entre groupes et les données ont été représentées par le nombre et le pourcentage associé n (%) dans chaque groupe.

Le niveau de significativité a été fixé à $p < 0.05$. L'intervalle de confiance (95% CI) ainsi que la taille de l'effet ont été rapportés pour chaque test statistique effectué.

Concernant les associations, l'analyse de corrélation avec le coefficient de Spearman a été utilisée. Cette analyse a été effectuée notamment entre le FR ratio et l'amplitude en flexion maximales antérieure du tronc.

.

4 Résultats des études observationnelles

4.1 Etude observationnelle I (article 2) : Asymétrie de la fatigabilité des muscles lombaires chez des patients atteints de NSCLBP

European Spine Journal
<https://doi.org/10.1007/s00586-019-06140-9>

ORIGINAL ARTICLE



Asymmetry of lumbar muscles fatigability with non-specific chronic low back pain patients

Kevin Rose-Dulcina^{1,2,3} · Stéphane Armand^{1,3} · Dennis E. Dominguez⁴ · Stéphane Genevay⁵ · Nicolas Vuillerme^{2,3,6}

Received: 26 October 2018 / Revised: 6 August 2019 / Accepted: 4 September 2019
© Springer-Verlag GmbH Germany, part of Springer Nature 2019

Cette étude a consisté à évaluer si les patients souffrant de lombalgie chronique non-spécifique présentaient une fatigabilité des muscles lombaires et une asymétrie de cette fatigabilité plus élevée en comparaison avec des participants asymptomatiques.

Les résultats ont fait l'objet d'un article en publié dans une revue internationale à comité de lecture :

Rose-Dulcina Kevin, Armand Stéphane, Dominguez Dennis, Genevay Stéphane, Vuillerme Nicolas. (2019). Asymmetry of lumbar muscles fatigability with non-specific chronic low back pain patients. *European Spine Journal*, 1-9.

4.1.1 Résumé en français

Titre en français : Asymétrie de la fatigabilité des muscles lombaires chez des patients atteints de NSCLBP

Objectif : Les patients souffrant de lombalgie chronique non-spécifique (NSCLBP) présentent une endurance réduite des muscles extenseurs du dos, ce qui pourrait s'expliquer par la fatigabilité plus élevée de leurs muscles lombaires. Cependant, des études sur la fatigabilité des muscles lombaires ont montré des résultats contradictoires. En outre, aucune étude n'a étudié l'asymétrie de la fatigabilité des muscles lombaires, bien que l'asymétrie neuromusculaire ait été identifiée comme facteur de risque de NSCLBP. L'objectif principal de la présente étude était de déterminer si les patients NSCLBP présentaient une fatigabilité des muscles lombaires et une asymétrie de fatigabilité plus élevées que les participants asymptomatiques.

Méthodes : Trente patients NSCLBP et 23 participants asymptomatiques ont effectué le test de Sorensen. Les fréquences médianes des signaux EMG droits et gauches des Erectors spinae longissimus (ESL) et multifidus lombaire (LMF) ont été mesurées au cours du test. Une régression linéaire a été réalisée sur les fréquences médianes de chaque muscle. La pente et la fréquence médiane initiale ont été extraites pour caractériser la fatigabilité. L'asymétrie a été quantifiée par les différences absolues entre la paire droite et gauche des muscles.

Résultats : Les patients NSCLBP présentaient une endurance des muscles extenseurs dorsaux significativement plus faible que les participants asymptomatiques. Aucune différence n'a été constatée entre les patients NSCLBP et les participants asymptomatiques en termes de fatigabilité ou d'asymétrie de fatigabilité pour les ESL ou les LMF. La fréquence médiane initiale dans les deux muscles était significativement plus basse chez les patients NSCLBP.

Conclusions : La présente étude a montré que les patients NSCLBP ne présentaient pas une fatigabilité ni une asymétrie de fatigabilité plus élevées dans les muscles lombaires que les participants asymptomatiques. L'hétérogénéité de la population NSCLBP, due à l'absence d'étiologie spécifique, peut expliquer ces résultats.

4.1.2 Abstract:

Purpose: Non-specific chronic low back pain (NSCLBP) patients present with reduced back extensor muscle endurance which could be explained by the higher fatigability of their lumbar muscles. However, studies investigating lumbar muscle fatigability have shown contradictory findings. Furthermore, none investigated potential asymmetry in lumbar muscle fatigability, despite neuromuscular asymmetry being reported as a risk factor for NSCLBP. The present study's primary purpose was to determine whether NSCLBP patients presented with higher lumbar muscle fatigability and fatigability asymmetry than asymptomatic participants.

Methods: Thirty NSCLBP patients and 23 asymptomatic participants performed the Sorensen test. The median frequencies from the electromyographs of the right and left erector spinae longissimus (ESL) and lumbar multifidus (LMF) were measured during the test. A linear regression was performed on the median frequencies on each muscle. Slope and initial median frequency were extracted to characterize fatigability. Asymmetry was quantified by the absolute differences between right-side and left-side muscle pairs.

Results: NSCLBP patients presented significantly poorer back extensor muscle endurance than asymptomatic participants. No differences were found between NSCLBP patients and asymptomatic participants in terms of fatigability or fatigability asymmetry for either the ESL or LMF. The initial median frequency in both muscles was significantly lower among NSCLBP patients.

Conclusions: The present study showed that NSCLBP patients did not present higher fatigability or higher fatigability asymmetry in lumbar muscles than asymptomatic participants. The heterogeneity of the NSCLBP population, due to the absence of any specific etiology, may explain these findings.

4.1.3 Background

Low back pain (LBP) has been the leading cause of disability worldwide since 1990 (Vos et al., 2017), with an increase in years lived with disability of over 50% since then (Hartvigsen et al., 2018). Most LBP is classified as non-specific because the pain's source cannot be precisely established in 85%–90% of cases (Balagué et al., 2012). With pain lasting for more than 3 months (Balagué et al., 2012), about 10% of these cases will become chronic and be identified as non-specific chronic low back pain (NSCLBP). This represents a major, global, socioeconomic challenge (Clark and Horton, 2018).

Deconditioned lumbar extensor muscles have been identified as one risk factor of NSCLBP (Steele et al., 2014). It is difficult to establish whether the characteristics of muscle deconditioning are due to or result from the growing pain as lumbar muscles atrophy. At the lumbar spine level, several studies have reported a strong positive correlation between pain and muscle atrophy location (Barker et al., 2004; George J. Beneck and Kulig, 2012; Julie Hides et al., 2008). However, contradictory results have been reported in patients presenting unilateral pain: the presence of either bilateral (George J. Beneck and Kulig, 2012) or ipsilateral muscle atrophy (Barker et al., 2004). Exploring structural modifications, Mannion et al. (Mannion et al., 2000) suggested that fiber-type transformations, rather than size transformations, were the predominant changes in NSCLBP. These authors observed a higher proportion of type IIx (fast-twitch or glycolytic) fibers than type I (slow-twitch oxidative) fibers in patients with chronic LBP, in comparison to asymptomatic individuals. Subsequent studies supported Mannion's results, reporting a lower level of back extensor muscle endurance (Johanson et al., 2011; Rossi et al., 2015) and a higher level of back extensor muscle fatigability in NSCLBP patients (Kolur et al., 2011; McKeon et al., 2006). Severijns et al. (Severijns et al., 2017) defined fatigability as “the magnitude or rate of change of motor performance on an objectively measured reference criterion after any type of voluntary activity or exercise.” Lower endurance and higher fatigability also characterize the deconditioned lumbar extensor muscles in NSCLBP patients. Indeed, reduced back extensor endurance has been shown to be one of the muscle deconditioning characteristics leading to the development of NSCLBP (Biering-Sørensen, 1984). However, the characteristics of lumbar muscle fatigability in NSCLBP patients remains unclear because many studies did not observe higher fatigability (Kankaanpää et al., 2005; Larivière et al., 2010).

It has also been suggested that asymmetry in spine muscles could contribute to chronicity (Renkawitz et al., 2006). Some studies have found that muscle contraction patterns are closely associated with spine loading (Magnusson et al., 1996; Solomonow et al., 1998). NSCLBP patients have asymmetrical lumbar erector spinae longissimus (ESL) contraction patterns during lifting tasks (Lu et al., 2001), leading to an imbalance in spinal loading and potential spinal injuries (Renkawitz et al., 2006). NSCLBP patients also present with an asymmetrical ESL flexion–relaxation phenomenon associated with spinal rotation (Kim et al., 2013b). These asymmetrical patterns may cause cumulative stress and pain in the lumbar region (Van Dillen et al., 2003). In this context, it is possible that asymmetric lumbar muscle fatigability could contribute to asymmetric back movements and consequently to pain during daily life activities (Renkawitz et al., 2006). More than 20 years ago, Tsuboi et al. (Tsuboi et al., 1994) reported significant differences in the degrees of fatigability asymmetry between the left and right

lumbar multifidus (LMF) both in asymptomatic participants (APs) and NSCLBP patients. However, that study reported no direct comparison between those two populations. What is more, the study was never replicated. The present study aimed to clarify previous findings on lumbar muscle fatigability in NSCLBP patients, as this could have an impact on rehabilitation techniques for this population. We hypothesized that during the performance of a trunk extensor endurance test, NSCLBP patients would demonstrate greater lumbar muscle fatigability (hypothesis 1) and a higher degree of asymmetry in this fatigability than APs (hypothesis 2).

4.1.4 Methods

Study design

This prospective study was approved by the local ethics commission, with reference CER: 14-126. This study is part of a larger project on the identification of NSCLBP subgroups whose protocol was recently published (Rose-Dulcina et al., 2018).

Participants

Patients were recruited from the rheumatology and orthopedic divisions of a tertiary university hospital in Switzerland. They were included in the NSCLBP group if they had presented with NSCLBP (absence of infection, rheumatologic or neurologic diseases, spinal fractures, any known spinal deformities, tumors, or radicular symptoms) for more than 3 months. Participants were included in the AP group if they had no history of back pain in the last 6 months. For both groups, additional exclusion criteria were pregnancy, age below 18 or above 60 years old, previous back surgery, a body mass index over 30, and pain or injury in any other body parts. Thirty chronic NSCLBP patients and 23 APs were enrolled and then evaluated in a human movement laboratory.

Pain-related outcomes

In order to characterize pain-related variables, pain duration and intensity were assessed using a 10 cm visual analogical scale (VAS). Assessment of functional disability and pain catastrophizing were quantified using the French versions of the Oswestry Disability Index (D. Vogler et al., 2008) and the Pain Catastrophizing Scale (PCS) (French et al., 2005), respectively. As recommended by the World Health Organization, the Global Physical Activity Questionnaire was used to quantify weekly physical activity (Bull et al., 2009).

Experimental procedure

Experimental procedures were described to participants on arrival, and they signed a written informed consent form. They performed a trunk extensor endurance test known as the Sorensen test (Figure 8) (Latimer et al., 1999). Participants were placed in a prone position on an examination couch so that the upper edges of their iliac crests were aligned with the couch's edge. Both lower limbs were attached to the couch using three straps at the levels of the pelvis, knees, and ankles (Latimer et al., 1999). With their arms folded across their chest, participants were asked to maintain a horizontal position (ankles, knees, and shoulders aligned) for as long as possible. The investigator gave verbal feedback and standardized encouragement during the test. Endurance performance was quantified by the maximum holding-time; the investigator stopped the test if participants reached 240 seconds (Markku Kankaanpää et al., 1998).

Instrumentations and data processing

Electromyograph (EMG) signals were measured using active surface electrodes (model Trigno, Delsys Inc., Boston, MA, USA) at a sampling frequency of 1000 Hz. Electrodes were positioned bilaterally on the ESL (at the level of the L1 spinous process) and LMF muscles with regard to muscle fiber direction following the recommendations of the Surface ElectroMyoGraphy for the Non-Invasive Assessment of Muscles project, on shaved, abraded, and cleaned (with an alcoholic solution) skin (Hermens et al., 2000). All data processing was performed using Matlab R2012a (Mathworks, Inc., Natick, MA, USA). Raw EMG signals were pass-band filtered (20–500 Hz) using a 4th order Butterworth filter (Kolur et al., 2011).

Median frequency (MF) has been shown to be a reliable parameter with which to evaluate the fatigue of paraspinal muscles in both APs and LBP patients (Bandpei et al., 2014). The MF of the surface EMG power spectrum was calculated at each 1-second interval using a Fast Fourier Transform. A linear regression analysis was performed on the MFs calculated as a function of time. As MF evolution is linear during fatigue tasks (Moffroid, 1997), participants with an MF linear regression coefficient of $r < 0.70$ were excluded from further analysis. The MF slope was used to evaluate muscle fatigability and was determined from the linear regression's slope (Moffroid, 1997). The initial MF (MFi) was defined as the intercept of the regression line. To avoid subcutaneous bias, the slope was normalized to the MFi, as in Equation 1 (Coorevits et al., 2008). The MF at the end of the endurance task (MFend) was calculated using the normalized linear regression equation at the performance time (Equation 2). Two variables were used to quantify the reduction in MF: the normalized median frequency slope (NMFs) and the MF percentage of diminution (%dim). The %dim was calculated as shown in Equation 3. These two variables were calculated to facilitate comparisons with the literature (Johanson et al., 2011). For all variables, the mean value of the right and left sides of each muscle was used for statistical analysis. The asymmetry between the right and left of the NMFs and %dim for each muscle pair were calculated using the relative difference between the right (R) and left (L) sides (Equation 4) (Kim et al., 2013b)

$$\text{Equation 1: } \text{NMFs}_{\text{muscle}} = (\text{MF slope}_{\text{muscle}} / \text{MFi}_{\text{muscle}}) \times 100$$

$$\text{Equation 2: } \text{MFend}_{\text{muscle}} = \text{performance} \times \text{NMFs}_{\text{muscle}} + \text{MFi}_{\text{muscle}}$$

$$\text{Equation 3: } \% \text{dim}_{\text{muscle}} = (\text{MFi}_{\text{muscle}} - \text{MFend}_{\text{muscle}}) / \text{MFi}_{\text{muscle}}$$

$$\text{Equation 4: } \Delta X = |X_R - X_L| \text{ (where X are the fatigability variables: NMFs or \%dim)}$$

Statistical analysis

Analyses were performed using R v.3.1.3 software and the RStudio interface, with a level of significance set at $p < 0.05$. The Shapiro–Wilk test was used to evaluate the normality of the data distribution. Comparisons between groups were made using unpaired Student's t-tests for outcomes with normal distributions, unpaired Mann–Whitney U tests for non-normal distributions, and Pearson's chi-squared test for dichotomous outcomes. Intragroup comparisons were performed using the Wilcoxon test. Cohen's effect size (ES) and the 95% confidence interval (95% CI) were also reported.

4.1.5 Results

Four NSCLBP patients and three APs were excluded due to MF linear regression coefficients (r) inferior to 0.70. Two NSCLBP patients could not perform the test because of pain. Finally, 24 NSCLBP patients and 20 APs were included. Participants' characteristics are presented in Tableau 8. Intergroup comparisons showed that the NSCLBP group had a significantly shorter endurance performance than the AP group, with a median (interquartile range) of 124 (87–175) seconds and 182 (133–222) seconds, respectively (p -value = 0.013; ES = 0.369; 95% CI = -95 to -8). Concerning fatigue parameters, no significant differences were found between the groups for either the NMFs or %dim (Tableau 9). NSCLBP patients had significantly lower MFi than APs for all muscles, whereas no differences were found in MFend for any muscles (Table 2). Concerning asymmetry parameters, no significant differences between groups were found for either the Δ NMFs or Δ %dim for any muscles (Tableau 10).

Tableau 8: General characteristics of the study sample

	Groups		p -value	95% CI	ES
	NSCLBP patients (n = 24)	Asymptomatic Participants (n = 20)			
Individual characteristics					
Female (%) ^k	9 (38%)	9 (45%)	0.845	-32.8 to 53.8	.045
Age (year) ^t	40.8 (9.1)	36.2 (10.0)	0.157	-1.9 to 11.1	.490
Body mass (kg) ^t	68.6 (8.8)	66.4 (10.3)	0.480	-4.2 to 8.7	.243
Body height (m) ^t	1.72 (0.08)	1.72 (0.09)	0.890	-6.3 to 5.6	.044
Body mass index (kg.m ⁻²) ^u	22.4 (21.6 : 24.2)	22.5 (20.7 : 23.1)	0.703	-0.9 to 2.0	.090
Pain-related characteristics					
Current pain (VAS /10) ^t	3.2 (1.4)	-	-	-	-
Pain duration (years) ^t	10.6 (9.8)	-	-	-	-
ODI (%) ^t	14.2 (7.6)	-	-	-	-
PCS ^t	17.2 (10.6)	-	-	-	-
GPAQ (MET-minute/week) ^u	2280 (1440 : 3120)	2520 (1670 : 3320)	0.595	-1320 to 740	.040

^k = values are n (%) and Pearson's chi-squared test were used; ^t = values are mean (standard deviation) and unpaired Student's t-test was used; ^u = values are median (interquartile range) and Mann-Whitney U test were used; *: $p < 0.05$; ES is Cohen's effect size; 95% CI is 95% confidence interval; VAS is visual analogue scale; GPAQ is Global Physical Activity Questionnaire.

Tableau 9: Fatigue parameters

	Groups		<i>p</i> -value	95% CI	ES
	NSCLBP	APs			
ESL	n = 24	n = 20			
MFi	75.5 (65.1:87.3)	85.8 (79.5:95.0)	.048*	-22.0 to -0.1	.245
MFend	52.5 (46.3:65.0)	51.7 (46.4:61.5)	.844	-7.0 to 9.2	.148
NMFs (%)	-21.7 (-29.5:-16.5)	-19.5 (-26.5:-15.6)	.471	-0.08 to 0.04	.012
%dim	34.9 (25.4:40.7)	42.8 (28.7:50.1)	.207	-4.5 to 16.7	.135
LMF	n = 23	n = 19			
MFi	101.1 (89.0:105.5)	109.1 (105.3:122.5)	.027*	-22.5 to -1.5	.283
MFend	63.3 (51.3:89.0)	62.1 (50.8:72.3)	.423	-8.5 to 18.0	.029
NMFs (%)	-27 (-30:-20)	-25 (-31:-20)	.851	-0.07 to 0.06	.178
%dim	31.1 (25.8:44.1)	40.7 (33.1:49.9)	.133	-2.7 to 17.9	.185

ESL is lumbar erector spinae; LMF is lumbar multifidus; MFi is the initial median frequency; MFend is the last median frequency; NMFs is normalized median frequency slope; %dim is percentage of median frequency diminution; Mann–Whitney U test was used for group comparison; *: $p < 0.05$; 95% CI = 95% confidence interval; ES = Cohen’s effect size.

Tableau 10: Asymmetry parameters

	Groups		<i>p</i> -value	95% CI	ES
	NSCLBP	APs			
ESL	n = 23	n = 20			
Δ NMFs	6.0 (2.6:10.1)	3.9 (2.2:9.6)	0.482	0.03 to 0.06	0.007
Δ %dim	8.8 (7.3:29.0)	6.7 (1.6:11.9)	0.138	-1.3 to 15.0	0.181
LMF	n = 21	n = 19			
Δ NMFs	4.2 (2.2:7.9)	3.3 (1.4:6.1)	0.337	-0.01 to 0.04	0.069
Δ %dim	5.5 (2.1:9.3)	6.7 (1.6:10.3)	0.818	-4.7 to 3.2	0.151

ESL is lumbar erector spinae; LMF is lumbar multifidus; NMFs is normalized median frequency slope; %dim is percentage of median frequency diminution; Δ is asymmetry; Mann–Whitney U test was used for group comparison; *: $p < 0.05$; 95% CI = 95% confidence interval; ES = Cohen’s effect size.

4.1.6 Discussion

The present study aimed to clarify the characteristics of fatigability in NSCLBP patients. Although observed back extensor muscle endurance during the Sorensen test was lower in NSCLBP patients than in APs, measurements of lumbar muscle fatigability were not significantly different between the groups (rejecting hypothesis 1) and showed no patterns of asymmetrical fatigability (rejecting hypothesis 2).

Previous findings on lumbar muscle fatigability revealed several inconsistencies with studies that reported higher NSCLBP fatigability (Kotur et al., 2011; McKeon et al., 2006), and other studies showed NSCLBP patient fatigability similar to that of APs (Kankaanpää et al., 2005; Larivière et al., 2010). The absence of significant differences between NSCLBP patients and

APs in terms of their fatigability parameters (NMFs and %dim), observed in the present study, was previously reported by Kankaanpää et al. (Kankaanpää et al., 2005). Indeed, these authors found no significant difference in the NMF_{ESL} between NSCLBP patients and APs when using a 90-second seated back-extension against a dynamometer as a fatigue task. A study by Johanson et al. reported %dim_{LMF} (NSCLBP patients = 36%; APs = 47%) results similar to ours (NSCLBP patients = 31%; APs = 41%), but they did not provide any statistical analyses (Johanson et al., 2011). Other studies that reported increased fatigability in NSCLBP populations also had relevant differences in their protocols from the present study. Although MFi in the present study was computed using the intercept of the regression line, two other studies chose to compute MFi using the mean of the first or the first five seconds (Kolur et al., 2011; McKeon et al., 2006). These methods are more sensitive to extreme values or EMG artefacts than using the regression line's intercept, and this could significantly affect the results. In addition, the studies by Larivière et al. (Larivière et al., 2010, 2003) used a dynamometer rather than the Sorensen test to induce trunk muscle fatigue. It is known that maximum voluntary isometric contraction is difficult to perform on a pathological population and it may alter their results (Burden, 2010). It is also worth noting that these studies were only able to demonstrate increased fatigue in subgroups of patients. In the first study (Larivière et al., 2003), only the male NSCLBP patients were found to have greater absolute ESL and LMF MF-slopes, whereas in the second (Larivière et al., 2010), a significant difference in MF slope was only reported for patients with a high level of pain catastrophizing. No significant difference in fatigability was found for NSCLBP patients with PCS scores below 21. The present study's results are consistent with this finding, as our NSCLBP patients also had a mean PCS below 21 (Table 1). It has been suggested that patients with a low level of pain catastrophizing tended to finish all activities despite pain leading to more physical activity and better endurance (Hasenbring et al., 2006). Overall, it appears that there was no difference in lumbar muscle fatigability between NSCLBP patients and APs, although it might be the case in specific subgroups of NSCLBP patients.

The present study's results for MFi were partially consistent with those found by Kankaanpää et al. (Kankaanpää et al., 2005). Indeed, those authors found lower MFi in NSCLBP patients than in APs but only for the right ESL. It is important to note that the present study computed MFi using the intercept of the regression line, whereas Kankaanpää et al. used the mean of the first five seconds to obtain their MFi value. As well as Kolur et al. (Kolur et al., 2011) and Suuden et al. (Süüden et al., 2008) who found, in opposition, no significant differences in initial MF between groups for lumbar muscles. Suuden et al. (Süüden et al., 2008) suggested that a lower MFi was an indicator of greater pre-fatigue loading. The measurement of MFi showed good reproducibility (Oliver et al., 1996) but was not validated as a measure of the state of muscle fatigue. However, it was reported that initial MF was related to such different muscle parameters as conduction velocity, composition, and cross-sectional area (force) of the muscle fibers (De Luca et al., 1986; Kupa et al., 2017; Stolen and De Luca, 1981). The lower MFi observed in the NSCLBP patients could be related to these parameters. However, it is important to note that the MF value can be influenced by several factors, such as electrode location or soft tissue (low-pass effect on EMG) (De Luca et al., 1986). Further investigations will be needed to verify this hypothesis.

Finally, regarding asymmetry, no significant differences were found in lumbar muscle fatigability asymmetry, for either muscle, between NSCLBP patients and APs. This result does not confirm our second hypothesis. The present study's NSCLBP patients presented with low levels of disability and pain (see Table 1), which may not have been severe enough to highlight any asymmetry between groups. Only Tsuboi et al. (Tsuboi et al., 1994) have investigated the side-to-side difference of lumbar muscle fatigability in NSCLBP patients. They found that the right MF slope was significantly different from the left MF slope, both in LBP patients and in APs. However, comparing the right side to the left side does not reflect asymmetry. Indeed, the difference can be hidden depending on which side is higher or lower. This absence of higher LMF fatigability asymmetry in NSCLBP patients is consistent with the bilateral atrophy of LMF present in NSCLBP patients and reported by Beneck and Kulig (George J. Beneck and Kulig, 2012). It could now be interesting to couple imagery analysis (e.g., Magnetic Resonance Imaging) with EMG analysis to verify if there are subgroups among NSCLBP patients. One NSCLBP patient subgroup could have a symmetrical muscle adaptation, whereas another may not, which could explain the inconsistencies in lumbar deconditioning observed among NSCLBP patients.

The present study had certain limitations. First, 9 participants were excluded because their linear regression coefficient was below 0.7. Of these, 3 NSCLBP patients showed an insufficient endurance performance time and consequently an insufficient number of MF values to calculate a linear regression. Two other NSCLBP patients could not perform the test due to the intensity of their pain. One NSCLBP patient and 3 APs were excluded because EMG artefacts on their signals altered their MF linear regression. Secondly, Müller et al. (Müller et al., 2010) showed that hip extensors could also play a significant role in the Sorensen test, despite it being considered the gold standard of back extensor endurance tests (Müller et al., 2010). The contribution of hip extensors was not included in the analysis and interpretation of the present results. Furthermore, psychological factors (Mannion et al., 2011) and anthropometric characteristics (Süüden et al., 2008) have been found to influence the Sorensen test's performance. The present study did not include these factors in its analysis. Thirdly, the use of surface EMG electrodes for the assessment of LMF activity remains contentious considering the contradictory findings of different studies (Arokoski et al., 1999; Stokes et al., 2003). The results of LMF activity must therefore be considered with caution. Finally, the NSCLBP population was heterogeneous due to the absence of a specific etiology. A previous study found that only analyses based on NSCLBP subgroups revealed significant differences in lumbar muscle activity compared to APs during usual sitting posture (Dankaerts et al., 2006b). The fact that no significant differences were observed in the present study may be due to the analysis of pooled NSCLBP patients, but the overall low number of participants prevented us from performing any additional subgroup analysis.

4.1.7 Conclusion

This study showed that NSCLBP patients did not present higher fatigability or higher fatigability asymmetry between the right and left lumbar muscles than asymptomatic participants. These findings could be explained by the heterogeneity of our NSCLBP population due to the absence of any specific etiology. However, the initial median frequencies of the lumbar muscles were lower in NSCLBP patients and further investigations are needed to understand these findings.

4.2 Étude observationnelle II (article 3) : Asymétrie du phénomène de flexion-relaxation et sa relation avec l'amplitude de mouvement latéral du tronc chez des individus souffrant de lombalgie chronique non-spécifique

Flexion-Relaxation Ratio Asymmetry and Its Relation With Trunk Lateral Rom in Individuals With and Without Chronic Nonspecific Low Back Pain

AQ2 Kevin Rose-Dulcina, MS,^{*,†,‡} Stéphane Genevay, MD,[§] Dennis Dominguez, MD,[¶] Stéphane Armand, PhD,^{*,‡} and Nicolas Vuillerme, PhD^{†,‡,||}

Cette étude a consisté à évaluer dans quelle mesure l'asymétrie du phénomène de flexion-relaxation était reliée à l'asymétrie de la souplesse latérale du tronc chez des patients souffrant de lombalgie chronique non-spécifique.

Les résultats ont fait l'objet :

- **D'un article accepté dans une revue internationale à comité de lecture :**

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. (2019). Flexion-relaxation ratio asymmetry and its relation with trunk lateral ROM in individuals with and without chronic non-specific low back pain. *Spine*.

- **D'une présentation orale en congrès national (francophone)**

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. (2018). Asymétrie du phénomène de flexion-relaxation et sa relation avec la souplesse latérale du tronc chez des individus souffrant de lombalgie chronique non-spécifique. SOFAMEA (*Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte*), Toulouse, France (présentation orale)

4.2.1 Résumé en français

Titre en français : Asymétrie du phénomène de flexion-relaxation et sa relation avec l'amplitude de mouvement latéral du tronc chez des individus souffrant de lombalgie chronique non-spécifique

Contexte : Le phénomène de flexion-relaxation est défini comme un silence ou une diminution de l'activité électromyographique des muscles extenseurs lombaires lors d'une flexion maximale du tronc en position debout. Ce phénomène est, dans la majorité des cas, absent chez les patients atteints de lombalgie chronique non-spécifique. Une étude récente a montré une plus grande asymétrie entre droite et gauche de ce phénomène chez ces patients en comparaison avec des sujets sains. Les auteurs ont suggéré qu'un déséquilibre dans les propriétés des muscles, comme la souplesse, pourrait être à l'origine de cette asymétrie. Dans ce contexte, l'objectif de cette étude est d'étudier le lien entre l'asymétrie du phénomène de flexion-relaxation et l'asymétrie de la souplesse latérale du tronc chez les patients souffrant de lombalgie chronique non-spécifique

Méthodes : Vingt-huit patients NSCLBP et vingt-deux participants asymptomatiques ont réalisé trois flexions maximales du tronc en position debout genoux tendus. L'électromyographie de surface a été mesurée bilatéralement sur les ESL et sur les multifides lombaires. Un ratio de flexion-relaxation a été calculé pour chaque muscle pour quantifier le phénomène. Trois essais du test *Fingertip-to-thigh* ont été réalisés pour mesurer la souplesse latérale du tronc. L'asymétrie de chaque paramètre a été calculée par la différence absolue entre le côté droit et le côté gauche.

Résultats : Les patients NSCLBP présentent une amplitude de mouvement latérale du tronc significativement plus basse que les participants asymptomatiques. L'asymétrie du ratio flexion-relaxation des ESL était significativement plus élevée chez les patients NSCLBP que chez les patients participants asymptomatiques ($p < 0.05$). L'asymétrie du ratio flexion-relaxation des Multifidus et de la souplesse latérale du tronc n'était pas significativement différente entre les groupes. Une corrélation significative ($r = 0,49$) entre l'asymétrie du ratio de flexion-relaxation des ESL et l'asymétrie de la ROM latérale du tronc n'a été observée que chez les patients NSCLBP.

Conclusions : Les résultats ont montré que l'asymétrie du rapport flexion-relaxation des ESL est modérément corrélée à l'asymétrie de souplesse latérale du tronc. En outre, les résultats ont confirmé que les patients atteints de NSCLBP présentaient des amplitudes de mouvement du tronc réduites, une asymétrie du ratio de flexion-relaxation des ESL corrélée à la rotation du tronc. Ces résultats peuvent suggérer un déséquilibre des charges appliquées à la colonne vertébrale pouvant contribuer à la persistance de la douleur.

4.2.2 Abstract

Study Design: A cross-sectional comparative study.

Objective: The present study aimed to investigate the relationship between the flexion-relaxation phenomenon asymmetry of lumbar muscles and trunk lateral Range of Motion (ROM) asymmetry in non-specific chronic low back pain (NSCLBP) patients.

Summary of Background Data: Imbalance in trunk muscle activation between right and left sides can induce pain by loading the spine incorrectly, especially in NSCLBP patients. A previous study reported a greater asymmetry in the flexion-relaxation phenomenon of the erector spinae in NSCLBP patients than in asymptomatic participants (AP). Imbalance of muscle properties, such as trunk ROM, has been suggested as a possible cause of this observed asymmetry.

Methods: Twenty-eight NSCLBP patients and twenty-two AP performed three standing maximal trunk flexions. Surface electromyography were recorded bilaterally for erector spinae longissimus and lumbar multifidus. A flexion-relaxation ratio was calculated for each muscle. The fingertip-to-thigh test was performed to assess trunk lateral ROM. Each parameter's asymmetry was calculated as the absolute difference between right and left sides.

Results: NSCLBP patients present a significantly lower trunk lateral ROM than AP. Flexion-relaxation ratio asymmetry of the erector spinae was significantly greater in NSCLBP patients than in AP ($p < 0.05$). Flexion-relaxation ratio asymmetry of the multifidus and trunk lateral ROM asymmetry were not significantly different between groups. Significant correlation ($r = 0.49$) between flexion-relaxation ratio asymmetry of Erector spinae and trunk lateral ROM asymmetry was observed only for NSCLBP patients.

Conclusions: The present findings showed that flexion-relaxation ratio asymmetry of erector spinae longissimus is moderately correlated with trunk lateral ROM asymmetry. In addition, the results confirmed that NSCLBP patients present a reduced trunk lateral ROM, flexion-relaxation ratio asymmetry of the erector spinae which is correlated with trunk rotation. These findings suggested an imbalance spine loading which can contribute to the persistence of pain.

4.2.3 Introduction

Since 1990, low back pain (LBP) has been the leading cause of disability worldwide (Vos et al., 2017), with a lifetime prevalence of 84% in industrialised countries (Balagué et al., 2012). As the exact cause of pain cannot be ascertained in 85%–90% of cases, patients are classified as having non-specific LBP (Deyo and Weinstein, 2001; Krismer and van Tulder, 2007). Among these patients, 10% become chronic sufferers and represent a high socioeconomic burden on the state (Hartvigsen et al., 2018). Alterations in muscle recruitment patterns have been suggested as one of the factors resulting in chronicity (Sipko et al., 2013).

The flexion–relaxation (FR) phenomenon is defined as reduced activity of lumbar extensor muscles in standing maximum trunk flexion (W F Floyd and Silver, 1955). The FR phenomenon is frequently absent in non-specific chronic LBP (NSCLBP) patients (Colloca and Hinrichs, 2005). Quantifying the FR phenomenon using the FR ratio has demonstrated that, at maximum trunk-flexion, NSCLBP patients display greater muscle activity in the erector spinae longissimus (ESL) and superficial lumbar multifidus (LMF) than do asymptomatic participants (APs) (Kim et al., 2013b; Schinkel-Ivy et al., 2014).

Because an imbalance in trunk muscle activation between the right and left sides can induce pain by loading the spine incorrectly, especially in NSCLBP patients (Grabiner et al., 1992; Marras et al., 2001; Mirka and Marras, 1993; Renkawitz et al., 2006), previous studies have investigated asymmetry in the FR phenomenon (Kim et al., 2013b; Ning et al., 2011). No relationship was found between that asymmetry and lumbopelvic rotation in healthy individuals during maximum trunk flexion (Ning et al., 2011). However, Kim *et al.* reported that greater asymmetry in the FR ratio of the ESL was associated with lumbopelvic rotation in two subgroups of LBP patients (Kim et al., 2013b). These authors suggested that this asymmetry could be due to an imbalance in muscle properties, such as the flexibility of the musculotendinous complex and in passive structures. They also reported increased thorax obliquity in NSCLBP patients during maximum flexion. Trunk flexibility was reported to play an important role in trunk muscle recruitment (Hashemirad et al., 2009). However, these authors did not investigate the relationships between asymmetrical FR ratios and trunk lateral range-of-motion (ROM). Moreover, despite the LMF muscles' essential role in maintaining spine stability, to the best of our knowledge, asymmetry in the FR ratios of the LMF muscles in an NSCLBP population has never before been investigated.

The present study's main objective was to explore the relationships between asymmetrical FR ratios in the lumbar muscles and asymmetrical restriction of trunk lateral ROM in NSCLBP patients. We hypothesised that asymmetrical trunk lateral ROM would be correlated with asymmetrical FR ratios in NSCLBP patients. First of all, thorax kinematic ROM in the three planes, lumbar muscle FR ratios and trunk lateral ROM, as well as their respective asymmetries, were compared among NSCLBP patients and APs.

4.2.4 Materials and Methods

Study design

This prospective study was approved by the regional ethics committee of a tertiary university hospital, with reference CER: 14-126. The study is part of a broader project on identifying subgroups among NSCLBP patients (Rose-Dulcina et al., 2018).

Participants

Twenty-eight NSCLBP patients and 22 APs were enrolled and evaluated in a human movement laboratory. Patients were recruited from the Rheumatology Division and the Orthopaedic Department of a tertiary university hospital. Participants were included in the NSCLBP group if they had had back pain for more than three months and all specific causes (infection, neurological diseases, spinal fractures, axial spondyloarthritis, spinal deformities, tumours or radicular symptoms) had been excluded; they were included in the AP group if they had no history of back pain in the last 6 months. For both groups, additional exclusion criteria were pregnancy, being younger than 18 years old or older than 60 years old, previous back surgery, a body mass index over 30, and pain or injury in any other area of the body.

Instruments

A twelve-camera motion analysis system (Qualisys Oqus7+, Gothenburg, Sweden), set at a 100 Hz sampling frequency, recorded markers placed on the C7 and T10 spinous processes and on the top and base of the sternum. Electromyography (EMG) signals were measured using active surface electrodes (model Trigno, Delsys Inc., Boston, MA, USA) at a sampling frequency of 1000 Hz. Electrodes were positioned on the right and left sides of the ESL (at the L1 level of the spinous process) and LMF with regard to muscle fibre direction and following the SENIAM recommendations (Hermens et al., 2000), on shaved, abraded and cleaned (with alcohol) skin. Only participants with no visual EMG artefacts on the right and left sides of the same muscles were included in the analysis.

Experimental procedure

Patients with NSCLBP filled out validated French versions of the Oswestry Disability Index (D Vogler et al., 2008) and the Pain Catastrophising Scale (French et al., 2005). As recommended by the World Health Organization, the Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ) was used to quantify weekly physical activity (Bull et al., 2009). Pain was characterised by the side (unilateral/bilateral) and duration (in years), and current pain was quantified using a visual analogue scale. To evaluate trunk lateral ROM, participants performed three consecutive fingertip-to-thigh tests (Mellin, 1986). This test was measured with patients standing with their backs against a wall and their feet shoulder-width apart. An initial mark was made where the patient's middle-fingertip rested on the lateral thigh. Then, they were instructed to flex laterally as far as possible while keeping their back and shoulders against the wall. A second mark was made where the middle fingertip had moved down to on the thigh. The distance between the two marks was measured and recorded in centimetres. An average was calculated using three readings per side. Participants were then equipped with EMG electrodes and a sub-maximal voluntary isometric contraction (subMVIC) test against gravity (Jackson et al., 2017) was performed for six seconds in a prone position with the upper edge of their iliac crests aligned along the edge of the table. After 10 minutes rest, participants were equipped with kinematic markers and performed three consecutive standing maximal trunk forward bending trials with their legs straight. Each phase of the movement (standing, flexion, full flexion and return to initial standing posture) had a four-second duration, as illustrated in Figure 9. An audible metronome was used to regulate the timing of their movements.

Data processing

According to Gutierrez (Gutierrez et al., 2003), the thorax segment was defined from C7, T10, base, and top of sternum markers. The primary axis (z) was determined from the sternum base-

T10 midpoint to sternum top-C7 midpoint. The secondary axis (x) was determined from C7-T10 midpoint to sternum top-base midpoint. The third axis (y) was orthonormal to these axes. Then, orientations of this segment were expressed in the global frame of the laboratory to calculate the thorax tilt, obliquity, and rotation during the trunk forward bending task. The raw EMG signals recorded during the procedure were filtered using a Butterworth (4th order) pass-band filter (20–500 Hz) and were then full-wave rectified and low-pass filtered (2.5 Hz) to produce linear envelopes (Schinkel-Ivy et al., 2013). To normalise the EMG signals, the mean amplitude of the subMVIC linear envelopes was calculated, and the EMG signal was expressed as a percentage of the subMVIC. The FR ratio was calculated for each muscle, on both sides, as follows (Marshall and Murphy, 2006):

$$(1) FRR = \frac{RMS_{fullflexion}}{RMS_{flexion}} \times 100$$

RMS is the maximal root mean square of the linear envelop of one second during the flexion and full flexion phases, respectively. A lower FR ratio indicated a greater state of muscle relaxation. The means of the three trials on each side were used to calculate the FR ratio and trunk lateral ROM. The minimum and maximum values determined for the right and left sides were used for the statistical analysis (Kim et al., 2013b; Nagai et al., 2015).

Asymmetry in the FR ratio (Δ FR ratio) was calculated as follows: (Kim et al., 2013b)

$$(2) \Delta FR \text{ ratio} = \left| \text{FR ratio}_{\text{right-side muscle}} - \text{FR ratio}_{\text{left-side muscle}} \right|$$

The same calculation was used for asymmetry in trunk lateral ROM. Evaluation of the relationships between asymmetries in the FR ratio and trunk lateral ROM used the relative difference between the right and left sides to consider the direction of asymmetry.

Statistical analysis

The Shapiro–Wilk test was used to evaluate the data distribution’s normality. Due to its normal distribution, individual characteristics between groups were compared using unpaired Student t-tests and Pearson’s chi-squared test for dichotomous outcomes.

Mann–Whitney tests were used to compare thorax kinematics, EMG signals and flexibility parameters (non-normal distribution) between the two groups. Cohen’s effect size and 95% confidence intervals (95% CI) were also reported.

Spearman’s coefficient correlation analysis was used to quantify the association between asymmetries in the Δ FR ratio and trunk lateral ROM in the group of NSCLBP patients.

Analyses were performed using R software (version 3.1.3) and the RStudio interface. The significance level was set at $p < 0.05$.

4.2.5 Results

Five NSCLBP patients and three APs were excluded from the analysis due to artefacts on at least one EMG signal in each muscle pair. Two additional NSCLBP patients were excluded as they were unable to achieve the maximum trunk forward bending movement required for the study due to pain ($> 6/10$ on a visual analogue scale). There were no significant differences between the groups’ general characteristics (Tableau 11).

Trunk lateral ROM was lower among NSCLBP patients than among APs for both minimum and maximum values (Table 2). However, no differences were found with regards to asymmetry in trunk lateral ROM. During maximum trunk forward bending, NSCLBP patients

only presented with a significantly lower thorax ROM in the sagittal plane (Tableau 12). NSCLBP patients showed higher maximum FR ratios than APs in both the ESL and LMF (Figure 17). Similar higher results were found for minimum FR ratio_{LMF}, whereas no significant differences were found between the groups for minimum FR ratio_{ESL} (Figure 17). Asymmetry in the FR ratio_{ESL} was greater in the NSCLBP group than among APs, but there was no significant difference between the groups with regard to asymmetry in the FR ratio_{LMF}. There was no significant difference between maximum FR ratios among APs (median (IQR) = 0.41 (0.26–0.50)) and minimum FR ratios among NSCLBP patients (median (IQR) = 0.42 (0.21–0.54)), p-value=1.00. Finally, no significant difference was found in the Δ FR ratio_{ESL} between NSCLBP with unilateral pain (n=13; median (IQR) = 0.17 (0.09–0.33)) and those with bilateral pain (n=10; median (IQR) = 0.24 (0.05–0.27)), p-value=0.97.

