

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

Anne TABARD-FOUGERE

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 électromyographique des lombalgies non-spécifiques chroniques de l'enfant et de l'adolescent

Thèse soutenue publiquement le **28/05/2018**,
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 Martin DESCARREUX

Université de Trois-Rivières et Québec, Canada, rapporteur

Professeure Emilie SIMONEAU

Université de Valenciennes, France, rapporteur

Docteur Federico BALAGUE

Université de Genève et Fribourg, Suisse, examinateur

Professeure Christine DETREMBLEUR

Université de Louvain, Belgique, présidente de jury

Docteur Romain DAYER

Hôpitaux universitaires de Genève, Suisse, invité



Remerciements

Ce travail doctoral a été effectué en codirection au sein des Laboratoires AGEIS (Grenoble, France) et de cinésiologie Willy Taillard (Genève, Suisse).

Je tiens tout d'abord à remercier mon directeur de thèse Dr Nicolas Vuillerme, laboratoire AGEIS, de m'avoir aidée à concrétiser et mener à bien ce travail doctoral. Merci pour tes relectures multiples, pour tes encouragements et tes conseils tout au long de ce travail doctoral.

Je tiens aussi à remercier tout spécialement mon codirecteur de thèse Dr Stéphane Armand, responsable du laboratoire de cinésiologie Willy Taillard, pour m'avoir accueillie dans son équipe et m'avoir accordé sa confiance dès mon arrivée. Merci pour tes relectures toujours très complètes, tes idées toujours pertinentes, ta disponibilité et ta confiance. Merci aussi pour m'avoir permis de me former à l'analyse quantifiée de la marche et de travailler en toute autonomie sur ce travail doctoral.

J'exprime tout spécialement ma reconnaissance à Pr Martin Descarreaux, Université du Québec à Trois-Rivières, et Emilie Simoneau, Université de Valenciennes, pour avoir accepté d'être rapporteurs de ce travail doctoral. Je remercie également Pr Federico Balagué, Université de Fribourg, et Christine Detrembleur, Université de catholique de Louvain, pour avoir accepté d'être examinateur de ce travail doctoral.

J'aimerais aussi remercier particulièrement Dr Romain Dayer, chirurgien orthopédique pédiatrique spécialiste du rachis aux Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG), pour m'avoir aidée à réaliser ce travail doctoral en trouvant les financements ainsi qu'en recrutant les participants enfants et adolescents souffrant de lombalgie non-spécifique chronique.

Je remercie aussi toute l'équipe du laboratoire de cinésiologie, Michael Attias, Alice Bonnefoy, Lena Carcreff, Kevin Rose-Dulcina, Jennifer Wegrzyk, Xavier Gasparutto, Anais Gouteron et Magali Laidet, pour leur disponibilité, leur enthousiasme et leur bonne humeur au quotidien.

Enfin, je remercie chaleureusement mon mari, Yves Fougère, ainsi que ma famille pour m'avoir soutenue au quotidien et encouragée dans les moments difficiles.

Table des matières

REMERCIEMENTS	2
TABLE DES MATIÈRES	3
LISTE DES ANNEXES	6
LISTE DES TABLEAUX	7
LISTE DES FIGURES	8
RÉSUMÉ	10
ABSTRACT	11
VALORISATION DE LA THÈSE	12
PRÉAMBULE	14
CHAPITRE 1 : INTRODUCTION GÉNÉRALE	16
1) Définition de la lombalgie	16
2) Épidémiologie de la lombalgie	17
Chez l'adulte	17
Chez l'enfant et l'adolescent	17
Evolution vers la chronicité	18
3) Prise en charge de la lombalgie chronique non-spécifique	19
Chez l'adulte	19
Chez l'enfant et l'adolescent	19
Une hétérogénéité évidente	19
4) Facteurs de risque liés à la lombalgie	20
Démographie	20
Hygiène de vie	20
Physiologie	21
Psychosocial	21
Biomécanique	21
5) Apport de l'imagerie pour spécifier le diagnostic dans le cadre de la lombalgie	22
Chez l'adulte	22
Chez l'enfant et l'adolescent	22
6) Apport de l'électromyographie pour améliorer la compréhension de la lombalgie	23

Définition de l'électromyographie	23
Analyse EMG chez l'adulte lombalgique	29
Analyse EMG chez l'enfant et l'adolescent lombalgique	33
Article 1 : Electromyographie de surface chez les patients pédiatriques souffrant de lombalgie non-spécifique chronique: une revue systématique de la littérature.	35
7) Conclusion de l'introduction	47
8) Objectifs scientifiques	48
CHAPITRE 2 : MATÉRIELS ET MÉTHODES	49
1) Participants	49
Stratégie de recrutement	49
Détermination du nombre de sujets nécessaires	50
2) Questionnaires	50
Questionnaires relatifs à la douleur	50
Questionnaire relatif à l'anxiété et la dépression	51
Questionnaire relatif à la qualité de vie	Erreur ! Signet non défini.
Questionnaires relatifs à l'activité physique et sportive ainsi qu'à la sédentarité	52
Questionnaire relatif à la perception de l'effort	52
3) Description des tâches	53
Tâche de normalisation électromyographique	53
Endurance des muscles extenseurs et fléchisseurs du tronc	54
Flexion antérieure maximale du tronc	55
Marche à différentes vitesses	56
4) Acquisition des données	56
Cinématique	56
Electromyographie	57
Normalisation de l'amplitude électromyographique	58
Article 2 : La méthode de normalisation EMG basée sur le testing musculaire de grade 3 (contre gravité) est-elle reproductible à une semaine ?	59
Complément de l'article 2 : Répétabilité intra-session de la méthode de normalisation EMG basée sur la méthode isoMMT3 sur les muscles lombaires d'une population d'enfants et adolescents avec et sans NSCLBP	73
5) Analyse des données	74
Données anthropométriques et démographiques	74
Données cinématiques	74
Données électromyographiques	77
Marche à vitesse rapide	80
6) Analyse statistique	80
Analyse générale	80
Test d'endurance des muscles extenseurs du tronc	80
Flexion antérieure maximale du tronc	80
Marche	80
Analyse multifactorielle basée sur des paramètres psychologiques, électromyographiques et cinématiques	80

CHAPITRE 3 : RÉSULTATS DES ÉTUDES OBSERVATIONNELLES **83**

Etude observationnelle I (Article 3) : L'absence du phénomène de flexion-relaxation peut-elle discriminer avec fiabilité les enfants et adolescents lombalgiques des asymptomatiques comme chez l'adulte ? **84**

Etude observationnelle II (Article 4) : Les enfants et adolescents avec NSCLBP ont-ils un temps de performance diminué pendant le test d'endurance des extenseurs du tronc ainsi qu'une fatigue musculaire lombaire et une perception de l'effort plus rapides comme chez l'adulte ? **98**

Etude observationnelle III (Article 5) : Les enfants et adolescents avec NSCLBP ont-ils une amplitude EMG augmentée des muscles lombaires, une mobilité du tronc et du bassin réduite ainsi qu'une capacité diminuée d'adaptation à vitesse augmenté comme chez l'adulte lombalgique ? **115**

Etude observationnelle IV (Article 6) : La combinaison des paramètres biomécaniques et physiques des trois tâches évaluées dans les études précédentes avec les résultats de questionnaires psychosociaux permet-elle d'identifier et de caractériser différents sous-groupes d'enfants et d'adolescents souffrant de NSCLBP ? **128**

CHAPITRE 4 : DISCUSSION GÉNÉRALE **145**

1) Synthèse des résultats **145**

Revue systématique **145**

Normalisation EMG basée sur le MMT3 **146**

Phénomène de flexion-relaxation **146**

Endurance isométrique des muscles extenseurs et fléchisseurs du tronc **147**

Marche à différentes vitesses **148**

Analyse multifactorielle **149**

2) Discussion des résultats **150**

3) Limites **153**

Limites spécifiques à la revue systématique de la littérature **153**

Limites spécifiques à la sélection des participants **153**

Limites spécifiques aux mesures EMG de surface **155**

Limites spécifiques aux données cinématiques **155**

Limites spécifiques aux tâches fonctionnelles évaluées **156**

4) Perspectives **156**

5) Conclusion **157**

BIBLIOGRAPHIE **159**

ANNEXE I **185**

Article scientifique concernant le protocole de classification fonctionnelle de lombalgies non-spécifiques publié dans le journal *JMIR Research Protocols* **185**

CONTRIBUTIONS PERSONNELLES **203**

RÉSUMÉ GRAND PUBLIC **207**

Liste des annexes

Annexe I : Article scientifique concernant le protocole de classification fonctionnelle de lombalgies non-spécifiques publié dans le journal *JMIR Research Protocols*.