The FR ratio_{ESL} was significantly and strongly correlated with thorax flexion ROM (Figure 18A). Asymmetry in the FR ratio_{ESL} was significantly and moderately correlated with thorax rotation ROM (Figure 18B) and with asymmetry in trunk lateral ROM (Figure 18C).

Tableau 11: Demographic data for both groups.

	Groups		P-value	95% CI	Effect size
	NSCLBP patients (n=23)	AP (n=19)			
Individual characteristics					
Female n (%) ^k	12 (52%)	9 (47%)	1.000	-32.8 to 39.5	.045
Age (years) ^t	39.4 (10.9)	36.0 (10.4)	.273	-2.8 to 9.6	.326
Body weight (kg) ^t	69.3 (9.9)	66.5 (10.0)	.330	-3.0 to 9.7	.294
Body height (m) ^t	1.72 (0.08)	1.72 (0.09)	.922	-0.05 to 0.05	.030
Body mass index (kg.m ²) ^t	23.4 (3.4)	22.2 (2.1)	.142	0.4 to 2.8	.409
Pain-related characteristics					
Current pain (VAS/10)	3.2 (2.1)	-	-	-	-
Unilateral pain (%)	14 (56%)	-	-	-	-
Pain duration (years)	9.2 (8.7)	-	-	-	-
Oswestry disability index score (%)	13.7 (6.3)	-	-	-	-
Pain catastrophising scale	16.8 (9.2)	-	-	-	-
GPAQ (MET-minute/week) _u	1560 (840:2786)	2430 (1560:3300)	.149	-1620 to 200	.159
GPAQ Work _u	0 (0:0)	0 (0:0)	.438	0 to 0	.023
GPAQ Leisure _u	800 (300:13810)	1140 (620:2160)	.222	-960 to 240	.117

Results are presented as mean (standard deviation) for continuous outcomes with normal distribution, as median (interquartile range) for continues outcomes with non-normal distribution and as n (%) for dichotomous outcomes; p-value corresponds to an unpaired Student t-test (^t), a Mann-Whitney U test (^u) and a Pearson's chi-squared test (^k) respectively. Effect size is Cohen's effect size; 95% CI is 95% confidence interval; * Level of significance was set at p < 0.05. NSCLBP, non-specific chronic low back pain; APs, asymptomatic participants; VAS, visual analogic scale; GPAQ, Global Physical Activity Questionnaire.

Tableau 12 : Intergroup comparisons between NSCLBP patients and APs for asymmetries in thorax kinematics, trunk lateral ROM, and asymmetry in FR ratios and trunk lateral ROM

	Groups		P-value	95% CI	Effect size
	NSCLBP patients (n=23)	AP (n=19)			
Thorax kinematic ROM (°)					
Flexion	115.0 (99.9–130.4)	134.4 (125.1–147.0)	.000*	-32.8 to -10.5	.502
Obliquity	7.2 (5.5–8.2)	7.3 (5.6–9.4)	.606	-2.0 to 1.2	.038
Rotation	9.9 (7.3–14.1]	10.1 (7.5–14.4)	.869	-3.1 to 2.6	.160
Trunk lateral ROM (cm)					
Minimum	16.0 (15.0–18.5)	21.3 (18.8 – 22.0)	.000*	-6.0 to -2.0	.498
Maximum	18.0 (16.0–20.0)	22.3 (21.2–23.6)	.000*	-6.0 to -2.0	.530
Asymmetry parameters					
Δ FR ratio _{ESL}	0.20 (0.07–0.26)	0.06 (0.03–0.11)	.035*	0.01 to 0.19	.258
Δ FR ratio _{LMF}	0.09 (0.04–0.16)	0.09 (0.05–0.21)	.701	-0.09 to 0.05	.075
trunk lateral ROM asymmetry (cm)	1.0 (0.0–2.0)	1.0 (0.5–2.0)	.754	-1.0 to 1.0	.098

Results are presented as median (interquartile range). Effect size is Cohen’s effect size; 95% CI is 95% confidence interval; p-value corresponds to Mann–Whitney U test. * Level of significance was set at $p < 0.05$. NSCLBP, non-specific low back pain; AP, asymptomatic participants; FR ratio, flexion–relaxation ratio; Δ FR ratio: asymmetry in flexion–relaxation ratio between right and left sides; ROM, range of motion.

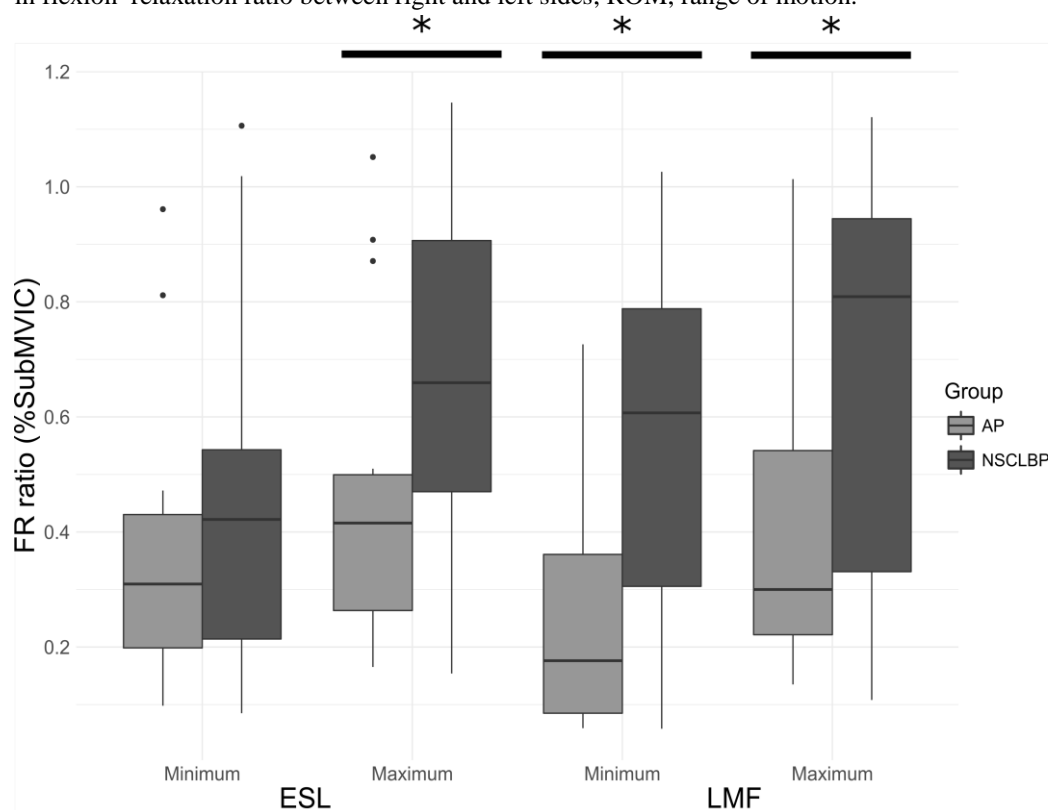


Figure 17: Comparison of flexion–relaxation (FR) ratio by group, computed during the standing maximum trunk forward bending task for both the erector spinae longissimus (ESL) and lumbar multifidus (LMF) muscles. *Significant difference evaluated at $p < 0.05$ using the Mann–Whitney U test. AP, asymptomatic participants; NSCLBP, non-specific chronic low back pain patients; minima and maxima were determined between the right and left side of muscle pairs; subMVIC, sub-maxim voluntary isometric contraction.

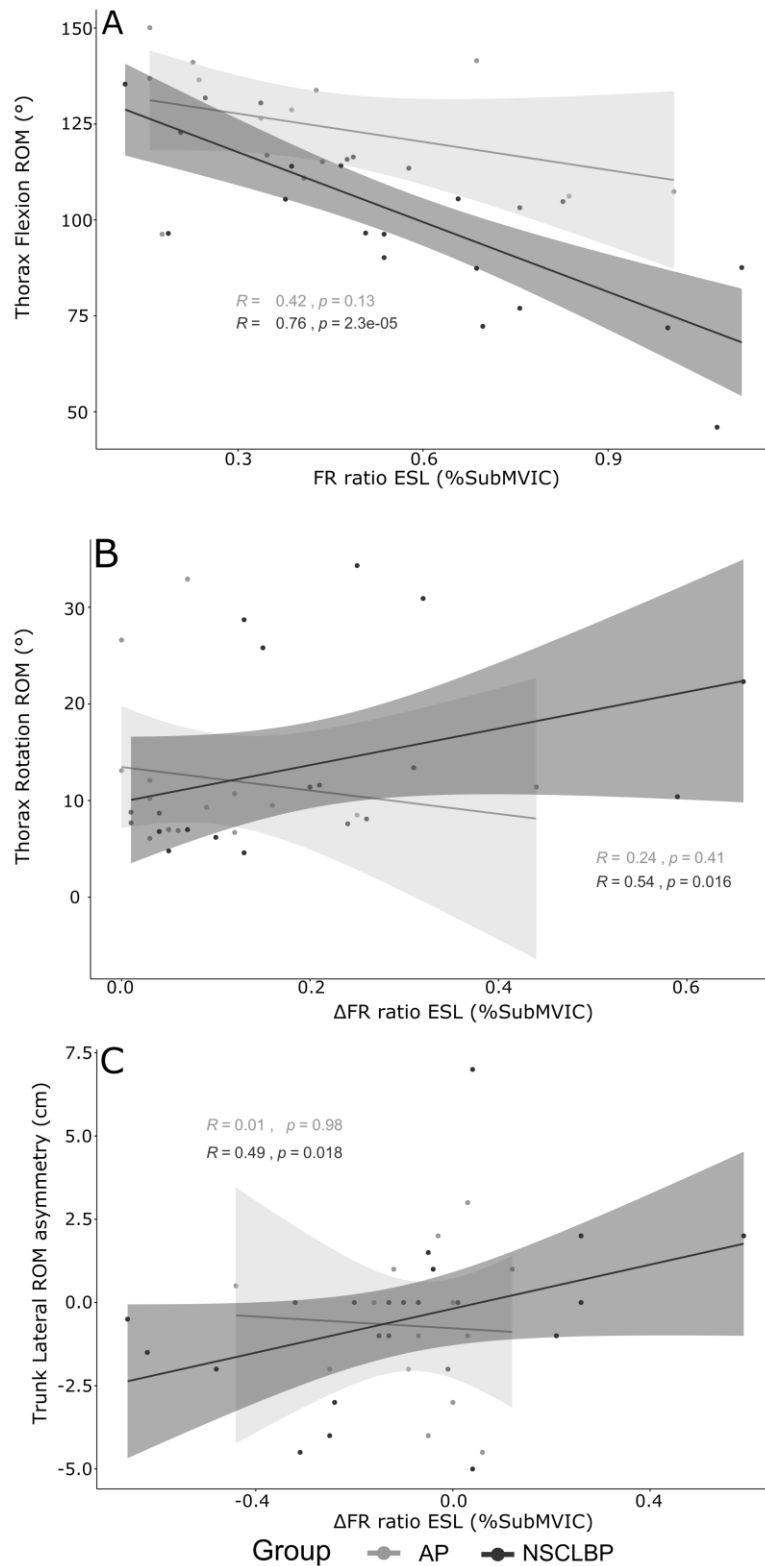


Figure 18: Relationships between flexion–relaxation parameters and thorax flexion (A), thorax rotation (B) and asymmetry in trunk lateral ROM (C) by group. P is the p-value associated with the Spearman coefficient, R. AP, asymptomatic participants; NSCLBP, nonspecific chronic low back pain patients; ROM, range-of-motion; FR, flexion–relaxation; Δ , asymmetry; subMVIC, sub-maximal voluntary isometric contraction.

4.2.6 Discussion

The present study's main objective was to evaluate the relationships between asymmetries in the FR ratios of the lumbar muscles and trunk lateral ROM in NSCLBP patients. Results showed a moderate correlation between asymmetry in the FR ratio_{ESL} and asymmetry of trunk lateral ROM in the NSCLBP group, but not in the AP group. This result supports the hypothesis proposed by Kim *et al.* (2013), who suggested that the asymmetry of the FR ratio_{ESL} could be due to an imbalance in muscle flexibility. Firstly, we will discuss the findings task by task.

With regard to the FR ratio, our results confirmed that NSCLBP patients exhibited a lower lumbar muscle relaxation pattern during full trunk flexion, as shown by the higher FR ratio_{ESL} and FR ratio_{LMF} in this group. These findings were consistent with those reported in previous studies (Geisser *et al.*, 2005; Kienbacher *et al.*, 2015; Owens *et al.*, 2011). It has been proposed that the FR phenomenon is the consequence of the stimulation of stretch receptors in posterior discoligamentous tissues during this flexed posture and thus acting to reflexogenically inhibit the ESL (Colloca and Hinrichs, 2005). The present study supports this hypothesis through the strong correlation found between thorax flexion ROM and the FR ratio_{ESL} (Figure 3A). The lower thorax flexion ROM in NSCLBP patients than in APs suggests a reduction in the stimulation felt by these receptors and hence a reduced inhibition of lumbar muscle activity. However, it is important to note that other parameters can influence the FR phenomenon, such as muscle spasm, exaggerated stretch reflexes, efforts to protect damaged passive structures or a response to local instability caused by injured spinal structures (Descarreaux *et al.*, 2008).

With regard to asymmetry in the FR ratio, compared to APs, NSCLBP patients presented a greater Δ FR ratio_{ESL} as previously reported (Kim *et al.*, 2013b). This result suggests a higher activity of ESL in one side inducing a greater spine loading on one side which may result in pain (Marras *et al.*, 2004, 2001). It is also interesting to note that this greater Δ FR ratio_{ESL} was in moderate correlation ($r=0.54$) with thorax rotation ROM only in NSCLBP patients—results corroborated by Kim *et al.* (2013). Indeed, considering the movement of unilateral contraction of ESL, higher asymmetry in the FR ratio of ESL represents a higher activity of one of the ESL which may lead to trunk rotation. However, no such difference was observed for the Δ FR ratio_{LMF}. One explanation might be that LMF muscles have a bilateral adaptation to pain, which is not the case for ESL muscles. Indeed, a previous study reported bilateral atrophy of the LMF muscles (at level L4–5) in patients with unilateral NSCLBP, whereas ESL atrophy was ipsilateral with the painful side (G.J. Beneck and Kulig, 2012). However, results also showed that the Δ FR ratio_{ESL} was not dependent on the side where the pain was located (unilateral vs bilateral pain). Kim *et al.*, (2013) suggested that a greater Δ FR ratio_{ESL} could be due to an imbalance in muscle properties, such as their flexibility, rather than the side where the pain was located.

We also observed lower trunk lateral ROM in the NSCLBP group than in APs, consistent with previous studies (Gomez, 1994; Mellin, 1990; Nagai *et al.*, 2015). Nagai *et al.* suggested that lower trunk lateral ROM was a factor associated with chronic LBP, as it generates increased passive tension, which may result in pain (Nagai *et al.*, 2015). Contrary to previous studies (Gomez, 1994; Nagai *et al.*, 2015), we observed no higher asymmetry in trunk lateral ROM among NSCLBP patients compared to APs. The fingertip-to-thigh test does not take into

account movement by the pelvis, however, and compensatory pelvic movement mechanisms may reduce asymmetry in trunk lateral ROM, which would explain this contradictory finding. Lower asymmetry could be also related to differences in patients' characteristics. Patients in Nagai *et al.*'s study were helicopter pilots and the authors suggested that the asymmetry in their trunk lateral ROM could be the result of an occupational task-induced adaptation. In another study, the inclusion of patients with specific LBP and a history of surgery could have influenced its findings (Gomez, 1994).

Despite the absence of any significant difference in the asymmetry of trunk lateral ROM between our two groups, the results only highlighted a significant and moderate correlation between the ΔFR ratio_{ESL} and asymmetry in trunk lateral ROM among NSCLBP patients. Considering the hypothesis proposed by Kim *et al.* (2013) that the asymmetry of FR ratio in ESL is due to an imbalance in muscle flexibility, this result could suggest that asymmetry in trunk lateral ROM is attributed to an imbalance in muscle flexibility. However, different tissue elements are involved in the segment range of motion (as fascia, tendons, etc.) and further investigations are needed to validate these hypotheses. Another explanation of this result could be found in the pain adaptation theory proposed by Hodges and Tucker (2011) (Hodges and Tucker, 2011). They proposed that in response to pain, patients modify muscle stiffness and redistribute activity between muscles in protection from further pain or injury. These elements could explain the reduced range of motion and the FR ratio asymmetry highlighted in the present study. These adaptations could be two component of a protective muscle strategy leads to protect the spine from pain which may explain the moderate correlation. Nevertheless, a previous study reported that trunk flexibility in the sagittal plane plays an important role in trunk muscle recruitment (Hashemirad *et al.*, 2009). The present results highlight that thorax ROM in the frontal plane could have an influence on trunk muscle recruitment during trunk flexion. However, the correlation was only moderate, which means that other factors influence these asymmetries. One previous study reported that exercises reduce the asymmetry between the right and left ESL muscle FR phenomenon in APs (Bicalho *et al.*, 2010). It would thus be interesting to investigate whether the improvement in lateral ROM seen during treatment correlates with a decrease in the asymmetry of the FR ratio of lumbar muscles.

This study had some limitations. First, the exclusion of 7 NSCLBP patients and 3 APs, due to EMG signal artefacts or an inability to perform the required tasks, decreased the study's power to detect additional differences. Secondly, using a ruler to measure the fingertip-to-thigh test does not account for movements of the pelvis. Methods using twin inclinometers (on the S2 and T1 spinous processes) could be an alternative, as these would remove any pelvis movement from the equation. Finally, NSCLBP patients constitute a heterogeneous population due to the absence of any specific aetiology (Dankaerts *et al.*, 2006a). Kim *et al.*, (2013) found different FR ratio asymmetry responses when NSCLBP patients were put into subgroups according to the O'Sullivan classification (Dankaerts and O'Sullivan, 2011). However, a subgroup analysis could not be performed in the present study because of the small number of participants.

4.2.7 Conclusion

The present study showed that among NSCLBP patients, the asymmetry in the FR ratio of ESL muscles was significantly correlated with asymmetry in trunk lateral ROM, and it confirmed

the relationship between greater asymmetry in the FR ratio of ESL muscles and thorax rotation ROM. These findings suggested that imbalanced spine loading could contribute to the presence or persistence of pain. Further studies are needed to evaluate whether a decrease in the asymmetry of the flexion–relaxation phenomenon is observed during physical therapy and whether this is associated with improvement in trunk ROM, with improvement in trunk ROM, disability and pain.

4.3 Étude observationnelle III : lien entre FRP et endurance des extenseurs du tronc

Ce complément aux études observationnelles I et II a consisté à évaluer le lien qui pouvait exister entre l'absence du phénomène de flexion-relaxation et l'endurance réduite des extenseurs du tronc observées chez les patients atteints de NSCLBP.

Une partie des résultats a fait l'objet :

- **D'une présentation orale en congrès international impliquant une publication courte dans une revue internationale à comité de lecture :**

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. (2018). O 078-Relation between the flexion-relaxation phenomenon and back extensor endurance in non-specific chronic low back pain patients. ESMAC (*European Society for movement Analysis in Adults and Children*), Prague, République Tchèque (présentation orale), *Gait & posture*.

Gait & Posture xxx (xxxx) xxx-xxx



Short communication

O 078 - Relation between the flexion-relaxation phenomenon and back extensor endurance in non-specific chronic low back pain patients

K. Rose-Dulcina^{a,b,*}, S. Genevay^c, D.E. Dominguez^d, S. Armand^a, N. Vuillerme^{b,e}

^a Willy Taillard Laboratory of Kinesiology, Geneva University Hospitals and Geneva University, Geneva, Switzerland

^b Univ. Grenoble Alpes, AGEIS, Grenoble, France

^c Division of Rheumatology, Geneva University Hospitals, Faculty of Medicine, Geneva, Switzerland

^d Division of Orthopaedics and Traumatology, Geneva University Hospitals, Faculty of Medicine, Geneva, Switzerland

^e French University Institute, Paris, France

- **D'une présentation orale en congrès international**

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. (octobre 2019). Flexion-relaxation ratio asymmetry and its relation with lateral trunk flexibility in individuals with and without chronic non-specific low back pain. 10th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Girdle Pain, Antwerp, Belgium (présentation orale).

4.3.1 Résumé en français

Titre en français : Relation entre le phénomène de flexion-relaxation et l'endurance des muscles extenseurs du tronc

Contexte : Le phénomène de flexion-relaxation est défini comme un silence ou une diminution de l'activité des muscles extenseurs lombaires lors d'une flexion antérieure maximale du tronc. Ce phénomène est, dans la majorité des cas, absent chez les patients atteints de lombalgie chronique non-spécifique et reflète un manque de relâchement des muscles. Cette absence de relâchement peut conduire à de la fatigue musculaire. En parallèle, les patients NSCLBP présentent une endurance des muscles extenseurs du tronc réduite en comparaison avec des AP. Cependant, à notre connaissance, aucune étude ne s'est encore intéressée à l'implication du FRP dans l'endurance des extenseurs du tronc. L'objectif de cette étude est d'évaluer le lien entre le FRP et l'endurance des extenseurs du tronc.

Méthodes : L'électromyographie des ESL et des LMF a été mesurée bilatéralement sur trente patients NSCLBP et vingt AP. Le test de Sorensen a été réalisé et utilisé comme test d'endurance des extenseurs du tronc. Les participants ont ensuite réalisé trois flexions antérieures maximales consécutives du tronc. Chaque phase du mouvement (posture debout, flexion, flexion maximale et extension) durait 4 secondes. Un ratio (FR ratio) quantifiant le FRP a été calculé en divisant la moyenne quadratique (RMS) sur un intervalle d'une seconde pendant la phase de flexion maximale par la RMS sur un intervalle d'une seconde pendant la phase de flexion. La moyenne des ratios entre droite et gauche d'une même paire de muscle a été utilisée dans l'analyse.

Résultats : L'endurance des extenseurs du tronc était significativement inférieure chez les patients NSCLBP ($n = 27$) par rapport à AP ($n = 20$). $FR\ ratio_{ESL}$ ($n_{NSCLBP} = 25$, $n_{AP} = 19$) et FRR_{LMF} ($n_{NSCLBP} = 20$, $n_{AP} = 17$) étaient significativement plus élevés chez les patients NSCLBP que AP. Les coefficients de régression ont montré une association significative uniquement entre les performances des tests FRR_{LMF} et de Sorensen des patients NSCLBP ($n_{NSCLBP} = 20$)

Conclusions : Comme précédemment reporté, les patients NSCLBP présentent une endurance des extenseurs du tronc réduite et un FR ratio plus élevé pour tous les muscles lombaires. En outre, nos résultats suggèrent une forte association entre l'endurance des muscles du tronc et l'absence de FRP des LMF. Cela pourrait être la conséquence d'une fatigue musculaire induite par l'absence de relâchement musculaire au cours de la flexion du tronc. Compte tenu du rôle du LMF dans la stabilité de la colonne vertébrale, nous proposons que le phénomène de flexion-relaxation puisse être un critère principal d'évaluation dans le processus de réadaptation des NSCLBP.

4.3.2 Introduction

The flexion-relaxation phenomenon (FRP) is defined as a myoelectric silence or reduced activity of lumbar extensor muscles in standing maximal trunk flexion in asymptomatic participants (AP) (W. F. Floyd and Silver, 1955). This phenomenon is most frequently absent in non-specific chronic low back pain (NSCLBP) patients (Schinkel-Ivy et al., 2014) and reflects less relaxation of the muscles. Absence of muscle relaxation can lead to muscle fatigue. In parallel, it was shown that NSCLBP patients have a reduced back extensor muscle endurance (Steele et al., 2014) characterised by higher lumbar muscle fatigability in several studies (Kolar et al., 2011; McKeon et al., 2006). Moreover, the observational study II (e.g. 4.1 part) showed that NSCLBP patients present a higher initial level of fatigue in lumbar muscles. To the best of our knowledge, no study was interested in the implication of FRP in NSCLBP back extensor muscle endurance. This study was hence designed to investigate if the absence of flexion-relaxation phenomenon is related to lower back extensor endurance in NSCLBP patients. We hypothesised that FRP is related with back extensor muscle endurance (hypothesis 1) and with lumbar muscle fatigue parameters (hypothesis 2) in NSCLBP patients.

4.3.3 Methods

Electromyography of ESL and LMF was measured bilaterally in 30 NSCLBP patients and 20 AP. Sorensen test was used as an endurance task of back extensor muscles and as a reference sub-maximal voluntary isometric contraction to normalize EMG amplitudes (e.g. 3.4.2.1.2). To evaluate muscle fatigue parameters, median frequency (MF) of sEMG power spectrum was calculated in each 1-s interval with a Fast Fourier Transform. A linear regression analysis was performed on the calculated median frequencies as a function of time. As MF evolution is linear during fatigue task (Moffroid, 1997), subjects with MF linear regression coefficient $r < 0.70$ were excluded from further analysis. To evaluate the initial level of fatigue, initial MF (MF_i) defined as the intercept of the regression line was extracted. To quantify muscle fatigability, Median frequency slope was used and determined as the slope of the linear regression. To avoid subcutaneous bias, the slope was normalized with MF_i (Coorevits et al., 2008). After 15 min of rest, each participant performed three consecutive standing trunk flexion-extension trials with their knees in the extended position. Each phase of the movement (standing, flexion, full flexion and extension) had a 4-second duration (e.g. 3.4.2.2). A flexion-relaxation ratio (FRR) was calculated by dividing the EMG root mean square of 1 second during the full-flexion phase by the EMG root mean square of 1 second during the flexion phase (Schinkel-Ivy et al., 2013) (e.g. 3.6.3.3.2). For all variables, mean value of the right and left side of each muscle was used for statistical analysis. Student T-test or Mann-Whitney U-test (depend on the data distribution) were used for group comparisons with level of significance at 0.05 (*) and Spearman Coefficient of correlation was used to determine association between FRR and fatigue parameters. Participants with artefact in the EMG results or a coefficient of MF linear regression under 0.70 were removed from the respective analysis.

4.3.4 Results

First, three patients were not able to perform the Sorensen test because of pain and they were excluded from the analysis. No difference was found in the general characteristics between groups (Tableau 13). Results showed that trunk extensor endurance was significantly lower in NSCLBP patients ($n=27$) than AP ($n=20$). FRR_{ESL} ($n_{NSCLBP}= 25$, $n_{AP}=19$) and FRR_{LMF}

($n_{NSCLBP}= 20$, $n_{AP}=17$) was significantly higher in NSCLBP patients than AP. Regression coefficients showed significant association only between FRR_{LMF} Sorensen test performance of NSCLBP patients ($n_{NSCLBP}= 20$) (Figure 19).

Tableau 13: General characteristics of the study sample

	NSCLBP (n=27)	AP (n=20)	p-value	95% CI	ES
Individuals characteristics					
Female (%)	12 (44%)	8 (40%)	0.849 ^k	-3.8 to 6.5	0.326
Age (year)	39.4 (10.9)	35.9 (10.3)	.272 ^t	-2.8 to 5.0	.326
Body height (m)	1.72 (0.08)	1.72 (0.09)	.921 ^t	-.05 to .05	.030
Body mass (kg)	69.3 (9.8)	66.5 (10.0)	.329 ^t	-3.0 to 8.7	.293
Body mass index (kg.m ⁻²)	23.4 (3.3)	22.2 (2.1)	.142 ^t	-0.4 to 2.7	.408
Pain-related characteristics					
Current pain (VAS /10) ^t	2.5 (1.5 : 3.8)	-	-	-	-
Pain duration (years) ^t	6.5 (6.0 : 14.7)	-	-	-	-
ODI (%) ^t	14 (6.5 : 20.5)	-	-	-	-
PCS ^t	16 (6.7 : 19.7)	-	-	-	-
GPAQ (MET-minute/week) ^u	2010 (630 : 2619)	2520 (1390 : 3320)	0.387 ^u	-2240 to 1080	0.063

^k = values are n (%) and Pearson Khi2 test were used; ^t = values are mean (Standard deviation) and un-paired Student t-test were used; ^u = values are median (interquartile range) and Mann-Whitney U test were used; *: $p<0.05$; ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval;

Tableau 14: Comparison of trunk muscle endurance and Flexion-relaxation ration between Healthy participants and NSCLBP patients.

	NSCLBP	n	AP	n	p-value	95% CI	ES
Endurance parameter							
Trunk endurance (s)	101.3 (57.9)	27	169.6 (54.8)	20	.000*	-103.0 to -33.5	1.22
Fatigue parameters							
Slope _{ESL}	-0.23 (0.07)	25	-0.22 (0.11)	19	.843	-0.07 to 0.05	0.070
Slope _{LMF}	-0.29 (0.13)	20	-0.28 (0.13)	17	.895	-0.1 to 0.09	0.045
MFin _{ESL}	69.9 (14.0)	25	81.3 (7.7)	19	.006*	-19.3 to -3.5	0.982
MFin _{LMF}	94.5 (14.8)	20	104.8 (11.6)	17	.035*	-19.9 to -0.7	0.777
Flexion-relaxation parameters							
FRR _{ESL}	0.59 (0.26)	25	0.41 (0.25)	19	.045*	0.01 to 0.35	0.70
FRR _{LMF}	0.61 (0.30)	20	0.34 (0.25)	17	.005*	0.09 to 0.44	0.96

FRR is the Flexion relaxation ratio; ESL is lumbar erector spinae; LMF is lumbar multifidus; *: $p<0.05$; 95% CI is 95% confidence interval;

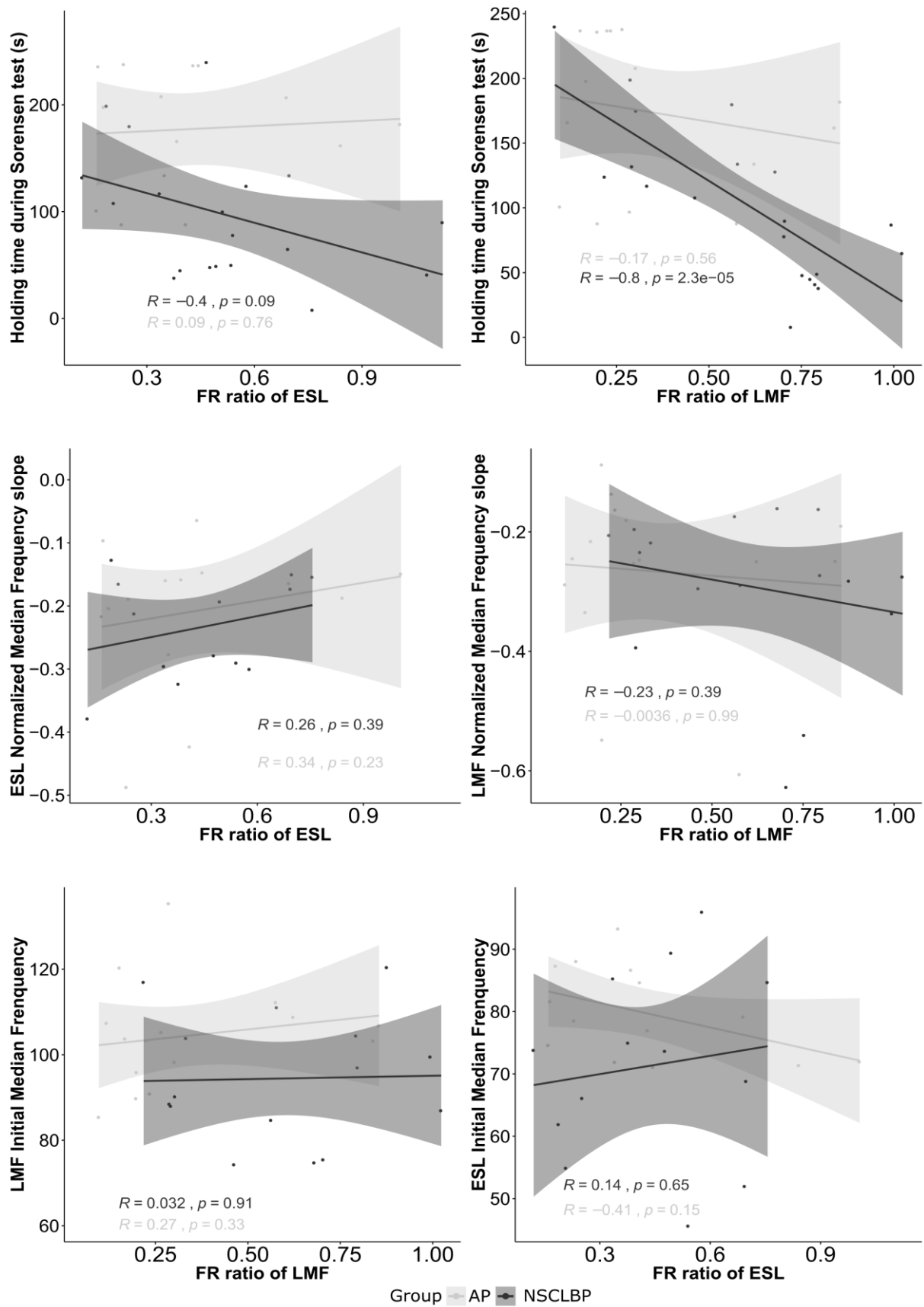


Figure 19: Association between flexion-relaxation ratio and fatigue parameters of lumbar muscles in NSCLBP patients and in asymptomatic participants

4.3.5 Discussion

As reported in the study I and study II and in the literature (Schinkel-Ivy et al., 2014; Steele et al., 2014), NSCLBP patients exhibit a reduced back extensor endurance and higher FRR of all lumbar muscles. More interestingly, our results further suggest a strong association between trunk muscles endurance and the absence of FRR recorded in the LMF. The reduced back extensor endurance could have been the consequence of muscle fatigue induced by the absence of muscle relaxation during trunk flexion. However, the FRR was not related with the initial level of fatigue neither with the fatigability of the LMF. Considering the role of LMF in spine stability, we propose that Flexion-relaxation phenomenon recovery could be a primary endpoint in the process of NSLBP rehabilitation.

4.4 Étude observationnelle IV (article 4) : Analyse de l'activité des muscles lombaires et de la cinématique du tronc lors du transfert assis-debout chez des patients souffrant de lombalgie chronique non-spécifique

Cette étude a consisté à évaluer et comparer l'activité des muscles lombaires, notamment de l'asymétrie neuromusculaire, et la cinématique du tronc entre les patients atteints de NSCLBP et des participants asymptomatiques au cours du transfert assis-debout.

Une partie des résultats a fait l'objet :

- **D'un article dont la soumission est prévue dans une revue internationale à comité de lecture :**

Rose-Dulcina K., Vuillerme N., Dominguez D., Genevay S., Armand S. Lumbar muscle activity and kinematic analysis of the trunk during sit-to-stand task in individuals with and without chronic non-specific low back pain (soumission prévue dans : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* en Octobre 2019)

- **D'une présentation orale en congrès international impliquant une publication courte dans une revue internationale à comité de lecture :**

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D., Vuillerme, N., & Armand, S. (2017). O105: Asymmetry of lumbar muscle activity during sit-to-stand task in patients with chronic non-specific low back pain compared to healthy participants. ESMAC (*European Society for movement Analysis in Adults and Children*), Trondheim, Norway (présentation orale), *Gait & Posture*, 57, 184-185.

Gait & Posture 57 (2017) 184–185



O105

Asymmetry of lumbar muscle activity during sit-to-stand task in patients with chronic non-specific low back pain compared to healthy participants



Kevin Rose-Dulcina^{a,b,*}, Stephane Genevay^c, Dennis Dominguez^d, Nicolas Vuillerme^{b,e}, Stephane Armand^a

^a Willy Taillard Laboratory of Kinesiology, Geneva University Hospitals and Geneva University, Geneva, Switzerland

^b AGEIS, Univ. Grenoble Alps, Grenoble, France

^c Division of Rheumatology, Geneva University Hospitals, Faculty of Medicine, Geneva, Switzerland

^d Division of Orthopaedics and Traumatology, Geneva University Hospitals, Faculty of Medicine, Geneva, Switzerland

^e French University Institute, Paris, France

- **D'une présentation en congrès international**

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Tabard-Fougère, A., Armand, S., & Vuillerme, N. (2017). Trunk muscle co-contraction during Sit-to-stand in individuals with and without chronic nonspecific low back pain. *Global Spine Congress*, Milan, Italy (E-poster)

4.4.1 Résumé en français

Titre : Analyse de l'activité des muscles lombaires et de la cinématique du tronc lors du transfert assis-debout chez des patients souffrant de lombalgie chronique non-spécifique

Objectif : Le but de cette étude était de comparer la cinématique et l'activité musculaire lombaire entre des patients souffrant de lombalgie chronique non-spécifique et des participants asymptomatiques au cours de la tâche de transfert assis-debout.

Participants : Vingt et un patients NSCLBP et dix-neuf participants asymptomatiques ont effectué 3 essais de la tâche de transfert assis-debout à une vitesse libre. La cinématique lombaire et thoracique a été enregistrée, et l'amplitude de mouvement et les angles maximaux ont été exportés. L'électromyographie des Erector spinae longissimus et des Multifidus lombaires a été mesurée bilatéralement. L'amplitude moyenne, le début et la fin d'activation ainsi que l'asymétrie du pattern d'activation temporelle ont été comparés entre les groupes.

Résultats : Il n'y avait pas de différences significatives dans les paramètres cinématiques entre les groupes. Les patients NSCLBP ont présenté une activation significativement plus précoce des Erector spinae longissimus et une activité des Multifidus lombaires significativement plus élevée que les participants asymptomatiques. Aucune différence significative n'a été trouvée dans l'asymétrie de synchronisation des muscles lombaires entre les deux groupes.

Conclusions : La présente étude a montré une activité des Multifidus plus élevée et une activation plus précoce des Erector spinae chez les patients NSCLBP par rapport aux participants asymptomatiques au cours du transfert assis-debout. Ces résultats peuvent être interprétés comme une augmentation de la stabilité du tronc mais peuvent avoir comme effet à long terme des conséquences négatives pour la colonne vertébrale. Cependant, il semble que l'asymétrie temporelle d'activation des muscles lombaires des patients NSCLBP ne soit pas différente des participants asymptomatiques.

4.4.2 Abstract

Objective:

The purpose of this study was to compare kinematics and lumbar muscle activity in individuals with and without nonspecific chronic low back pain (NSCLBP) during the sit-to-stand task.

Design:

Cross-sectional study

Setting:

Motion analysis laboratory in a tertiary university hospital

Participants:

Twenty-one NSCLBP patients and nineteen asymptomatic participants were recruited in this study.

Interventions:

Participants were asked to perform 3 trials of the sit-to-stand task at a self-selected speed. Lumbar and thorax kinematics were recorded. Electromyography (EMG) of Erector Spinae Longissimus and lumbar multifidus were measured bilaterally

Main Outcome Measures:

Thorax range of motion, maximal thorax angles, were compared between groups. Mean EMG amplitude, EMG onset/offset activation and EMG temporal activation pattern asymmetry were compared between groups.

Results:

There were no significant differences in kinematic parameters between groups. NSCLBP patients exhibited a significant early Erector spinae longissimus activation ($p=0.012$) and a higher activity of lumbar multifidus ($p=0.029$) than asymptomatic participants. No significant differences were found in timing asymmetry of lumbar muscles between the two groups.

Conclusions:

The present study showed alterations of the lumbar muscle activity in NSCLBP patients compared to asymptomatic participants during the sit-to-stand task. However, temporal lumbar muscle activation asymmetry between the right and the left side and trunk kinematics were not different between groups. These findings could reflect an adaptation to increase the stability of the spine.

4.4.3 Introduction

Low back pain (LBP) is one of the major problems in public health worldwide since 1990 (Vos et al., 2017) with a lifetime prevalence of 84% in the industrialized countries (Balagué et al., 2012). As an accurate diagnosis cannot be found in 85 to 90% of the cases, these patients are classified as ‘non-specific LBP’ (Hartvigsen et al., 2018) (NSCLBP). Amongst them, 10% become chronic and represent a high socioeconomic burden (Hartvigsen et al., 2018).

In the presence of back pain, trunk muscle recruitment pattern is modified in term of muscle synergies (Dankaerts et al., 2006a), activation pattern (Ghamkhar and Kahlaee, 2015) or/and activation intensity (Dubois et al., 2014). These modifications are considered as pain adaptations to improve spine stability as a short-term benefit (Hodges et al., 2013). However, these adaptations could have long-term consequences which lead to the persistence of pain with decreasing of trunk movement or increasing of spine load (Hodges et al., 2013; Hodges and Tucker, 2011). Redistribution of activity between muscles is one of these modifications and could involve an unequal muscle activity between regions within a muscle or between muscles (Hodges and Tucker, 2011).

Standing up from a sitting posture is one of the main daily life activities (60 repetitions per day) highlighted in the Brief version of the International Classification of Functioning, Disability, and Health (Cieza et al., 2004). Sit-to-stand (STS) is a determinant task related to independence in daily life (Dall and Kerr, 2010). Furthermore, it has been shown that STS exacerbates pain (Dall and Kerr, 2010) and is more energy-demanding in NSCLBP patients (Shum et al., 2009). NSCLBP patients present also kinematic alterations during STS movement characterized by a reduced range of motion and a lower speed velocity of trunk flexion, and a higher range of motion of trunk rotation (Pourahmadi et al., 2017b; Shum et al., 2005). To the best of our knowledge, only two studies have assessed the back muscle activity of NSCLBP patients during STS movements and they reported contradictory findings (Lima et al., 2018; Orakifar et al., 2018). Indeed, Lima et al., (2018) reported a significant increased lumbar muscle activity in NSCLBP patients compared to asymptomatic participants (AP) whereas Orakifar et al., (2018) reported no significant difference for ESL between groups. This apparent discrepancy could be related to the use of different EMG normalisation methods. In one hand, Lima et al., (2018) did not normalise EMG amplitude despite numerous authors have cautioned that analysing EMG amplitude without any normalization does present important limitations that have to be taken into account (Burden, 2010; Halaki and Ginn, 2012). Indeed, EMG amplitude is significantly influenced by anatomical and physiological factors such as electrode location, crosstalk or subcutaneous fat tissue (Norcross et al., 2010). Therefore, the recommendations are to not analyse non-normalised EMG amplitude between participants (Burden, 2010; Halaki and Ginn, 2012). On the other hand, Orakifar et al., (2018) used the maximal peak value between the trials under investigation. In this setting, this method presents several important limitations (Burden, 2010). However, Burden (2010) reported that several limitations remain in all existing normalisation methods and he suggests the use of submaximal normalisation methods, especially in painful population. To the best of our knowledge, no study has been published looking at the relationship between trunk kinematic back muscle activities in NSCLBP patients during STS task which may provide a better understanding of the adaptations to the pain of the NSCLBP patients.

The purpose of this study was to compare kinematics and muscle activity of the trunk in individuals with and without NSCLBP during the performance of the STS task. We hypothesize that, compared to asymptomatic participants (AP), NSCLBP patients exhibit (hypothesis 1) reduced trunk range of motion, (2) higher lumbar muscle activities (3) different temporal lumbar muscle recruitment and (4) higher asymmetry of muscle activation pattern.

4.4.4 Methods

Study design

This is a prospective study approved by the local ethic Commission of a tertiary university hospital with reference CER: 14-126. This study is part of a larger project aiming at identifying subgroups among NSCLBP patients combining sEMG pattern, kinematic and psychosocial parameters (Rose-Dulcina et al., 2018).

Participants

Twenty-one NSCLBP patients and nineteen AP were enrolled and evaluated in a human movement laboratory. Patients were recruited from the Rheumatology Division and Orthopaedic Department of a tertiary university hospital. They were included in NSCLBP group if they had more than 3 months pain duration and no infection, rheumatologic or neurologic diseases, spinal fractures, any known spinal deformities, tumours or radicular symptoms. Participants were included in the AP group if they had no history of back pain in the last 6 months. For both groups, additional exclusion criteria were pregnancy, younger than 18 years or older than 60 years, previous back surgery, body mass index over 30 kg/m² and pain or injury in any other body parts. All participants gave their written informed consent prior to inclusion in the present study.

Experimental protocol

4.4.4.3.1 EMG normalization task

Participants were asked to perform the Sorensen test (Latimer et al., 1999) as a sub-maximal voluntary isometric contraction (subMVIC) against gravity to normalize EMG signals (Tabard-Fougère et al., 2018b). Thereby, participants were placed in a prone position on an examination couch in the way to have the upper edge of the iliac crests aligned with the edge of the table. Both lower limbs were fixed to the table with three straps at the level of the pelvis, knees, and ankles (Latimer et al., 1999). With arms folded across the chest, participants were asked to maintain a horizontal position (ankles, knees, and shoulder aligned) during 6 s (Tabard-Fougère et al., 2018b).

4.4.4.3.2 Sit-to-Stand task

Participants started sitting on a stool adjusted in height to fix the hip and knee flexion at 90°. Their trunk was straight and arms crossed on the chest. After 4 s in the initial posture, participants were instructed to stand up at a self-selected speed and maintain the upright standing position with knees fully extended for 4 s. Three consecutive trials were performed (Shum et al., 2005). An investigator stood near to the participant to prevent falls.

Data acquisition and signal processing

4.4.4.4.1 Surface Electromyography

EMG signals were collected using active surface electrodes (model Trigno, bandwidth 20-450Hz, CMRR >80dB at 60Hz, input impedance <10 Ohms, baseline noise <750 nV RMS, effective EMG Signal Gain 909 V/V \pm 5%, Delsys Inc., Boston, MA, USA) at a sampling frequency of 1000Hz. Electrodes were positioned on the left and right sides of Erector Spinae Longissimus (ESL, level of L1 spinous process) and Lumbar Multifidus (LMF) with regard to muscle fiber direction following the recommendations of the Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) project on shaved, abraded and cleaned (with an alcoholic solution) skin (Hermens et al., 2000). Only participants with no visual EMG artefact on the right and left sides for the same muscle were included in the analysis.

Raw EMG signals were pass-band filtered (20-500Hz), full-wave rectified and low-pass filtered (2.5Hz) to get linear envelopes (Tabard-Fougère et al., 2018b). The Sorensen test was performed during 6 s as a sub-maximal voluntary isometric contraction (subMVIC) against gravity (Tabard-Fougère et al., 2018b). To normalize the EMG signals, mean amplitude of 3 s more stable subMVIC linear envelopes (visually detected) was extracted from the Sorensen test and EMG signals of the STS were expressed as %subMVIC (Tabard-Fougère et al., 2018b). Mean EMG amplitude of each muscle was extracted to quantify muscle intensity. To detect muscle activation, a double threshold was used. Muscles were considered activated when EMG amplitude exceeds the mean plus three standard deviations of the EMG baseline (amplitude threshold) (Konrad, 2005). Because single spontaneous spikes can easily appear, the EMG signals had to constantly stay over a time threshold of 50 ms (Konrad, 2005). Muscles were considered inactivated when EMG amplitude returned under the amplitude threshold after a minimum duration of 50 ms (Konrad, 2005). The onset and the offset of each muscle were extracted and used as two independent variables. Cross-correlation analysis was performed and the phase lag was extracted to quantify temporal muscle activity asymmetry between the right and the left sides of a muscle pair (Nelson-Wong and Callaghan, 2010).

4.4.4.4.2 Kinematics

Participants were equipped with 35 reflective markers placed on the skin at defined anatomical and technical landmarks according to the Conventional Gait Model (Davis et al., 1991). Additional markers were placed on the first lumbar (L1) and sacral (S1) spinous processes (Rose-Dulcina et al., 2018). Trajectories of reflective markers were measured using a 12-camera motion analysis system (model Oqus 7+, Qualisys, Göteborg, Sweden) set at a sampling frequency of 100 Hz.

Trunk kinematics was computed using MATLAB R2012b (MathWorks, Natick, MA, USA). The trunk was divided into two regions, (i) thoracic and (ii) lumbar from plates L1-S1. Lumbar tilt was measured as the absolute angle ($^{\circ}$) which was computed with respect to the vertical (Tabard-Fougère et al., 2018a). Thorax tilt, obliquity, and rotation were computed with the model of Gutierrez et al., (2003). The selected kinematic parameters of each segment were the maximum angle and the range of motion (Pourahmadi et al., 2017b). As the sagittal plane is the main plane of movement during the execution of STS, thorax obliquity and rotation can be used

to characterize trunk kinematic asymmetry (Shepherd and Gentile, 1994). Finally, STS events identification including STS initiation and STS termination was performed using the angular velocity of the thorax segment, following the above procedure Turcot et al., (2012): (1) STS initiation was identified when the angular velocity of the thorax moved above zero whereas (2) STS termination was identified when the angular velocity of the thorax returned to zero.

Pain-related outcomes

In order to characterize pain-related variables, pain duration and intensity (with 10 cm visual analogical scale (VAS)) were assessed. Functional disability and pain catastrophizing were evaluated with the French version of the Oswestry Disability Index (ODI) (D. Vogler et al., 2008) and the French version of the Pain Catastrophizing Scale (PCS) (French et al., 2005), respectively. Levels of anxiety and depression were quantified with the Hospital Anxiety and Depression Scale (HADS) (Lépine et al., 1985). As recommended by the World Health Organisation (Armstrong and Bull, 2006), weekly physical activity was quantified using the Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ) (Bull et al., 2009).

Statistical analysis

Analyses were performed using R v.3.1.3 software and the RStudio interface. The significance level was set at $p < 0.05$. Shapiro-Wilk test was used to evaluate data normality distribution.

Due to a normal distribution, comparisons of individual characteristics between the two groups were performed by using unpaired Student t-tests and Pearson χ^2 test for dichotomous outcomes.

To compare EMG and kinematic parameters (non-normal distribution) between the two groups, Mann-Whitney U tests were used. Cohen's effect size (ES) and 95% confidence interval (95% CI) were also reported.

4.4.5 Results

Three NSCLBP patients and four AP were excluded due to EMG artefacts on one of the muscle pair signal. Three other NSCLBP patients were not able to achieve the STS movement due to pain (VAS over 6/10).

Group characteristics are presented in Tableau 15. There were no significant differences between the two groups for general characteristics. NSCLBP patients presented higher scores of anxiety and depression than AP.

Kinematic parameters are presented in Tableau 16. There were no significant differences in these parameters between NSCLBP patients and AP.

EMG parameters are presented in Tableau 17. The number of participants in each group varied between ESL and LMF analysis because only one muscle pair was analysed due to EMG artefact in the other EMG muscle pair for the same subject. NSCLBP patients exhibited a significant early ESL activation and a higher activity of LMF than AP. No significant differences were found in timing asymmetry in both ESL and LMF between the two groups.

Tableau 15: General characteristics of the study sample

	NSCLBP patients (n=15)	Asymptomatic participants (n=15)	p-value	95% CI	ES
Participant characteristics					
Female (%) ^k	6 (40%)	7 (46%)	1.000	-48.8 to 35.3	.050
Age (year) ^t	38.0 ± 11.3	37.1 ± 10.3	.815	-7.1 to 9.0	.089
Body mass (kg) ^t	68.9 ± 11.6	68.6 ± 9.7	.994	-7.5 to 8.1	.026
Body height (cm) ^t	173.5 ± 8.9	174.4 ± 8.8	.775	-7.5 to 5.7	.109
Body mass index (kg.m ⁻²) ^t	22.9 ± 3.4	22.4 ± 1.0	.667	-1.6 to 2.5	.165
Pain-related characteristics					
Current pain (VAS /10) ^t	2.6 ± 2.5	-	-	-	-
Pain duration (years) ^t	10.4 ± 8.0	-	-	-	-
ODI (%) ^t	14.0 ± 6.7	-	-	-	-
PCS ^t	16.2 ± 10.3	-	-	-	-
HADS anxiety ^t	8.7 ± 4.6	4.4 ± 2.5	.001*	1.8 to 6.8	1.325
HADS depression ^t	6.4 ± 3.2	1.8 ± 2.0	.000*	2.6 to 6.6	1.775
GPAQ ^u	1740 (600 : 2786)	2640 (1460 : 3320)	.324	-1920 to 780	.091

ODI is Oswestry Disability Index; PCS is Pain Catastrophizing Scale; HADS is Hospital Anxiety and Depression Score; GPAQ is Global Physical Activity Questionnaire; ^k = values are n (%) and Pearson Khi2 test were used; ^t = values are mean ± standard deviation and unpaired Student t-test were used; ^u = values are median (interquartile range) and Mann-Whitney U test were used; *: p<0.05; ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval;

Tableau 16: Kinematic parameters

	NSCLBP patients n=15	Asymptomatic participants n=15	p-value	95% CI	ES
Movement duration (s)					
Time	2.74 (2.59 : 3.28)	2.53 (2.39 : 2.97)	.136	-0.1 to 0.6	.199
Lumbar angles (°)					
Tilt max	44.6 (40.4 : 51.7)	44.1 (43.2 : 47.4)	.713	-5.1 to 4.3	.102
Tilt ROM	43.6 (40.3 : 49.8)	43.5 (42.6 : 46.8)	.713	-4.3 to 4.4	.102
Thorax angles (°)					
Tilt max	44.6 (38.1 : 46.5)	42.3 (36.6 : 45.1)	.744	-7.5 to 8.0	.119
Tilt ROM	54.2 (42.3 : 57.1)	46.7 (42.6 : 52.4)	.436	-5.8 to 11.1	.029
Obliquity max	1.7 (1.0 : 3.4)	1.7 (0.2 : 2.5)	.567	-0.8 to 1.8	.030
Obliquity ROM	2.8 (2.4 : 4.0)	3.7 (2.9 : 4.0)	.366	-1.2 to 0.6	.062
Rotation max	95.2 (84.8 : 97.7)	97.7 (95.7 : 97.9)	.325	-3.9 to 1.8	.083
Rotation ROM	2.8 (1.0 : 5.3)	4.7 (2.0 : 6.3)	.712	-1.4 to 1.6	.102

ROM is range of motion; max is maximal angle; values are median (interquartile range); ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval;

Tableau 17: EMG parameters

	NSCLBP patients	Asymptomatic participants	p-value	95% CI	ES
ESL	n=14	n=15			
Mean intensity (% subMVIC)	44.1 (36.2 : 48.2)	40.2 (38.2 : 52.2)	.779	-9.9 to 7.6	.141
Onset (% of movement)	20.2 (17.1 : 22.3)	24.1 (22.1 : 25.5)	.012*	-6.0 to -0.8	.411
Offset (% of movement)	88.4 (72.5 : 93.4)	85.5 (74.6 : 93.9)	.982	-7.2 to 8.7	.386
Temporal Asymmetry (ms)	26 (15:32)	34 (21:49)	.231	-3 to 10	.134
LMF	n=13	n=14			
Mean intensity (% subMVIC)	48.2 (40.9 : 54.4)	38.6 (35.6 : 41.0)	.029*	1.9 to 21.3	.343
Onset (% of movement)	19.5 (16.6 : 22.8)	23.9 (22.4 : 25.0)	.109	-7.4 to 0.9	.224
Offset (% of movement)	95.2 (84.8 : 97.7)	97.7 (95.7 : 97.9)	.437	-11.2 to 0.9	.149
Temporal Asymmetry (ms)	28 (16:48)	20 (17:44)	.756	-2 to 2	.126

ESL is Erector Spinae Longissimus; LMF is Lumbar Multifidus; values are median (interquartile range); * corresponds to Mann-Whitney U test P-value <0.05; ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval;

4.4.6 Discussion

The study aimed to compare lumbar muscle activity and trunk kinematics during STS in NSCLBP patients. Despite similar trunk kinematics compared to AP (hypothesis 1 unconfirmed), NSCLBP patients presented a significant higher LMF activity (hypothesis 2 partially confirmed), and earlier ESL onset (hypothesis 3 partially confirmed). However, temporal muscle activity asymmetries were not different between the two groups (hypothesis 4 unconfirmed). These four hypotheses will be discussed in more detail below

The result on STS movement duration first showed no significant difference between NSCLBP patients and AP. This result differs from the study of Shum et al. (2005) (Shum et al., 2005) that reported NSCLBP patients performed STS movement slower than AP. This contradictory finding could be explained by a lower pain intensity of NSCLBP patients in the present study (Table 1, VAS= 2.6 ± 2.5) than Shum et al., (2005)'s study (VAS = 5.8 ± 1.8).

No significant differences were found in trunk kinematics during STS between NSCLBP patients and AP (hypothesis 1 unconfirmed). These results corroborate a recent review when the spine is analysed as a single-segment during STS (Pourahmadi et al., 2017b). The present results suggest that bi-segmental spine analysis (thoracic and lumbar) is not sufficient either to highlight trunk kinematic differences. NSCLBP patients could present localised kinematic modifications/adaptations to avoid pain (Hodges and Tucker, 2011) while maintaining a similar global movement. Indeed, when multi-segmental spine analysis is performed, including the upper and the lower part of the lumbar and thoracic segment, several studies found a limited range of motion and a reduced angular velocity in different spine regions (Pourahmadi et al., 2017b; Shum et al., 2005).

The hypothesis (2) that NSCLBP patients have higher EMG mean amplitude is confirmed for the LMF muscle which was shown to be significantly higher in NSCLBP than in AP. Higher LMF amplitude of NSCLBP patients has been previously reported during the execution of STS (Lima et al., 2018) and during other functional daily life tasks such as lifting (Lima et al., 2018; Lu et al., 2001), climbing stairs (Lima et al., 2018) and especially walking (Ghamkhar and Kahlaee, 2015; Pakzad et al., 2016). Indeed, similar results were reported during walking and

interpreted as a guarding muscle strategy (hypothesis) to increase spine stability (Hodges and Tucker, 2011; van der Hulst et al., 2010b). Considering that the kinematic was not different between groups, an alternative hypothesis could be that alterations in back muscles activity could be a causative contributor to the NSCLBP. However, the present study design could not validate this hypothesis and further investigation is needed. Our results on ESL amplitude are consistent with the previous finding of Orakifar et al., (2018) although the results from the normalisation methods (maximal peak value) used by these authors must be considered with caution (Burden, 2010). Other authors have shown that the increase of muscle activity during gait is more strongly associated with pain catastrophizing than pain intensity in NSCLBP patients (Pakzad et al., 2016). These authors found higher lumbar muscles amplitude for NSCLBP patients who present a PCS>20 than AP and no significant difference with NSCLBP patients with PCS<20. Considering that NSCLBP patients of the present study have a PCS score of 16.2 ± 10.3 (80% with PCS <20), our results on ESL amplitude are consistent with this study. However, the low number of participants involved in the present study prevented us to perform any additional subgroup analysis based on the PCS score. On the other hand, Lima et al., (2018) found higher EMG amplitude in both ESL of NSCLBP patients during STS. However, as mentioned in the Introduction section, these authors did not normalize EMG signals (Lima et al., 2018). EMG amplitude is significantly influenced by anatomical and physiological factors such as electrode location, crosstalk or subcutaneous fat tissue (Norcross et al., 2010). Therefore, comparison of non-normalized EMG amplitude is considered as invalid (Halaki and Ginn, 2012).

Regarding temporal muscle activity, our results showed an early ESL activation in NSCLBP patients compared to AP (hypothesis 3 partially confirmed). This result suggests a faster development of force to facilitate the escape of the individual from a threat such as pain or injury (Hodges and Tucker, 2011). In parallel, this faster force development increased earlier the load on the spine which could have consequences in the long-term. Alterations in temporal lumbar muscle activity have previously been reported during different tasks, including postural perturbation tasks (Jacobs et al., 2016; MacDonald et al., 2009), prone hip extension (Suehiro et al., 2015) and lifting tasks (Suehiro et al., 2018). However, literature reported contradictory findings regarding the lumbar muscles onset of NSCLBP patients: delayed (Boudreau et al., 2011; Jacobs et al., 2016) or early (MacDonald et al., 2009) or similar onset (Suehiro et al., 2015) compared to AP. These different outcomes could be explained by the task dependence of muscle adaptation to pain (Hodges and Tucker, 2011). It appears that the onset of activation could be also muscle dependant. Indeed, Suehiro et al., (2015) found a delayed LMF onset and similar ESL onset in NSCLBP patients compared to AP during prone leg extension. Moreover, heterogeneous onset activation seems existed within the same muscle. MacDonald et al. (2009) found that LMF short and long fibres of NSCLBP patients painful side did not have the same onset activation of LMF in the non-painful side of NSCLBP patients and AP. Heterogeneous onset activation due to pain location, muscles or tasks could explain the contradictory findings in the literature and with the present study. In addition, it has been highlighted that the onset of trunk muscle change in a variable manner over AP to whom pain was induced in the lumbar region (Hodges et al., 2003).

Contrary to our hypothesis 4, no significant temporal muscle activity asymmetry was found in both muscles between NSCLBP patients and AP. These results are consistent with the findings of Orakifar et al., (2018) who reported no asymmetry difference of the maximal amplitude, peak time nor activation time of ESL between NSCLBP patients and AP. The absence of significant trunk kinematic asymmetry between groups (Table 2) corroborates also these results. However, a previous study reported a significant LMF activity asymmetry between the painful and the non-painful side during standing perturbation in acute non-specific unilateral LBP patients and also between the painful side of acute non-specific LBP patients and AP (MacDonald et al., 2009). Unfortunately, the authors of this study did not assess if this asymmetry was different between NSCLBP patients and AP. A higher asymmetry of lumbar muscle activity pattern (Lehman, 2002) and a higher flexion-relaxation ratio (Kim et al., 2013b) have previously been reported in NSCLBP patients compared to AP during trunk full flexion. These findings highlighted an asymmetry of muscle activity pattern during trunk full flexion that can lead to unbalanced loading of the spine. The absence of asymmetry in the present study and heterogeneity of the results in the literature reinforce the idea that activation muscle pattern may be task, muscle, and patient (e.g. related to the PCS) dependant.

4.4.7 Study Limitation

Several limitations of our study should be mentioned. First, seven participants were excluded due to EMG artefact on one side. This participant's exclusion reduced the sample size and consequently the statistical power. Moreover, three additional NSCLBP patients were excluded as they could not perform STS task due to pain. Secondly, the present study evaluated and decomposed trunk in two different segments. As explained before, a multi-segment (upper/lower part of the lumbar and thoracic segments) analysis could highlight localised differences in the trunk kinematic of NSCLBP patients (Pourahmadi et al., 2017b). Thirdly, the STS movement can be decomposed in different phases relative to trunk movement with a flexion phase and an extension phase (Pourahmadi et al., 2017b). Analysing trunk muscle activity and kinematics during the entire STS movement could hide significant differences in specific sub-phases. Finally, the NSCLBP population recruited in the present study seems to be heterogeneous due to the absence of specific etiology (Hartvigsen et al., 2018). The absence of significant differences observed in the present study may be due to the analysis of pooled NSCLBP patients. The low number of participants in the present study prevented us to perform any additional subgroup analysis.

4.4.8 Conclusion

The present study showed a higher LMF activity and early activation of ESL in NSCLBP patients during STS movement. These findings could reflect an adaptation to increase the stability of the spine. This adaptation could provide short-term benefits but may have long-term negative consequences for the spine of NSCLBP patients by increasing loads on the spine. However, it appeared that temporal lumbar muscle activation asymmetry between the right and the left side such as trunk kinematics was similar between groups. Further investigations are needed to confirm these results on the different sub-phases of STS movements and by considering the multi-segments of the trunk.

4.5 Étude observationnelle V (article 5) : Analyse de l'activité des muscles lombaires et de la cinématique du tronc chez des individus avec et sans NSCLBP lors d'une tâche de soulever de charge

Cette étude a consisté à évaluer et comparer l'activité des muscles lombaires, notamment de l'asymétrie neuromusculaire, et la cinématique du tronc entre les patients atteints de NSCLBP et des participants asymptomatiques au cours d'une tâche de soulever de charge standardisée.

Une partie des résultats a fait l'objet :

- **D'un article dont la soumission est prévue dans une revue internationale à comité de lecture**

Rose-Dulcina K., Genevay S., Dominguez D., Vuillerme N., Armand S. Lumbar muscle activity and kinematic analysis of the trunk during lifting task in individuals with and without chronic non-specific low back pain (soumission prévue dans : *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation* en décembre 2019)

- **D'une présentation orale en congrès national (francophone)**

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. (2019) Analyse de l'activité musculaire et de la cinématique du tronc chez des patients souffrant de lombalgie chronique lors d'une tâche de soulever de charge. SOFAMEA (*Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte*), Grenoble, France (présentation orale)

4.5.1 Résumé en français

Introduction : Le soulever de charge, qui nécessite la mise en œuvre d'une synergie des muscles du tronc pour stabiliser et protéger la colonne vertébrale, est une tâche considérée à risque de développement de lombalgie. Or, si des altérations de cette synergie musculaire ont déjà été observées chez des patients atteints de lombalgie chronique non-spécifique (NSCLBP), des résultats contradictoires ont été reportés dans la littérature. Le but de cette étude était d'analyser l'activité musculaire lombaire chez des patients NSCLBP en comparaison avec des participants asymptomatiques lors d'une tâche de soulever de charge standardisée.

Méthodes : Vingt-six patients NSCLBP et 19 participants asymptomatiques ont effectué trois soulevés de charge (10% du poids de corps) consécutifs. L'électromyographie de surface a été mesurée bilatéralement sur les muscles érecteurs spinaux et multifides lombaires. Le test de Sorensen a été utilisé comme contraction isométrique volontaire sous-maximale pour la normalisation de l'électromyographie. L'amplitude moyenne, début et fin d'activation de chaque muscle et la cinématique du tronc ont été calculés. L'asymétrie d'activité entre droite et gauche a été quantifiée à partir du retard de phase extrait à l'aide d'une analyse de corrélation croisée.

Résultats : En comparaison avec les participants asymptomatiques, les patients NSCLBP présentaient une plus grande amplitude de rotation du thorax et une activation retardée des LMF. Aucune différence n'a été observée concernant l'activité des ESL et dans l'asymétrie temporelle du pattern d'activité des ESL et des LMF.

Conclusion : Les patients NSCLBP présentaient une altération de l'activité des LMF et de la cinématique du tronc en rotation au cours du soulever de charge. Ces résultats suggèrent une instabilité de la colonne vertébrale chez les patients NSCLBP qui pourrait contribuer au développement et à la persistance de NSCLBP. Cependant, aucune différence significative dans l'asymétrie d'activation des muscles lombaires entre les groupes n'a été observée.

4.5.2 Abstract

Introduction: The lifting task, which requires a synergic activity of the trunk muscles to stabilize and protect the spine, is a task considered at risk of developing low back pain. However, if alterations of this muscle synergy have already been observed in patients with NSCLBP, contradictory results have been reported in the literature. The purpose of this study was to analyse lumbar muscle activity in NSCLBP patients in comparison with asymptomatic participants during a standardized load lifting task.

Methods: Twenty-six NSCLBP patients and 19 asymptomatic participants performed three consecutive lifts (10% of body weight). Surface electromyography was measured bilaterally on the ESL and LMF. The Sorensen test was used as a submaximal voluntary isometric contraction for the normalization of electromyography. The average amplitude, onset and offset of activation of each muscle and the kinematics of the trunk were calculated. Asymmetry of activity between right and left was quantified from the phase delay extracted using cross-correlation analysis.

Results: In comparison with asymptomatic participants, NSCLBP patients have a greater amplitude of thoracic rotation. They also exhibit delayed activation of LMF. No differences were observed in ESL activity. No differences were observed in the temporal asymmetry of the activation patterns of ESL and LMF.

Conclusion: NSCLBP patients have impaired LMF activity and trunk rotation kinematic during lift. These results suggest spinal instability in NSCLBP patients that may contribute to the development and persistence of NSCLBP. However, no significant difference in lumbar muscle activation asymmetry between groups was observed.

4.5.3 Background

Low back pain (LBP) is the leading cause of long-term disability making it one of the major public health problems worldwide since 1990 (Vos et al., 2017). In most cases, LBP are classified as nonspecific low back pain because a clear diagnosis cannot be determined in 90% of case (Deyo and Weinstein, 2001; Krismer and van Tulder, 2007). This absence of the pain etiology makes treatments less effective and 10% of the cases become chronic (Andersson, 1999) which represent the majority of LBP cost (Hanney et al., 2009; O Véron et al., 2008; Waldburger et al., 2001).

Lifting task was commonly considered at increased risk of LBP in both daily life activities (Cieza et al., 2004) and occupational settings (Da Costa and Vieira, 2010; Heuch et al., 2017; Hoy et al., 2010; Seay et al., 2013). Indeed, lift an object from the ground is a physical activity which required a high magnitude of trunk flexion (Marras et al., 1993). Because of trunk flexion and object weight, lifting task induced large resultant moment in the lumbar spine and internal forces to stabilise the spine (Keyserling, 2000). Erector spinae longissimus (ESL) is the largest contributor to provide this stabilisation force. Due to the small ESL moment arm, ESL exerted high force to counteract the flexion moment and induced a high compressive moment on the lumbar segments. This increased lumbar spine load may lead to spine injuries (Chowdhury et al., 2017; Wilke et al., 1999). However, literature reported controversy results in lifting task as causative factors. A systematic review using Bradford-Hill criteria conclude that lifting task independently is not causative of LBP (Wai et al., 2010b).

Alterations in lumbar muscle activation patterns have been suggested to be one of the pain chronicity factors of NSCLBP (Van Dieën et al., 2003). It was showed that, during lifting task, NSCLBP patients present alterations of the lumbar muscles activity such as higher electromyography (EMG) amplitude (Falla et al., 2014; Haddas et al., 2016; Suehiro et al., 2018), higher instantaneous muscle fatigue (Bonato et al., 2002), altered muscle recruitment (Ferguson et al., 2004; Suehiro et al., 2018) and higher right-left EMG asymmetry (Lu et al., 2001). All these alterations can result in an increased of spine loading and instability which can lead to the development and persistence of NSCLBP (Panjabi, 2003). However, contradictory results existed between these studies. Indeed, some studies reported a higher lumbar multifidus (LMF) amplitude (Haddas et al., 2016) and a early ESL activation (Ferguson et al., 2004) in NSCLBP compared to asymptomatic participant (AP), whereas Suehiro et al., (2018) found no significant difference between these two groups. These contradictory findings can be due to the nature of the lifting task (object weight, origin and orientation of displacement) (Wai et al., 2010b). Clarifying findings on lumbar muscle activity of NSCLBP patients could certainly lead to a better understanding of the impact of lifting task especially in the occupational setting.

The purpose of this study was to analyse kinematics of the trunk and lumbar muscle activity in individuals with and without chronic non-specific low back pain during the performance of a standardised lifting task. We hypothesized that NSCLBP patients would exhibit 1) reduced trunk range of motion, 2) higher lumbar muscle activities 3) different temporal lumbar muscle recruitment and 4) higher asymmetry of muscle activation pattern.

4.5.4 Methods

Study design

This is a prospective study approved by the local ethic Commission of a tertiary university hospital with reference CER: 14-126. This study is part of a project on the identification of NSCLBP subgroups whose the protocol was recently published (Rose-Dulcina et al., 2018).

Participants

Twenty six NSCLBP patients and nineteen AP were enrolled and evaluated in a human movement laboratory. Patients were recruited from the Rheumatology Division and Orthopaedic Department of a tertiary university hospital. They were included in NSCLBP group if they had more than 3 months pain duration and no infection, rheumatologic or neurologic diseases, spinal fractures, any known spinal deformities, tumours or radicular symptoms. Participants were included in the AP group if they had no history of back pain in the last 6 months. For both groups, additional exclusion criteria were pregnancy, younger than 18 years or older than 60 years, previous back surgery, body mass index over 30 kg/m² and pain or injury in any other body parts. All participants gave their written informed consent prior to inclusion in the present observational prospective study.

Experimental protocol

4.5.4.3.1 Submaximal EMG normalization task

Participants were asked to perform the Sorensen test (Baker, 2014) as sub-maximal voluntary isometric contraction (subMVIC) against gravity to normalize EMG signals (Tabard-Fougère et al., 2018b). Thereby, participants were placed in prone position on an examination couch in the way to have upper edge of the iliac crests aligned with the edge of the table. Both lower limbs were fixed to the table with three straps at the level of the pelvis, knees and ankles (Latimer et al., 1999). With arms folded across the chest, participants were asked to maintain a horizontal position (ankles, knees and shoulder aligned) during 6 s.

Lifting task

Lifting movement was standardized based on the high-load lift described in details in Aasa et al., (2015). Participants started in an upright standing position, feet spaced shoulder width apart and free oriented. After 4 s in initial posture, they were asked to bended down to lift a box (40×30×22 cm) with hole-shaped handles from the ground, return to an upright standing position with 90° flexion of elbows holding the box and maintain this posture for 4 s. Lift movement was performed at self-selected speed. The box weight was adjusted to 10% of the participant's weight and three consecutive trials were performed.

Pain-related outcomes

In order to characterize pain-related variables, pain duration and intensity (with 10 cm visual analogical scale (VAS)) were assessed. Functional disability and pain catastrophizing were evaluated with the French version of the Oswestry Disability Index (ODI) (D. Vogler et al., 2008) and the French version of Pain Catastrophizing Scale (PCS) (French et al., 2005), respectively. As recommended by the World Health Organisation (Armstrong and Bull, 2006),

weekly physical activity was quantified using the Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ) (Bull et al., 2009).

Data acquisition and signal processing

4.5.4.6.1 Surface electromyography

EMG signals were collected using active surface electrodes (model Trigno, bandwidth 20-450Hz, CMRR >80dB at 60Hz, input impedance <10 Ohms, baseline noise <750 nV RMS, effective EMG Signal Gain 909 V/V \pm 5%, Delsys Inc., Boston, MA, USA) at a sampling frequency of 1000Hz. Electrodes were positioned on the left and right sides of ESL (level of L1 spinous process) and LMF muscles with regard to muscle fiber direction following the recommendations of the Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles (SENIAM) project on shaved, abraded and cleaned (with an alcoholic solution) skin (Hermens et al., 2000). Only participants with no visual EMG artefact on right and left side for the same muscle were included in the analysis.

Raw EMG signals were pass-band filtered (20-500Hz), full-wave rectified and low-pass filtered (2.5Hz) to get linear envelopes (Schinkel-Ivy et al., 2013).. To normalize the EMG signals, mean amplitude of subMVIC linear envelopes was extracted from the Sorensen test and EMG signals of the STS was expressed as %subMVIC (Tabard-Fougère et al., 2018b). Mean EMG amplitude of each muscle were extracted to quantify muscle intensity. To detect muscle activation, a double threshold was used. Muscle was considered activated when EMG amplitude exceeds the mean plus 3 standard deviations of EMG baseline (amplitude threshold) (Konrad, 2005). Because single spontaneous spikes can easily appear, the EMG signals had to constantly stay over the a time threshold of 50 ms (Massé-Alarie et al., 2012). Muscle was considered inactivated when EMG amplitude returned under the amplitude threshold after a minimal duration of 50 ms. The onset and the offset of each muscle were extracted and used as independent variables. Cross-correlation analysis was performed with Matlab R2012b (The Mathworks, Inc., Natick, MA, USA). The phase lag was extracted to quantify temporal muscle activity asymmetry between the right and left side of a muscle pair (Nelson-Wong and Callaghan, 2010).

4.5.4.6.2 Kinematics

Kinematic parameters were measured using a 12-camera motion analysis system (model Oqus 7+, Qualisys, Göteborg, Sweden) set at a sampling frequency of 100 Hz. Participants were equipped with 35 reflective markers placed on the skin at defined anatomical and technical landmarks according to the full-body Plug-in-Gait model (Davis et al., 1991) Additional markers was placed on the first lumbar (L1) and sacral (S1) spinous processes (Tabard-Fougère et al., 2018a).

Trunk kinematics was computed using MATLAB R2012b (MathWorks, Natick, MA, USA). Trunk was divided in two regions: thoracic from plates C7-L1 and lumbar from plates L1-S1. Lumbar tilt maximal and range angle were measured as absolute angle ($^{\circ}$) which was taken with respect to the vertical and the thorax tilt (Tabard-Fougère et al., 2018a). Thorax tilt, obliquity and rotation were computed with the model of Gutierrez et al., (2003). The selected thorax kinematic parameters were the maximum angle and the range of motion (Pourahmadi et al., 2017b). The beginning of the lifting task was determined using the angular velocity of the thorax segment. When the angular velocity of the thorax moved above zero, the beginning of

the lifting task was identified (Turcot et al., 2012). When the angular velocity of the thorax returns to zero, the end of the lift task was identified (Turcot et al., 2012).

Statistical analysis

Statistical analyses were performed using R v.3.1.3 software and the RStudio interface. The significance level was set at $p < 0.05$. Shapiro-Wilk test was used to evaluate data normality distribution.

Due to normal distribution, comparisons of individual characteristics between the two groups were performed by using un-paired Student t-tests and Pearson Khi2 test for dichotomous outcomes.

To compare EMG and kinematic parameters (non-normal distribution) between the two groups, Mann-Whitney U tests were used. Cohen's effect size (ES) and 95% confidence interval (95% CI) were also reported.

4.5.5 Results

Two NSCLBP patients and two AP were excluded due to EMG artefacts on one of the muscle pair signal. Two other NSCLBP patient were not able to achieve lifting task movement due to pain (VAS over 7/10). Group characteristics are presented in Tableau 18. There were no significant differences between groups for general characteristics. NSCLBP patients presented higher score of anxiety and depression than AP.

NSCLBP patients present significant higher trunk rotation range of motion than AP (Tableau 19). EMG parameters comparisons are presented in Tableau 20. No significant differences were found in timing asymmetry and mean amplitude in both ESL and LMF between NSCLBP patients and AP. However, NSCLBP patients activated the LMF significantly later than AP.

Tableau 18: General and Pain-related characteristics of the study sample

	Groups		p-value	95% CI	ES
	NSCLBP patients (n=22)	AP (n=17)			
General characteristics					
Female (%) ^k	12 (48%)	8 (44%)	1.000	-0.3 to 0.3	.000
Age (year) ^t	37.8 ± 10.0	37.1 ± 10.1	.833	-5.7 to 7.0	.068
Body mass (kg) ^t	68.3 ± 7.8	67.8 ± 10.7	.894	-5.7 to 6.5	.045
Body height (cm) ^t	172.2 ± 7.4	173.1 ± 9.0	.758	-6.4 to 4.7	.100
Body mass index (kg.m ⁻²) ^t	23.1 ± 3.1	22.5 ± 2.17	.481	-1.1 to 2.2	.216
Pain-related characteristics					
Current pain (VAS /10) ^t	2.9 ± 2.5	-	-	-	-
Pain duration (years) ^t	12.3 ± 10.1	-	-	-	-
ODI (%) ^t	13.8 ± 6.7	-	-	-	-
PCS ^t	16.5 ± 9.6	-	-	-	-
HADS anxiety ^t	8.4 ± 4.5	4.5 ± 2.3	.001*	1.7 to 6.1	1.051
HADS depression ^t	5.4 ± 3.3	1.9 ± 2.0	.000*	1.7 to 5.1	1.209
GPAQ ^u	1500 (870 : 2739)	2360 (1360 : 3270)	.193	-1520 to 300	.132

ODI is Oswestry Disability Index; PCS is Pain Catastrophizing Scale; HADS is Hospital Anxiety and Depression Score; GPAQ is Global Physical Activity Questionnaire; ^k = values are n (%) and Pearson Khi2 test were used; ^t = values are mean ± standard deviation and un-paired Student t-test were used; ^u = values are median (interquartile range) and Mann-Whitney U test were used; *: $p < 0.05$; ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval;

Tableau 19: Kinematic parameters

	NSCLBP patients	AP	p-value	95% CI	ES
Movement duration (s)	n=22	n=17			
Time	4.50 (4.04 : 5.02)	4.33 (4.17 : 4.81)	.0761	-0.42 to 0.76	.109
Lumbar angles (°)	n=22	n=17			
Tilt ROM	43.2 (39.7 : 48.1)	45.7 (41.9 : 48.2)	.509	-7.3 to 3.6	.003
Tilt max	49.1 (43.6 : 54.5)	47.8 (44.1 : 58.9)	.919	-6.0 to 6.9	.216
Thorax angles (°)	n=22	n=17			
Tilt max	45.6 (37.4 : 48.7)	46.4 (42.8 : 48.8)	.526	-8.47 to 2.9	.010
Tilt ROM	46.7 (43.2 : 51.4)	45.6 (41.6 : 49.4)	.742	-4.63 to 5.3	.100
Obliquity max	2.4 (1.0 : 3.8)	1.5 (0.2 : 2.9)	.241	-0.57 to 2.2	.108
Obliquity ROM	4.0 (3.5 : 5.2)	3.4 (2.9 : 4.5)	.057	-0.02 to 1.5	.243
Rotation max	3.1 (1.7 : 6.3)	3.1 (2.5 : 3.7)	.742	-1.4 to 2.2	.100
Rotation ROM	6.1 (4.5 : 7.3)	4.6 (3.6 : 5.2)	.037*	0.19 to 2.5	.276

ROM is range of motion; max is maximal angle; values are median (interquartile range); * corresponds to Mann-Whitney U test P-value <0.05; ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval;

Tableau 20: EMG parameters

	NSCLBP patients	AP	p-value	95% CI	ES
ESL	n=22	n=16			
Mean (% SubMVIC)	67.1 (55.7 : 88.9)	71.3 (66.8 : 79.4)	.630	-13.3 to 11.1	.051
Onset (% of movement)	8.4 (4.7 : 11.4)	6.6 (2.5 : 11.6)	.612	-2.7 to 5.2	.044
Offset (% of movement)	98.7 (95.7 : 98.8)	98.7 (97.8 : 98.9)	.628	-0.4 to 0.3	.050
Temporal Asymmetry (ms)	10 (0 : 27)	7 (0 : 11)	.144	-0 to 20	.164
LMF	n=22	n=15			
Mean (% SubMVIC)	57.7 (50.2 : 70.5)	52.2 (48.8 : 67.6)	.658	-7.2 to -10.5	.063
Onset (% of movement)	5.8 (4.1 : 9.7)	2.7 (0.6 : 6.4)	.023*	0.3 to 5.29	.307
Offset (% of movement)	98.8 (98.6 : 98.9)	98.8 (98.7 : 98.9)	.664	-0.2 to .015	.065
Temporal Asymmetry (ms)	3 (0 : 10)	3 (0 : 21)	.967	-10 to 10	.283

ESL is Erector Spinae Longissimus; LMF is Lumbar Multifidus; values are median (interquartile range); * corresponds to Mann-Whitney U test P-value <0.05; ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval;

4.5.6 Discussion

The study aimed to characterize lumbar muscle activity and trunk kinematic during standardised lifting task of NSCLBP patients compared to AP. NSCLBP patients present an increased rotation of the trunk compared to AP. Lumbar EMG amplitude were similar than AP. Timing of muscle activation showed a delayed of activation of LMF in NSCLBP patients compared to AP. Asymmetry of temporal muscle activities was similar between groups.

NSCLBP patients performed a lifting task with the same duration as AP which is consistent with a part of the findings of Slaboda et al., (2008). These authors identified the existence of two subgroups of NSCLBP patients, one who lifted to lift a resistant load (40% of maximal voluntary isometric contraction) attached to a handle significantly slower than AP whereas the other one who exhibited no significant difference in movement duration compared to AP. Analysing pooled NSCLBP patients can hide difference with AP as it was already reported (Dankaerts et al., 2006a; Kent and Keating, 2004; Kim et al., 2013b). As expected, no significant difference was found in sagittal trunk kinematics parameters because of the

standardised lifting movement. It is interesting to note that similar results were previously reported during free lifting task (Hemming et al., 2018; Seay et al., 2013). However, in transverse plane, NSCLBP patients exhibited a larger ROM which is consistent with previous findings (Seay et al., 2013). Higher trunk rotation increased the intradiscal pressure and altered the characteristics of the passive tissue which contribute to the development and persistence of LBP (Bodén and Öberg, 1998; Heuer et al., 2007; Shan et al., 2013). Note that the ROM result in the frontal plane is closed to the level of significance ($p=0.057$). These results defined an asymmetrical trunk movement of NSCLBP patients and reflect spine instability (Cibulka et al., 2010; Panjabi, 2003). It was suggested that rotation in a mainly sagittal task can be due to right-left muscle activity asymmetry (Jacobs et al., 2005; Kim et al., 2013b).

Results of the EMG analysis highlight alteration difference of the lumbar muscle recruitment pattern in NSCLBP patients with a delayed activation of LMF during lifting task. This result is consistent with those reported by Suehiro et al., (2018). LMF are the major muscles that contribute to segmental spine stabilisation (Panjabi, 1992; Wilke et al., 1995). A delayed activation of LMF during lifting task implies less spine stabilisation which could lead and contribute to spine injuries. Some studies reported that several factor as pain, poor proprioception or fear avoidance which is present in NSCLBP population influence the generalised motor plan (Brumagne et al., 2008; Moseley et al., 2004; Panjabi, 2006). A reorganisation of sensorimotor network in NSCLBP population during a dynamic sensorimotor task (sit-to-stand movement) has previously been evidenced (Pijnenburg et al., 2015). Some authors suggest that the reorganization of the network in the motor cortex could explain the alteration in the lumbar muscle recruitment pattern (Pijnenburg et al., 2015; Suehiro et al., 2018; Tsao et al., 2011). However, other previous studies found contradictory results on LMF mean amplitude (Haddas et al., 2016; Marras et al., 2004) as well as ESL mean amplitude (Lu et al., 2001; Suehiro et al., 2018) and ESL onset (Ferguson et al., 2004). These contradictory finding can be attributed to the type of lifting task performed (as weight/load, lift origin region, and movement strategy, etc.) (Wai et al., 2010b). For example, the lifting task used in the study of Suehiro et al., (2018) consisted of lift a box of 5kg from a table with only elevation of the harm and the lifted weight in Lu et al., (2001) was fixed at 5kg for every participant. The heterogeneity of the tasks limits comparison between studies (Wai et al., 2010b).