Liste des tableaux

Tableau 1 : Comparaison des électrodes intramusculaires avec les électrodes de surface EMG (inspiré de Konrad et al. 2009 (Konrad et al. 2009))	25
Tableau 2 : Mise à jour de la revue de la littérature de Geisser 2005 (Geisser et al. 2005)	32
Tableau 3 : Specific boolean combination strategy performed on five databases (PubMed, Embase, Central, Google scholar, OpenGrey) and manual search on other databases (Journal of electromyography and kinesiology, international clinical trials registry) with respective number of articles found for each.	40
Tableau 4 : Inclusion and exclusion criteria for data extraction	41
Tableau 5 : Characteristics of the included study	43
Tableau 6 : Quality assessment of the included study	44
Tableau 7 : Critères d'inclusion et d'exclusion des participants	49
Tableau 8 : Protocole standardisé d'encouragement utilisé pendant le test d'endurance des muscles du tronc	55
Tableau 9 : Within- and between-day reliability of EMG linear envelope (EMG_LE) mean value during tasks of the isoMMT3 and MVIC normalization methods (n = 18).	68
Tableau 10 : Between-day reliability among mean value of gait-normalized EMG linear envelope (EMG_LE) using isoMMT3 and MVIC and between-day variability of shape among gait-normalized EMG_LE at comfortable speed.	68
Tableau 11 : Résultats de répétabilité intra-opérateur et intra-session des valeurs moyennes EMG mesurées lors de 3 tâches de normalisation des muscles lombaires sous-maximale isoMMT3	73
Tableau 12 : Synthèse du nombre de participants exclus par groupe et par tâche fonctionnelle en raison de mauvaise qualité du signal EMG.	77
Tableau 13 : Synthèse des variables sélectionnées pour l'analyse discriminante	81
Tableau 14 : Anthropometric and pain-related characteristics	91
Tableau 15 : Results of FRP occurrence and trunk range of motion	92
Tableau 16 : Results of task, muscle and group effects and interaction effects.	94
Tableau 17 : Detailed standardized encouragement protocol	103
Tableau 18 : Participants characteristics	106
Tableau 19 : Trunk extensor endurance results (Biering-Sorensen)	107
Tableau 20 : Trunk flexor endurance results (Ito-Shirado)	108
Tableau 21 : Association between respectively trunk extensor and trunk flexor performance time and age, sex, z score of body mass index-for-age (de Onis et al. 2007) (zBMI), pain catastrophizing score (PCS), normalized electromyographic median frequency slope (NMFs) and Rated perceived exertion scale for children slope (RPE-Cs) among NSCLBP participants	111
Tableau 22 : Anthropometric and pain related participant characteristics	121
Tableau 23 : Spatiotemporal group characteristics	123
Tableau 24 : Comparison of psychosocial, biomechanical and physical parameters between 3 clusters of low back pain and control group.	139
Tableau 25 : Description of the first and second principal components	140