Despite higher asymmetry in trunk kinematics in NSCLBP patients, temporal lumbar muscle activation asymmetry was found similar to AP. A previous study on lifting task reported that the correlation coefficient between right and left ESL linear envelop was smaller in NSCLBP patients than AP (Lu et al., 2001). These authors concluded at a higher right-left asymmetry of ESL activation pattern in the NSCLBP group than AP.

We can supposed that temporal activation asymmetry can be one of the contributors to this smaller correlation coefficient even if no significant difference was found between NSCLBP patients and AP in the present study. Another contributor can be the EMG amplitude asymmetry. Indeed, it has been reported a higher asymmetry of ESL flexion-relaxation ratio in NSCLBP patients during forward bending than AP (Kim et al., 2013b). However, without use of ratio, amplitude asymmetry is dependant of the normalization task which can create or hide an asymmetry. As previously reported, lumbar neuromuscular asymmetry needs further investigation to better understand it contribution in the pathophysiology of NSCLBP.

This study presents several limitations. First, four participants were excluded due to EMG artefact in one side. Moreover, two NSCLBP patients were not able to achieve lift task due to pain. This participant's exclusion reduced the sample size and consequently the statistical power. Secondly, lift movement can be decomposed in different phases regards to trunk movement with a flexion phase and an extension phase. Analysing trunk muscle activity and kinematics during the entire lift movement could hide differences in specific sub-phases. Finally, NSCLBP population seems to be heterogeneous due to absence of specific etiology (Dankaerts et al., 2006a). The absence of significant differences observed in the present study may be due to the analysis of pooled NSCLBP patients. The low number of participants in the present study prevented us to perform any additional subgroup analysis.

4.5.7 Conclusion

NSCLBP patients present differences in trunk muscle activity and kinematic during a standardised lifting task characterised by delayed LMF activation and higher trunk rotation and obliquity range of motion. These findings suggest a spine instability in NSCLBP patients which contribute to the development and persistence of NSCLBP. However, it appears that temporal lumbar muscle activation asymmetry between the right and the left side seems to be similar between groups. Further investigations are needed to confirm these results on the different phases of lifting movements and by considering subgroups of NSCLBP population.

5 Discussion générale

L'objectif principal de ce travail était de caractériser l'asymétrie neuromusculaire des patients atteints de NSCLBP afin d'améliorer la compréhension de la pathophysiologie de la lombalgie. Pour répondre à cet objectif, une partie des données du protocole sur l'identification de sous-groupes de NSCLBP (article 1) a été analysée. Deux phénomènes connus pour leurs particularités chez les patients NSCLBP (la fatigue et le phénomène de flexion-relaxation) ainsi que le pattern d'activation des muscles lombaires au cours de deux tâches fonctionnelles de la vie quotidienne ont été analysés et ont fait l'objet de quatre études observationnelles.

Ce chapitre va présenter dans un premier temps une synthèse des résultats obtenus et leurs implications. L'intérêt de l'asymétrie neuromusculaire sera ensuite discuté, notamment son intégration dans le processus d'identification de sous-groupes de NSCLBP. Enfin, il sera abordé les limites et les perspectives liées à ces travaux pour terminer par une conclusion générale.

5.1 Synthèse des résultats

5.1.1 Fatigue des muscles lombaires

L'étude observationnelle I (Rose-Dulcina et al., 2019a) s'est intéressée à la fatigabilité des muscles lombaires des patients atteints de NSCLBP. Elle avait pour objectif de (1) clarifier les résultats contradictoires observés dans la littérature concernant la fatigabilité des muscles lombaires et (2) d'étudier l'asymétrie de cette fatigabilité au cours d'une tâche d'endurance des muscles extenseurs du tronc (test de Sorensen). Les hypothèses étaient que les patients présentaient une fatigabilité des muscles lombaires plus importante et plus asymétrique que les participants asymptomatiques.

La performance au test de Sorensen a montré une endurance des muscles extenseurs du tronc réduite chez les patients NSCLBP. Néanmoins, aucune différence significative de la fatigabilité et de l'asymétrie de cette fatigabilité des extenseurs n'a été observée.

Ces résultats sont contradictoires avec une partie de la littérature (Kolur et al., 2011; McKeon et al., 2006) mais vont dans le sens de plusieurs autres études (Kankaanpää et al., 2005; Larivière et al., 2010). Les contradictions avec les précédentes études peuvent provenir de différences dans la méthodologie comme la tâche d'endurance utilisée ou encore la méthode de calcul du paramètre de fatigabilité. Néanmoins, le paramètre qui semble expliquer ces différences semble être le niveau de PCS des patients atteints de NSCLBP. En effet, Larivière et al., (2010) ont montré que les patients NSCLBP avec un PCS inférieurs à 21 ne présentaient pas de différence de fatigabilité avec les participants asymptomatiques comme il a été le cas dans notre étude. L'absence d'une plus grande asymétrie de fatigabilité chez les patients NSCLBP est compatible avec l'atrophie bilatérale de LM en présence de NSCLBP rapportée par Beneck and Kulig, (2012). Ces éléments semblent suggérer une adaptation musculaire bilatérale à la douleur chez les patients atteints de NSCLBP.

Il semble donc que l'endurance réduite des muscles extenseurs du tronc des patients atteints de NSCLBP serait influencée par des facteurs psychologiques comme la dramatisation de la

douleur. Il serait intéressant d'étudier l'évolution de la perception de l'effort avec celle de la fatigue dans le but de mieux comprendre l'influence des facteurs psychologiques sur une tâche d'endurance comme celle-ci. En effet, il a été montré la performance au test de Sorensen chez l'enfant et l'adolescent NSCLBP était associée à une évolution significativement plus rapide de la perception de l'effort (Tabard-Fougère, 2018).

5.1.2 Phénomène de flexion-relaxation

L'étude observationnelle II (Rose-Dulcina et al., 2019b) s'est intéressée à l'asymétrie du FRP. L'objectif était d'étudier le lien qu'il pouvait exister entre l'asymétrie du FRP et l'asymétrie de la souplesse latérale du tronc. En effet, la littérature a montré que les patients NSCLBP présentent une plus grande asymétrie de ces deux paramètres (Kim et al., 2013b; Nagai et al., 2015). Malgré le rôle avéré de la mobilité du tronc sur le recrutement des muscles lombaires (Hashemirad et al., 2009), aucune étude n'a étudié le lien entre l'asymétrie du FRP et l'asymétrie de la souplesse latérale du tronc.

Il a été observé que les patients NSCLBP présentent (1) un FRP des muscles lombaires absent ou réduit corrélé avec l'amplitude de flexion du tronc ; (2) une souplesse latérale du tronc réduite ; et (3) une asymétrie du FRP plus importante corrélée modérément à l'asymétrie de la souplesse latérale du tronc et à la rotation du thorax pendant la flexion. Aucune différence significative n'a été observée (4) dans l'asymétrie du FRP des muscles lombaires entre les patients NSCLBP souffrant de douleurs unilatérales et bilatérales.

L'observation d'un FRP absent ou réduit des muscles lombaires chez les patients souffrant de NSCLBP lors du flexion antérieure maximale du tronc est en accord avec de nombreuses études (Dankaerts et al., 2009; Dubois et al., 2014; Geisser et al., 2004; Kim et al., 2013a; McGorry and Lin, 2012; Neblett et al., 2010), de même que pour la souplesse latérale réduite (Gomez, 1994; Mellin, 1990; Nagai et al., 2015) et pour l'asymétrie du FRP des ESL (Kim et al., 2013b). Ces résultats confirment l'hypothèse émise par Kim et al., (2013b) selon laquelle l'asymétrie du FRP serait due à un déséquilibre des caractéristiques des muscles comme leur souplesse. Mécaniquement, les altérations observées dans cette étude peuvent contribuer au développement et à la persistance des douleurs en augmentant les tensions passives ainsi que les contraintes appliquées au rachis. En effet, le manque de relâchement des muscles lombaires va augmenter les contraintes appliquées au rachis. De plus, l'asymétrie du FRP observée sur les ESL peut conduire à une mauvaise répartition de ces contraintes (Kim et al., 2013b). Il semble que les altérations du FRP sont influencées par les amplitudes de mouvement du tronc. Ces éléments mettent en avant l'importance de la mobilité du tronc dans la rééducation notamment pour la restauration du FRP. Il serait en outre intéressant d'évaluer si l'amélioration de la souplesse du tronc permettrait la restauration du FRP et la diminution de son asymétrie.

5.1.3 Endurance et phénomène de flexion-relaxation

Il a été suggéré dans l'étude sur l'endurance des muscles extenseurs (étude observationnelle I) que l'endurance réduite pourrait être expliquée par une fatigue initiale accentuée des extenseurs lombaires causée par une absence de relâchement de ces mêmes muscles (étude observationnelle II). L'étude observationnelle III avait pour objectif de tester cette hypothèse en vérifiant l'existence d'un lien entre le FRP et l'endurance des muscles extenseurs du tronc.

Les observations montrent bien un FRP et une endurance des muscles extenseurs du tronc réduits chez les patients atteints de NSCLBP (études observationnelles I et II). Elles montrent

aussi l'existence d'une relation allant de forte à modérée entre ces deux phénomènes uniquement chez les patients NSCLBP. Néanmoins aucune corrélation significative ne semble exister entre l'endurance et la fatigabilité des muscles lombaires.

Les résultats suggèrent que moins les muscles se relâchent (absence du FRP), plus l'endurance des extenseurs est réduite. Nous émettons l'hypothèse que l'endurance réduite des extenseurs du tronc serait due, en partie, à l'absence de relâchement des muscles lombaires pouvant générer une fatigue globale de ces muscles. Si cette hypothèse s'avère exacte, la restauration du FRP contribuerait à améliorer indirectement et/ou en parallèle l'endurance des extenseurs du tronc dans le cadre d'un programme de rééducation.

5.1.4 Transfert assis-debout

L'étude observationnelle IV s'est intéressée au transfert assis-debout avec comme objectifs de (1) comparer la cinématique du tronc et (2) l'activité des muscles lombaires lors de conditions standardisées entre les patients atteints de NSCLBP et des participants asymptomatiques. En effet, ces deux paramètres n'ont jamais été étudiés simultanément chez les patients NSCLBP et seulement deux études ont analysé l'activité des muscles lombaires (Lima et al., 2018; Orakifar et al., 2018). De plus, les méthodes de normalisation de l'EMG pour ces deux études présentent de nombreuses limites qui conduisent à interpréter les résultats avec prudence.

Les patients atteints de NSCLBP présentaient une activité plus importante des LMF et une activation anticipée des ESL en comparaison aux participants asymptomatiques pendant le transfert assis-debout. Aucune différence dans l'asymétrie du pattern d'activation entre le côté droit et le côté gauche n'a été observée ni même dans la cinématique du tronc.

Les résultats concernant la cinématique du tronc sont contradictoires avec de précédentes études (Pourahmadi et al., 2017a; Shum et al., 2005) mais corroborent les conclusions d'une revue de la littérature reportant les mêmes résultats lorsque la tronc est analysé en un seul segment (Pourahmadi et al., 2017b). Concernant l'activité musculaire, les résultats sont en accord avec la littérature. En effet, Lima et al., (2018) reportent une activité plus élevée des LMF des patients NSCLBP et plusieurs études rapportent une activation anticipée des ESL au cours de différentes tâches (Jacobs et al., 2016; MacDonald et al., 2009; Suehiro et al., 2018, 2015). De même, aucune asymétrie dans l'activité des ESL n'a été reportée par Orakifar et al., (2018).

Considérant le rôle des LMF dans la stabilisation du rachis et l'activation précoce des ESL, les résultats vont dans le sens de l'hypothèse d'une stratégie de protection musculaire chez ces patients en augmentant la stabilité du rachis (Ghamkhar and Kahlaee, 2015) mais qui peuvent avoir des conséquences néfastes à long terme en augmentant les contraintes subies par le rachis (Hodges and Tucker, 2011). Néanmoins, ces adaptations semblent être symétriques entre le côté droit et le côté gauche lors du transfert assis-debout.

5.1.5 Soulever de charge

L'étude observationnelle V avait pour objectif d'évaluer et de comparer (1) la cinématique du tronc et (2) l'activité des muscles lombaires entre les patients atteints de NSCLBP et des participants asymptomatiques pendant une tâche de soulever de charge standardisée.

L'altération de la cinématique et/ou de l'activité musculaire pourrait être un facteur important de développement et de persistance de douleurs lombaires (Wilke et al., 1999). Néanmoins de nombreux résultats contradictoires ont été relevés dans la littérature notamment concernant l'activité des muscles (Ferguson et al., 2004; Haddas et al., 2016; Suehiro et al., 2018). Ceci peut être expliqué par de nombreuses différences méthodologiques (tâche, normalisation EMG, etc.) qui limitent les comparaisons entre les études

Les résultats de notre étude montrent une amplitude de rotation du thorax plus importante ainsi qu'une activation des LMF retardée en comparaison avec les participants asymptomatiques lors du soulever de charge. Aucune différence significative n'a été observée pour l'activité des ESL ni pour l'asymétrie du pattern d'activation pour les muscles lombaires.

L'amplitude de rotation plus importante du thorax chez les patients NSCLBP sont en accord avec de précédentes études (Hemming et al., 2018; Seay et al., 2013). Cela traduit une augmentation des forces de compression et de cisaillement appliquées à la colonne ce qui peut, par effet cumulatif, contribuer au développement et à la persistance de la lombalgie (Bodén and Öberg, 1998; Heuer et al., 2007; Hoops et al., 2007; Shan et al., 2013). Concernant l'EMG, la littérature met en avant une altération de l'activité des muscles lombaires chez les patients NSCLBP mais les caractéristiques de ces altérations sont très variées et variables entre les études (Ferguson et al., 2004; Haddas et al., 2016; Lu et al., 2001; Marras et al., 2004; Suehiro et al., 2018), sans doute en lien avec les différences méthodologiques de la tâche (position et poids de la charge, stratégies du mouvement) (Wai et al., 2010b). Néanmoins, quelque soient les caractéristiques de ces altérations, elles peuvent toutes contribuer à la persistance des douleurs par l'augmentation ou une exposition à risque de la colonne aux charges appliquées au rachis. Concernant l'asymétrie neuromusculaire, ces adaptations semblent être symétriques entre le côté droit et le côté gauche lors d'une tâche de soulever de charge.

L'amplitude de rotation plus importante et l'activation retardée des muscles stabilisateurs du rachis peuvent traduire un contrôle de mouvement réduit chez les patients atteints de NSCLBP conduisant à l'instabilité du rachis corroborant les conclusions de précédentes études (Dankaerts and O'Sullivan, 2011; Luomajoki et al., 2010b, 2008).

5.2 Discussion des résultats

L'objectif général de la thèse était de caractériser l'asymétrie neuromusculaire chez les patients NSCLBP au cours de différentes tâches motrice. Les résultats des quatre études observationnelles mettent en évidence une altération globale de l'activité des muscles lombaires des patients atteints de NSCLBP en comparaison à des AP. Parmi ces altérations, une asymétrie neuromusculaire plus importante entre le côté droit et le côté gauche a été observée mais semble se limiter au phénomène de flexion-relaxation. Différentes théories comme le *Pain adaptation model* (Lund et al., 1991) ou celle émise par Hodges et Tucker (2011) suggèrent que ces altérations sont des réponses adaptatives à la douleur afin de protéger sur l'instant le rachis en améliorant sa stabilité. Néanmoins, à long terme, les mécanismes mis en place pourraient avoir des conséquences néfastes. En effet, ces adaptations conduisent en parallèle à une augmentation des charges appliquées au rachis (Callaghan et al., 1998; Hodges and Tucker, 2011). La mise en charge répétée des mêmes tissus peut altérer la tolérance de ces tissus, accélérer le taux des blessure mécaniques et peut conduire à la dégénérescence des tissus (McGill, 1997; Weyrauch et al., 2015). Du fait de la fréquence élevée des tâches réalisées dans le quotidien (marche, transfert assis-debout, soulever de charge), même une augmentation modérée de ces charges peut entraîner des microtraumatismes dans les tissus par effet cumulatif (Hoops et al., 2007; Williams et al., 2000). Ces microtraumatismes peuvent contribuer à la persistance des douleurs (Hodges and Tucker, 2011; Van Dieën et al., 2003).

Afin de discuter plus en détails des résultats de ce travail doctoral, cette partie s'organisera suivant les objectifs spécifiques énoncés en partie 2.2

5.2.1 Fatigabilité et phénomène de flexion-relaxation (objectif spécifique 1)

Pour caractériser l'asymétrie neuromusculaire des patients NSCLBP, l'asymétrie dans deux phénomènes neuromusculaires (la fatigabilité et flexion-relaxation) en lien avec la pathophysiologie des NSCLBP a été d'abord étudiée (objectif spécifique 1).

Fatigabilité, endurance et asymétrie

Le déconditionnement des muscles du tronc chez les patients atteints de NSCLBP est un des consensus de la littérature. Il est caractérisé en partie par une endurance réduite des muscles extenseurs du tronc. Ce résultat a été retrouvé dans l'étude observationnelle I. Il a été suggéré que cette endurance réduite est due à une fatigabilité musculaire plus importante conduisant à une diminution des forces produites par les muscles lombaires (Ebrahimi et al., 2005; Kolur et al., 2011; McKeon et al., 2006). Cette diminution de force représente un facteur de risque notamment au cours de tâches impliquant une flexion du tronc (Hu and Ning, 2015). En effet, il a été montré que la diminution de la force produite par les muscles lombaires est compensée par la mise en tension des tissus mous et des structures passives du rachis (Ebrahimi et al., 2005; Ning et al., 2012). Néanmoins, les résultats concernant la fatigabilité des muscles s'opposent entre les études (M Kankaanpää et al., 1998; Kolur et al., 2011; Larivière et al., 2010; McKeon et al., 2006). L'étude observationnelle I va dans le sens d'une fatigabilité similaire entre les patients NSCLBP et AP. De plus, elle montre que l'asymétrie de la fatigabilité des muscles ne diffère pas entre les patients NSCLBP et les AP. Ce résultat rejoint les conclusions de Beneck and Kulig (2012) qui suggèrent une adaptation physiologique symétrique des muscles lombaires à la douleur. Les caractéristiques de la fatigabilité des

muscles lombaires semblent similaires entre les patients NSCLBP et les AP ce qui conforte l'idée que d'autres facteurs peuvent influencer l'endurance des extenseurs du tronc comme la dramatisation de la douleur (Larivière et al., 2010) ou encore la perception de l'effort (Champagne et al., 2009; Tabard-Fougère, 2018). L'absence du FRP chez les patients souffrant de NSCLBP (Colloca and Hinrichs, 2005 ; étude observationnelle II) pourrait être une piste alternative pour expliquer cette endurance réduite.

FRP, asymétrie et mobilité

La littérature et l'étude observationnelle II mettent en évidence un FRP absent ou réduit chez les patients NSCLBP traduisant une capacité moindre à relâcher les muscles lombaires (Colloca and Hinrichs, 2005). L'absence du FRP des patients NSCLBP peut aussi traduire une stratégie protective par l'augmentation de la raideur du tronc et donc de la stabilité du rachis à court terme. Néanmoins, cela traduit en même temps une augmentation des charges appliquées au rachis ce qui peut avoir des conséquences néfastes à long terme comme l'ont suggéré Hodges and Tucker, (2011). Ils ajoutent que les patients NSCLBP présenteraient une redistribution de leur activité musculaire comme adaptation à leur douleur. Cette hypothèse semble être corroborée par l'asymétrie plus importante du FRP entre le côté droit et le côté gauche retrouvée chez les patients NSCLBP dans l'étude observationnelle II mais aussi par une précédente étude (Kim et al., 2013b). Cette asymétrie pourrait entraîner une mauvaise distribution des charges appliquées au rachis et donc des conséquences nociceptives. Ainsi, cette asymétrie neuromusculaire peut contribuer à la persistance des douleurs des patients atteints de NSCLBP. Néanmoins, l'étude observationnelle II ne montre aucune différence dans de l'asymétrie du FRP entre les patients souffrant unilatéralement et ceux souffrant bilatéralement de NSCLBP. Ce résultat suggère que la latéralisation de la douleur n'a pas d'influence sur l'asymétrie du FRP.

Les caractéristiques du FRP semblent fortement influencées par la mobilité du tronc (Hashemirad et al., 2009). Ces résultats sont corroborés par ceux de l'étude observationnelle II. En effet, ils mettent en évidence une relation entre l'amplitude (réduite) de flexion du tronc et l'intensité du FRP ainsi qu'entre l'amplitude de rotation du tronc et l'asymétrie du FRP chez les patients NSCLBP. Ces résultats renforcent l'idée selon laquelle le FRP est la conséquence de la stimulation des récepteurs étirés dans les tissus ligamentaires postérieurs lors de la flexion du tronc et qui inhiberait de manière réflexogène les muscles lombaires (Colloca and Hinrichs, 2005). L'amplitude maximale du tronc réduite chez les patients NSCLBP par rapport aux AP suggère une réduction de la stimulation ressentie par ces récepteurs et donc une inhibition réduite de l'activité musculaire lombaire. Cependant, il est encore difficile de dire si c'est le manque de mobilité qui crée le manque de relâchement du muscle ou l'inverse. Néanmoins, il a été suggéré qu'une amplitude du tronc réduite peut contribuer au développement et à la persistance des douleurs chez les NSCLBP en générant une augmentation des tensions passives (Nagai et al., 2015).

Endurance et FRP : deux phénomènes indépendants ?

L'étude observationnelle III met en évidence un lien entre le FRP et l'endurance réduite des extenseurs du tronc chez les patients NSCLBP uniquement. Comme explicité précédemment, un FRP absent ou réduit traduit un moindre relâchement des muscles lombaires. Cela peut créer un état de fatigue des muscles (Sjøgaard and Sjøgaard, 1998; SØgaard, 1995) qui pourrait

contribuer à l'endurance réduite observée. Ceci est corroboré par les résultats des fréquences médianes initiales (MFi) qui ont été observées plus faibles chez les patients NSCLBP (étude observationnelle I). Süüden et al., (2008) ont suggéré qu'une MFi réduite pourrait être un indicateur d'une pré-fatigue plus importante. On pourrait émettre l'hypothèse que l'endurance réduite des extenseurs du tronc des patients NSCLBP est en partie due à un état avancé de fatigue de ces muscles du fait d'un manque de relâchement. Cette hypothèse est soutenue par l'existence d'une relation forte entre le FRP et la performance au test de Sorensen observée chez les patients NSCLBP dans l'étude observationnelle III. D'autres études ont établi un lien entre le déconditionnement musculaire et une altération du contrôle moteur (Verbunt et al., 2010, 2003). Néanmoins, même si elle est reproductible, la mesure de la MFi comme mesure de l'état de fatigue musculaire n'a pas été validée et est soumise à de nombreux facteurs limitant son interprétation comme la position de l'électrode ou encore la composition de la peau (ayant un effet passe-bas) (De Luca et al., 1986). De plus, l'étude observationnelle III ne trouve pas de lien significatif entre la MFi et le FRP. Des investigations plus approfondies notamment sur une plus grande cohorte sont nécessaires pour valider cette hypothèse. Si elle se vérifie, la restauration du FRP contribuerait à l'amélioration de l'endurance des muscles extenseurs du tronc des patients NSCLBP. Néanmoins, le lien entre ces deux phénomènes n'est pas clair. En effet, des études sur l'effet de la fatigue sur le FRP rapportent des résultats contradictoires chez des participants asymptomatiques avec une augmentation (Descarreaux et al., 2008) ou réduction (Dickey et al., 2003) du silence musculaire.

A partir de ces éléments, on peut faire l'hypothèse que l'amélioration de la mobilité du tronc pourrait améliorer la restauration du FRP qui, à son tour, contribuerait à l'amélioration de l'endurance des extenseurs du tronc des patients atteints de NSCLBP et qui, au final, réduirait la douleur (Figure 20).

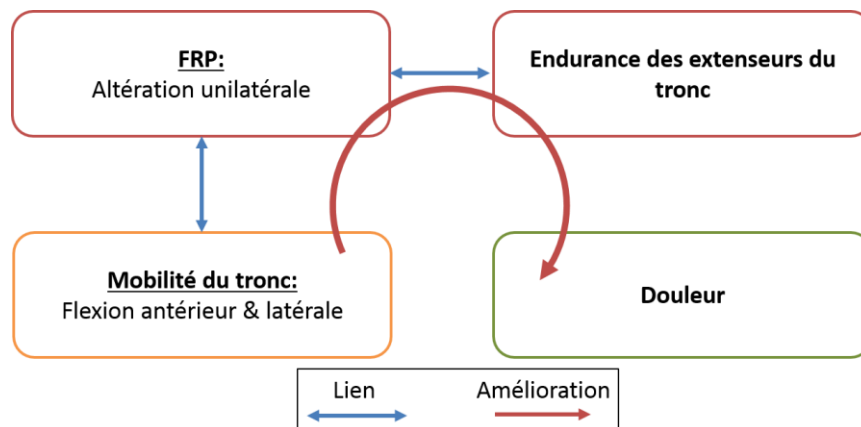


Figure 20 : représentation de l'hypothèse d'amélioration

5.2.2 Tâches fonctionnelles de la vie quotidienne (objectif spécifique 2)

Le second objectif spécifique était d'évaluer l'asymétrie du pattern de recrutement musculaire des NSCLBP au cours du transfert assis-debout et du soulever de charge. En effet, les altérations neuromusculaires chez les patients atteints de NSCLBP ne se limitent pas à ces deux phénomènes (fatigabilité et FRP). La littérature et les études observationnelles IV et V ont mis en évidence que les patients atteints de NSCLBP présentent une altération globale de l'activité

des muscles lombaires lors de tâches fonctionnelles de la vie quotidienne notamment lors du transfert assis-debout (Lima et al., 2018; Orakifar et al., 2018) et du soulever de charge (Lu et al., 2001; Suehiro et al., 2018).

Transfert assis-debout

Au cours du transfert assis-debout (étude observationnelles IV), les patients atteints de NSCLBP ont présenté différentes altérations traduisant une stratégie musculaire protectrice. En effet, les résultats suggèrent une adaptation du recrutement musculaire dans le but d'augmenter la raideur et donc la stabilité du tronc. Néanmoins, comme évoqué précédemment, ces mêmes adaptations peuvent contribuer aux douleurs à long terme en augmentant les charges appliquées au rachis (Hodges and Tucker, 2011). Les résultats de l'étude observationnelle IV sont en grande partie en accord avec les deux seules études précédentes sur l'activité des muscles lombaires des patients NSCLBP au cours de cette tâche (Lima et al., 2018; Orakifar et al., 2018). Ces deux études présentent des résultats contradictoires concernant le niveau d'activité des ESL pouvant être attribués à des différences méthodologiques notamment concernant la normalisation EMG ce qui limite les comparaisons. Ceci montre que les connaissances sur l'activité musculaire des patients NSCLBP sont encore mal connues et requièrent un approfondissement pour une meilleure compréhension de la pathophysiologie des NSCLBP.

Soulever de charge

D'autre part, des altérations neuromusculaires ont aussi été mises en avant chez les patients NSCLBP lors du soulever de charge. L'étude observationnelle V révèle une activation retardée des LMF des patients NSCLBP comme il l'a déjà été montré précédemment lors de l'exécution de cette tâche (Suehiro et al., 2018). Ce résultat implique une stabilisation du rachis retardée l'exposant à de potentiels traumatismes ou à l'aggravation de lésions déjà existantes (MacDonald et al., 2009). Aucune autre altération que ce soit dans l'intensité de l'activité ou l'activation temporelle des muscles n'a été observée notamment pour ESL ce qui est en contradiction avec des études précédentes (Ferguson et al., 2004; Haddas et al., 2016; Suehiro et al., 2018). Néanmoins, les caractéristiques de ces altérations sont variées et différent en fonction des études. En effet, la posture, le mouvement et la charge à soulever peuvent être différents en fonction des études et peuvent expliquer les résultats contradictoires.

Altérations ou adaptations ?

Les études observationnelles IV et V montrent que les patients NSCLBP présentent une altération/adaptation des ESL lors du transfert assis-debout (étude observationnelle IV) mais pas lors du soulever de charge (étude observationnelle V). Considérant que la tâche de soulever de charge est encore plus sollicitante pour la région lombaire que ne l'est le transfert assis-debout (Wilke et al., 1999), ces résultats peuvent suggérer que les patients NSCLBP ne sont pas en mesure d'adapter l'activité des ESL pour garantir la stabilité du rachis à un niveau de sollicitation trop important. En outre, l'étude observationnelle V met en avant une amplitude de rotation du tronc significativement plus importante dans une tâche sollicitant le tronc principalement dans le plan sagittal. Il a été suggéré que les altérations des mouvements des patients NSCLBP pouvaient être le résultat de retours proprioceptifs imprécis produisant des compensations motrices inadaptées (Popa et al., 2007; Sung et al., 2012). L'activation retardée des muscles stabilisateurs du rachis (LMF) et l'amplitude de rotation du tronc plus importante pourraient traduire un manque de contrôle du mouvement. De plus, ces altérations induisent

une augmentation des contraintes appliquées aux structures passives ce qui peut contribuer aux NSCLBP (Bodén and Öberg, 1998).

On constate que pendant deux des tâches les plus contraignantes de la vie quotidienne que sont le soulever de charge et le transfert assis-debout (Weigl et al., 2004; Wilke et al., 1999), les patients NSCLBP présentent différentes altérations neuromusculaires pouvant contribuer au développement et à la persistance des douleurs lombaires. Néanmoins, ces caractéristiques varient entre les deux tâches. On peut émettre l'hypothèse que les patients NSCLBP sont capables de mettre en place des stratégies protectives lors d'un certain niveau de contraintes ; mais que lorsque celles-ci dépassent un certain niveau, le contrôle du mouvement se détériore.

5.2.3 Asymétrie neuromusculaire (objectif spécifique 3)

Enfin le dernier objectif spécifique de ce travail doctoral était de déterminer la pertinence de l'asymétrie dans le processus d'identification de sous-groupes de NSCLBP. Pour cela, cette section va dans un premier temps présenter les caractéristiques de l'asymétrie neuromusculaire observées précédemment puis discuter de son intérêt dans l'identification des sous-groupes.

Caractéristiques de l'asymétrie neuromusculaires des patients NSCLBP

Malgré une asymétrie plus importante du FRP, aucune différence dans l'asymétrie de la fatigabilité des extenseurs du tronc n'a été trouvée entre les patients atteints de NSCLBP et les AP (études observationnelles II et I respectivement). A noter aussi qu'aucune différence dans l'asymétrie de la souplesse latérale du tronc n'a été trouvée entre ces deux groupes. Cela pourrait suggérer l'asymétrie neuromusculaire des patients NSCLBP pourrait non pas se trouver dans les caractéristiques physiologiques du muscles mais plutôt dans les caractéristiques d'activation. Néanmoins, au cours du transfert assis-debout et du soulever de charge, l'asymétrie du pattern d'activité des muscles lombaires entre le côté droit et le côté gauche semble similaire entre les groupes (études observationnelles IV et V). Ces éléments corroborent les résultats d'une précédente étude sur le transfert assis-debout (Orakifar et al., 2018) mais sont en contradiction avec une étude sur le soulever de charge (Lu et al., 2001). Il est important de noter que la méthode utilisée pour quantifier l'asymétrie dans l'étude de Lu et al. (2001) prend en compte l'amplitude du signal qui a été normalisée à partir d'une MVC. Tenant compte de la faible reproductibilité des MVC chez les patients NSCLBP, les résultats de cette étude doivent être considérés avec précaution.

Il semble donc que la redistribution de l'activité musculaire face à la douleur suggérée par Hodges and Tucker, (2011) ne soit pas caractérisée par une asymétrie plus importante de l'activité des muscles lombaires chez les patients NSCLBP. Les résultats de l'étude observationnelle II suggèrent que l'asymétrie du FRP pourrait être en lien avec la souplesse latérale du tronc.

Hétérogénéité des patients NSCLBP

Cependant, il est intéressant de noter que les caractéristiques des altérations de l'activité des muscles lombaires semblent tâches-dépendantes. De plus, nous constatons qu'au sein d'une même tâche, les altérations présentent des caractéristiques variées et contradictoires en fonction des études. Les contradictions peuvent être en lien avec les différences méthodologiques mais peuvent aussi être dues à l'hétérogénéité inhérente aux patients NSCLBP. En effet, comme rapporté dans la partie 1.4, la NSCLBP est une condition complexe avec des facteurs contributifs

multiples dont les interactions rendent difficile l'identification de la source nociceptive (Hartvigsen et al., 2018). Ainsi, les patients NSCLBP forment une population très hétérogène avec des profils différents et variés (Coste et al., 1991). En effet, plusieurs études ont déjà mis en évidence différents groupes de comportement dans la population NSCLBP au cours d'une tâche d'endurance des extenseurs du tronc (Larivière et al., 2010), de la flexion antérieure maximale du tronc (Kim et al., 2013a), du soulever de charge (Slaboda et al., 2008) et du transfert assis-debout (Orakifar et al., 2018). Slaboda et al., (2008) ont identifié différents comportements sur la base des stratégies de mouvement mises en place par les patients NSCLBP au cours du soulever de charge. Larivière et al., (2010) les ont identifié à partir du niveau de dramatisation de la douleur (seuil de 21 sur le PCS). Les autres auteurs se sont eux basés sur les troubles du mouvement des patients NSCLBP (O'Sullivan, 2005; Van Dillen et al., 2003). Quel que soit la classification utilisée, ces études montrent des différences entre les sous-groupes. De plus, une étude sur la posture du tronc en position assise rapporte des différences avec des AP uniquement lorsque les patients NSCLBP étaient sous-groupés (Dankaerts et al., 2006b). Cela illustre bien que l'hétérogénéité de cette population pourrait aussi expliquer les contradictions observées dans la littérature entre les différentes études. Comme dans ce travail doctoral, la majorité des études de la littérature n'ont pas effectué d'analyse en sous-groupes ce qui peut avoir masqué des différences.

Asymétrie neuromusculaire et sous-groupes de NSCLBP

L'asymétrie neuromusculaire s'est aussi montrée différente entre différents sous-groupes de NSCLBP notamment avec le FRP. Kim et al., (2013b) ont reporté des différences dans l'asymétrie neuromusculaire entre deux sous-groupes de NSCLBP établis selon la classification de O'Sullivan, (2005). Ces auteurs rapportent qu'un sous-groupe de NSCLBP présente un FRP des ESL plus important que les AP alors qu'un autre sous-groupe présente un FRP des ESL similaire mais un FRP des semitendinosus plus important que les AP. Cette étude met en évidence l'intérêt de l'asymétrie du FRP dans le processus d'identification des sous-groupes de NSCLBP. Plus largement et tenant compte que l'analyse non sous-groupée peut avoir masqué des différences, l'asymétrie neuromusculaire peut être une caractéristique pertinente dans le processus d'identification.

Pour chacune des études observationnelles de ce travail doctoral, des altérations musculaires ont été mises en avant et représentent des facteurs pouvant contribuer à la persistance des douleurs.

5.3 Limites

Ce travail doctoral présente de nombreuses limites en lien avec différents aspects méthodologiques. En effet, des limites sont à prendre en considération en lien avec les participants des différentes études mais aussi en lien avec les outils de mesures, les données et les tâches sélectionnées.

5.3.1 Limites liées aux participants

Une des limites liées aux participants concerne le recrutement des patients atteints de NSCLBP. Ils ont été inclus au cours de la consultation au service de Rhumatologie des Hôpitaux Universitaires de Genève. Cette stratégie de recrutement limite la généralisation des résultats à l'ensemble de la population NSCLBP. En effet, de nombreuses personnes souffrant de

NSCLBP consultent auprès de leur médecin généraliste ou autres professionnelles de la santé. Dans l'idée de limiter ce biais, un amendement a été soumis et accepté par la commission d'éthique afin d'étendre le recrutement aussi au sein de cabinets généralistes. A noter que les patients recrutés à l'issue de cet amendement n'ont été intégrés qu'après les analyses de ce travail doctoral.

De plus, il s'est avéré que les patients inclus dans les différentes études étaient modérément affectés (intensité moyenne des douleurs <5/10 et ODI moyen < 21%). L'inclusion de patients plus sévèrement affectés pourrait influencer les résultats. A noter aussi qu'un niveau d'atteinte fonctionnelle trop important représente une limite de faisabilité. En effet, deux des sujets avec un ODI élevé ont été dans l'incapacité de réaliser certaines tâches à cause de leurs douleurs. Ainsi les patients les plus atteints ne peuvent pas être intégrés aux analyses ce qui représente une limite dans la généralisation des résultats des études quelles qu'elles soient.

Enfin, les patients souffrant de NSCLBP présentent par définition une hétérogénéité du fait de l'absence d'étiologie de leurs douleurs. Une analyse en sous-groupes semblerait donc nécessaire chaque analyse concernant cette population. Dans le cadre de ce travail doctoral et au stade de l'avancement du projet de classification, le nombre de patients recrutés ne nous permettait pas d'effectuer d'analyse en sous-groupes.

5.3.2 Limites liées aux mesures

Données électromyographiques

Différents aspects liés aux mesures EMG présentent certaines limites. On peut tout d'abord évoquer la mesure de l'activité des muscles Multifidus lombaires avec des électrodes de surface qui s'est avérée discutable en comparaison avec des électrodes intramusculaires (Stokes et al., 2003). Néanmoins, les différentes études de ce travail doctoral ont suivi les recommandations de la SENIAM (Hermens et al., 2000) et une étude a montré que la mesure de surface et intramusculaire des LMF étaient comparables (Arokoski et al., 1999). A noter que certains auteurs ont préféré parler de muscles de la charnière lombo-sacré (Kolur et al., 2011).

De plus, l'utilisation d'électrodes de surface rigides au cours de tâches fonctionnelles nécessitant une mobilité lombaire importante a pu réduire la qualité du signal à cause du mouvement de la peau. Ceci a diminué le nombre de sujets (en fonction du muscle) par étude notamment dans l'étude de l'asymétrie. L'utilisation d'électrodes plus petites, plus souples ou encore imprimées (tatouées) (Shustak et al., 2019) pourrait limiter ce biais. Néanmoins, il resterait comme limite que la zone d'enregistrement se déplacerait avec les mouvements de la peau.

Une autre limite liée à l'EMG est la normalisation de l'amplitude EMG avec une contraction isométrique sous-maximale volontaire. En effet, cette méthode ne peut pas fournir d'information sur le niveau d'activité du muscle en lien avec ses capacités maximales d'activation (Burden, 2010). Malgré tout, différents auteurs recommandent cette méthode dans l'étude de la population NSCLBP en comparaison à d'autres méthodes comme la MVC (Burden, 2010; Jackson et al., 2017).

Enfin, les études de ce travail doctoral se sont concentrées sur deux paires de muscles lombaires. L'une de ces paires sont les Erector Spinae Longissimus (ESL) qui s'étend du bassin au crane. Il serait intéressant d'étudier ces muscles à différents niveaux à l'aide de plusieurs électrodes.

En effet, il a été rapporté des activités différentes notamment entre les ESL mesurés au niveau thoracique et ceux mesurés au niveau lombaire (Callaghan and Dunk, 2002). Considérant la complexité du système musculosquelettique rachidien (Reeves et al., 2006; van Dieën et al., 2003), intégrer aux analyses les muscles abdominaux et les hanches semblerait pertinent pour avoir une vue plus globale des stratégies musculaires mises en place. Cela permettrait aussi de mettre à jour de potentiels asymétries entre les agonistes/antagonistes du tronc (lombaires /abdominales) qui pourraient contribuer à la pathophysiologie des NSCLBP.

Données cinématiques

L'une des principales limites à prendre en considération dans l'interprétation des résultats de la cinématique du tronc est l'analyse du tronc en un ou plusieurs segments. En effet, différents travaux montrent que l'analyse cinématique du tronc chez les patients NSCLBP ne révèle des différences significatives que lorsque le tronc est divisé en plusieurs segments (Christe et al., 2016; Pourahmadi et al., 2017b). Dans le cadre de ce travail doctoral, le tronc a été divisé en 2 segments (thoracique et lombaire). Certaines analyses n'ont révélé aucune différence significative entre les patients NSCLBP et AP ce qui a pu être en contradiction avec la littérature. La division du tronc en 2 segments a donc pu influencer les résultats.

5.3.3 Limites spécifiques aux tâches expérimentales

Concernant la tâche d'endurance des extenseurs du tronc, les patients NSCLBP présentant le temps de maintien très faible (endurance faible) ont été exclus de l'analyse en raison d'une impossibilité de calculer l'évolution de la fréquence médiane des muscles. L'exclusion de ces patients limite la généralisation des résultats à la population NSCLBP.

De plus, les analyses n'ont pas pris en compte la participation des muscles extenseurs des hanches qui peuvent jouer un rôle significatif dans la réalisation du test de Sorensen (Müller et al., 2010). L'intégration de ces muscles dans l'analyse aurait pu révéler différentes stratégies.

Concernant la tâche de flexion antérieure maximale du tronc, la durée de chaque phase a été imposée ce qui a joué sur la vitesse de mouvement. Il a été montré que chez les patients NSCLBP, une vitesse de flexion rapide influence la présence/absence du FRP (Bourigua et al., 2014). Une vitesse de flexion sans contrainte de timing aurait pu modifier les résultats mais aurait limité les comparaisons entre les individus.

Les tâches fonctionnelles de la vie quotidienne, ici le soulever de charge et le transfert assis-debout, ont été réalisées dans des conditions standardisées permettant la comparaison des différentes stratégies mises en place par les individus pour les mêmes contraintes. Néanmoins, cela a pour conséquence de s'écarter des conditions écologiques. Concernant le transfert assis-debout, la hauteur de l'assise a été ajustée à la morphologie de chaque participant alors que, dans le quotidien, cette hauteur est relativement standard. De plus, il était demandé aux participants de ne pas utiliser les bras pendant le mouvement ce qui a pu aussi jouer sur les résultats et la représentativité de ce qui est réalisé au quotidien.

Concernant le soulever de charge, la charge à soulever était ajustée à la masse de chaque participant (10%). Une charge identique ou plus importante pour tous aurait pu mettre en évidence d'autres résultats. De plus, la méthode pour réaliser la tâche a été imposée. Une analyse similaire sur cette tâche avec une stratégie spontanée/libre pourrait révéler des résultats différents.

5.4 Perspectives

La perspective principale de ce travail doctoral est le projet d'identification de sous-groupes de patients NSCLBP. Pour patients NSCLBP. Pour cela, un nombre de participants de 100 patients atteints de NSCLBP et 30 AP a été fixé dans le 30 AP a été fixé dans le protocole basé sur un calcul de puissance. Comme l'illustre la

Figure 6, le nombre de participants n'est pas encore atteint. Actuellement le recrutement est toujours en cours et s'est étendu aux cabinets de médecins généralistes et d'ostéopathes de la ville de Genève. A noter qu'une discussion est aussi en cours sur une éventuelle collaboration avec le Centre Hospitalier Universitaire de Dijon pour rendre cette étude multicentrique. En outre, l'augmentation du nombre de participants permettrait aussi de faire des analyses en sous-groupes notamment en divisant le groupe de patients NSCLBP à partir de certains scores psychologiques comme l'échelle de dramatisation de la douleur et ainsi approfondir l'analyse de l'asymétrie neuromusculaire dans cette population.

La lombalgie chronique non-spécifique touche aussi bien les enfants et adolescents que les adultes (Jeffries et al., 2007). Ainsi, un projet d'identification de sous-groupes d'enfants et adolescents atteints de NSCLBP a été réalisé en parallèle. Il serait intéressant de comparer les résultats de ces deux projets d'identification de sous-groupes de NSCLBP. Un suivi longitudinal de ces enfants permettrait de mieux comprendre la transition des lombalgies pédiatriques à adultes et d'identifier des potentiels facteurs de risque évoluant pendant la croissance.

Les résultats de ce travail doctoral soulèvent une potentielle piste thérapeutique. En effet, il a été mis en évidence un lien entre le FRP et son asymétrie avec respectivement l'amplitude de flexion antérieure du tronc et l'asymétrie de la souplesse latérale (étude observationnelle II). En parallèle, il a été suggéré que l'absence du FRP pourrait entraîner une fatigue des muscles lombaires ce qui pourrait expliquer en partie l'endurance réduite des extenseurs du tronc des patients NSCLBP (étude Observationnelle III). De plus, une précédente étude a montré que l'amélioration immédiate du FR ratio chez les patients NSCLBP après une thérapie manuelle était parallèlement accompagnée d'une meilleure mobilité du tronc. Ainsi, il semble intéressant d'évaluer si l'amélioration de la mobilité du tronc influence la restauration du FRP (et de son asymétrie) et de l'endurance des muscles extenseurs du tronc chez les patients atteints de NSCLBP (Figure 20).

Compte tenu des limites présentées, l'intégration dans les analyses de muscles tels que les extenseurs des hanches semblerait pertinente pour une compréhension plus globale des stratégies et des altérations neuromusculaires des patients NSCLBP. En effet, de précédentes études ont montré l'importance du semitendinosus ou du gluteus medius notamment dans la performance du Sorensen test (Kotur et al., 2011; Müller et al., 2010) ainsi que dans l'étude du FRP (Kim et al., 2013b). Il serait aussi intéressant d'étendre l'analyse à l'asymétrie entre les muscles agonistes et antagonistes du tronc considérant le rôle synergique que ces muscles jouent dans la stabilisation du rachis (J Hides et al., 2008; van Dieën et al., 2003; Van Dieën et al., 2003). A noter que l'activité des muscles de l'abdomen (obliquus externus abdominis et rectus abdominis) et des cuisses (rectus femoris et semitendinosus) a été mesurée lors de toutes les tâches mais n'a pas été intégrée aux analyses (Rose-Dulcina et al., 2018).

Comme précisé précédemment, intégrer les paramètres psychologiques dans les analyses serait pertinent pour une compréhension plus globale de pathophysiologie. En effet, il a été montré l'importance des facteurs psychologiques dans la population NSCLBP (Linton, 2000) et l'influence qu'ils pouvaient avoir sur l'activité musculaire (Larivière et al., 2010; Pakzad et al., 2016; Ross et al., 2017). Il serait aussi intéressant d'évaluer l'influence de ces paramètres sur l'asymétrie neuromusculaire. De plus, d'autres tâches fonctionnelles de la vie quotidienne présentent un intérêt dans l'étude des NSCLBP (Cieza et al., 2004; Weigl et al., 2004). Parmi elles, on trouve notamment la marche. Ainsi, une étude actuellement en cours vise à étudier l'influence de la dramatisation de la douleur sur la coordination thoraco-pelvienne pendant la marche à différentes vitesses chez des patients NSCLBP. L'hypothèse est que les patients présentant un score élevé de dramatisation à la douleur (PCS>21) modifient moins la coordination thoraco-pelvienne avec l'augmentation de la vitesse de marche en comparaison avec les patients ayant un faible score de dramatisation (Figure 21).

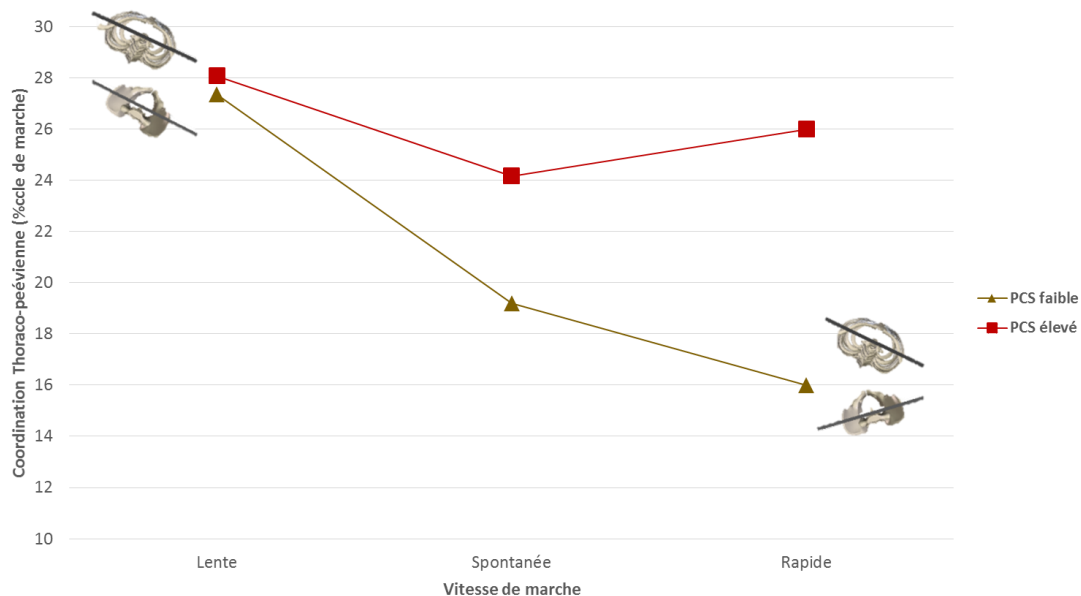


Figure 21 : Illustration de l'hypothèse sur l'influence de la dramatisation de la douleur sur la coordination thoraco-pelvienne

Une autre perspective intéressante concerne l'étude des courbures sagittales de la colonne vertébrale. En effet, O'Sullivan (2005) a mis en avant deux sous-groupes de NSCLBP caractérisés en partie par des patterns de flexion du tronc différents. Dans cette idée, deux études sont en cours de réalisation. La première vise à étudier l'influence de l'extensibilité des muscles des hanches (notamment le psoas et les ischio-jambiers) sur les courbures de la colonne et l'implication dans la pathophysiologie des NSCLBP. Un déséquilibre sagittal du complexe lombo-pelviens peut entraîner des stratégies compensatoires statiques et dynamiques comme une hyperlordose lombaire (Barrey et al., 2013).

La seconde étude a pour objectif d'identifier différents patterns cinématiques de flexion maximale antérieure du tronc et leur lien avec le FRP est en cours de rédaction. En effet, il a été montré que les caractéristique du mouvement du tronc (amplitude, vitesses, etc.) avaient une influence sur le FRP (Bourigua et al., 2014; Etude observationnelle II). L'hypothèse est qu'il existe des patterns conduisant à l'apparition du FRP et d'autre à son inhibition (Figure

22). L'identification de ces patterns représenterait un réel pas en avant dans la compréhension du FRP.

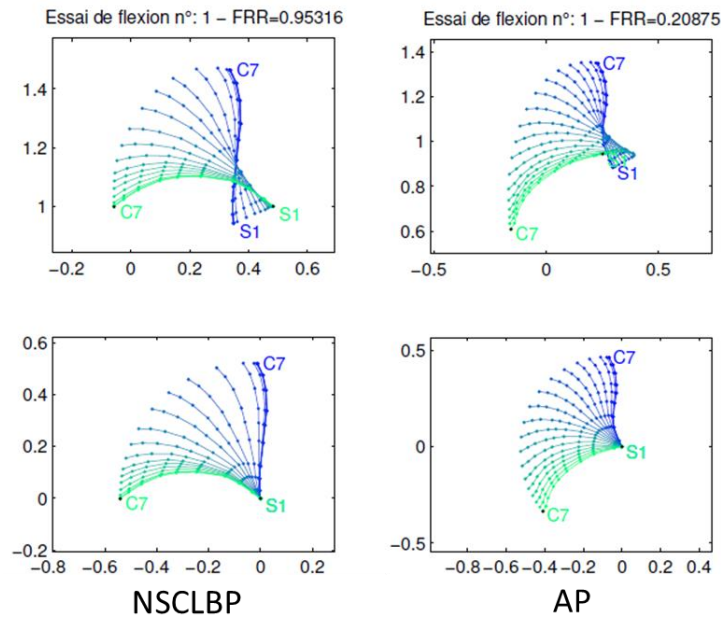


Figure 22 : Illustration de deux patterns de flexion antérieure du tronc dans le plan sagittal et le FR Ratio associées

Enfin, différents auteurs ont suggéré que les patients NSCLBP présentent une désorganisation de l'activité musculaire lombaire en comparaison avec des AP (Hu et al., 2014, 2010). Hodges et al. (2011) suggèrent une redistribution de l'activité entre les muscles. Il serait intéressant d'étudier la répartition de l'activité dans la région lombaire. Des tests préliminaires ont été effectués en ce sens. La topographie de l'activité myoélectrique de la région lombaire a été calculée à l'aide de seize électrodes réparties sur la totalité de la région lombaire d'un AP suivant la description de Hu et al. (2010). Le participant a ensuite effectué une flexion antérieure du tronc de 30° selon les mêmes conditions que pour l'étude observationnelle II. La Figure 23 illustre la répartition de l'activité musculaire lombaire pendant cette tâche. Néanmoins, de nombreux problèmes techniques notamment dus au décollement des électrodes nous ont amenés à repenser notre approche. La recherche de solutions techniques est actuellement en cours et tend vers d'une ceinture souple d'électrode.

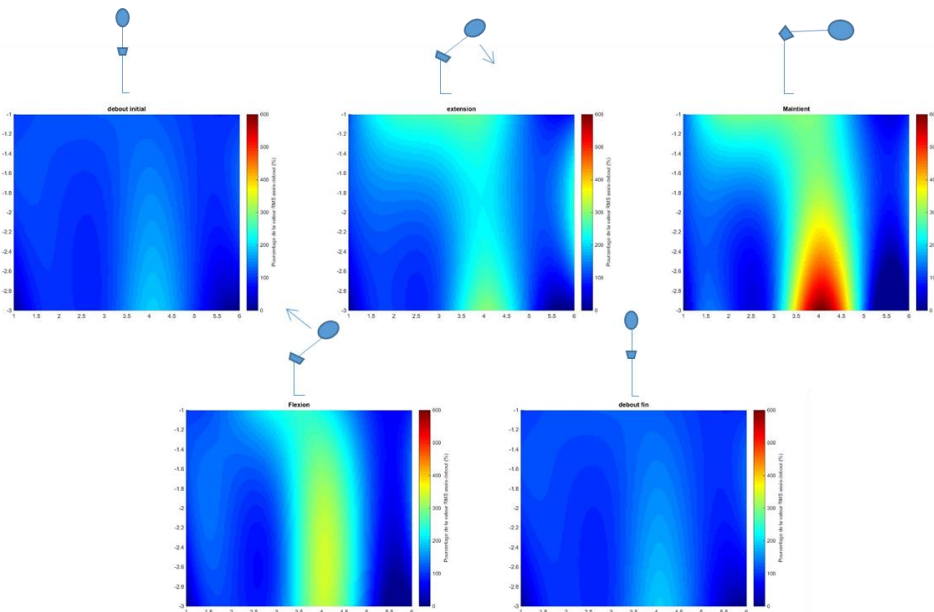


Figure 23 : Topographie de l'activité musculaire lombaire lors d'une flexion antérieure du tronc de 30°

5.5 Conclusion

Ce travail doctoral visait à étudier l'activité des muscles lombaires en caractérisant notamment l'asymétrie neuromusculaire des patients atteints de NSCLBP lors de l'exécution de différentes tâches fonctionnelles. Cette problématique représente un intérêt certain compte tenu du manque de compréhension de la pathophysiologie des NSCLBP et de l'absence d'étude sur l'asymétrie neuromusculaire au cours de tâches fonctionnelles de la vie quotidienne.

Dans leur ensemble, les travaux de cette thèse rapportent de nombreuses altérations dans l'activité des muscles lombaires des patients atteints de NSCLBP en comparaison avec celles des participants asymptomatiques. Les caractéristiques de ces altérations sont diverses et varient en fonction des tâches étudiées. De plus, des contradictions ont été observées avec et dans la littérature. Ces éléments sont certainement dus à l'hétérogénéité des patients NSCLBP en lien avec l'absence d'une étiologie clairement établie. Ainsi, il est difficile de formuler un message clair sur les altérations des patients atteints de NSCLBP. Néanmoins, nous constatons que ces patients présentent une altération globale de l'activité des muscles lombaires.

Les résultats de l'étude observationnelle I ont montré une endurance des extenseurs du tronc réduite chez les patients avec NSCLBP. La fatigabilité des muscles et l'asymétrie de celle-ci chez ces patients semblent similaires avec celles des participants asymptomatiques. Ces résultats suggèrent l'influence d'autres facteurs pour expliquer l'endurance réduite observée chez les patients atteints de NSCLBP. Les résultats de l'étude observationnelle II ont montré un FRP réduit et plus asymétrique pour les patients atteints de NSCLBP. Le FRP et son asymétrie sont liés respectivement à une amplitude de flexion antérieure réduite du tronc et à l'asymétrie de la souplesse latérale du tronc chez les patients NSCLBP. Les résultats de l'étude observationnelle III mettent en évidence un lien entre le phénomène de flexion-relaxation et l'endurance des muscles extenseurs du tronc. Ces éléments soulèvent une potentielle piste

thérapeutique. Cette piste consisterait en une amélioration de l'endurance des muscles extenseurs du tronc par la restauration du phénomène de flexion-relaxation grâce à l'amélioration de la mobilité du tronc.

Les résultats de l'étude observationnelle IV ont montré, lors du transfert assis-debout, une activation anticipée de certains muscles lombaires et une activation plus importante pour d'autres. Ces changements pourraient être des adaptations dans le but d'améliorer la stabilité du rachis à court terme mais à risque à long terme. A noter que ces adaptations semblent être symétriques entre le côté droit et le côté gauche. Les résultats de l'étude observationnelle V ont montré, lors du soulever d'une charge, que les patients atteints de NSCLBP présentaient une activation retardée des muscles stabilisateurs du rachis symétrique. Cela suggère une exposition aux charges à risque pour le rachis pouvant conduire à de nouveaux traumatismes ou à l'aggravation de ceux déjà existants.

Ces éléments suggèrent que les patients atteints de NSCLBP mettent en place des stratégies musculaires de protection du rachis mais uniquement pour des tâches de la vie quotidienne ne dépassant pas un certain niveau de sollicitation.

Malgré le fait que certaines altérations permettent une augmentation de la stabilité du tronc, elles peuvent toutes avoir des conséquences nocives à long terme en raison de facteurs tels que l'augmentation de la charge, la diminution des mouvements ou encore une exposition dangereuse aux charges appliquées au rachis. L'asymétrie neuromusculaire est l'une de ces altérations mais ne semble présente que lors de la tâche de flexion antérieure maximale du tronc. Il est possible que l'hétérogénéité de la population et les analyses non sous-groupées puissent masquer des différences concernant l'asymétrie neuromusculaire. Les résultats de ces travaux doctoraux montrent que l'intégration de l'asymétrie du phénomène de flexion-relaxation peut représenter un intérêt dans le processus d'identification des sous-groupes.

Toutefois, des études supplémentaires sont nécessaires pour confirmer ces résultats. L'influence des facteurs psychologiques avec les facteurs biophysiques comme l'asymétrie neuromusculaire reste encore à déterminer. De plus, la complexité du système permettant la stabilité du rachis rend nécessaire l'intégration des muscles de l'abdomen et des hanches aux analyses pour une compréhension plus globale de la pathophysiologie des NSCLBP.

Références

- Aasa, B., Berglund, L., Michaelson, P., Aasa, U., 2015. Individualized Low-Load Motor Control Exercises and Education Versus a High-Load Lifting Exercise and Education to Improve Activity, Pain Intensity, and Physical Performance in Patients With Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 45, 77–85. doi:10.2519/jospt.2015.5021
- Abboud, J., Nougrou, F., Page, I., Cantin, V., Massicotte, D., Descarreaux, M., 2014. Trunk motor variability in patients with non-specific chronic low back pain. *Eur. J. Appl. Physiol.* 114, 2645–2654. doi:10.1007/s00421-014-2985-8
- Abdelraouf, O.R., Abdel-Aziem, A.A., 2016. the Relationship Between Core Endurance and Back Dysfunction in Collegiate Male Athletes With and Without Nonspecific Low Back Pain. *Int. J. Sports Phys. Ther.* 11, 337–44.
- Ahern, D.K., Follick, M.J., Council, J.R., Laser-Wolston, N., Litchman, H., 1988. Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *P&T* 34, 153–140.
- Airaksinen, O., Brox, J.I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klaber-Moffett, J., Kovacs, F., Mannion, A.F., Reis, S., Staal, J.B., Ursin, H., Zanoli, G., 2006. Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur. Spine J.* 15 Suppl 2, S192-300. doi:10.1007/s00586-006-1072-1
- Al-Obaidi, S.M., Beattie, P., Al-Zoabi, B., Al-Wekeel, S., 2005. The relationship of anticipated pain and fear avoidance beliefs to outcome in patients with chronic low back pain who are not receiving workers' compensation. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 30, 1051–1057. doi:10.1097/01.brs.0000160848.94706.83
- Alexiev, A.R., 1994. Some differences of the electromyographic erector spinae activity between normal subjects and low back pain patients during the generation of isometric trunk torque. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 34, 495–9.
- Anders, C., Wagner, H., Puta, C., Grassme, R., Petrovitch, A., Scholle, H.-C., 2007. Trunk muscle activation patterns during walking at different speeds. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 17, 245–252. doi:10.1016/j.jelekin.2006.01.002
- Andersson, G.B.J., 1999. Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet* 354, 581–585. doi:http://dx.doi.org/10.1016/S0140-6736(99)01312-4
- Armstrong, T., Bull, F., 2006. Development of the World Health Organization Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ). *J. Public Health (Bangkok)*. 14, 66–70. doi:10.1007/s10389-006-0024-x
- Arokoski, J.P.A., Kankaanpää, M., Valta, T., Juvonen, I., Partanen, J., Taimela, S., Lindgren, K.-A., Airaksinen, O., 1999. Back and hip extensor muscle function during therapeutic exercises. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 80, 842–850. doi:10.1016/S0003-9993(99)90237-X
- Astfalck, R.G., O'Sullivan, P.B., Straker, L.M., Smith, A.J., Burnett, A., Caneiro, J.P., Dankaerts, W., 2010. Sitting postures and trunk muscle activity in adolescents with and without nonspecific chronic low back pain: an analysis based on subclassification. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 35, 1387–1395. doi:10.1097/BRS.0b013e3181bd3ea6
- Baker, A.D.L., 2014. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period, in: *Classic Papers in Orthopaedics*. pp. 257–259. doi:10.1007/978-1-4471-5451-8_63
- Balagué, F., Amaya Ochoa, G., Genevay, S., 2009. Conservative treatment of chronic low back pain: what is new in 2008? *Rev Med Suisse* 560–564.
- Balagué, F., Mannion, A.F., Pellisé, F., Cedraschi, C., 2012. Non-specific low back pain. *Lancet* 379, 482–491. doi:10.1016/S0140-6736(11)60610-7
- Bandpei, M.A.M., Rahmani, N., Majdoleislam, B., Abdollahi, I., Ali, S.S., Ahmad, A., 2014.

- Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: An updated systematic review. *J. Manipulative Physiol. Ther.* doi:10.1016/j.jmpt.2014.05.006
- Barker, K.L., Shamley, D.R., Jackson, D., 2004. Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 29, E515–E519. doi:10.1097/01.brs.0000144405.11661.eb
- Barre, A., Armand, S., 2014. Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Comput. Methods Programs Biomed.* 114, 80–87. doi:10.1016/j.cmpb.2014.01.012
- Barrey, C., Roussouly, P., Le Huec, J.-C., D’Acunzi, G., Perrin, G., 2013. Compensatory mechanisms contributing to keep the sagittal balance of the spine. *Eur. Spine J.* 22 Suppl 6, S834–41. doi:10.1007/s00586-013-3030-z
- Beneck, G.J., Kulig, K., 2012. Multifidus atrophy is localized and bilateral in active persons with chronic unilateral low back pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93, 300–306. doi:10.1016/j.apmr.2011.09.017
- Beneck, G.J., Kulig, K., 2012. Multifidus atrophy is localized and bilateral in active persons with chronic unilateral low back pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 93, 300–306.
- Bicalho, E., Palma Setti, J.A., Macagnan, J., Rivas Cano, J.L., Manffra, E.F., 2010. Immediate effects of a high-velocity spine manipulation in paraspinal muscles activity of nonspecific chronic low-back pain subjects. *Man. Ther.* 15, 469–475. doi:10.1016/J.MATH.2010.03.012
- Biering-Sørensen, F., 1984. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 9, 106–19.
- Billis, E., McCarthy, C.J., Roberts, C., Gliatis, J., Papandreou, M., Gioftsos, G., Oldham, J. a., 2013. Sub-grouping patients with non-specific low back pain based on cluster analysis of discriminatory clinical items. *J. Rehabil. Med.* 45, 177–185. doi:10.2340/16501977-1100
- Bodén, A., Öberg, K., 1998. Torque resistance of the passive tissues of the trunk at axial rotation. *Appl. Ergon.* 29, 111–118. doi:10.1016/S0003-6870(97)00030-6
- Bonato, P., Boissy, P., Della Croce, U., Roy, S.H., 2002. Changes in the surface EMG signal and the biomechanics of motion during a repetitive lifting task. *IEEE Trans. Neural Syst. Rehabil. Eng.* 10, 38–47. doi:10.1109/TNSRE.2002.1021585
- Boudreau, S., Farina, D., Kongstad, L., Buus, D., Redder, J., Sverrisdóttir, E., Falla, D., 2011. The relative timing of trunk muscle activation is retained in response to unanticipated postural-perturbations during acute low back pain. *Exp. brain Res.* 210, 259–67. doi:10.1007/s00221-011-2629-8
- Bourigua, I., Simoneau, E.M., Leteneur, S., Gillet, C., Ido, G., Barbier, F., 2014. Chronic low back pain sufferers exhibit freezing-like behaviors when asked to move their trunk as fast as possible. *Spine J.* 14, 1291–1299. doi:10.1016/J.SPINEE.2013.11.051
- Brumagne, S., Janssens, L., Knapen, S., Claeys, K., Suuden-Johanson, E., 2008. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur. Spine J.* 17, 1177–1184. doi:10.1007/s00586-008-0709-7
- Buchbinder, R., van Tulder, M., Öberg, B., Costa, L.M., Woolf, A., Schoene, M., Croft, P., Buchbinder, R., Hartvigsen, J., Cherkin, D., Foster, N.E., Maher, C.G., Underwood, M., van Tulder, M., Anema, J.R., Chou, R., Cohen, S.P., Menezes Costa, L., Croft, P., Ferreira, M., Ferreira, P.H., Fritz, J.M., Genevay, S., Gross, D.P., Hancock, M.J., Hoy, D., Karppinen, J., Koes, B.W., Kongsted, A., Louw, Q., Öberg, B., Peul, W.C., Pransky, G., Schoene, M., Sieper, J., Smeets, R.J., Turner, J.A., Woolf, A., 2018. Low back pain: a call for action. *Lancet* 391, 2384–2388. doi:10.1016/S0140-6736(18)30488-4
- Bull, F.C., Maslin, T.S., Armstrong, T., 2009. Global physical activity questionnaire (GPAQ): nine country reliability and validity study. *J. Phys. Act. Health* 6, 790–804.

- 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, 1023–1035. doi:10.1016/j.jelekin.2010.07.004
- Burnett, D.R., Campbell-Kyureghyan, N.H., Cerrito, P.B., Quesada, P.M., 2011. Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 21, 610–615. doi:10.1016/j.jelekin.2011.03.006
- Cai, C., Kong, P.W., 2015. Low back and lower-limb muscle performance in male and female recreational runners with chronic low back pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 45, 436–43. doi:10.2519/jospt.2015.5460
- Callaghan, J.P., Dunk, N.M., 2002. Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clin. Biomech.* 17, 353–360. doi:10.1016/S0268-0033 (02)00023-2
- Callaghan, J.P., Gunning, J.L., McGill, S.M., 1998. The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. *Phys. Ther.* 78, 8–18. doi:10.1093/ptj/78.1.8
- Caspersen, C.J., Powell, K.E., Christenson, G.M., 1985. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep.* 100, 126–31.
- Champagne, A., Descarreaux, M., Lafond, D., 2009. Comparison Between Elderly and Young Males' Lumbopelvic Extensor Muscle Endurance Assessed During a Clinical Isometric Back Extension Test. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 32, 521–526. doi:10.1016/j.jmpt.2009.08.008
- Chaory, K., Fayad, F., Rannou, F., Lefevre-Colau, M., Lefèvre-Colau, M.-M., Fermanian, J., Revel, M., Poiraudou, S., 2004. Validation of the French Version of the Fear Avoidance Belief Questionnaire. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 29, 908–913. doi:10.1097/00007632-200404150-00018
- Cho, K.H., Beom, J.W., Lee, T.S., Lim, J.H., Lee, T.H., Yuk, J.H., 2014. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: A pilot study. *Ann. Rehabil. Med.* 38, 234–240. doi:10.5535/arm.2014.38.2.234
- Chou, R., Deyo, R., Friedly, J., Skelly, A., Hashimoto, R., Weimer, M., Fu, R., Dana, T., Kraegel, P., Griffin, J., Grusing, S., Brodt, E.D., 2017. Nonpharmacologic Therapies for Low Back Pain: A Systematic Review for an American College of Physicians Clinical Practice Guideline. *Ann. Intern. Med.* 166, 493. doi:10.7326/M16-2459
- Chowdhury, S.K., Byrne, R.M., Zhou, Y., Aiyangar, A., Zhang, X., 2017. Lumbar Facet Joint Kinematics and Load Effects During Dynamic Lifting. *Proc. Hum. Factors Ergon. Soc. 2017 Annu. Meet.* 976–980. doi:10.1177/1541931213601726
- Christe, G., Redhead, L., Legrand, T., Jolles, B.M., Favre, J., 2016. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. *J. Biomech.* 49, 2060–2067. doi:10.1016/j.jbiomech.2016.05.015
- Cibulka, M.T., Strube, M.J., Meier, D., Selsor, M., Wheatley, C., Wilson, N.G., Irrgang, J.J., 2010. Symmetrical and asymmetrical hip rotation and its relationship to hip rotator muscle strength. *Clin. Biomech.* 25, 56–62. doi:10.1016/j.clinbiomech.2009.09.006
- Cibulka, M.T., Threlkeld-Watkins, J., 2005. Patellofemoral Pain and Asymmetrical Hip Rotation. *Phys. Ther.* 85, 1201–7. doi:10.1093/ptj/85.11.1201
- Cieza, A., Stucki, G., Weigl, M., Disler, P., Jäckel, W., Van Der Linden, S., Kostanjsek, N., De Bie, R., 2004. ICF Core Sets for low back pain. *J. Rehabil. Med.* 36, 69–74. doi:10.1080/16501960410016037
- Claeys, K., Dankaerts, W., Janssens, L., Brumagne, S., 2012. Altered preparatory pelvic control during the sit-to-stance-to-sit movement in people with non-specific low back pain. *J.*

- Electromyogr. Kinesiol. 22, 821–828. doi:10.1016/j.jelekin.2012.04.007
- Clark, S., Horton, R., 2018. Low back pain: a major global challenge. *Lancet* 0. doi:10.1016/S0140-6736 (18)30725-6
- Colloca, C.J., Hinrichs, R.N., 2005. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: A review of literature. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 28, 623–631. doi:10.1016/j.jmpt.2005.08.005
- Coorevits, P., Danneels, L., Cambier, D., Ramon, H., Vanderstraeten, G., 2008. Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 18, 997–1005. doi:10.1016/j.jelekin.2007.10.012
- Corkery, M.B., O'Rourke, B., Viola, S., Yen, S.C., Rigby, J., Singer, K., Thomas, A., 2014. An exploratory examination of the association between altered lumbar motor control, joint mobility and low back pain in athletes. *Asian J. Sports Med.* 5. doi:10.5812/asjasm.24283
- Coste, J., Spira, A., Ducimetiere, P., Paolaggi, J.-B., 1991. Clinical and psychological diversity of non-specific low-back pain. A new approach towards the classification of clinical subgroups. *J. Clin. Epidemiol.* 44, 1233–1245. doi:10.1016/0895-4356 (91)90156-4
- Criswell, E., Cram, J.R., 2011. *Cram's introduction to surface electromyography*. Jones and Bartlett.
- Crombez, G., Vlaeyen, J., Heuts, P., Lysens, R., 1999. Pain-related fear is more disabling than pain itself: evidence on the role of pain-related fear in chronic back pain disability. *Pain* 80, 329–339. doi:10.1016/S0304-3959 (98)00229-2
- Da Costa, B.R., Vieira, E.R., 2010. Risk factors for work-related musculoskeletal disorders: A systematic review of recent longitudinal studies. *Am. J. Ind. Med.* 53, 285–323. doi:10.1002/ajim.20750
- Dall, P.M., Kerr, A., 2010. Frequency of the sit to stand task: An observational study of free-living adults. *Appl. Ergon.* 41, 58–61. doi:10.1016/j.apergo.2009.04.005
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P., 2011. The validity of O'Sullivan's classification system (CS) for a sub-group of NS-CLBP with motor control impairment (MCI): Overview of a series of studies and review of the literature. *Man. Ther.* 16, 9–14. doi:10.1016/j.math.2010.10.006
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A., Straker, L., 2006a. Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 31, 2017–2023. doi:10.1097/01.brs.0000228728.11076.82
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A., Straker, L., Davey, P., Gupta, R., 2009. Discriminating healthy controls and two clinical subgroups of nonspecific chronic low back pain patients using trunk muscle activation and lumbosacral kinematics of postures and movements: a statistical classification model. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 34, 1610–1618. doi:10.1097/BRS.0b013e3181aa6175
- Dankaerts, W., O'Sullivan, P., Burnett, A., Straker, L., W., D., P., O., A., B., L., S., 2006b. Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 31, 698–704. doi:10.1097/01.brs.0000202532.76925.d2
- Dankaerts, W., O'sullivan, P.B., Burnett, A.F., Straker, L.M., Danneels, L.A., 2004. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 14, 333–342. doi:10.1016/j.jelekin.2003.07.001
- Davis, R., Ounpuu, S., Tyburski, D., Gage, J., 1991. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum. Mov. Sci.*
- De Luca, C.J., 1997. The use of surface electromyography in biomechanics. *J. Appl. Biomech.*

- 13, 135–163. doi:citeulike-article-id:2515246
- De Luca, C.J., Sabbahi, M.A., Roy, S.H., 1986. Median frequency of the myoelectric signal - Effects of hand dominance. *Eur. J. Appl. Physiol. Occup. Physiol.* 55, 457–464. doi:10.1007/BF00421637
- Demoulin, C., Crielaard, J.-M., Vanderthommen, M., 2007. Spinal muscle evaluation in healthy individuals and low-back-pain patients: a literature review. *Jt. Bone Spine* 74, 9–13. doi:10.1016/j.jbspin.2006.02.013
- Demoulin, C., Vanderthommen, M., Duysens, C., Crielaard, J.M., 2006. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: A critical appraisal of the literature. *Jt. Bone Spine* 73, 43–50. doi:10.1016/j.jbspin.2004.08.002
- Descarreaux, M., Lafond, D., Jeffrey-Gauthier, R., Centomo, H., Cantin, V., 2008. Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue. *BMC Musculoskelet. Disord.* 9, 10. doi:10.1186/1471-2474-9-10
- Deyo, R.A., Weinstein, J.N., 2001. Low back pain. *N. Engl. J. Med.* 344, 363–70. doi:10.1056/NEJM200102013440508
- Dib-Hajj, S.D., Yang, Y., Waxman, S.G., 2008. Chapter 4 Genetics and Molecular Pathophysiology of Nav1.7-Related Pain Syndromes. pp. 85–110. doi:10.1016/S0065-2660(08)01004-3
- Dickey, J.P., McNorton, S., Potvin, J.R., 2003. Repeated spinal flexion modulates the flexion–relaxation phenomenon. *Clin. Biomech.* 18, 783–789. doi:10.1016/S0268-0033(03)00166-9
- Dionne, C.E., Dunn, K.M., Croft, P.R., Nachemson, A.L., Buchbinder, R., Walker, B.F., Wyatt, M., Cassidy, J.D., Rossignol, M., Leboeuf-Yde, C., Hartvigsen, J., Leino-Arjas, P., Latza, U., Reis, S., Gil del Real, M.T., Kovacs, F.M., Öberg, B., Cedraschi, C., Bouter, L.M., Koes, B.W., Picavet, H.S.J., van Tulder, M.W., Burton, K., Foster, N.E., Macfarlane, G.J., Thomas, E., Underwood, M., Waddell, G., Shekelle, P., Volinn, E., Von Korff, M., 2008. A Consensus Approach Toward the Standardization of Back Pain Definitions for Use in Prevalence Studies. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 33, 95–103. doi:10.1097/BRS.0b013e31815e7f94
- Dionne, C.E., Von Korff, M., Koepsell, T.D., Deyo, R.A., Barlow, W.E., Checkoway, H., 2001. Formal education and back pain: a review. *J. Epidemiol. Community Health* 55, 455–68.
- Dubois, J.D., Abboud, J., St-Pierre, C., Piché, M., Descarreaux, M., 2014. Neuromuscular adaptations predict functional disability independently of clinical pain and psychological factors in patients with chronic non-specific low back pain. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 24, 550–557. doi:10.1016/j.jelekin.2014.04.012
- Dupeyron, A., Demattei, C., Kouyoumdjian, P., Missenard, O., Micallef, J.P., Perrey, S., 2013. Neuromuscular adaptations after a rehabilitation program in patients with chronic low back pain: case series (uncontrolled longitudinal study). *BMC Musculoskelet. Disord.* 14, 277. doi:10.1186/1471-2474-14-277
- Duthey, B., 2013. Background Paper 6.24 Low back pain. *Priority Medicines for Europe and the World. Glob. Burd. Dis.* 1–29.
- Ebenbichler, G.R., Oddsson, L.I., Kollmitzer, J., Erim, Z., 2001. Sensory-motor control of the lower back: implications for rehabilitation. *Med. Sci. Sports Exerc.* 33, 1889–98.
- Ebrahimi, I., Hosseini, G.R.S., Salavati, M., Farahini, H., Arab, A.M., 2005. Clinical trunk muscle endurance tests in subjects with and without low back pain. *Med. J. Islam. Repub. Iran* 19, 95–101.
- European Foundation for the Improvement of Living and Working Conditions., 2012. 5th European working conditions survey. Publications Office of the European Union.
- Fairbank, J.C., Couper, J., Davies, J.B., O'Brien, J.P., 1980. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy* 66, 271–3.