Liste des figures

Figure 1 : Représentation schématique de la colonne vertébrale et de ses différentes régions (image créée en utilisant human.biodigital.com)	16
Figure 2 : Représentation schématique de la localisation définissant la lombalgie (image créée en utilisant human.biodigital.com)	16
Figure 3 : Illustration des années vécues avec l'incapacité et des années de vies corrigées de l'incapacité (tirée de Jenkins 2001)	17
Figure 4 : Représentation schématique d'une unité motrice (tiré du livre Neurosciences 3ème édition (De Boeck) (Purves et al. 2004))	24
Figure 5 : Exemple de signal EMG avec calcul de l'enveloppe linéaire par un filtre passe-bas (3Hz) Butterworth ordre 4 (image créée avec Matlab 2012)	27
Figure 6 : Illustration de la normalisation par contraction volontaire maximale basée sur le testing musculaire manuel de grade 5, contre force manuelle maximale (Hislop et al. 2014) (image créée avec Matlab 2012)	27
Figure 7 : Exemple de détection de bouffée EMG par double seuil (image créée avec Matlab 2012)	28
Figure 8 : Illustration de la fatigue musculaire évaluée par une diminution de la fréquence médiane EMG pendant une tâche isométrique (tiré de De Luca (De Luca 1997))	29
Figure 9 : Illustration du phénomène de flexion-relaxation chez le sujet avec et sans lombalgie (mesure effectuée au niveau des muscles Erector Spinae Longissimus) (image créée avec Matlab 2012).	30
Figure 10 : Illustration de l'évolution de la fréquence médiane des muscles lombaires pendant une tâche d'endurance des muscles extenseurs du tronc (mesure effectuée au niveau des muscles Erector Spinae Longissimus) (tiré de Kankaanpää et al. 1998 (Kankaanpää et al. 1998))	30
Figure 11 : Evolution annuelle du nombre de publications évaluant des paramètres électromyographiques sur la population lombalgique	31
Figure 12 : EMG des erector Spinae Longissimus pendant la marche à vitesse spontanée (tiré de Van der Hulst et al. 2010 (van der Hulst et al. 2010a))	33
Figure 13 : Research strategy for the present study according to the PRISMA 2009 recommendations.	42
Figure 14 : Echelle visuelle analogique (EVA) utilisée aux Hôpitaux Universitaires de Genève et ce protocole	51
Figure 15 : Illustration de l'échelle de Borg adaptée aux enfants (Gros Lambert et al. 2001) pour mesurer l'effort perçu pendant le test d'endurance des muscles du tronc	53
Figure 16 : Tâche de normalisation EMG isoMMT3 appliquée aux muscles lombaires.	54
Figure 17 : Illustration de la position à tenir pendant le test d'endurance des muscles extenseurs du tronc (Biering-Sørensen 1984)	54
Figure 18 : Illustration de la tâche de flexion antérieure maximale du tronc et de la tâche passant de assis droit à assis relâché.	56
Figure 19 : Illustration 3D de l'ensemble des marqueurs réfléchissants posés sur le participant (image créée avec Qualisys Track Manager V2.14, Qualisys, Göteborg, Sweden)	57
Figure 20 : Placement des électrodes de surface EMG (image créée avec human.biodigital.com)	58
Figure 21 : Participant positions for each muscle tested (Gluteus medius, Rectus Femoris, Semi-tendinosus and Tibialis anterior) in the isoMMT3 and MVIC exercises adapted from Hislop et al. 2014 (Hislop et al. 2014).	64
Figure 22 : Example of application of gait-normalized EMG _{LE} using isoMMT3 for one participant for which normalized amplitude is expressed as a percentage of isoMMT3 task, and the x axis is the percentage of gait cycle. The vertical line corresponds to foot-off time, the bold curve is the mean value and the area in transparency is the standard deviation. Curves in red and blue correspond to the left and right side, respectively. Note that normalized curves were represented using auto-scaling. (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article).	69
Figure 23 : Illustration du calcul de l'angle de flexion du tronc, les points gris représentent les marqueurs réfléchissants positionnés au niveau des processus épineux de C7, L1 et S1	75
Figure 24 : Illustration d'un cycle de marche (image créée avec power point inspirée de Armand et al. 2015 (Armand et al. 2015))	76
Figure 25 : Illustration de la coordination du bassin et du tronc dans le plan transverse (image créée en utilisant human.biodigital.com, courbes de marche tirée de Romkes et al. 2017(Romkes and Bracht-Schweizer 2017))	77