- Falla, D., Gizzi, L., Tschapek, M., Erlenwein, J., Petzke, F., 2014. Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain. *Pain* 155, 944–953. doi:10.1016/j.pain.2014.01.027
- Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A.-G., Buchner, A., 2007. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav. Res. Methods* 39, 175–91.
- Ferguson, S.A., Marras, W.S., Burr, D.L., Davis, K.G., Gupta, P., 2004. Differences in motor recruitment and resulting kinematics between low back pain patients and asymptomatic participants during lifting exertions. *Clin. Biomech.* 19, 992–999. doi:10.1016/j.clinbiomech.2004.08.007
- Floyd, W.F., Silver, P.H., 1955. The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man. *J. Physiol.* 129, 184–203.
- Floyd, W.F., Silver, P.H.S., 1955. The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man*. *J. Physiol.* 129, 184–203. doi:10.1113/jphysiol.1955.sp005347
- Foster, N., Anema, J., Cherkin, D., al., et, 2018. Prevention and treatment of low back pain: evidence, challenges, and promising directions. *Lancet.* doi:10.1016/S0140-6736(18)30489-6
- Fredericson, M., Cookingham, C.L., Chaudhari, A.M., Dowdell, B.C., Oestreicher, N., Sahrmann, S.A., 2000. Hip abductor weakness in distance runners with iliotibial band syndrome. *Clin. J. Sport Med.* 10, 169–175. doi:10.1097/00042752-200007000-00004
- French, D.J., Noël, M., Vigneau, F., French, J.A., Chantal, P., Evans, R.T., 2005. L'Échelle de dramatisation face à la douleur PCS-CF Adaptation canadienne en langue française de l'échelle «Pain Catastrophizing Scale». *Can. J. Behav. Sci.* 37, 181–192. doi:10.1037/h0087255
- Geisser, M.E., Haig, A.J., Wallbom, A.S., Wiggert, E.A., 2004. Pain-related fear, lumbar flexion, and dynamic EMG among persons with chronic musculoskeletal low back pain. *Clin. J. Pain* 20, 61–69. doi:10.1097/00002508-200403000-00001
- Geisser, M.E., Ranavava, 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, 711–726. doi:10.1016/j.jpain.2005.06.008
- Ghamkhar, L., Kahlaee, A.H., 2015. Trunk Muscles Activation Pattern During Walking in Subjects With and Without Chronic Low Back Pain: A Systematic Review. *PM R* 7, 519–526. doi:10.1016/j.pmrj.2015.01.013
- Gomez, T.T., 1994. Symmetry of lumbar rotation and lateral flexion range of motion and isometric strength in subjects with and without low back pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 19, 42–48.
- Goubert, D., Danneels, L., Graven-Nielsen, T., Descheemaeker, F., Meeus, M., 2017. Differences in Pain Processing Between Patients with Chronic Low Back Pain, Recurrent Low Back Pain, and Fibromyalgia. *Pain Physician* 20, 307–318.
- Grabner, M.D., Koh, T.J., el Ghazawi, A., 1992. Decoupling of bilateral paraspinal excitation in subjects with low back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 17, 1219–23.
- Gurung, T., Ellard, D.R., Mistry, D., Patel, S., Underwood, M., 2015. Identifying potential moderators for response to treatment in low back pain: A systematic review. *Physiother. (United Kingdom)* 101, 243–251. doi:10.1016/j.physio.2015.01.006
- Gutierrez, E.M., Bartonek, Å., Haglund-Åkerlind, Y., Saraste, H., 2003. Centre of mass motion during gait in persons with myelomeningocele. *Gait Posture* 18, 37–46. doi:10.1016/S0966-6362(02)00192-3
- Haddas, R., Yang, J., Lieberman, I., 2016. Effects of volitional spine stabilization on lifting task in recurrent low back pain population. *Eur. Spine J.* 25, 2833–2841. doi:10.1007/s00586-

- Halaki, M., Ginn, K. a, 2012. Normalization of EMG Signals: To Normalize or Not to Normalize and What to Normalize to? *Comput. Intell. Electromyogr. Anal. - A Perspect. Curr. Appl. Futur. Challenges* 175–194. doi:40113
- Hanney, W.J., Kolber, M.J., Beekhuizen, K.S., 2009. Implications for Physical Activity in the Population With Low Back Pain. *Am. J. Lifestyle Med.* 3, 63–70. doi:10.1177/1559827608325627
- Hartvigsen, J., Hancock, M.J., Kongsted, A., Louw, Q., Ferreira, M.L., Genevay, S., Hoy, D., Karppinen, J., Pransky, G., Sieper, J., Smeets, R.J., Underwood, M., Buchbinder, R., Hartvigsen, J., Cherkin, D., Foster, N.E., Maher, C.G., Underwood, M., Tulder, M. van, Anema, J.R., Chou, R., Cohen, S.P., Costa, L.M., Croft, P., Ferreira, M., Ferreira, P.H., Fritz, J.M., Genevay, S., Gross, D.P., Hancock, M.J., Hoy, D., Karppinen, J., Koes, B.W., Kongsted, A., Louw, Q., Öberg, B., Peul, W.C., Pransky, G., Schoene, M., Sieper, J., Smeets, R.J., Turner, J.A., Woolf, A., 2018. What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet* 0. doi:10.1016/S0140-6736(18)30480-X
- Hasenbring, M.I., Plaas, H., Fischbein, B., Willburger, R., 2006. The relationship between activity and pain in patients 6 months after lumbar disc surgery: Do pain-related coping modes act as moderator variables? *Eur. J. Pain* 10, 701–709. doi:10.1016/j.ejpain.2005.11.004
- Hashemirad, F., Talebian, S., Hatf, B., Kahlaee, A.H., 2009. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 19, 746–753. doi:10.1016/j.jelekin.2008.02.004
- Hayden, J.A., van Tulder, M.W., Malmivaara, A., Koes, B.W., 2005. Exercise therapy for treatment of non-specific low back pain. *Cochrane database Syst. Rev.* CD000335. doi:10.1002/14651858.CD000335.pub2
- Hemming, R., Sheeran, L., van Deursen, R., Sparkes, V., 2018. Non-specific chronic low back pain: differences in spinal kinematics in subgroups during functional tasks. *Eur. Spine J.* 27, 163–170. doi:10.1007/s00586-017-5217-1
- Henchoz, Y., Tétreau, C., Abboud, J., Piché, M., Descarreaux, M., 2013. Effects of noxious stimulation and pain expectations on neuromuscular control of the spine in patients with chronic low back pain. *Spine J.* 13, 1263–72. doi:10.1016/j.spinee.2013.07.452
- Heneweer, H., Vanhees, L., Picavet, H.S.J., H., H., L., V., H.S.J., P., 2009. Physical activity and low back pain: A U-shaped relation? *Pain* 143, 21–25. doi:10.1016/j.pain.2008.12.033
- Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C., Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 10, 361–374. doi:10.1016/S1050-6411(00)00027-4
- Hestbaek, L., Leboeuf-Yde, C., Kyvik, K.O., Manniche, C., 2006. The Course of Low Back Pain From Adolescence to Adulthood. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 31, 468–472. doi:10.1097/01.brs.0000199958.04073.d9
- Heuch, I., Heuch, I., Hagen, K., Zwart, J.-A., 2017. Physical activity level at work and risk of chronic low back pain: A follow-up in the Nord-Trøndelag Health Study. *PLoS One* 12, e0175086. doi:10.1371/journal.pone.0175086
- Heuer, F., Schmidt, H., Claes, L., Wilke, H.-J., 2007. Stepwise reduction of functional spinal structures increase vertebral translation and intradiscal pressure. *J. Biomech.* 40, 795–803. doi:10.1016/J.JBIOMECH.2006.03.016
- Hides, J., Gilmore, C., Stanton, W., Bohlscheid, E., 2008. Multifidus size and symmetry among chronic LBP and healthy asymptomatic subjects. *Man. Ther.* 13, 43–49. doi:10.1016/j.math.2006.07.017
- Hides, J., Stanton, W., Freke, M., Wilson, S., McMahon, S., Richardson, C., 2008. MRI study of the size, symmetry and function of the trunk muscles among elite cricketers with and

- without low back pain. *Br. J. Sports Med.* 42, 509–513. doi:10.1136/bjism.2007.044024
- Hill, A., 1965. THE ENVIRONMENT AND DISEASE: ASSOCIATION OR CAUSATION? *Proc. R. Soc. Med.* 58, 295–300.
- Hirano, K., Imagama, S., Hasegawa, Y., Wakao, N., Muramoto, A., Ishiguro, N., 2012. Impact of spinal imbalance and back muscle strength on locomotive syndrome in community-living elderly people. *J. Orthop. Sci.* 17, 532–537. doi:10.1007/s00776-012-0266-0
- Hodges, P.W., Coppeters, M.W., MacDonald, D., Cholewicki, J., 2013. New insight into motor adaptation to pain revealed by a combination of modelling and empirical approaches. *Eur. J. Pain (United Kingdom)* 17, 1138–1146. doi:10.1002/j.1532-2149.2013.00286.x
- Hodges, P.W., Moseley, G.L., Gabrielsson, A., Gandevia, S.C., 2003. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp. Brain Res.* 151, 262–271. doi:10.1007/s00221-003-1457-x
- Hodges, P.W., Tucker, K., 2011. Moving differently in pain: A new theory to explain the adaptation to pain. *Pain* 152, S90-8. doi:10.1016/j.pain.2010.10.020
- Hoops, H., Zhou, B.H., Lu, Y., Solomonow, M., Patel, V., 2007. Short rest between cyclic flexion periods is a risk factor for a lumbar disorder. *Clin. Biomech.* 22, 745–757. doi:10.1016/j.clinbiomech.2007.03.010
- Houghton, K.M., 2010. Review for the generalist: Evaluation of low back pain in children and adolescents. *Pediatr. Rheumatol.* 8, 28. doi:10.1186/1546-0096-8-28
- Hoy, D., Brooks, P., Blyth, F., Buchbinder, R., 2010. The Epidemiology of low back pain. *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.* 24, 769–781. doi:10.1016/j.berh.2010.10.002
- Hu, B., Ning, X., 2015. The Changes of Trunk Motion Rhythm and Spinal Loading During Trunk Flexion and Extension Motions Caused by Lumbar Muscle Fatigue. *Ann. Biomed. Eng.* 43, 2112–2119. doi:10.1007/s10439-015-1248-0
- Hu, Y., Kwok, J.W., Tse, J.Y., Luk, K.D., Glas, F., Surg, F.O., 2014. Time-varying surface electromyography topography as a prognostic tool for chronic low back pain rehabilitation. *Spine J.* 14, 1049–1056. doi:10.1016/j.spinee.2013.11.060
- Hu, Y., Siu, S.H.F., Mak, J.N.F., Luk, K.D.K., 2010. Lumbar muscle electromyographic dynamic topography during flexion-extension. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20, 246–255. doi:10.1016/j.jelekin.2009.05.002
- Institut national de recherche et de sécurité, 2015. Lombalgie [WWW Document]. URL <http://www.inrs.fr/risques/lombalgies/ce-qu-il-faut-retenir.html> (accessed 2.16.18).
- Jackson, J.A., Mathiassen, S.E., Callaghan, J.P., Dempsey, P.G., 2017. Precision based guidelines for sub-maximal normalisation task selection for trunk extensor EMG. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 37, 41–51. doi:10.1016/J.JELEKIN.2017.07.001
- Jackson, R.P., Kanemura, T., Kawakami, N., Hales, C., 2000. Lumbopelvic lordosis and pelvic balance on repeated standing lateral radiographs of adult volunteers and untreated patients with constant low back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 25, 575–86.
- Jackson, R.P., McManus, A.C., 1994. Radiographic analysis of sagittal plane alignment and balance in standing volunteers and patients with low back pain matched for age, sex, and size. A prospective controlled clinical study. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 19, 1611–8.
- Jacobs, C., Uhl, T.L., Seeley, M., Sterling, W., Goodrich, L., 2005. Strength and fatigability of the dominant and nondominant hip abductors. *J. Athl. Train.* 40, 203–206.
- Jacobs, J. V., Henry, S.M., Jones, S.L., Hitt, J.R., Bunn, J.Y., 2011. A history of low back pain associates with altered electromyographic activation patterns in response to perturbations of standing balance. *J. Neurophysiol.* 106, 2506–2514. doi:10.1152/jn.00296.2011
- Jacobs, J. V., Roy, C.L., Hitt, J.R., Popov, R.E., Henry, S.M., 2016. Neural mechanisms and functional correlates of altered postural responses to perturbed standing balance with chronic low back pain. *Neuroscience* 339, 511–524. doi:10.1016/J.NEUROSCIENCE.2016.10.032

- Jeffries, L.J., Milanese, S.F., Grimmer-Somers, K.A., 2007. Epidemiology of Adolescent Spinal Pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 32, 2630–2637. doi:10.1097/BRS.0b013e318158d70b
- Johanson, E., Brumagne, S., Janssens, L., Pijnenburg, M., Claeys, K., Pääsuke, M., 2011. The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *Eur. Spine J.* 20, 2152–2159. doi:10.1007/s00586-011-1825-3
- Kankaanpää, M., Colier, W.N., Taimela, S., Anders, C., Airaksinen, O., Kokko-Aro, S.M., Hänninen, O., 2005. Back extensor muscle oxygenation and fatigability in healthy subjects and low back pain patients during dynamic back extension exertion. *Pathophysiology* 12, 267–273. doi:10.1016/j.pathophys.2005.09.013
- Kankaanpää, M., Laaksonen, D., Taimela, S., Kokko, S.M., Airaksinen, O., Hänninen, O., 1998. Age, sex, and body mass index as determinants of back and hip extensor fatigue in the isometric Sorensen back endurance test. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 79, 1069–1075. doi:10.1016/S0003-9993(98)90173-3
- Kankaanpää, M., Taimela, S., Laaksonen, D., Hänninen, O., Airaksinen, O., 1998. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 79, 412–417.
- Kent, P., Keating, J., 2004. Do primary-care clinicians think that nonspecific low back pain is one condition? *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 29, 1022–1031. doi:10.1097/00007632-200405010-00015
- Kent, P., Keating, J.L., Leboeuf-Yde, C., 2010. Research methods for subgrouping low back pain. *BMC Med. Res. Methodol.* 10, 62. doi:10.1186/1471-2288-10-62
- Keyserling, W.M., 2000. Workplace Risk Factors and Occupational Musculoskeletal Disorders, Part 2: A Review of Biomechanical and Psychophysical Research on Risk Factors Associated with Upper Extremity Disorders. *AIHAJ - Am. Ind. Hyg. Assoc.* 61, 231–243. doi:10.1080/15298660008984532
- Kienbacher, T., Paul, B., Habenicht, R., Starek, C., Wolf, M., Kollmitzer, J., Mair, P., Ebenbichler, G., 2015. Age and gender related neuromuscular changes in trunk flexion-extension. *J. Neuroeng. Rehabil.* 12, 1–10. doi:10.1186/1743-0003-12-3
- Kim, H., Min, T.J., Kang, S.H., Kim, D.-K., Seo, K.M., Lee, S.Y., 2017. Association Between Walking and Low Back Pain in the Korean Population: A Cross-Sectional Study. *Ann. Rehabil. Med.* 41, 786–792. doi:10.5535/arm.2017.41.5.786
- Kim, M., Yi, C., Kwon, O., Cho, S., Cynn, H., Kim, Y., Hwang, S., Choi, B., Hong, J., Jung, D., 2013a. Comparison of lumbopelvic rhythm and flexion-relaxation response between 2 different low back pain subtypes. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 38, 1260–7. doi:10.1097/BRS.0b013e318291b502
- Kim, M., Yoo, W. gyu, Choi, B. ram, 2013b. Differences between two subgroups of low back pain patients in lumbopelvic rotation and symmetry in the erector spinae and hamstring muscles during trunk flexion when standing. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 23, 387–393. doi:10.1016/j.jelekin.2012.11.010
- Koch, C., Hänsel, F., 2018. Chronic Non-specific Low Back Pain and Motor Control During Gait. *Front. Psychol.* 9, 1–8. doi:10.3389/fpsyg.2018.02236
- Koes, B.W., Tulder, M. Van, Lin, C.C., Macedo, L.G., Mcauley, J., Maher, C., 2010. An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care 2075–2094. doi:10.1007/s00586-010-1502-y
- Kolur, M.K., Norasteh, A.A., Daneshmandi, H., 2011. Electromyographic fatigue evaluation of back and hip extensor muscles and its relationship with anthropometric characteristic of athletes with chronic low back pain. *Med. Dello Sport* 64, 435–448.
- Konrad, P., 2005. *The ABC of EMG A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography*, Noraxon INC. USA. A. doi:10.1016/j.jacc.2008.05.066

- Krismer, M., van Tulder, M., 2007. Low back pain (non-specific). *Best Pract. Res. Clin. Rheumatol.* 21, 77–91. doi:10.1016/j.berh.2006.08.004
- Kupa, E.J., Roy, S.H., Kandarian, S.C., De Luca, C.J., 2017. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J. Appl. Physiol.* 79, 23–32. doi:10.1152/jappl.1995.79.1.23
- Lamoth, C., Daffertshofer, A., Meijer, O.G., Beek, P.J., 2006a. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait Posture* 23, 230–239. doi:10.1016/j.gaitpost.2005.02.006
- Lamoth, C., Meijer, O.G., Daffertshofer, A., Wuisman, P.I.J.M., Beek, P.J., 2006b. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: Changes in motor control. *Eur. Spine J.* 15, 23–40. doi:10.1007/s00586-004-0825-y
- Lamoth, C.J.C., Daffertshofer, A., Meijer, O.G., Lorimer Moseley, G., Wuisman, P.I.J.M., Beek, P.J., 2004. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. *Clin. Biomech.* 19, 551–563. doi:10.1016/j.clinbiomech.2003.10.006
- Larivière, C., Arsenault, A.B., Gravel, D., Gagnon, D., Loisel, P., 2003. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13, 305–18. doi:10.1016/S1050-6411(03)00039-7
- Larivière, C., Bilodeau, M., Forget, R., Vadeboncoeur, R., Mecheri, H., 2010. Poor back muscle endurance is related to pain catastrophizing in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 35, E1178–E1186. doi:10.1097/BRS.0b013e3181e53334
- Larivière, C., Gagnon, D., Arsenault, A.B., Gravel, D., Loisel, P., 2005. Electromyographic activity imbalances between contralateral back muscles: An assessment of measurement properties. *J. Rehabil. Res. Dev.* 42, 235. doi:10.1682/JRRD.2004.01.0008
- Larivière, C., Gagnon, D., Loisel, P., 2002. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. *Clin. Biomech.* 17, 89–98. doi:10.1016/S0268-0033(01)00106-1
- Latimer, J., Maher, C.G., Refshauge, K., Colaco, I., 1999. The reliability and validity of the Biering-Sorensen test in asymptomatic subjects and subjects reporting current or previous nonspecific low back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 24, 2085–2089; discussion 2090. doi:10.1097/00007632-199910150-00004
- Leboeuf-Yde, C., Lauritsen, J.M., Lauritzen, T., 1997. Why has the search for causes of low back pain largely been nonconclusive? *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 22, 877–81.
- Ledford, C., 2017. *Spine Conditions: Mechanical and Inflammatory Low Back Pain*. *FP Essent.* 461, 15–20.
- Legard, E., 2005. Force: entraînement & musculation. *Amphora sports*.
- Lehman, G.J., 2002. Clinical considerations in the use of surface electromyography: Three experimental studies. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 25, 293–299. doi:10.1067/mmt.2002.124423
- Lehtola, V., Luomajoki, H., Leinonen, V., Gibbons, S., Airaksinen, O., 2012. Efficacy of movement control exercises versus general exercises on recurrent sub-acute nonspecific low back pain in a sub-group of patients with movement control dysfunction. protocol of a randomized controlled trial. *BMC Musculoskelet. Disord.* 13, 55. doi:10.1186/1471-2474-13-55
- Lépine, J.P., Godchau, M., Brun, P., Lempérière, T., 1985. [Evaluation of anxiety and depression among patients hospitalized on an internal medicine service]. *Ann. médico-psychologiques* 143, 175–89.
- Lima, M., Ferreira, A.S., Reis, F.J.J., Paes, V., Meziat-Filho, N., 2018. Chronic low back pain and back muscle activity during functional tasks. *Gait Posture* 61, 250–256. doi:10.1016/j.gaitpost.2018.01.021

- Linton, S.J., 2000. A review of psychological risk factors in back and neck pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 25, 1148–1156. doi:10.1097/00007632-200005010-00017
- Linton, S.J., Shaw, W.S., 2011. Impact of psychological factors in the experience of pain. *Phys. Ther.* 91, 700–711. doi:10.2522/ptj.20100330
- Lu, W.W., Luk, K.D.K., Cheung, K.M.C., Yip Wa Wong, Leong, J.C.Y., 2001. Back muscle contraction patterns of patients with low back pain before and after rehabilitation treatment: An electromyographic evaluation. *J. Spinal Disord.* 14, 277–282. doi:10.1097/00002517-200108000-00001
- Lund, J.P., Donga, R., Widmer, C.G., Stohler, C.S., 1991. The pain-adaptation model: a discussion of the relationship between chronic musculoskeletal pain and motor activity. *Can. J. Physiol. Pharmacol.* 69, 683–694. doi:10.1139/y91-102
- Luomajoki, H., Kool, J., de Bruin, E.D., Airaksinen, O., 2010a. Improvement in low back movement control, decreased pain and disability, resulting from specific exercise intervention. *Sports Med. Arthrosc. Rehabil. Ther. Technol.* 2, 11. doi:10.1186/1758-2555-2-11
- Luomajoki, H., Kool, J., de Bruin, E.D., Airaksinen, O., 2008. Movement control tests of the low back; evaluation of the difference between patients with low back pain and healthy controls. *BMC Musculoskelet. Disord.* 9, 170. doi:10.1186/1471-2474-9-170
- Luomajoki, H., Kool, J., De Bruin, E.D., Airaksinen, O., 2010b. Improvement in low back movement control, decreased pain and disability, resulting from specific exercise intervention. doi:10.1186/1758-2555-2-11
- MacDonald, D., Moseley, G.L., Hodges, P.W., 2009. Why do some patients keep hurting their back? Evidence of ongoing back muscle dysfunction during remission from recurrent back pain. *Pain* 142, 183–188. doi:10.1016/j.pain.2008.12.002
- MacDonald, D.A., Lorimer Moseley, G., Hodges, P.W., 2006. The lumbar multifidus: Does the evidence support clinical beliefs? *Man. Ther.* 11, 254–263. doi:10.1016/J.MATH.2006.02.004
- Magnusson, M.L., Aleksiev, A., Wilder, D.G., Pope, M.H., Spratt, K., Lee, S.H., Goel, V.K., 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, 23–35.
- Mahallati, S., Rouhani, H., Preuss, R., Masani, K., Popovic, M.R., 2016. Multisegment Kinematics of the Spinal Column: Soft Tissue Artifacts Assessment. *J. Biomech. Eng.* 138, 071003. doi:10.1115/1.4033545
- Maher, C., Underwood, M., Buchbinder, R., 2017. Non-specific low back pain. *Lancet* 389, 736–747. doi:10.1016/S0140-6736(16)30970-9
- Mannion, A.F., Käser, L., Weber, E., Rhyner, A., Dvorak, J., Müntener, M., 2000. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur. Spine J.* 9, 273–81. doi:10.1007/s005860000189
- Mannion, A.F., O’Riordan, D., Dvorak, J., Masharawi, Y., 2011. The relationship between psychological factors and performance on the Biering-Sørensen back muscle endurance test. *Spine J.* 11, 849–857. doi:10.1016/j.spinee.2011.08.004
- Marieb, E.N.E., Hoehn, K., 2015. *Human Anatomy & Physiology*, 10th editi. ed, Physiology. Pearson Benjamin Cummings. doi:10.1038/nnano.2011.234
- Marras, W.S., Davis, K.G., Ferguson, S.A., Lucas, B.R., Gupta, P., 2001. Spine loading characteristics of patients with low back pain compared with asymptomatic individuals. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 26, 2566–74.
- Marras, W.S., Ferguson, S.A., Burr, D., Davis, K.G., Gupta, P., 2004. Spine loading in patients with low back pain during asymmetric lifting exertions. *Spine J.* 4, 64–75. doi:10.1016/S1529-9430(03)00424-8

- Marras, W.S., Lavender, S.A., Leurgans, S.E., Rajulu, S.L., Allread, W.G., Fathallah, F.A., Ferguson, S.A., Spine, S.R.-, 1993, undefined, 1993. The Role of Dynamic Three-Dimensional Trunk Motion in Occupationally-Related Low Back Disorders. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 18, 617–28. doi:10.1097/00007632-199304000-00015
- Marras, W.S., Wongsam, P.E., 1986. Flexibility and velocity of the normal and impaired lumbar spine. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 67, 213–7.
- Marshall, P., Murphy, B., 2006. The relationship between active and neural measures in patients with nonspecific low back pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 31, E518–E524. doi:10.1097/01.brs.0000224351.97422.7c
- Marshall, P.W., Murphy, B.A., 2008. Muscle Activation Changes After Exercise Rehabilitation for Chronic Low Back Pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89, 1305–1313. doi:10.1016/j.apmr.2007.11.051
- Marshall, P.W.M., Mannion, J., Murphy, B. a., 2009. Extensibility of the Hamstrings Is Best Explained by Mechanical Components of Muscle Contraction, Not Behavioral Measures in Individuals With Chronic Low Back Pain. *PM R* 1, 709–718. doi:10.1016/j.pmrj.2009.04.009
- Martin, D., Cooper, S., Sale, C., Compton, G., Elliott-Sale, K., 2015. Reliability of force per unit cross-sectional area measurements of the first dorsal interosseus muscle. *J. Sports Sci.* 33, 1159–1165. doi:10.1080/02640414.2014.986504
- Massé-Alarie, H., Flamand, V.H., Moffet, H., Schneider, C., 2012. Corticomotor control of deep abdominal muscles in chronic low back pain and anticipatory postural adjustments. *Exp. Brain Res.* 218, 99–109. doi:10.1007/s00221-012-3008-9
- McGill, S.M., 1997. The biomechanics of low back injury: Implications on current practice in industry and the clinic. *J. Biomech.* 30, 465–475. doi:10.1016/S0021-9290(96)00172-8
- McGill, S.M., Grenier, S., Kavcic, N., Cholewicki, J., 2003. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13, 353–359. doi:10.1016/S1050-6411(03)00043-9
- McGill, S.M., Kippers, V., 1994. Transfer of loads between lumbar tissues during the flexion-relaxation phenomenon. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 19, 2190–6.
- McGorry, R.W., Lin, J.-H., 2012. Flexion Relaxation and Its Relation to Pain and Function over the Duration of a Back Pain Episode. *PLoS One* 7, e39207. doi:10.1371/journal.pone.0039207
- McKeon, M.D., Albert, W.J., Neary, J.P., 2006. Assessment of neuromuscular and haemodynamic activity in individuals with and without chronic low back pain. *Dyn. Med.* 5, 6. doi:10.1186/1476-5918-5-6
- Mellin, G., 1990. Decreased joint and spinal mobility associated with low back pain in young adults. *J. Spinal Disord.* 3, 238–43.
- Mellin, G.P., 1986. Accuracy of measuring lateral flexion of the spine with a tape. *Clin. Biomech. (Bristol, Avon)* 1, 85–9. doi:10.1016/0268-0033(86)90081-1
- Michaleff, Z.A., Kamper, S.J., Maher, C.G., Evans, R., Broderick, C., Henschke, N., 2014. Low back pain in children and adolescents: a systematic review and meta-analysis evaluating the effectiveness of conservative interventions. *Eur. Spine J.* 23, 2046–2058. doi:10.1007/s00586-014-3461-1
- Mirelman, A., Shema, S., Maidan, I., Hausdorff, J.M., 2018. *Gait. Handb. Clin. Neurol.* 159, 119–134. doi:10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0
- Mirka, G.A., Marras, W.S., 1993. A stochastic model of trunk muscle coactivation during trunk bending. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 18, 1396–409.
- Moffroid, M.T., 1997. Endurance of trunk muscles in persons with chronic low back pain: assessment, performance, training. *J. Rehabil. Res. Dev.* 34, 440–447.
- Moore, A., Mannion, J., Moran, R.W., 2014. The efficacy of surface electromyographic

- biofeedback assisted stretching for the treatment of chronic low back pain: A case-series. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 19, 8–16. doi:10.1016/j.jbmt.2013.12.008
- Moseley, G.L., Nicholas, M.K., Hodges, P.W., 2004. Does anticipation of back pain predispose to back trouble? *Brain* 127, 2339–2347. doi:10.1093/brain/awh248
- Müller, R., Ertelt, T., Blickhan, R., 2015. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *J. Biomech.* 48, 1009–14. doi:10.1016/j.jbiomech.2015.01.042
- Müller, R., Strässle, K., Wirth, B., 2010. Isometric back muscle endurance: An EMG study on the criterion validity of the Ito test. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20, 845–850. doi:10.1016/j.jelekin.2010.04.004
- Nagai, T., Abt, J.P., Sell, T.C., Keenan, K.A., Clark, N.C., Smalley, B.W., Wirt, M.D., Lephart, S.M., 2015. Lumbar spine and hip flexibility and trunk strength in helicopter pilots with and without low back pain history. *Work* 52, 715–722. doi:10.3233/WOR-152192
- Neblett, R., Mayer, T.G., Brede, E., Gatchel, R.J., 2010. Correcting abnormal flexion-relaxation in chronic lumbar pain: responsiveness to a new biofeedback training protocol. *Clin. J. Pain* 26, 403–9. doi:10.1097/AJP.0b013e3181d2bd8c
- Nelson-Wong, E., Callaghan, J.P., 2010. Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20, 256–263. doi:10.1016/j.jelekin.2009.04.009
- Nelson-Wong, E., Howarth, S., Winter, D.A., Callaghan, J.P., 2009. Application of autocorrelation and cross-correlation analyses in human movement and rehabilitation research. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 39, 287–95. doi:10.2519/jospt.2009.2969
- Newcomer, K.L., Jacobson, T.D., Gabriel, D. a., Larson, D.R., Brey, R.H., An, K.N., 2002. Muscle activation patterns in subjects with and without low back pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 83, 816–821. doi:10.1053/apmr.2002.32826
- Ning, X., Haddad, O., Jin, S., Mirka, G.A., 2011. Influence of asymmetry on the flexion relaxation response of the low back musculature. *Clin. Biomech.* 26, 35–39. doi:10.1016/j.clinbiomech.2010.08.012
- Ning, X., Jin, S., Mirka, G.A., 2012. Describing the active region boundary of EMG-assisted biomechanical models of the low back. *Clin. Biomech.* 27, 422–427. doi:10.1016/J.CLINBIOMECH.2011.11.003
- Norcross, M.F., Troy Blackburn, J., Goerger, B.M., 2010. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20, 420–425. doi:10.1016/j.jelekin.2009.08.003
- Nourbakhsh, M.R., Arab, A.M., 2002. Relationship between mechanical factors and incidence of low back pain. *J. Orthop. Sports Phys. Ther.* 32, 447–460. doi:10.2519/jospt.2002.32.9.447
- O’Sullivan, P., 2005. Diagnosis and classification of chronic low back pain disorders: Maladaptive movement and motor control impairments as underlying mechanism. *Man. Ther.* 10, 242–255. doi:10.1016/j.math.2005.07.001
- Oddsson, L.I.E., De Luca, C.J., 2003. Activation imbalances in lumbar spine muscles in the presence of chronic low back pain. *J. Appl. Physiol.* 94, 1410–1420. doi:10.1152/jappphysiol.01183.2001
- Oliver, C.W., Tillotson, K.M., Jones, A.P.C., Royal, R.A., Greenough, C.G., 1996. Reproducibility of lumbar paraspinal surface electromyogram power spectra. *Clin. Biomech.* 11, 317–321. doi:10.1016/0268-0033(96)00020-4
- Orakifar, N., Shaterzadeh-Yazdi, M.J., Salehi, R., Mehravar, M., Namnik, N., 2018. Muscle activity pattern dysfunction during sit to stand and stand to sit in the movement system

- impairment subgroups of low back pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* doi:10.1016/J.APMR.2018.08.190
- Owens, E.F., Gudavalli, M.R., Wilder, D.G., 2011. Paraspinal Muscle Function Assessed with the Flexion-Relaxation Ratio at Baseline in a Population of Patients with Back-Related Leg Pain. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 34, 594–601. doi:10.1016/j.jmpt.2011.05.008
- Page, P., Frank, C.C., Lardner, R., 2009. Assessment and treatment of muscles imbalance: the Janda approach, Vasa. Sheridan Books.
- Pakzad, M., Fung, J., Preuss, R., 2016. Pain catastrophizing and trunk muscle activation during walking in patients with chronic low back pain. *Gait Posture* 49, 73–77. doi:10.1016/j.gaitpost.2016.06.025
- Panjabi, M., 1992. The Stabilizing System of the Spine. Part I. Function, Dysfunction, Adaptation, and Enhancement. *J. Spinal Disord.* 5, 383–389; discussion 397. doi:10.1097/00002517-199212000-00001
- Panjabi, M.M., 2006. A hypothesis of chronic back pain: Ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur. Spine J.* 15, 668–676. doi:10.1007/s00586-005-0925-3
- Panjabi, M.M., 2003. Clinical spinal instability and low back pain. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13, 371–379. doi:10.1016/S1050-6411(03)00044-0
- Park, S.-M., Kim, H.-J., Jang, S., Kim, H., Chang, B.-S., Lee, C.-K., Yeom, J.S., 2018. Depression is Closely Associated With Chronic Low Back Pain in Patients Over 50 Years of age. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1. doi:10.1097/BRS.0000000000002595
- Phrompaet, S., Paungmali, A., Pirunsan, U., Silitertpisan, P., 2011. Effects of pilates training on lumbo-pelvic stability and flexibility. *Asian J. Sports Med.* 2, 16–22.
- Pijnenburg, M., Brumagne, S., Caeyenberghs, K., Janssens, L., Goossens, N., Marinazzo, D., Swinnen, S.P., Claeys, K., Siugzdaite, R., 2015. Resting-State Functional Connectivity of the Sensorimotor Network in Individuals with Nonspecific Low Back Pain and the Association with the Sit-to-Stand-to-Sit Task. *Brain Connect.* XX, 150205134307003. doi:10.1089/brain.2014.0309
- Popa, T., Bonifazi, M., Della Volpe, R., Rossi, A., Mazzocchio, R., 2007. Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. *Exp. Brain Res.* 177, 411–418. doi:10.1007/s00221-006-0683-4
- Pourahmadi, M.R., Ebrahimi Takamjani, I., Jaberzadeh, S., Sarrafzadeh, J., Sanjari, M.A., Bagheri, R., Jannati, E., 2017a. Test-retest reliability of sit-to-stand and stand-to-sit analysis in people with and without chronic non-specific low back pain. *Musculoskelet. Sci. Pract.* doi:10.1016/j.msksp.2017.11.001
- Pourahmadi, M.R., Takamjani, I.E., Jaberzadeh, S., Sarrafzadeh, J., Sanjari, M.A., Bagheri, R., Taghipour, M., 2017b. Kinematics of the Spine During Sit-to-Stand Using Motion Analysis Systems: A Systematic Review of Literature. *J. Sport Rehabil.* 1–35. doi:10.1123/jsr.2017-0147
- Qaseem, A., Wilt, T.J., McLean, R.M., Forciea, M.A., Clinical Guidelines Committee of the American College of Physicians, 2017. Noninvasive Treatments for Acute, Subacute, and Chronic Low Back Pain: A Clinical Practice Guideline From the American College of Physicians. *Ann. Intern. Med.* 166, 514. doi:10.7326/M16-2367
- Radwan, A., Bigney, K.A., Buonomo, H.N., Jarmak, M.W., Moats, S.M., Ross, J.K., Tatarevic, E., Tomko, M.A., 2014. Evaluation of intra-subject difference in hamstring flexibility in patients with low back pain: An exploratory study. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* doi:10.3233/BMR-140490
- Ramond-Roquin, A., Bodin, J., Serazin, C., Parot-Schinkel, E., Ha, C., Richard, I., Petit Le Manach, A., Fouquet, N., Roquelaure, Y., 2015. Biomechanical constraints remain major risk factors for low back pain. Results from a prospective cohort study in French male employees. *Spine J.* 15, 559–569. doi:10.1016/j.spinee.2013.05.040

- Reeves, N.P., Cholewicki, J., Silfies, S.P., 2006. Muscle activation imbalance and low-back injury in varsity athletes. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 16, 264–272. doi:10.1016/j.jelekin.2005.07.008
- Renkawitz, T., Boluki, D., Grifka, J., 2006. The association of low back pain, neuromuscular imbalance, and trunk extension strength in athletes. *Spine J.* 6, 673–683. doi:10.1016/j.spinee.2006.03.012
- Roffey, D.M., Wai, E.K., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010a. Causal assessment of occupational pushing or pulling and low back pain: results of a systematic review. *Spine J.* 10, 544–53. doi:10.1016/j.spinee.2010.03.025
- Roffey, D.M., Wai, E.K., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010b. Causal assessment of awkward occupational postures and low back pain: results of a systematic review. *Spine J.* 10, 89–99. doi:10.1016/j.spinee.2009.09.003
- Roffey, D.M., Wai, E.K., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010c. Causal assessment of workplace manual handling or assisting patients and low back pain: results of a systematic review. *Spine J.* 10, 639–51. doi:10.1016/j.spinee.2010.04.028
- Roffey, D.M., Wai, E.K., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010d. Causal assessment of occupational sitting and low back pain: results of a systematic review. *Spine J.* 10, 252–61. doi:10.1016/j.spinee.2009.12.005
- Roffey, D.M., Wai, E.K., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010e. Causal assessment of occupational standing or walking and low back pain: results of a systematic review. *Spine J.* 10, 262–72. doi:10.1016/j.spinee.2009.12.023
- Roland, M.O., 1986. A critical review of the evidence for a pain-spasm-pain cycle in spinal disorders. *Clin. Biomech.* 1, 102–109. doi:10.1016/0268-0033(86)90085-9
- Rose-Dulcina, K., Armand, S., Dominguez, D.E., Genevay, S., Vuillerme, N., 2019a. Asymmetry of lumbar muscles fatigability with non-specific chronic low back pain patients. *Eur. Spine J.* 1–9. doi:10.1007/s00586-019-06140-9
- Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D., Armand, S., Vuillerme, N., 2019b. Flexion-Relaxation Ratio Asymmetry And Its Relation With Trunk Lateral Rom In Individuals With And Without Chronic Non-Specific Low Back Pain. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 1. doi:10.1097/BRS.00000000000003196
- Rose-Dulcina, K., Vuillerme, N., Tabard-Fougère, A., Dayer, R., Dominguez, D.E., Armand, S., Genevay, S., 2018. Identifying Subgroups of Patients With Chronic Nonspecific Low Back Pain Based on a Multifactorial Approach: Protocol For a Prospective Study. *JMIR Res. Protoc.* 7, e104. doi:10.2196/resprot.9224
- Ross, G.B., Sheahan, P.J., Mahoney, B., Gurd, B.J., Hodges, P.W., Graham, R.B., 2017. PAIN CATASTROPHIZING MODERATES CHANGES IN SPINAL CONTROL IN RESPONSE TO NOXIOUSLY INDUCED LOW BACK PAIN. *J. Biomech.* doi:10.1016/j.jbiomech.2017.04.010
- Rossi, D.M., Morcelli, M.H., Cardozo, A.C., Denadai, B.S., Gonçalves, M., Tavella Navega, M., 2015. Discriminant analysis of neuromuscular variables in chronic low back pain. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* 28, 239–246. doi:10.3233/BMR-140509
- Roy, S.H., De Luca, C.J., Emley, M., Oddsson, L.I.E., Buijs, R.J., Levins, J.A., Newcombe, D.S., Jabre, J.F., De Luca, C.J., Emley, M., Oddsson, L.I.E., Buijs, R.J., Levins, J.A., Newcombe, D.S., Jabre, J.F., 1998. Classification of paraspinal muscle impairments by surface electromyography, *Physical Therapy.* doi:10.1093/ptj/78.8.838
- Russo, M., Deckers, K., Eldabe, S., Kiesel, K., Gilligan, C., Viceli, J., Crosby, P., 2018. Muscle Control and Non-specific Chronic Low Back Pain. *Neuromodulation.* doi:10.1111/ner.12738
- Rydeard, R., Leger, A., Smith, D., 2006. Pilates-based therapeutic exercise: effect on subjects with nonspecific chronic low back pain and functional disability: a randomized controlled

- trial. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 36, 472–484. doi:10.2519/jospt.2006.2144
- Sadler, S.G., Spink, M.J., Ho, A., Jonge, X.J. De, Chuter, V.H., 2017. Restriction in lateral bending range of motion, lumbar lordosis, and hamstring flexibility predicts the development of low back pain: a systematic review of prospective cohort studies. *BMC Musculoskelet. Disord.* 2017 181 18, 179. doi:10.1186/s12891-017-1534-0
- Sahrmann, S.A., 2002. Does Postural Assessment Contribute to Patient Care? *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 32, 376–379. doi:10.2519/jospt.2002.32.8.376
- Schinkel-Ivy, A., Nairn, B.C., Drake, J.D.M., 2014. Quantification of the lumbar flexion-relaxation phenomenon: Comparing outcomes of lumbar erector spinae and superficial lumbar multifidus in standing full trunk flexion and slumped sitting postures. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 37, 494–501. doi:10.1016/j.jmpt.2014.07.003
- Schinkel-Ivy, A., Nairn, B.C., Drake, J.D.M., 2013. Evaluation of methods for the quantification of the flexion-relaxation phenomenon in the lumbar erector spinae muscles. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 36, 349–358. doi:10.1016/j.jmpt.2013.05.017
- Schmid, S., Studer, D., Hasler, C.-C., Romkes, J., Taylor, W.R., Brunner, R., Lorenzetti, S., 2015. Using Skin Markers for Spinal Curvature Quantification in Main Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis: An Explorative Radiographic Study. *PLoS One* 10, e0135689. doi:10.1371/journal.pone.0135689
- Schultz, A.B., Haderspeck, Grib, K., Sinkora, G., Warwick, D.N., 1985. Quantitative studies of the flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. *J. Orthop. Res.* 3, 189–197. doi:10.1002/jor.1100030208
- Seay, J.F., Sauer, S.G., Frykman, P.N., Roy, T.C., 2013. A history of low back pain affects pelvis and trunk mechanics during a sustained lift/lower task. *Ergonomics* 56, 944–53. doi:10.1080/00140139.2013.781234
- Sequeira, M.M., Rickenbach, M., Wietlisbach, V., Tullen, B., Schutz, Y., 1995. Physical Activity Assessment Using a Pedometer and Its Comparison with a Questionnaire in a Large Population Survey.
- Severijns, D., Zijdewind, I., Dalgas, U., Lamers, I., Lismont, C., Feys, P., 2017. The Assessment of Motor Fatigability in Persons with Multiple Sclerosis: A Systematic Review. *Neurorehabil. Neural Repair.* doi:10.1177/1545968317690831
- Shahvarpour, A., Henry, S.M., Preuss, R., Mecheri, H., Larivière, C., 2017. The effect of an 8-week stabilization exercise program on the lumbopelvic rhythm and flexion-relaxation phenomenon. *Clin. Biomech.* 48, 1–8. doi:10.1016/j.clinbiomech.2017.06.010
- Shan, X., Ning, X., Chen, Z., Ding, M., Shi, W., Yang, S., 2013. Low back pain development response to sustained trunk axial twisting. *Eur. Spine J.* 22, 1972–1978. doi:10.1007/s00586-013-2784-7
- Shepherd, R.B., Gentile, A.M., 1994. Sit-to-stand: Functional relationship between upper body and lower limb segments. *Hum. Mov. Sci.* 13, 817–840. doi:10.1016/0167-9457(94)90020-5
- Shiri, R., Karppinen, J., Ivi Leino-Arjas, P., Solovieva, S., Viikari-Juntura, E., To, C., 2009. Meta-and Pooled Analyses The Association Between Obesity and Low Back Pain: A Meta-Analysis. *Am. J. Epidemiol.* 171. doi:10.1093/aje/kwp356
- Shmagel, A., Foley, R., Ibrahim, H., 2016. Epidemiology of Chronic Low Back Pain in US Adults: Data From the 2009-2010 National Health and Nutrition Examination Survey. *Arthritis Care Res. (Hoboken).* 68, 1688–1694. doi:10.1002/acr.22890
- Shum, G.L., Crosbie, J., Lee, R.Y., 2009. Energy Transfer Across the Lumbosacral and Lower-Extremity Joints in Patients With Low Back Pain During Sit-to-Stand. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 90, 127–135. doi:10.1016/j.apmr.2008.06.028
- Shum, G.L.K., Crosbie, J., Lee, R.Y.W., 2005. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine*

- (Phila. Pa. 1976). 30, 1998–2004. doi:10.1097/01.brs.0000176195.16128.27
- Shustak, S., Inzelberg, L., Steinberg, S., Rand, D., David Pur, M., Hillel, I., Katzav, S., Fahoum, F., De Vos, M., Mirelman, A., Hanein, Y., 2019. Home monitoring of sleep with a temporary-tattoo EEG, EOG and EMG electrode array: A feasibility study. *J. Neural Eng.* 16. doi:10.1088/1741-2552/aafa05
- Sipko, T., Kuczyński, M., T., S., M., K., 2013. The effect of chronic pain intensity on the stability limits in patients with low back pain. *J. Manipulative Physiol. Ther.* 36, 612–618. doi:10.1016/j.jmpt.2013.08.005
- Sjøgaard, G., Sjøgaard, K., 1998. Muscle injury in repetitive motion disorders. *Clin. Orthop. Relat. Res.* 21–31.
- Slaboda, J.C., Boston, J.R., Rudy, T.E., Lieber, S.J., 2008. Classifying Subgroups of Chronic Low Back Pain Patients Based on Lifting Patterns. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 89, 1542–1549. doi:10.1016/j.apmr.2008.01.016
- SØGAARD, K., 1995. Motor unit recruitment pattern during low-level static and dynamic contractions. *Muscle Nerve* 18, 292–300. doi:10.1002/mus.880180305
- Solomonow, M., Zhou, B.H., Harris, M., Lu, Y., Baratta, R. V, 1998. The ligamento-muscular stabilizing system of the spine. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 23, 2552–62.
- Sorosky, S., Stimp, S., Akuthota, V., 2008. Yoga and pilates in the management of low back pain. *Curr. Rev. Musculoskelet. Med.* 1, 39–47. doi:10.1007/s12178-007-9004-1
- Steele, J., Bruce-Low, S., Smith, D., 2014. A reappraisal of the deconditioning hypothesis in low back pain: review of evidence from a triumvirate of research methods on specific lumbar extensor deconditioning. *Curr. Med. Res. Opin.* 30, 1–47. doi:10.1185/03007995.2013.875465
- Sterling, M., Jull, G., Wright, A., 2001. The effect of musculoskeletal pain on motor activity and control. *J. Pain* 2, 135–45. doi:10.1054/jpai.2001.19951
- Stoohkendale, M.J., Kjaer, P., Hartvigsen, J., Kongsted, A., Aaboe, J., Andersen, M., Andersen, M., Fournier, G., Højgaard, B., Jensen, M.B., Jensen, L.D., Karbo, T., Kirkeskov, L., Melbye, M., Morsel-Carlson, L., Nordsteen, J., Palsson, T.S., Rasti, Z., Silbye, P.F., Steiness, M.Z., Tarp, S., Vaagholt, M., 2018. National Clinical Guidelines for non-surgical treatment of patients with recent onset low back pain or lumbar radiculopathy. *Eur. Spine J.* 27, 60–75. doi:10.1007/s00586-017-5099-2
- Stokes, I.A.F., Henry, S.M., Single, R.M., 2003. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin. Biomech.* 18, 9–13. doi:10.1016/S0268-0033 (02)00140-7
- Stolen, F.B., De Luca, C.J., 1981. Frequency Parameters of the Myoelectric Signal as a Measure of Muscle Conduction Velocity. *IEEE Trans. Biomed. Eng.* BME-28, 515–523. doi:10.1109/TBME.1981.324738
- Stolze, H., Kuhtz-Buschbeck, J.P., Mondwurf, C., Boczek-Funcke, A., Jöhnk, K., Deuschl, G., Illert, M., 1997. Gait analysis during treadmill and overground locomotion in children and adults. *Electroencephalogr. Clin. Neurophysiol. - Electromyogr. Mot. Control* 105, 490–497. doi:10.1016/S0924-980X (97)00055-6
- Suehiro, T., Ishida, H., Kobara, K., Osaka, H., Watanabe, S., 2018. Altered trunk muscle recruitment patterns during lifting in individuals in remission from recurrent low back pain. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 39, 128–133. doi:10.1016/j.jelekin.2018.02.008
- Suehiro, T., Mizutani, M., Ishida, H., Kobara, K., Osaka, H., Watanabe, S., 2015. Individuals with chronic low back pain demonstrate delayed onset of the back muscle activity during prone hip extension. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 25, 675–680. doi:10.1016/j.jelekin.2015.04.013
- Sullivan, M., Bishop, S., Pivik, J., 1995. The pain catastrophizing scale: development and validation. *Psychol. Assess.*

- Sullivan, M.J., Thorn, B., Haythornthwaite, J. a, Keefe, F., Martin, M., Bradley, L. a, Lefebvre, J.C., 2001. Theoretical perspectives on the relation between catastrophizing and pain. *Clin. J. Pain* 17, 52–64. doi:10.1097/00002508-200103000-00008
- Sung, P.S., 2014. A kinematic analysis for shoulder and pelvis coordination during axial trunk rotation in subjects with and without recurrent low back pain. *Gait Posture* 40, 493–498. doi:10.1016/j.gaitpost.2014.06.001
- Sung, P.S., Park, W.-H., Kim, Y.H., 2012. Three-dimensional Kinematic Lumbar Spine Motion Analyses of Trunk Motion During Axial Rotation Activities. *J. Spinal Disord. Tech.* 25, E74–E80. doi:10.1097/BSD.0b013e3182404b87
- Süüden, E., Ereline, J., Gapeyeva, H., Pääsuke, M., 2008. Low back muscle fatigue during Sørensen endurance test in patients with chronic low back pain: relationship between electromyographic spectral compression and anthropometric characteristics. *Electromyogr. Clin. Neurophysiol.* 48, 185–92.
- Swoboda, M., 2018. Telephonic health coaching for chronic low back pain. *Coach. An Int. J. Theory, Res. Pract.* 1–10. doi:10.1080/17521882.2018.1433701
- Tabard-Fougère, A., 2018. Caractérisation électromyographique des lombalgies non-spécifiques chroniques de l'enfant et de l'adolescent.
- Tabard-Fougère, A., Dayer, R., Armand, S., Vuillerme, N., 2018a. Flexion-Relaxation Phenomenon in Children and Adolescents With and Without Nonspecific Chronic Low Back Pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 1. doi:10.1097/BRS.0000000000002621
- Tabard-Fougère, A., Rose-Dulcina, K., Pittet, V., Dayer, R., Vuillerme, N., Armand, S., 2018b. EMG normalization method based on grade 3 of manual muscle testing: Within- and between-day reliability of normalization tasks and application to gait analysis. *Gait Posture* 60, 6–12. doi:10.1016/j.gaitpost.2017.10.026
- Taylor, J.B., Goode, A.P., George, S.Z., Cook, C.E., 2014. Incidence and risk factors for first-time incident low back pain: a systematic review and meta-analysis. *Spine J.* 14, 2299–2319. doi:10.1016/j.spinee.2014.01.026
- Tekur, P., Nagarathna, R., Chametcha, S., Hankey, A., Nagendra, H.R., 2012. A comprehensive yoga programs improves pain, anxiety and depression in chronic low back pain patients more than exercise: An RCT. *Complement. Ther. Med.* 20, 107–118. doi:10.1016/j.ctim.2011.12.009
- Tong, M.H., Mousavi, S.J., Kiers, H., Ferreira, P., Refshauge, K. and, van Dieën, J., 2017. Is There a Relationship Between Lumbar Proprioception and Low Back Pain? A Systematic Review With Meta-Analysis. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 98.
- Triano, J.J., Schultz, A.B., 1987. Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 12, 561–565. doi:10.1097/00007632-198707000-00010
- Tsao, H., Danneels, L.A., Hodges, P.W., 2011. Spine ISSLS Prize Winner: Smudging the Motor Brain in Young Adults With Recurrent Low Back Pain. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 36, 1721–1727. doi:10.1097/BRS.0b013e31821c4267
- Tsuboi, T., Satou, T., Egawa, K., Izumi, Y., Miyazaki, M., 1994. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur J Appl Physiol* 69, 361–366.
- Turcot, K., Armand, S., Fritschy, D., Hoffmeyer, P., Suvà, D., 2012. Sit-to-stand alterations in advanced knee osteoarthritis. *Gait Posture* 36, 68–72. doi:10.1016/j.gaitpost.2012.01.005
- UK National Institute for Health and Care, 2016. Low back pain and sciatica in over 16s: assessment and management. doi:10.1016/j.jphys.2017.02.012
- van den Hoorn, W., Bruijn, S.M., Meijer, O.G., Hodges, P.W., van Dieën, J.H., 2012. Mechanical coupling between transverse plane pelvis and thorax rotations during gait is higher in people with low back pain. *J. Biomech.* 45, 342–347.

- doi:10.1016/j.jbiomech.2011.10.024
- van der Hulst, M., Vollenbroek-Hutten, M.M., Rietman, J.S., Hermens, H.J., 2010a. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: Support of the “guarding” hypothesis? *J. Electromyogr. Kinesiol.* 20, 31–38. doi:10.1016/j.jelekin.2009.03.009
- van der Hulst, M., Vollenbroek-Hutten, M.M., Rietman, J.S., Schaake, L., Groothuis-Oudshoorn, K.G., Hermens, H.J., 2010b. Back Muscle Activation Patterns in Chronic Low Back Pain During Walking: A “Guarding” Hypothesis. *Clin. J. Pain* 26, 30–37. doi:10.1097/AJP.0b013e3181b40eca
- van Dieën, J.H., Cholewicki, J., Radebold, A., van Dieën, J.H., Cholewicki, J., Radebold, A., 2003. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine (Phila. Pa. 1976)*. 28, 834–841. doi:10.1097/01.BRS.0000058939.51147.55
- Van Dieën, J.H., Selen, L.P.J., Cholewicki, J., 2003. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 13, 333–351. doi:10.1016/S1050-6411(03)00041-5
- Van Dillen, L.R., Sahrman, S.A., Norton, B.J., Caldwell, C.A., McDonnell, M.K., Bloom, N.J., 2003. Movement System Impairment-Based Categories for Low Back Pain: Stage 1 Validation. *J. Orthop. Sport. Phys. Ther.* 33, 126–142. doi:10.2519/jospt.2003.33.3.126
- van Tulder, M., Becker, A., Bekkering, T., Breen, A., del Real, M.T.G., Hutchinson, A., Koes, B., Laerum, E., Malmivaara, A., 2006. Chapter 3. European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *Eur. Spine J.* 15 Suppl 2, S169-91. doi:10.1007/s00586-006-1071-2
- Verbunt, J.A., Seelen, H.A., Vlaeyen, J.W., Heijden, G.J., Heuts, P.H., Pons, K., Knottnerus, J.A., 2003. Disuse and deconditioning in chronic low back pain: concepts and hypotheses on contributing mechanisms. *Eur. J. Pain* 7, 9–21. doi:10.1016/S1090-3801(02)00071-X
- Verbunt, J.A., Smeets, R.J., Wittink, H.M., 2010. Cause or effect? Deconditioning and chronic low back pain. *Pain* 149, 428–430. doi:10.1016/J.PAIN.2010.01.020
- Véron, O., Tcherniatinsky, E., Fayad, F., Revel, M., Poiraudéau, S., 2008. Lombalgie chronique et réentraînement à l’effort : application de la notion de niveau de douleur cliniquement acceptable. *Ann. Réadaptation Médecine Phys.* 51, 642–649. doi:10.1016/j.annrmp.2008.08.003
- Véron, O., Tcherniatinsky, E., Fayad, F., Revel, M., Poiraudéau, S., 2008. Chronic low back pain and functional restoring program: Applicability of the Patient Acceptable Symptom State 642–649. doi:10.1016/j.annrmp.2008.08.003
- Visner, G.A., Dougall, W.C., Wilson, J.M., Burr, I.A., Nick, H.S., 1990. Regulation of manganese superoxide dismutase by lipopolysaccharide, interleukin-1, and tumor necrosis factor. Role in the acute inflammatory response. *J. Biol. Chem.* 265, 2856–64.
- Vogler, D., Paillex, R., Norberg, M., de Goumoëns, P., Cabri, J., 2008. [Cross-cultural validation of the Oswestry disability index in French]. *Ann. Readapt. Med. Phys.* 51, 379–85. doi:10.1016/j.annrmp.2008.03.006
- Vogler, D., Paillex, R., Norberg, M., de Goumoëns, P., Cabri, J., 2008. Validation transculturelle de l’Oswestry disability index en français. *Ann. Readapt. Med. Phys.* 51, 379–385. doi:10.1016/j.annrmp.2008.03.006
- Vos, T., Abajobir, A.A., Abbafati, C., Abbas, K.M., Collaborators, A., 2017. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 328 diseases and injuries for 195 countries, 1990-2016: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2016. *Lancet* 390, 1211–1259. doi:10.1016/S0140-6736(17)32154-2
- Waddell, G., 2004. *The back pain revolution.* Churchill Livingstone.
- Waddell, G., Newton, M., Henderson, I., Somerville, D., Main, C.J., 1993. *A Fear-Avoidance*

- Beliefs Questionnaire (FABQ) and the role of fear-avoidance beliefs in chronic low back pain and disability. *Pain* 52, 157–68.
- Wai, E.K., Roffey, D.M., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010a. Causal assessment of occupational carrying and low back pain: results of a systematic review. *Spine J.* 10, 628–38. doi:10.1016/j.spinee.2010.03.027
- Wai, E.K., Roffey, D.M., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010b. Causal assessment of occupational lifting and low back pain: results of a systematic review. *Spine J* 10, 554–566. doi:S1529-9430 (10)00289-5 [pii];10.1016/j.spinee.2010.03.033 [doi]
- Wai, E.K., Roffey, D.M., Bishop, P., Kwon, B.K., Dagenais, S., 2010c. Causal assessment of occupational bending or twisting and low back pain: results of a systematic review. *Spine J.* 10, 76–88. doi:10.1016/j.spinee.2009.06.005
- Waldburger, M., Stucki, R.F., Balagué, F., Wittig, R., 2001. [Early multidisciplinary approach in lumbar pain to prevent development of chronicity]. *Rev. Med. Suisse Romande* 121, 581–4.
- Watson, P.J., Booker, C.K., Phil, M., Main, C.J., Pm1, C., Watson, P.J., Booker, C.K., Main, C.J., Chen, A.C.N., 1997. Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: The development of the flexion relaxation ratio. *Clin. Biomech.* 12, 165–171. doi:10.1016/S0268-0033 (97)00065-X
- Weigl, M., Cieza, A., Andersen, C., Kollerits, B., Amann, E., Stucki, G., 2004. Identification of relevant ICF categories in patients with chronic health conditions: A Delphi exercise. *J. Rehabil. Med.* 36, 12–21. doi:10.1080/16501960410015443
- Weiß, J., Quante, S., Xue, F., Muche, R., Reuss-Borst, M., 2013. Effectiveness and Acceptance of Acupuncture in Patients with Chronic Low Back Pain: Results of a Prospective, Randomized, Controlled Trial. *J. Altern. Complement. Med.* 19, 935–941. doi:10.1089/acm.2012.0338
- Wertli, M.M., Burgstaller, J.M., Weiser, S., Steurer, J., Kofmehl, R., Held, U., 2014. Influence of catastrophizing on treatment outcome in patients with nonspecific low back pain: a systematic review. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 39, 263–73. doi:10.1097/BRS.0000000000000110
- Wertli, M.M., Rasmussen-Barr, E., Weiser, S., Bachmann, L.M., Brunner, F., 2013. The role of fear avoidance beliefs as a prognostic factor for outcome in patients with nonspecific low back pain: a systematic review. *Spine J.* 14, 816–36.e4. doi:10.1016/j.spinee.2013.09.036
- Weyrauch, S.A., Bohall, S.C., Sorensen, C.J., Van Dillen, L.R., 2015. Association Between Rotation-Related Impairments and Activity Type in People With and Without Low Back Pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 96, 1506–1517. doi:10.1016/J.APMR.2015.04.011
- White, A., Panjabi, M., 1990. *Clinical biomechanics of the spine.*
- Wieser, S., Horisberger, B., Schmidhauser, S., Eisenring, C., Brügger, U., Ruckstuhl, A., Dietrich, J., Mannion, A.F., Elfering, A., Tamcan, O., Müller, U., 2011. Cost of low back pain in Switzerland in 2005. *Eur. J. Health Econ.* 12, 455–67. doi:10.1007/s10198-010-0258-y
- Wilke, H.-J.J., Wolf, S., Claes, L.E., Arand, M., Wiesend, A., 1995. Stability increase of the lumbar spine with different muscle groups. A biomechanical in vitro study. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 20, 192–197. doi:10.1097/00007632-199501150-00011
- Wilke, H.J., Neef, P., Caimi, M., Hoogland, T., Claes, L.E., 1999. New in vivo measurements of pressures in the intervertebral disc in daily life. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 24, 755–762. doi:10.1097/00007632-199904150-00005
- Williams, M., Solomonow, M., Zhou, B.H., Baratta, R. V, Harris, M., 2000. Multifidus spasms elicited by prolonged lumbar flexion. *Spine (Phila. Pa. 1976).* 25, 2916–24.
- Wong, J.J., Côté, P., Sutton, D.A., Randhawa, K., Yu, H., Varatharajan, S., Goldgrub, R.,

- Nordin, M., Gross, D.P., Shearer, H.M., Carroll, L.J., Stern, P.J., Ameis, A., Southerst, D., Mior, S., Stupar, M., Varatharajan, T., 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, 201–216. doi:10.1002/ejp.931
- World Health Organisation, 2001. International Classification of Functioning, Disability and Health, International Classification of Functioning, Disability and Health (ICF). doi:10.1055/s-0033-1338283
- Yeganeh, M., Baradaran, H.R., Qorbani, M., Moradi, Y., Dastgiri, S., 2017. The effectiveness of acupuncture, acupressure and chiropractic interventions on treatment of chronic nonspecific low back pain in Iran: A systematic review and meta-analysis. *Complement. Ther. Clin. Pract.* 27, 11–18. doi:10.1016/j.ctcp.2016.11.012
- Yeung, C.K.N., Leung, M.C.P., Chow, D.H.K., 2003. The use of electro-acupuncture in conjunction with exercise for the treatment of chronic low-back pain. *J. Altern. Complement. Med.* 9, 479–490. doi:10.1089/107555303322284767
- Zigmond, A.S., Snaith, R.P., 1983. The hospital anxiety and depression scale. *Acta Psychiatr. Scand.* 67, 361–70.

Annexe

Annexe 1 : Article scientifique du protocole du projet d'identification des sous-groupes de NSCLBP (Rose-Dulcina et al., 2018)

Protocol

Identifying Subgroups of Patients With Chronic Nonspecific Low Back Pain Based on a Multifactorial Approach: Protocol For a Prospective Study

Kevin Rose-Dulcina^{1,2,3}, MSc; Nicolas Vuillerme^{2,3,4}, PhD; Anne Tabard-Fougère^{1,2,3}, MSc; Romain Dayer⁵, MD; Dennis E Dominguez⁶, MD; Stephane Armand^{1,3}, PhD; Stéphane Genevay⁷, MD

¹Willy Taillard Laboratory of Kinesiology, Department of Surgery, Geneva University Hospitals and University of Geneva, Geneva, Switzerland

²Autonomie, gérontologie, e-santé, imagerie & société Laboratory, Department of Chemistry, Biology and Health, University Grenoble Alpes, Grenoble, France

³LAI Jean-Raoul Scherrer, University of Geneva and University Grenoble Alpes, Grenoble, France

⁴Institut Universitaire de France, Paris, France

⁵Division of Paediatric Orthopaedics, Faculty of Medicine, Geneva University Hospitals, Geneva, Switzerland

⁶Division of Orthopaedic and Trauma Surgery, Faculty of Medicine, Geneva University Hospitals, Geneva, Switzerland

⁷Division of Rheumatology, Faculty of Medicine, Geneva University Hospitals, Geneva, Switzerland

Corresponding Author:

Kevin Rose-Dulcina, MSc

Willy Taillard Laboratory of Kinesiology

Department of Surgery

Geneva University Hospitals and University of Geneva

1st Floor

Rue Gabrielle-Perret-Gentil 4

Geneva, 1205

Switzerland

Phone: 41 0223729164

Email: kevin.rose-dulcina@hcuge.ch

Abstract

Background: Low back pain, especially nonspecific chronic low back pain (LBP), the leading cause of disability worldwide, represents both social and economic problems. Different therapeutic management techniques can be used, but their effects vary. Clinicians and researchers attribute the variation in the efficacy of therapeutic and management techniques to the heterogeneity of the nonspecific chronic low back pain population, and they agree that nonspecific chronic LBP must be subgrouped.

Objective: This study aims to identify nonspecific chronic LBP subgroups based on a multifactorial approach, including biomechanical, physical, and psychosocial data.

Methods: A total of 100 nonspecific chronic LBP patients and 30 healthy participants aged between 18 and 60 years will be recruited for this prospective study. A psychosocial profile will be established using questionnaires on anxiety, depression, functional disability, pain, fear of pain, avoidance belief, and physical activity. A physical capacity evaluation will be conducted. It will evaluate flexibility of the hips, lumbar spine, and lateral thoracolumbar segment, as well as trunk (extensor and flexor) muscle endurance. The subjects will perform functional daily life activities, such as walking, object lifting, forward bending, sit-to-stand, stand-to-sit, balance, and usual postures. Full body kinematics, kinetics, and surface electromyography of the trunk and hip muscles will be assessed during these tasks. The clustering classification methods for the statistical analysis will be determined according to the data and will be used to identify the subgroups of nonspecific chronic LBP patients.

Results: Data collection started in September 2017 and will be completed with the inclusion of all the participants (100 nonspecific chronic LBP and 30 control). The study results will be published in peer-reviewed journals and presented at relevant international conferences.

Conclusions: Numerous studies have showed that the therapeutic management of nonspecific chronic LBP is difficult and has inconstant effects caused by the complexity and heterogeneity of nonspecific chronic LBP. Identifying subgroups with a multifactorial approach is more comprehensive and closer to the pathophysiology of nonspecific chronic LBP. It also represents benefit interests and a challenge both clinically and socially. The perspective of this study is expected to support clinicians for a more adapted therapeutic management for each subgroup.

(JMIR Res Protoc 2018;7 (4):e104) doi:10.2196/resprot.9224

KEYWORDS

low back pain; chronic pain; activities of daily living; psychology; electromyography; biomechanical phenomena; classification

Introduction

Background

Low back pain (LBP) has been the leading cause of disability worldwide since 1990 [1] and has a lifetime prevalence of 84% in industrialized countries [2]. LBP is defined as pain and discomfort of varying duration. It is localized below the costal margin and above the inferior gluteal folds, with or

without irradiation in the lower limb [3]. LBP is considered chronic when pain duration exceeds 3 months [4,5] and accounts for 10% of the cases and represents 70% to 90% of the total LBP cost [6]. A recent study reported that chronic LBP treatment in the United States costs between US \$85 and US \$238 billion annually [7]. In Switzerland, chronic LBP costs between 1.6 and 2.3 of the gross domestic product [8]. In France, chronic LBP is one of the

costliest diseases with 6-month direct costs of US \$ 884,85 per patient [9]. Furthermore, the World Health Organization recently reported that chronic LBP is one of the major causes of professional health-related absences [10]. Therefore, chronic LBP represents a significant worldwide problem with major medical, social, and economic impact. Knowledge on the LBP pathophysiology is not sufficient. A precise diagnosis can only be obtained in 10%-15% of the cases [11,12]. Therefore, LBP is mostly categorized as nonspecific. Nonspecific LBP is a constellation of symptoms not attributable to a known specific pathology (ie, infection, tumor, osteoporosis, fracture, structural deformity, inflammatory disorder [eg, ankylosing spondylitis], radicular syndrome, and cauda equina syndrome) [2,11,13,14]. In addition, pathologies that are known as possible causes of pain (eg, osteoarthritis, disc disease, or cracked discs) do not explain the onset of symptoms on their own due to a similar prevalence of these pathologies being found in asymptomatic subjects [2,15]. Nonspecific chronic LBP results from a variety of factors which can interact with each other. These include biomechanical, psychosocial, physical, environmental, genetic, and cultural factors [2]. The diversity of these factors and the complexity of their interactions could explain the difficulty in establishing a specific etiology of nonspecific chronic LBP. In the absence of a clear diagnosis, physicians face a therapeutic challenge caused by the large number of available treatments (eg, drugs, physiotherapy, physical exercise), for which the overall effect is small to moderate [16]. The poor efficiency of the available treatments is attributed to the heterogeneity of nonspecific chronic LBP patients [17]. Therefore, identifying nonspecific chronic LBP patient subgroups is essential [18] and will help optimize therapeutic management [19-22]. The need for nonspecific chronic LBP patient subgroups was highlighted by 84% of primary care clinicians on a large-scale survey [18].

Prior Work

Numerous differences between nonspecific chronic LBP patients and healthy subjects were reported using various clinical features. Regarding genetic factors, some studies have reported that genes result in a predisposition to intervertebral disc degeneration [23] or can alter pain perception [24]. Psychological factors, such as pain catastrophizing, are altered in nonspecific chronic LBP patients and can influence physical performance [25]. In terms of physical capacities, the nonspecific chronic LBP population presented with reduced endurance and higher fatigability of the trunk extensor muscles [26] and lower hip and lumbar flexibility, correlating with nonspecific chronic LBP severity [27]. With regards to biomechanical factors, nonspecific chronic LBP patients exhibited kinematic and muscle activity impairments [28,29]. When compared to healthy subjects, nonspecific chronic LBP patients showed decreased pelvis rotation during gait [29] and an increased stiffness of the spino-pelvic complex [30]. Moreover, nonspecific chronic LBP patients presented with decreased maximum range of motion and velocity between the lumbar spine and the hips during the sit-to-stand (STS) task [31] associated with stiffer spine movements [32]. Meanwhile, during the lifting task, they used different kinematic strategies, especially in lift speed and hip and knee flexion [33] and presented with less variability in kinematic patterns [34]. Alterations were also found in the trunk and hip muscle surface electromyography (sEMG). Nonspecific chronic LBP subjects presented with higher global trunk muscle activity during gait [35] or lifting tasks [36]. Many studies highlighted an exacerbated lumbar erector spinae activity (absence of the flexion-relaxation phenomenon) at full trunk forward flexion [37-39]. Nonspecific chronic LBP patient subgroups have previously been identified based on biomechanical parameters. Slaboda et al [40] identified 2 subgroups based on lift kinematic patterns, whereas Dankearts et al [20] discriminated 2 subgroups based on sitting posture. They also discriminated the subgroups on trunk muscle activity, posture, and movement [20,41], which

make the biomechanical analysis of nonspecific chronic LBP patients relevant for a better understanding of this pathology and could help to discriminate different subgroups.

However, identifying subgroups only from a biomechanical analysis is not comprehensive enough due to the emotional and behavioral consequences of pain, which contributes to the persistence of pain and treatment outcomes, and due to the multi-factorial features of nonspecific chronic LBP [42]. Anxiety and depression play a major role in pain chronicity in nonspecific chronic LBP patients [43]. Psychosocial parameters have also been observed to influence kinematic and muscle activities. Indeed, a high level of pain catastrophizing was associated with a decrease in the activation time of the spinal muscle (multifidus) in LBP patients during forward bending [44] and a lower performance time in the trunk extensor endurance test [25]. Lamoth et al [45] showed that the fear of pain altered muscle activity during gait, with a decrease of the erector spinae sEMG mean amplitude. Thus, the identification of the nonspecific chronic LBP subgroups should be based on the multifactorial parameters (ie, biomechanical, physical, and psychosocial data) linked to nonspecific chronic LBP.

Aim

This study aims to identify the subgroups of nonspecific chronic LBP patients based on a multifactorial approach, including biomechanical, physical, and psychosocial data.

Methods

Study Design

This is a prospective study approved by the Research Ethic Cantonal Commission of the University Hospitals of Geneva (HUG) with reference CER: 14-126. All study data and human material will be handled confidentially and coded with a unique study number. Only the research team will have access to the data.

Participants

The study population consists of 18- to 60-year old adults from the Geneva area and is divided into 2 groups, namely patients suffering from nonspecific chronic LBP (LBP group) and healthy participants (control group). Both groups will be evaluated in the Willy Taillard Laboratory of Kinesiology of the HUG. Patients will be recruited from the Division of Rheumatology and the Division of Orthopaedic and Trauma Surgery of the HUG.

The patient inclusion criteria are as follows; (1) suffering from nonspecific chronic LBP, (2) duration of at least 3 months, (3) pain intensity over 3/10 on a visual analogical scale, (4) aged between 18 and 60 years, (5) no pain on other parts of the body (except irradiation of nonspecific chronic LBP), and (6) no specific pathology such as infection, tumor, osteoporosis, fracture, structural deformity, inflammatory disorder (eg, ankylosing spondylitis), radicular syndrome, and cauda equina syndrome. The healthy participant inclusion criteria are as follows; (1) aged between 18 and 60 years, (2) no back pain for at least 6 months, and (3) no pain in any part of the body.

The subjects who present with a history of back surgery, a body mass index over 30 kg/m², inability to understand French, and pregnancy will be excluded from both groups. All participants included in our study will provide written informed consent to participate.

Sample Size

The sample size calculation was computed using GPower software (Heinrich Heine University, Dusseldorf, Germany) [46]. This calculation was based on previous studies which identified 2 nonspecific chronic LBP subgroups from sEMG and posture variables. Dankaerts et al [20] found greater lumbar multifidus activity during slumped sitting among the control group (n=34), pooled nonspecific chronic LBP group (n=33), and within 2 subgroups of nonspecific chronic LBP (n=20 and n=13). Meanwhile, Astfalck et al [47] found a difference between the upper lumbar angle in the sitting posture of the control group (n=28) and the 2 nonspecific chronic LBP subgroups (n=13 and

n=15). The number of participants per group should be between 17 to 21 for comparison with healthy participants and between 27 to 32 for each nonspecific chronic LBP subgroup for differentiation between 2 and 3 subgroups with a statistic power up to 80% and a 5% alpha error. Therefore, we will include 100 nonspecific chronic LBP patients and 30 healthy participants.

Data Collection

Task Description

The International Classification of Functioning (ICF) defines the typical spectrum of problems in the functioning of patients with LBP and highlights the main areas and functions of interest in the study of LBP [48]. On the basis of the short version of ICF [49], the physical capacities of the patient will be assessed by assessing the flexibility of the hips in flexion and extension, the lumbar spine in flexion, the thoracolumbar segment in lateral flexion, and the trunk extensor and flexor muscle endurance. Functional abilities will be assessed from daily life activities such as gait, object lifting, forward bending, STS (and the reverse), balance, and usual posture (standing and sitting). Kinematics, kinetics, and sEMG will be assessed during the execution of these functional tasks.

Trunk Muscle Endurance

The Sorensen test, which is considered as the gold standard for this measure [50], will be performed to determine trunk extensor endurance [51,52]. The participants will lie on the examining table in a prone position with the upper edge of their iliac crests' aligned along the edge of the table. The lower body will be fixed to the table by 3 straps located at the level of the pelvis, knees, and ankles. Meanwhile, the Shirado test will be performed to determine trunk flexor endurance [53]. The participants will lie on the examining table in a supine position and will raise their lower extremities until their scapulas' are off the table with a 90° flexion of the hip and knee joints. These tests are considered valid, safe, reliable, and easy to perform in participants with and without nonspecific chronic LBP [54,55]. Participants' arms are folded across

the chest for the duration of both trunk muscle endurance tests. Note that the participants will be asked to hold the original positions for as long as possible, but not exceeding a 240 s time limit. A 15 min rest is allowed between the two endurance tests.

Trunk and Hip Flexibility

The hip and trunk muscles flexibility in the nonspecific chronic LBP population will be evaluated using the straight leg raise test, the Thomas test, and the finger-tip-to-thigh test. These are valid, reliable, and largely used tests. The tests will assess hamstring flexibility [17,56-58], hip flexor flexibility (psoas-iliacus and rectus femoris) [59-62], and measure the lateral trunk range of motion [63,64]. All flexibility tests will be performed according to the methods set out by Norkin and White [65].

Balance

Participants' balance in standing and sitting postures will be evaluated. For the sitting condition which limits the influence of the lower limb, the participants will be seated on an adjustable stool with the middle of the thighs on the edge of the stool and with their feet dangling. For the standing posture, the participants will stand with 10 cm between their heels and a self-selected angle between the feet [66]. For both postures, the participants must make sure their trunk is erect, fix their head in a neutral position, look ahead, keep arms along the trunk, and move as little as possible. The participants will stand on a force plate and their balance will be assessed under 4 conditions with 3 repeated trials of 30 s per condition. The conditions under which the balance of the participant will be assessed are eyes closed or opened, with stable or unstable support. To create the unstable support an Airex balance pad (50 cm length × 41 cm width × 6 cm thickness) will be used. The condition with the eyes closed are used to avoid visual compensations [67] and unstable conditions are used to challenge the participants' balance [68].

Usual Postures

The usual sitting and standing postures of each participant will be evaluated. For the sitting posture

evaluation, an adjustable stool will be placed on a force plate and the participants will be asked to be seated in a self-selected position with their feet on another force plate. The stool height will be adjusted for each participant to fix the hip and knee flexion at 90°. For the usual standing posture evaluation, the participants will be asked to stand in a self-selected upright position with both feet on the same force plate. For both these usual static postures, the participants will look ahead, and the kinematic will be recorded for 10 s in the posture.

Gait

The participants will be asked to walk barefoot at 3 different speeds (ie, self-selected, fast, and slow) along a 10 m walkway to assess their gait. Data will be collected for at least 10 gait cycles for each participant and the speed will be monitored.

Lifting Task

Two lifting tasks will be performed. For both tasks, the participants will start on a force plate in an upright standing position, bend down to lift a box and return to an upright standing position with 90° flexion of elbows holding the box. They will maintain this posture for 4 s, and then bend down to place the box to the ground before returning to the initial posture. This test will be performed under two conditions. The first condition is a usual lift, where the participants are asked to lift the box with a self-selected strategy, and no more instruction will be given [69]. The second condition is a standardized lift based on deadlift methods [70]. This will be used to compare the muscle strategies for the same movement between the subjects. The usual lift will be performed before the standardized lift to avoid behavioral adaptations.

Three trials will be performed per condition with 2 min rest between each condition. The weight of the box will be adjusted to 10% of the participant's weight for each condition. The participant will be instructed to stay on the force plate for the duration of the test.

Trunk Forward Bending

The participants will start standing in an upright position (standing phase), flex the trunk as far

forward as possible with their knees extended (flexion phase), maintain this trunk full-flexion position (full flexion phase), and then return to an upright standing position (extension phase). Each phase will last for 4 s, and an audible metronome will be used to regulate the movement timing. Three trials will be performed, and only the second trial will be used for analysis [71].

Sit-to-Stand

The STS tasks will be performed under the following three conditions: (1) usual STS, (2) standardized STS, and (3) 5 consecutive STSs. In the usual condition, the participants will sit in a self-selected position on a stool placed on a force plate with their feet placed on another force plate. No more instructions on posture will be given for this condition. In the standardized STS, the participants will be barefoot and asked to sit upright on an adjustable stool with their trunk straight and arms crossed on the chest. The stool will be placed on a force plate, the participant's feet will be placed on a second force plate, and the stool height will be adjusted for each participant to fix the hip and knee flexion at 90° in the starting position.

For both the usual STS and standardized STS, the participants will stand up after 4 s of sitting, maintain the upright standing position with knees fully extended for 4 s, return to the initial sitting position, and maintain it for 4 s. Three trials will be performed for both the STS and standardized STS tasks.

The 5 consecutive STS task provides information on the global capacity of the participant to perform the STS task. The participants will have the same start position as the standardized STS task. The participants will then be asked to perform 5 consecutive STS movements as fast as possible. As a precautionary measure, an investigator will stand near the participant to prevent possible falls. To evaluate the total task duration, the start and end points of the task will be defined by the mean value of the anterior-posterior center of the pressure displacement during the usual sitting phase before and after the task was completed [72].

Psychosocial Profile

The psychosocial profile will be explored using patient-reported outcomes to evaluate anxiety, depression, functional disability, fear of pain, avoidance belief, and physical activity (PA). All the questionnaires will be self-completed before the experiments, except for the PA questionnaire which will be completed by the investigator with the participant during the course of the experiments.

Anxiety and Depression

Anxiety and depression are parameters which play an important role in the sustainability of pain; hence, they are factors of pain chronicity [42]. The Hospital Anxiety and Depression Scale (HADS) [73] is widely used to evaluate mental disorders [74] in the LBP population [75]. This study will use the French version of the HADS introduced by Lépine et al [76], which has been used in other studies conducted on French-speaking populations [77-79].

Functional Capacity

The functional capacity evaluation is recommended when studying LBP [80]. Functional capacity is indeed an interesting parameter to evaluate the interference of pain on daily life [81]. One of the most used and recognized assessment tools is the Oswestry Disability Questionnaire (ODI) [82], which is specific for LBP [83]. The French validated version of the ODI [84] will be used for this study.

Pain Catastrophizing

A systematic review shows that pain catastrophizing can predict the degree of pain, disability, and mediated treatment efficacy in the nonspecific chronic LBP population [85]. The pain catastrophizing scale (PCS) was introduced by Sullivan et al [86], and his validated French version [87] will be used for this study.

Fear and Belief

Fear avoidance beliefs are reported to be factors for the delayed recovery and chronicity of pain in the nonspecific chronic LBP population [88]. One of the questionnaires used to identify fear avoidance beliefs is the Fear Avoidance Beliefs Questionnaire (FABQ) [89]. This study will use the French version of the FABQ validated by Chaory et al [90].

Physical Activity

PA plays an important role in the prevention of nonspecific chronic LBP. The participant's weekly PA will be assessed using the Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ) developed by the World Health Organization [91]. This questionnaire has already been used in studies on the nonspecific chronic LBP population [92].

Pain

Pain is a key symptom in nonspecific chronic LBP, therefore, its evaluation during the course of the study is recommended [49,93]. The intensities of current pain, pain in the last 24 h, pain in the last week, pain in the last month, and pain in the last 3 months will be quantified with a visual analogue scale largely used in the nonspecific chronic LBP population [29,94-96].

Materials and Parameters

Electromyographic Activity

The sEMG will be bilaterally collected from 3 back muscles (ie, lumbar multifidus, iliocostalis lumborum, and lumbar erector spinae), 2 abdominal muscles (ie, transverse fibers of the abdominal external oblique and rectus abdominus), gluteus medius, semitendinosus, and the rectus femoris muscle. Moreover, 16 active surface electrodes (model: Trigno, Delsys Inc, Boston, MA, USA) will be used to collect the sEMG signals at a sampling frequency of 1000 Hz. The skin at the electrode sites will be shaved, abraded, and cleaned with alcohol prior to measurement. The electrodes will then be positioned relative to the muscle fiber direction, following the surface EMG for noninvasive assessment of muscles project recommendations [97].

The sEMG activation pattern, time of cocontraction (TCC), and cocontraction index (CCI) [98] will be calculated for gait, STS, and lift tasks. The TCC is the time for simultaneous activation of a pair of muscle groups over a specified number of data points (activation threshold: baseline+3 SD; duration activity threshold: 5 ms) [99]. The CCI is defined as the degree of coactivation for a pair of muscle groups over a specified number of data points. The

TTC and CCI will characterize muscle coordination. The flexion-relaxation ratio will be calculated and used to detect and quantify exacerbated back muscle activity for trunk forward bending [71]. The muscle fatigability of the back and abdomen muscles will be evaluated using the sEMG median frequency evolution during endurance tasks [100].

Kinematics

The kinematic parameters will be recorded using a 12-camera motion analysis system (Oqus7+, Qualisys, Göteborg, Sweden) set at a sampling frequency of 100 Hz. The participants will have 35 reflective markers (14 mm diameter) placed on the skin at defined anatomical and technical landmarks on the head, trunk, and pelvis and bilaterally on the arms, thighs, shanks, and feet according to the full-body Plug-in-Gait model [101]. Additional markers will be placed on the spinous process of T2, T4, T6, T8, L1, L3, L5, and S1 to assess the sagittal plane curve of the spine [102,103].

The thorax, lumbar, pelvis, hip, knee, and ankle kinematics (maximum angle, range of motion, and speed) will be calculated in 3 planes for all tasks. The lumbar/hip ratio will be calculated for the trunk forward bending, STS, and lift tasks [104,105]. The relative phase between the pelvis and the thorax segment and the spatiotemporal parameters (ie, walking speed, cadence, stance phase, and step length) will be calculated during gait [106]. The thorax movement during the balance tasks will characterize the trunk sway [107].

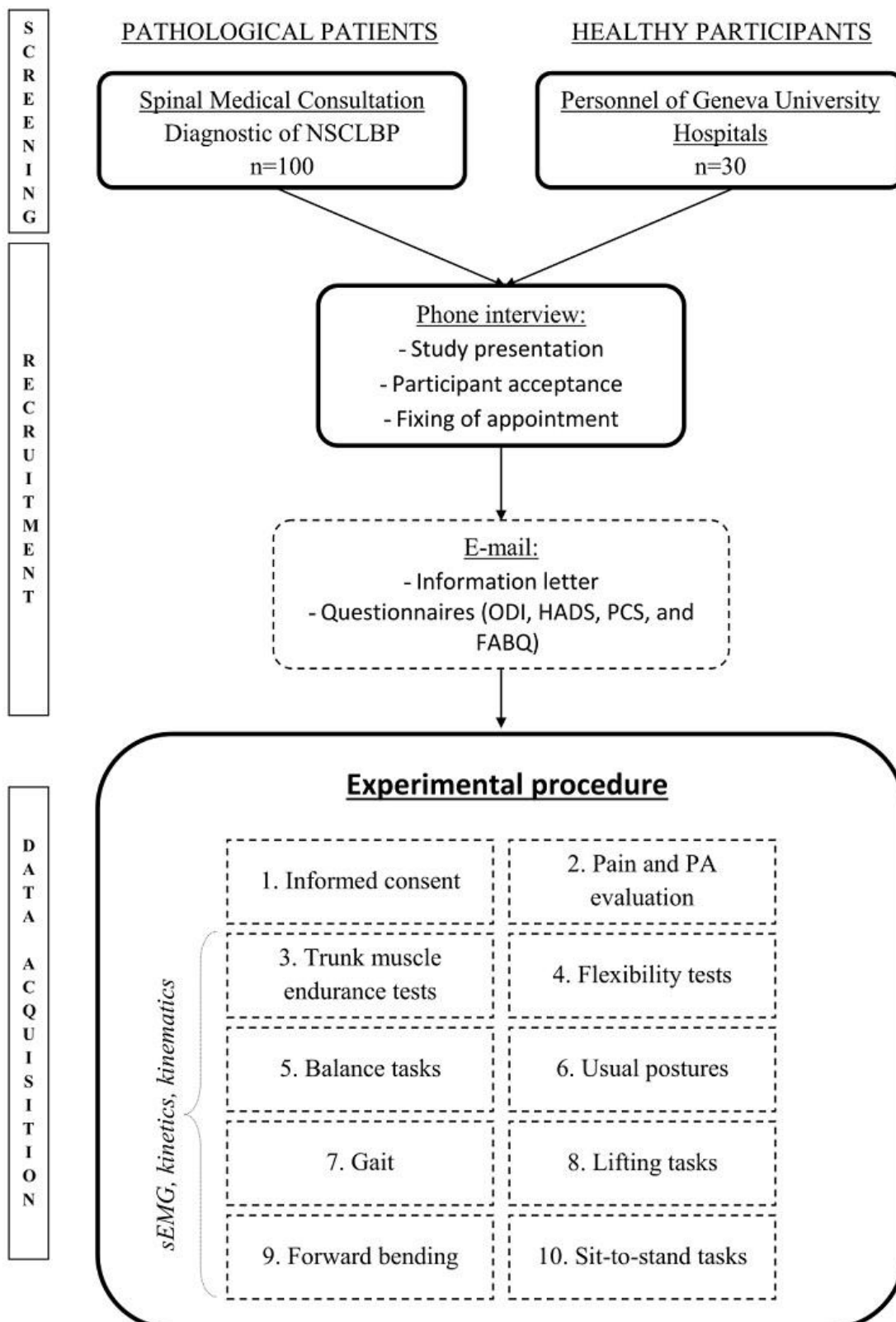
Kinetics

Figure 1. Flow diagram of the study. FABQ: fear-avoidance belief questionnaire; HADS: Hospital Anxiety and Depression Scale; NSCLBP: nonspecific chronic low back pain; ODI: Oswestry Disability Index; PA: physical activity; PCS: pain catastrophizing scale; sEMG: surface electromyography.

Two force plates (AMTI Accugait, Watertown, NY, USA) at a sampling frequency of 1000 Hz will be used to measure the ground reaction forces. The center of pressure displacement (range and speed) will be calculated for the balance tasks to assess the balance capacity [68,108,109]. All kinetic, kinematic, and sEMG data will be synchronized together.

Experimental Procedure

To introduce the study, a phone interview will be conducted by the investigator after nonspecific chronic LBP is diagnosed by a spinal consultant. An information letter will be sent to the patient (by email or post) once he/she agrees to voluntarily participate in this study. An appointment time will then be scheduled. Upon arrival, the participants will complete the HADS, ODI, and PCS questionnaires. The GPAQ and Pain Evaluation will be completed by the investigator during the interview with the participant. All sEMG sensors will be placed after skin preparation as outlined above. The participants will then perform the flexor endurance, extensor endurance, and flexibility tests. Next, the reflective markers will be placed, and the participants will perform the functional tasks in the order listed above with a minimum rest period of 3 min between each task. A pain assessment will be made after each task to quantify the pain generated by the task, using current pain as a reference. per participant. The total duration of this protocol (Figure 1) will be 120 min.



Data Analysis

The joint kinematics and kinetics data will be computed using Visual3D (C-Motion, Inc, Germantown, MD, USA). Data extraction will be performed using MATLAB R2015b (MathWorks, USA) and the open-source Biomechanical ToolKit package for MATLAB [110]. R software v.3.1.3 will be used for all statistical analyses. Data will be reduced with principal component analysis. Meanwhile, *K*-mean or descending hierarchical clustering classification methods will be used to identify the nonspecific chronic LBP subgroups. The clustering classification methods will be determined according to the data. In addition, a statistical inference test (parametric or nonparametric depending on the normality of the data distribution) will be applied to compare the nonspecific chronic LBP patients with healthy participants and to compare the different patient subgroups ($P < .05$).

Results

The data collection started in September 2017 and will be completed with the inclusion of all the participants (100 nonspecific chronic LBP patients and 30 controls). The study results will be published in peer-reviewed journals and presented at relevant international conferences.

Discussion

Principal Consideration

This study presents originality and the opportunity to connect large amounts of data about different features of various conditions with the same population sample. The results should allow for a better understanding of nonspecific LBP. The perspective of this study is expected to support clinicians for more adapted therapeutic management for each subgroup. Furthermore, this study could provide a reference protocol for functional tasks when nonspecific chronic LBP is studied.

Limitations

A limitation of this study could include missing data from the participant and/or to the materials used in

the study. For example, a nonspecific chronic LBP patient may not be able to perform all the tasks required because of their functional capacity or pain level. An example of missing data from the study material could include the fact that surface EMG may contain artifacts that alter analysis of the muscle activity. Moreover, patients will be recruited from the Orthopedic and Rheumatology service of Geneva University Hospital, which limits generalization of the results to the global nonspecific chronic LBP population. Finally, because previous studies have found two nonspecific chronic LBP subgroups, three subgroups were used for the sample size calculation to ensure that at least two subgroups could be found, but more groups may be found in the clustering analysis.

Conclusions

Therapeutic management of nonspecific chronic LBP is rather difficult and has inconstant effects because of the complexity of nonspecific chronic LBP and the heterogeneity of nonspecific chronic LBP patients. Identifying subgroups in the nonspecific chronic LBP population represents benefit interests and a challenge both clinically and socially. This study aims to identify subgroups in nonspecific chronic LBP participants which include biomechanical, physical, and psychosocial factors to enhance the targeted therapy.

Acknowledgments

This work was partly supported by the French National Research Agency in the framework of the “Investissements d’Avenir” program (ANR-15-IDEX-02) and by Institut Universitaire de France.

Conflicts of Interest None declared.

References

1. Global Burden of Disease Study 2013 Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 301 acute and chronic diseases and injuries in 188 countries, 1990-2013: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2013. *Lancet* 2015 Aug 22;386 (9995):743-800 [FREE Full text] [doi:10.1016/S0140-6736 (15)60692-4] [Medline: 26063472]
2. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. *Lancet* 2012 Feb 04;379 (9814):482-491. [doi: 10.1016/S0140-6736 (11)60610-7] [Medline: 21982256]
3. van Tulder M, Becker A, Bekkering T, Breen A, del Real MT, Hutchinson A, COST B13 Working Group on Guidelines for the Management of Acute Low Back Pain in Primary Care. Chapter 3. European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *Eur Spine J* 2006 Mar 15;15 (Suppl 2):S169-S191 [FREE Full text] [doi:10.1007/s00586-006-1071-2] [Medline: 16550447]
4. Andersson GB. Epidemiological features of chronic low-back pain. *Lancet* 1999 Aug 14;354 (9178):581-585. [doi: 10.1016/S0140-6736 (99)01312-4] [Medline: 10470716]
5. Koes BW, van Tulder M, Lin CC, Macedo LG, McAuley J, Maher C. An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care. *Eur Spine J* 2010 Dec;19 (12):2075-2094 [FREE Full text] [doi: 10.1007/s00586-010-1502-y] [Medline: 20602122]
6. Waldburger M, Stucki RF, Balagué F, Wittig R. [Early multidisciplinary approach in lumbar pain to prevent development of chronicity]. *Rev Med Suisse Romande* 2001 Aug;121 (8):581-584. [Medline: 11565220]
7. Ma VY, Chan L, Carruthers KJ. Incidence, prevalence, costs, and impact on disability of common conditions requiring rehabilitation in the United States: stroke, spinal cord injury, traumatic brain injury, multiple sclerosis, osteoarthritis, rheumatoid arthritis, limb loss, and back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 2014 May;95 (5):986-95.e1 [FREE Full text] [doi:10.1016/j.apmr.2013.10.032] [Medline: 24462839]
8. Wieser S, Horisberger B, Schmidhauser S, Eisenring C, Brügger U, Ruckstuhl A, et al. Cost of low back pain in Switzerland in 2005. *Eur J Health Econ* 2011 Oct 12;12 (5):455-467 [FREE Full text] [doi: 10.1007/s10198-010-0258-y] [Medline: 20526649]
9. Depont F, Hunsche E, Abouelfath A, Diatta T, Addra I, Grelaud A, et al. Medical and non-medical direct costs of chronic low back pain in patients consulting primary care physicians

in France. *Fundam Clin Pharmacol* 2010 Feb;24 (1):101-108. [doi: 10.1111/j.1472-8206.2009.00730.x] [Medline: 19678853]

10. Jäger M, Griefhan B, Luttmann A. World Health Organization. 2004. La prévention des troubles musculo-squelettiques sur le lieu de travail URL: http://www.who.int/occupational_health/publications/en/pwh5f.pdf[accessed 2018-03-22] [WebCite Cache ID 6y6hsxmFQ]

11. Deyo RA, Weinstein JN. Low back pain. *N Engl J Med* 2001 Feb 01;344 (5):363-370. [doi: 10.1056/NEJM200102013440508] [Medline: 11172169]

12. Krismer M, van Tulder M, Low Back Pain Group of the BoneJoint Health Strategies for Europe Project. Strategies for prevention and management of musculoskeletal conditions. Low back pain (non-specific). *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2007 Feb;21 (1):77-91. [doi: 10.1016/j.berh.2006.08.004] [Medline: 17350545]

13. Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klüber-Moffett J, Kovacs F, COST B13 Working Group on Guidelines for Chronic Low Back Pain. Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J* 2006 Mar;15 Suppl 2:S192-S300 [FREE Full text] [doi: 10.1007/s00586-006-1072-1] [Medline: 16550448]

14. Chiarotto A, Deyo RA, Terwee CB, Boers M, Buchbinder R, Corbin TP, et al. Core outcome domains for clinical trials in non-specific low back pain. *Eur Spine J* 2015 Jun;24 (6):1127-1142. [doi: 10.1007/s00586-015-3892-3] [Medline: 25841358]

15. Waddell G. *The Back Pain Revolution*. London: Churchill Livingstone; 2004:1-948.

16. Balagué F, Ochoa Amaya G, Genevay S. [Conservative treatment of chronic low back pain: what is new in 2008?]. *Rev Med Suisse* 2009 Mar 11;5 (194):560-2, 564. [Medline: 19405270]

17. Hayden JA, Cartwright JL, Riley RD, Vantulder MW, Chronic Low Back Pain IPD Meta-Analysis Group. Exercise therapy for chronic low back pain: protocol for an individual participant data meta-analysis. *Syst Rev* 2012 Dec 21;1:64 [FREE Full text] [doi: 10.1186/2046-4053-1-64] [Medline: 23259855]

18. Kent P, Keating J. Do primary-care clinicians think that nonspecific low back pain is one condition? *Spine (Phila Pa 1976)* 2004 May 01;29 (9):1022-1031. [Medline: 15105677]

19. Leboeuf-Yde C, Lauritsen JM, Lauritzen T. Why has the search for causes of low back pain largely been nonconclusive? *Spine (Phila Pa 1976)* 1997 Apr 15;22 (8):877-881. [Medline: 9127921]

20. Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L. Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006 Aug 01;31 (17):2017-2023. [doi: 10.1097/01.brs.0000228728.11076.82] [Medline: 16924221]

21. Kent P, Keating JL, Leboeuf-Yde C. Research methods for subgrouping low back pain. *BMC Med Res Methodol* 2010 Jul 03;10:62 [FREE Full text] [doi: 10.1186/1471-2288-10-62] [Medline: 20598153]

22. Billis E, McCarthy CJ, Roberts C, Gliatis J, Papandreou M, Gioftsos G, et al. Subgrouping patients with non-specific low back pain based on cluster analysis of discriminatory clinical items. *J Rehabil Med* 2013 Feb;45 (2):177-185 [FREE Full text] [doi: 10.2340/16501977-1100] [Medline: 23321847]

<http://www.researchprotocols.org/2018/4/e104/> JMIR Res Protoc 2018 | vol. 7 | iss. 4 | e104 | p.156

(page number not for citation purposes)

23. Kalichman L, Hunter DJ. The genetics of intervertebral disc degeneration. Familial predisposition and heritability estimation. *Joint Bone Spine* 2008 Jul;75 (4):383-387. [doi: 10.1016/j.jbspin.2007.11.003] [Medline: 18448379]
24. Reimann F, Cox JJ, Belfer I, Diatchenko L, Zaykin DV, McHale DP, et al. Pain perception is altered by a nucleotide polymorphism in SCN9A. *Proc Natl Acad Sci U S A* 2010 Mar 16;107 (11):5148-5153 [FREE Full text] [doi:10.1073/pnas.0913181107] [Medline: 20212137]
25. Larivière C, Bilodeau M, Forget R, Vadeboncoeur R, Mecheri H. Poor back muscle endurance is related to pain catastrophizing in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010 Oct 15;35 (22):E1178-E1186. [doi:10.1097/BRS.0b013e3181e53334] [Medline: 20881658]
26. Demoulin C, Crielaard JM, Vanderthommen M. Spinal muscle evaluation in healthy individuals and low-back-pain patients: a literature review. *Joint Bone Spine* 2007 Jan;74 (1):9-13. [doi: 10.1016/j.jbspin.2006.02.013] [Medline: 17174584]
27. Radwan A, Bigney KA, Buonomo HN, Jarmak MW, Moats SM, Ross JK, et al. Evaluation of intra-subject difference in hamstring flexibility in patients with low back pain: an exploratory study. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2014 Jun 24. [doi:10.3233/BMR-140490] [Medline: 24968796]
28. Laird RA, Gilbert J, Kent P, Keating JL. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord* 2014 Jul 10;15:229 [FREE Full text] [doi:10.1186/1471-2474-15-229] [Medline: 25012528]
29. Müller R, Ertelt T, Blickhan R. Low back pain affects trunk as well as lower limb movements during walking and running. *J Biomech* 2015 Apr 13;48 (6):1009-1014. [doi: 10.1016/j.jbiomech.2015.01.042] [Medline: 25700607]
30. Lamoth CJ, Meijer OG, Daffertshofer A, Wuisman PI, Beek PJ. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: changes in motor control. *Eur Spine J* 2006 Jan;15 (1):23-40 [FREE Full text] [doi: 10.1007/s00586-004-0825-y] [Medline: 15864670]
31. Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Effect of low back pain on the kinematics and joint coordination of the lumbar spine and hip during sit-to-stand and stand-to-sit. *Spine (Phila Pa 1976)* 2005 Sep 01;30 (17):1998-2004. [Medline: 16135992]
32. Christe G, Redhead L, Legrand T, Jolles BM, Favre J. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. *J Biomech* 2016 Dec 05;49 (10):2060-2067. [doi: 10.1016/j.jbiomech.2016.05.015] [Medline: 27262182]
33. Rudy TE, Boston RJ, Lieber SJ, Kubinski JA, Stacey BR. Body motion during repetitive isodynamic lifting: a comparative study of normal subjects and low-back pain patients. *Pain* 2003;105 (1):319-326. [doi: 10.1016/S0304-3959 (03)00247-1]
34. Seay JF, Sauer SG, Frykman PN, Roy TC. A history of low back pain affects pelvis and trunk mechanics during a sustained lift/lower task. *Ergonomics* 2013;56 (6):944-953. [doi: 10.1080/00140139.2013.781234] [Medline: 23586619]
35. Ghamkhar L, Kahlaee AH. Trunk muscles activation pattern during walking in subjects with and without chronic low back pain: a systematic review. *PM R* 2015 May;7 (5):519-526. [doi: 10.1016/j.pmrj.2015.01.013] [Medline: 25633636]

36. Falla D, Gizzi L, Tschapek M, Erlenwein J, Petzke F. Reduced task-induced variations in the distribution of activity across back muscle regions in individuals with low back pain. *Pain* 2014 May;155 (5):944-953. [doi: 10.1016/j.pain.2014.01.027] [Medline: 24502841]
37. Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, Roth RS, Zucker R, Ambroz C, et al. A meta-analytic review of surface electromyography among persons with low back pain and normal, healthy controls. *J Pain* 2005 Nov;6 (11):711-726. [doi:10.1016/j.jpain.2005.06.008] [Medline: 16275595]
38. Kim MH, Yoo WG, Choi BR. Differences between two subgroups of low back pain patients in lumbopelvic rotation and symmetry in the erector spinae and hamstring muscles during trunk flexion when standing. *J Electromyogr Kinesiol* 2013 Apr;23 (2):387-393. [doi: 10.1016/j.jelekin.2012.11.010] [Medline: 23295146]
39. Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JD. Quantification of the lumbar flexion-relaxation phenomenon: comparing outcomes of lumbar erector spinae and superficial lumbar multifidus in standing full trunk flexion and slumped sitting postures. *J Manipulative Physiol Ther* 2014 Sep;37 (7):494-501. [doi: 10.1016/j.jmpt.2014.07.003] [Medline: 25109838]
40. Slaboda JC, Boston JR, Rudy TE, Lieber SJ. Classifying subgroups of chronic low back pain patients based on lifting patterns. *Arch Phys Med Rehabil* 2008 Aug;89 (8):1542-1549. [doi: 10.1016/j.apmr.2008.01.016] [Medline: 18674989]
41. Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L, Davey P, Gupta R. Discriminating healthy controls and two clinical subgroups of nonspecific chronic low back pain patients using trunk muscle activation and lumbosacral kinematics of postures and movements: a statistical classification model. *Spine (Phila Pa 1976)* 2009 Jul 01;34 (15):1610-1618. [doi:10.1097/BRS.0b013e3181aa6175] [Medline: 19564772]
42. Linton SJ, Shaw WS. Impact of psychological factors in the experience of pain. *Phys Ther* 2011 May;91 (5):700-711. [doi: 10.2522/ptj.20100330] [Medline: 21451097]
43. Shaw WS, Hartvigsen J, Woiszwilllo MJ, Linton SJ, Reme SE. Psychological distress in acute low back pain: a review of measurement scales and levels of distress reported in the first 2 months after pain onset. *Arch Phys Med Rehabil* 2016 Dec;97 (9):1573-1587. [doi: 10.1016/j.apmr.2016.02.004] [Medline: 26921683]
44. Butler HL, Lariviere C, Hubley-Kozey CL, Sullivan MJ. Directed attention alters the temporal activation patterns of back extensors during trunk flexion-extension in individuals with chronic low back pain. *Eur Spine J* 2010 Sep;19 (9):1508-1516 [FREE Full text] [doi: 10.1007/s00586-010-1403-0] [Medline: 20473625]
45. Lamoth CJ, Daffertshofer A, Meijer OG, Lorimer Moseley MG, Wuisman PI, Beek PJ. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2004 Jul;19 (6):551-563. [doi: 10.1016/j.clinbiomech.2003.10.006] [Medline: 15234478]
46. Faul F, Erdfelder E, Lang A, Buchner A. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007 May;39 (2):175-191. [Medline: 17695343]
47. Astfalck RG, O'Sullivan PB, Straker LM, Smith AJ, Burnett A, Caneiro JP, et al. Sitting postures and trunk muscle activity in adolescents with and without nonspecific chronic low back pain. <http://www.researchprotocols.org/2018/4/e104/> JMIR Res Protoc 2018 | vol. 7 | iss. 4 | e104 | p.158

back pain: an analysis based on subclassification. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010 Jun 15;35 (14):1387-1395. [doi: 10.1097/BRS.0b013e3181bd3ea6] [Medline: 20195206]

48. World Health Organisation. 2001. International classification of functioning, disability and health internet URL: <http://www.who.int/classifications/icf/en/> [accessed 2018-03-22] [WebCite Cache ID 6y6q3oddX]

49. Cieza A, Stucki G, Weigl M, Disler P, Jäckel W, van der Linden S, et al. ICF Core Sets for low back pain. *J Rehabil Med* 2004 Jul (44 Suppl):69-74 [FREE Full text] [doi: 10.1080/16501960410016037] [Medline: 15370751]

50. Müller R, Strässle K, Wirth B. Isometric back muscle endurance: an EMG study on the criterion validity of the Ito test. *J Electromyogr Kinesiol* 2010 Oct;20 (5):845-850. [doi: 10.1016/j.jelekin.2010.04.004] [Medline: 20471284]

51. Biering-Sørensen F. Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine (Phila Pa 1976)* 1984 Mar;9 (2):106-119. [Medline: 6233709]

52. Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard J. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine* 2006 Jan;73 (1):43-50. [doi: 10.1016/j.jbspin.2004.08.002] [Medline: 16461206]

53. Ito T, Shirado O, Suzuki H, Takahashi M, Kaneda K, Strax TE. Lumbar trunk muscle endurance testing: an inexpensive alternative to a machine for evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 1996 Jan;77 (1):75-79. [Medline: 8554479]

54. Calmels P, Jacob JF, Fayolle-Minon I, Charles C, Bouchet JP, Rimaud D, et al. [Use of isokinetic techniques vs standard physiotherapy in patients with chronic low back pain. Preliminary results]. *Ann Readapt Med Phys* 2004 Feb;47 (1):20-27. [doi: 10.1016/j.annrmp.2003.07.001] [Medline: 14967569]

55. Evans K, Refshauge KM, Adams R. Trunk muscle endurance tests: reliability, and gender differences in athletes. *J Sci Med Sport* 2007 Dec;10 (6):447-455. [doi: 10.1016/j.jsams.2006.09.003] [Medline: 17141568]

56. Miller ER, Schenk RJ, Karnes JL, Rousselle JG. A comparison of the Mckenzie approach to a specific spine stabilization program for chronic low back pain. *J Man Manip Ther* 2013 Jul 18;13 (2):103-112. [doi: 10.1179/106698105790824996]

57. Shum GL, Crosbie J, Lee RY. Energy transfer across the lumbosacral and lower-extremity joints in patients with low back pain during sit-to-stand. *Arch Phys Med Rehabil* 2009 Jan;90 (1):127-135. [doi: 10.1016/j.apmr.2008.06.028] [Medline: 19154839]

58. Corkery MB, O'Rourke B, Viola S, Yen SC, Rigby J, Singer K, et al. An exploratory examination of the association between altered lumbar motor control, joint mobility and low back pain in athletes. *Asian J Sports Med* 2014 Nov 01;6 (1):e24283. [doi: 10.5812/asjms.24283] [Medline: 25741418]

59. Winters MV, Blake CG, Trost JS, Marcello-Brinker TB, Lowe LM, Garber MB, et al. Passive versus active stretching of hip flexor muscles in subjects with limited hip extension: a randomized clinical trial. *Phys Ther* 2004 Sep;84 (9):800-807. [Medline: 15330693]

60. Handrakis JP, Friel K, Hoeffner F, Akinkunle O, Genova V, Isakov E, et al. Key characteristics of low back pain and disability in college-aged adults: a pilot study. *Arch Phys Med Rehabil* 2012 Jul;93 (7):1217-1224. [doi: 10.1016/j.apmr.2012.02.013] [Medline: 22516875]

<http://www.researchprotocols.org/2018/4/e104/> JMIR Res Protoc 2018 | vol. 7 | iss. 4 | e104 | p.159

(page number not for citation purposes)

61. Hislop H, Avers D, Brown M, Daniels and Worthingham's Muscle Testing. Techniques of Manual Examination and Performance Testing. Saintt-Louis: Elsevier saunders; 2013.
62. Avrahami D, Potvin JR. The clinical and biomechanical effects of fascial-muscular lengthening therapy on tight hip flexor patients with and without low back pain. *J Can Chiropr Assoc* 2014 Dec;58 (4):444-455 [FREE Full text] [Medline: 25550670]
63. Mellin GP. Accuracy of measuring lateral flexion of the spine with a tape. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 1986 May;1 (2):85-89. [doi: 10.1016/0268-0033 (86)90081-1] [Medline: 23906359]
64. Lindell O, Eriksson L, Strender LE. The reliability of a 10-test package for patients with prolonged back and neck pain: could an examiner without formal medical education be used without loss of quality? A methodological study. *BMC Musculoskelet Disord* 2007 Apr 03;8:31 [FREE Full text] [doi: 10.1186/1471-2474-8-31] [Medline: 17407580]
65. Norkin CC. In: White DJ, editor. *Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry*. 4th Revised edition. Philadelphia: F. A. Davis Company; 2009.
66. Brumagne S, Janssens L, Knapen S, Claeys K, Suuden-Johanson E. Persons with recurrent low back pain exhibit a rigid postural control strategy. *Eur Spine J* 2008 Sep;17 (9):1177-1184 [FREE Full text] [doi: 10.1007/s00586-008-0709-7] [Medline: 18594876]
67. Murans G, Gutierrez-Farewik EM, Saraste H. Kinematic and kinetic analysis of static sitting of patients with neuropathic spine deformity. *Gait Posture* 2011;34 (4):533-538. [Medline: 21816615]
68. Schelldorfer S, Ernst MJ, Rast FM, Bauer CM, Meichtry A, Kool J. Low back pain and postural control, effects of task difficulty on centre of pressure and spinal kinematics. *Gait Posture* 2015;41 (1):112-118. [Medline: 25270326]
69. Larivière C, Gagnon D, Loisel P. A biomechanical comparison of lifting techniques between subjects with and without chronic low back pain during freestyle lifting and lowering tasks. *Clin Biomech* 2002 Feb;17 (2):89-98. [doi:10.1016/S0268-0033 (01)00106-1]
70. Legeard E. *Force: entraînement & musculation [Strength: Training & Strength Training]*. France: Amphora Publishing; 2005.
71. Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JD. Evaluation of methods for the quantification of the flexion-relaxation phenomenon in the lumbar erector spinae muscles. *J Manipulative Physiol Ther* 2013;36 (6):349-358. [doi: 10.1016/j.jmpt.2013.05.017] [Medline: 23845199]
72. Pijnenburg M, Brumagne S, Caeyenberghs K, Janssens L, Goossens N, Marinazzo D, et al. Resting-state functional connectivity of the sensorimotor network in individuals with nonspecific low back pain and the association with the sit-to-stand-to-sit task. *Brain Connect* 2015 Jun;5 (5):303-311. [doi: 10.1089/brain.2014.0309] [Medline: 25557846]
73. Zigmond AS, Snaith RP. The hospital anxiety and depression scale. *Acta Psychiatr Scand* 1983 Jun;67 (6):361-370. [Medline: 6880820]
74. Bjelland I, Dahl AA, Haug TT, Neckelmann D. The validity of the Hospital Anxiety and Depression Scale. An updated literature review. *J Psychosom Res* 2002 Feb;52 (2):69-77. [Medline: 11832252]
75. Turk DC, Dworkin RH, Trudeau JJ, Benson C, Biondi DM, Katz NP, et al. Validation of the hospital anxiety and depression scale in patients with acute low back pain. *J Pain* 2015 Oct;16 (10):1012-1021. [doi: 10.1016/j.jpain.2015.07.001] [Medline: 26208762]

76. Lépine JP, Godchau M, Brun P, Lempérière T. [Evaluation of anxiety and depression among patients hospitalized on an internal medicine service]. *Ann Med Psychol (Paris)* 1985 Feb;143 (2):175-189. [Medline: 4037594]
77. Savard J, Laberge B, Gauthier JG, Ivers H, Bergeron MG. Evaluating anxiety and depression in HIV-infected patients. *J Pers Assess* 1998 Dec;71 (3):349-367. [doi: 10.1207/s15327752jpa7103_5] [Medline: 9933941]
78. Friedman S, Samuelian J, Lancrenon S, Even C, Chiarelli P. Three-dimensional structure of the Hospital Anxiety and Depression Scale in a large French primary care population suffering from major depression. *Psychiatry Res* 2001 Nov 30;104 (3):247-257. [Medline: 11728614]
79. Untas A, Aguirrezabal M, Chauveau P, Leguen E, Combe C, Rasclé N. [Anxiety and depression in hemodialysis: validation of the Hospital Anxiety and Depression Scale (HADS)]. *Nephrol Ther* 2009 Jun;5 (3):193-200. [doi: 10.1016/j.nephro.2009.01.007] [Medline: 19346177]
80. Ehrlich GE, Khaltev NG, World Health Organization, Chronic Respiratory Diseases and Arthritis Team. In: Ehrlich GE, Khaltev NG, editors. *Low back pain initiative*. Geneva: World Health Organization; 1999.
81. Bombardier C. Outcome assessments in the evaluation of treatment of spinal disorders: summary and general recommendations. *Spine (Phila Pa 1976)* 2000 Dec 15;25 (24):3100-3103. [Medline: 11124724]
82. Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy* 1980 Aug;66 (8):271-273. [Medline: 6450426]
83. Calmels P, Béthoux F, Condemine A, Fayolle-Minon I. [Low back pain disability assessment tools]. *Ann Readapt Med Phys* 2005 Jul;48 (6):288-297. [doi: 10.1016/j.annrmp.2005.04.008] [Medline: 15932777]
84. Vogler D, Paillex R, Norberg M, de Goumoëns P, Cabri J. [Cross-cultural validation of the Oswestry disability index in French]. *Ann Readapt Med Phys* 2008 Jun;51 (5):379-385. [doi: 10.1016/j.annrmp.2008.03.006] [Medline: 18501463]
85. Wertli MM, Burgstaller JM, Weiser S, Steurer J, Kofmehl R, Held U. Influence of catastrophizing on treatment outcome in patients with nonspecific low back pain: a systematic review. *Spine (Phila Pa 1976)* 2014 Feb 01;39 (3):263-273. [doi: 10.1097/BRS.0000000000000110] [Medline: 24253796]
86. Sullivan M, Bishop S, Pivik J. APA PsychNET. 1995. The pain catastrophizing scale: development and validation URL: <http://psycnet.apa.org/journals/pas/7/4/524/> [accessed 2018-03-22] [WebCite Cache ID 6y6sQHhZH]
87. French DJ, Noël M, Vigneau F, French JA, Cyr CP, Thomas ER. L'Échelle de dramatisation face à la douleur PCS-CF: Adaptation canadienne en langue française de l'échelle «Pain Catastrophizing Scale». *Can J Behav Sci* 2005 Jul;37 (3):181-192. [doi: 10.1037/h0087255]
88. Wertli MM, Rasmussen-Barr E, Weiser S, Bachmann LM, Brunner F. The role of fear avoidance beliefs as a prognostic factor for outcome in patients with nonspecific low back pain: a systematic review. *Spine J* 2014 May 01;14 (5):816-36.e4. [doi: 10.1016/j.spinee.2013.09.036] [Medline: 24412032]

89. Waddell G, Newton M, Henderson I, Somerville D, Main CJ. A Fear-Avoidance Beliefs Questionnaire (FABQ) and the role of fear-avoidance beliefs in chronic low back pain and disability. *Pain* 1993 Feb;52 (2):157-168. [Medline: 8455963]
90. Chaory K, Fayad F, Rannou F, Lefèvre-Colau MM, Fermanian J, Revel M, et al. Validation of the French version of the fear avoidance belief questionnaire. *Spine (Phila Pa 1976)* 2004 Apr 15;29 (8):908-913. [Medline: 15082995]
91. Armstrong T, Bull F. Development of the World Health Organization Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ). *J Public Health* 2006 Mar 2;14 (2):66-70. [doi: 10.1007/s10389-006-0024-x]
92. Schaller A, Dejonghe L, Haastert B, Froboese I. Physical activity and health-related quality of life in chronic low back pain patients: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord* 2015 Mar 19;16:62 [FREE Full text] [doi: 10.1186/s12891-015-0527-0] [Medline: 25887138]
93. Dworkin RH, Turk DC, Farrar JT, Haythornthwaite JA, Jensen MP, Katz NP, IMMPACT. Core outcome measures for chronic pain clinical trials: IMMPACT recommendations. *Pain* 2005 Jan;113 (1-2):9-19. [doi: 10.1016/j.pain.2004.09.012] [Medline: 15621359]
94. Mazaheri M, Heidari E, Mostamand J, Negahban H, van Dieen JH. Competing effects of pain and fear of pain on postural control in low back pain? *Spine (Phila Pa 1976)* 2014 Dec 01;39 (25):E1518-E1523. [doi: 10.1097/BRS.0000000000000605] [Medline: 25271501]
95. Caffaro RR, França FJ, Burke TN, Magalhães MO, Ramos LA, Marques AP. Postural control in individuals with and without non-specific chronic low back pain: a preliminary case-control study. *Eur Spine J* 2014 Apr;23 (4):807-813 [FREE Full text] [doi: 10.1007/s00586-014-3243-9] [Medline: 24570125]
96. Kahraman T, Ozcan Kahraman KB, Salik Sengul Y, Kalemci O. Assessment of sit-to-stand movement in nonspecific low back pain: a comparison study for psychometric properties of field-based and laboratory-based methods. *Int J Rehabil Res* 2016 Jun;39 (2):165-170. [doi: 10.1097/MRR.000000000000164] [Medline: 27031182]
97. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000 Oct;10 (5):361-374. [Medline: 11018445]
98. Lewek MD, Rudolph KS, Snyder-Mackler L. Control of frontal plane knee laxity during gait in patients with medial compartment knee osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage* 2004 Sep;12 (9):745-751 [FREE Full text] [doi: 10.1016/j.joca.2004.05.005] [Medline: 15325641]
99. Konrad P. Noraxon. 2006. The ABC of EMG: A Practical Introduction to Kinesiological Electromyography URL: <https://www.noraxon.com/wp-content/uploads/2014/12/ABC-EMG-ISBN.pdf> [accessed 2018-03-22] [WebCite Cache ID 6y6ssnENy]
100. Mohseni Bandpei MA, Rahmani N, Majdoleslam B, Abdollahi I, Ali SS, Ahmad A. Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: an updated systematic review. *J Manipulative Physiol Ther* 2014 Sep;37 (7):510-521. [doi: 10.1016/j.jmpt.2014.05.006] [Medline: 25204717]

101. Davis RB, Öunpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991 Oct;10 (5):575-587 [FREE Full text] [doi: 10.1016/0167-9457(91)90046-Z]
102. Schmid S, Studer D, Hasler CC, Romkes J, Taylor W, Brunner R, et al. Using skin markers for spinal curvature quantification in main thoracic adolescent idiopathic scoliosis: an explorative radiographic study. *PLoS One* 2015;10 (8):e0135689 [FREE Full text] [doi: 10.1371/journal.pone.0135689] [Medline: 26270557]
103. Mahallati S, Rouhani H, Preuss R, Masani K, Popovic MR. Multisegment kinematics of the spinal column: soft tissue artifacts assessment. *J Biomech Eng* 2016 Jul 01;138 (7). [doi: 10.1115/1.4033545] [Medline: 27151927]
104. Esola MA, McClure PW, Fitzgerald GK, Siegler S. Analysis of lumbar spine and hip motion during forward bending in subjects with and without a history of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 1996 Jan 1;21 (1):71-78. [Medline: 9122766]
105. Henchoz Y, Tétreau C, Abboud J, Piché M, Descarreaux M. Effects of noxious stimulation and pain expectations on neuromuscular control of the spine in patients with chronic low back pain. *Spine J* 2013 Oct;13 (10):1263-1272. [doi: 10.1016/j.spinee.2013.07.452] [Medline: 24090825]
106. Lamoth CJ, Daffertshofer A, Meijer OG, Beek PJ. How do persons with chronic low back pain speed up and slow down? Trunk-pelvis coordination and lumbar erector spinae activity during gait. *Gait Posture* 2006 Feb;23 (2):230-239. [doi: 10.1016/j.gaitpost.2005.02.006] [Medline: 16399520]
107. Van Daele U, Hagman F, Truijten S, Vorlat P, Van Gheluwe B, Vaes P. Decrease in postural sway and trunk stiffness during cognitive dual-task in nonspecific chronic low back pain patients, performance compared to healthy control subjects. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010 Mar 01;35 (5):583-589. [doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b4fe4d] [Medline: 20147880]
108. Ruhe A, Fejer R, Walker B. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *Eur Spine J* 2011 Mar;20 (3):358-368 [FREE Full text] [doi: 10.1007/s00586-010-1543-2] [Medline: 20721676]
109. Ruhe A, Fejer R, Walker B. Is there a relationship between pain intensity and postural sway in patients with non-specific low back pain? *BMC Musculoskelet Disord* 2011 Jul 15;12:162 [FREE Full text] [doi: 10.1186/1471-2474-12-162] [Medline: 21762484]
110. Barre A, Armand S. Biomechanical ToolKit: open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Comput Methods Programs Biomed* 2014 Apr;114 (1):80-87 [FREE Full text] [doi: 10.1016/j.cmpb.2014.01.012] [Medline: 24548899]

Abbreviations

- 5CSTS:** 5 consecutive sit-to-stand
CCI: cocontraction index
FABQ: fear-avoidance belief questionnaire
GPAQ: global physical activity questionnaire

HADS: Hospital Anxiety and Depression Scale

HUG: Geneva University Hospital

ICF: International Classification of Functioning, Disability, and Health

LBP: low back pain

ODI: Oswestry Disability Index

PA: physical activity

PCS: pain catastrophizing scale **STS:** sit-to-stand

sEMG: surface electromyography

TCC: time of cocontraction

Edited by G Eysenbach; submitted 20.10.17; peer-reviewed by M Alshehri, M Puttaroo; comments to author 08.11.17; accepted 22.11.17; published 23.04.18

Please cite as:

Rose-Dulcina K, Vuillerme N, Tabard-Fougère A, Dayer R, Dominguez DE, Armand S, Genevay S Identifying Subgroups of Patients With Chronic Nonspecific Low Back Pain Based on a Multifactorial Approach: Protocol For a Prospective Study

JMIR Res Protoc 2018;7(4):e104

URL: <http://www.researchprotocols.org/2018/4/e104/>

doi:10.2196/resprot.9224

PMID:29685875

©Kevin Rose-Dulcina, Nicolas Vuillerme, Anne Tabard-Fougère, Romain Dayer, Dennis E Dominguez, Stephane Armand, Stéphane Genevay. Originally published in JMIR Research Protocols (<http://www.researchprotocols.org>), 23.04.2018. This is an open-access article distributed under the terms of the Creative Commons Attribution License

(<https://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>), which permits unrestricted use, distribution, and reproduction in any medium, provided the original work, first published in JMIR Research Protocols, is properly cited. The complete bibliographic information, a link to the original publication on <http://www.researchprotocols.org>, as well as this copyright and license information must be included

Annexe 2 : Document d'acceptation par la Commission Cantonale D'éthique De La Recherche de l'étude de « Classification fonctionnelle des lombalgies non-spécifiques chez l'adulte dans le but d'améliorer la prise en charge thérapeutique ».



REPUBLIQUE ET CANTON DE GENEVE
Département de l'emploi, des affaires sociales et de la santé
Direction générale de la santé

Commission cantonale d'éthique
de la recherche (CCER)
c/o HUG
Rue Gabrielle-Perret-Gentil 4
1211 Genève 14

Dr Stéphane GENEVAY
Service de Rhumatologie
Hôpital Beau-Séjour
Av. de Beau-Séjour 26
1205 Genève

N/réf. : BH/md

Genève, le 12 décembre 2017

Communication de la Commission cantonale d'éthique de la recherche (CCER) de Genève

Désignation du projet n° PB_2017-00636	(14-126)
Titre : "Classification fonctionnelle des lombalgies non-spécifiques chez l'adulte dans le but d'améliorer la prise en charge thérapeutique"	
Investigateur :	Dr Stéphane GENEVAY Médecin adjoint agrégé H.U.G.

Concerne : Amendement N° 3 **Date de l'amendement :** 24.11.2017

1. *Recrutement également chez les rhumatologues et physiothérapeutes installés en ville*
2. *Nouvelle collaboratrice Dre Anaïs Gouteron*
3. *Deuxième session (identique à la première) après 6 mois ajoutée*
4. *Dr Genevay IP, Dr Dayer co-investigateur*
5. *"Sans limite dans le temps"*
6. *Prolongé de 5 ans.*

modification de fond

modification non substantielle

Autorisation accordée

Justification de la décision

La commission d'éthique a fondé sa décision sur les documents enregistrés sur BASEC le : 07 décembre 2017

Emoluments

Le tarif est de : CHF 250.-- (Code tarifaire : 3.3.2)
Selon Art. 3, règlement des émoluments 2014 de Swissethics

Communication au requérant et copie à : nihil

Pr Bernard HIRSCHTEL

Signature :

Voies de recours

La décision peut faire l'objet d'un recours à la chambre administrative de la Cour de Justice dans un délai de 30 jours dès leur notification (Art 132, Loi sur l'organisation judiciaire et loi sur la procédure administrative).

Contributions personnelles

Articles de revues internationales à comité de lecture publiés

Gasparutto X, Wegrzyk J, Rose-Dulcina K, Hannouche D, Armand S. Can the fusion of motion capture and 3D medical imaging reduce the extrinsic variability due to marker misplacements?. *Plos One*. 2020;15(1):e0226648.

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. Flexion-relaxation ratio asymmetry and its relation with trunk lateral ROM in individuals with and without chronic non-specific low back pain. *Spine*, 2019, 1.

Rose-Dulcina K., Armand S., Dominguez D., Genevay S., & Vuillerme N. Asymmetry of lumbar muscles fatigability with non-specific chronic low back pain patients. *European Spine Journal*, 2019, 1-9.

Rose-Dulcina, K., Vuillerme, N., Tabard-Fougère, A., Dayer, R., Dominguez, D. E., Armand, S., & Genevay, S. Identifying Subgroups of Patients With Chronic Nonspecific Low Back Pain Based on a Multifactorial Approach: Protocol For a Prospective Study. *JMIR research protocols*, 2018 7 (4).

Tabard-Fougère A, Rose-Dulcina K, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S. EMG normalization method based on grade 3 of manual muscle testing: Within- and between-day reliability of normalization tasks and application to gait analysis. *Gait Posture*. 2018 Feb;60:6-12.

Balaguier R, Madeleine P, Rose-Dulcina K, Vuillerme N. Effects of a Worksite Supervised Adapted Physical Activity Program on Trunk Muscle Endurance, Flexibility, and Pain Sensitivity Among Vineyard Workers. *J Agromedicine*. 2017;22 (3)

Balaguier R, Madeleine P, Rose-Dulcina K, Vuillerme N. Trunk kinematics and low back pain during pruning among vineyard workers-A field study at the Chateau Larose-Trintaudon. *PLoS One*. 2017 Apr 6;12 (4)

Terrier R, Rose-Dulcina K, Toschi B, Forestier N. Impaired control of weight bearing ankle inversion in subjects with chronic ankle instability. *Clin Biomech*. 2014 Apr;29 (4)

Articles de revues internationales à comité de lecture soumis

Rose-Dulcina, K., Vuillerme, N., Dominguez, D. E., Genevay, S., Armand S. Electromyography and kinematics of the trunk during a sit-to-stand task in individuals with and without non-specific chronic low back pain *Annals of Physical and Rehabilitation Medicine* (submitted, February 2020)

Communications de congrès internationaux

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. Flexion-relaxation ratio asymmetry and its relation with lateral trunk flexibility in individuals with and

without chronic non-specific low back pain. *10th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Girdle Pain* (Oct. 2019), Anvers, Belgique (**Présentation orale**)

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. Relation between the flexion-relaxation phenomenon and back extensor endurance in non-specific chronic low back pain patients. *ESMAC 2018 (European Society for movement Analysis in Adults and Children)*, Prague, République Tchèque (**Présentation orale**)

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D., Vuillerme, N., & Armand, S. Asymmetry of lumbar muscle activity during sit-to-stand task in patients with chronic non-specific low back pain compared to healthy participants. *ESMAC 2017 (European Society for movement Analysis in Adults and Children)*, Trondheim, Norvège (**Présentation orale**)

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Tabard-Fougère, A., Armand, S., & Vuillerme, N. Trunk muscle co-contraction during Sit-to-stand in individuals with and without chronic nonspecific low back pain. *Global Spine Congress2017*, Milan, Italie (**E-poster**)

Communications de congrès nationaux et locaux

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. Analyse de l'activité musculaire et de la cinématique du tronc chez des patients souffrant de lombalgie chronique lors d'une tâche de soulever de charge. *SOFAMEA 2019 (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte)*; Grenoble, France. (**Présentation orale**)

Rose-Dulcina, K., Genevay, S., Dominguez, D. E., Armand, S., & Vuillerme, N. Asymétrie du phénomène de flexion-relaxation et sa relation avec la souplesse latérale du tronc chez des individus souffrant de lombalgie chronique non-spécifique. *SOFAMEA 2018 (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte)*; Toulouse, France. (**Présentation orale**)

Tabard-Fougère A, Rose-Dulcina K., Dayer R, Vuillerme N, Armand S. Normalisation EMG par le testing musculaire de grade 3: validité et application dans l'analyse de la marche. *Congrès PEM 2016 (Posture-Equilibre-Mouvement)*; Nancy; France. (**Présentation orale**)

Tabard-Fougère A, Rose-Dulcina K., Dayer R, Vuillerme N, Armand S. Reproductibilité d'une méthode de normalisation EMG basée sur le testing musculaire manuel : perspectives dans l'AQM. *SOFAMEA 2016 (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte)*; Brest; France. (**Poster Flash**)

Résumé grand public

Français

La lombalgie (LBP) est la plus grande cause d'incapacité physique depuis 1990 et 80% de la population en souffrira au moins une fois dans sa vie. Dans la plupart des cas (environ 85%), aucune cause ne peut être clairement identifiée pour expliquer ces douleurs. On parle alors de lombalgie chronique « non-spécifique » (NSCLBP). Un des facteurs contribuant aux douleurs des patients NSCLBP est une altération de l'activité des muscles lombaires.

De nombreuses altérations ont pu être observées. Parmi elles, on retrouve l'asymétrie neuromusculaire entre le côté droit et le côté gauche. Néanmoins, elle n'a été que peu étudiée notamment au cours de tâches de la vie quotidienne. L'objectif de ce travail doctoral a été de caractériser l'asymétrie neuromusculaire des patients atteints de NSCLBP.

Dans leur ensemble, les travaux de cette thèse de doctorat ont montré une altération globale de l'activité des muscles lombaires des patients NSCLBP. L'asymétrie neuromusculaire est une des caractéristiques de cette altération globale mais se limite à la tâche de flexion antérieure maximale du tronc.

English

Low back pain (LBP) is the main cause of disability since 1990. In most cases (approximately 85%), pain is chronic and no cause can be clearly identified to explain the pain. LBP is classified as "non-specific" (NSCLP). One of the factors contributing to NSCLBP is alteration of the lumbar muscles activity.

Many alterations have been reported including the neuromuscular asymmetry between the right side and the left side. Nevertheless, it has been not studied much during tasks of the daily life. The aim of this doctoral work was to characterize the neuromuscular asymmetry of patients with NSCLBP.

Overall, the work of this doctoral thesis has shown a global alteration of lumbar muscle activity in NSCLBP patients. The neuromuscular asymmetry is one the global alteration characteristics but limited to the trunk maximal forward bending.