Figure 26 : Illustration de la détection de l'instant d'apparition du FRP mesuré au niveau du muscle Erector Spinae Longissimus (image créée avec Matlab 2012a)	79
Figure 27 : Illustration des périodes du cycle de marche étudiées pour calculer l'amplitude moyenne EMG normalisée	79
Figure 28 : Illustration de la sélection du nombre de composantes principales/Sous-groupes	82
Figure 29 : A. An EMG normalisation task based on manual muscle testing against gravity (isoMMT3); B. Description of the tasks evaluated: standing trunk flexion and slumped sitting. Grey circles represent reflective markers placed on the C7, L1 and S1 spinous processes. Black squares represent surface electromyographic electrodes placed bilaterally on back muscles (ESL and M).	89
Figure 30 : Comparison by group of mean normalised EMG amplitudes (%isoMMT3) computed during the dynamic flexion, static full flexion and dynamic extension stages of the slumped sitting task, for both the erector spinae longissimus (ESL) and multifidus (M) muscles. CTRL=control group; LBP=non-specific chronic low back pain group; * is significant group difference evaluated with $p < 0.05$ using unpaired Student t-test.	93
Figure 31 : A) Description of the trunk extensor endurance test (Biering-Sorensen); B) Description of the trunk flexor endurance test (Ito-Shirado)	103
Figure 32 : Results of time normalized of trunk extensor and trunk flexor endurance of electromyography median frequency and perceived exertion evolution expressed in percentage of performance time. EMG MF is electromyographic median frequency, RPE is Rate Perceived Exertion and LBP is low back pain group.	109
Figure 33 : Scatter plot of the univariate linear regression analysis performed among non-specific chronic low back pain group to explain association with performance time of Biering-Sorensen test. SD is standard deviation, PCS is pain catastrophizing score, NMFs is normalized electromyographic median frequency slope and RPE-Cs is rated perceived exertion scale for children slope.	110
Figure 34 : Main gait velocity effect (#), main group effect (*) and interaction group x gait velocity effects (\$) on thorax and pelvic range of motion and coordination in the transverse plane.	124
Figure 35 : Main gait velocity effect (#), main group effect (*) and interaction group x gait velocity effects (\$) on normalized electromyographic (EMG) amplitude mean value of erector spinae longissimus (ESL) muscle during first and second double support period (DS1 and DS2), first single support period (SS1) and second single support period corresponding to swing phase (Sw) of gait. IFS and IFO are ipsilateral foot strike and foot off, CFO and CFS are contralateral foot off and foot strike. EMG amplitude is normalized as a percentage of isoMMT3; a submaximal contraction method inspired of grade 3 isometric manual muscles testing against gravity (Tabard-Fougère et al. 2018).	124
Figure 36 : Illustration of functional tasks performed by participants.	134
Figure 37 : Principal component analysis results illustration of variable reduction. PC1 and PC2 are respectively the first and second principal component.	138
Figure 38 : Dendrogram from hierarchical clustering analysis (Ward's method) performed on variables reduced with principal component analysis. The resulting 3 clusters are illustrated with grey boxes. The 3 clusters were described with a scatter plot on the first and second principal component (PC1 and PC2).	141
Figure 39 : Cluster profiles plot for each centred and reduced parameters. Control group values are reported in red.	141
Figure 40 : Illustration des analyses discriminantes pour les trois tâches et leurs combinaisons respectives.	150

Résumé

La lombalgie (LBP) touche 80% de la population mondiale adulte et devient chronique dans 10 à 15% des cas. Pour la grande majorité des cas adultes (85%), aucune cause ne peut être clairement identifiée pour expliquer ces douleurs et l'on parle alors de lombalgie chronique « non-spécifique » (NSCLBP). Chez l'enfant et l'adolescent, la prévalence de la NSCLBP est semblable à celle de l'adulte. Malgré la faible incidence de pathologies graves associées, la lombalgie de l'enfant et de l'adolescent implique, souvent dans sa prise en charge diagnostique, une exposition augmentée aux radiations et un stress parental important. Cependant, la présence d'anomalies radiologiques est aussi fréquente dans la population asymptomatique que dans la population avec NSCLBP. Ceci remet en question l'intérêt clinique de la radiologie pour dépister une cause possible de NSCLBP. Dans ce contexte, il est nécessaire d'identifier de nouveaux outils, si possible non-irradiants et peu coûteux, pour identifier des caractéristiques spécifiques aux enfants et adolescents souffrant de NSCLBP et ainsi améliorer la compréhension de cette pathologie.

L'analyse électromyographique (EMG) de l'activité des muscles paravertébraux lombaires s'est avérée cliniquement pertinente dans la population adulte pour discriminer les patients souffrant de NSCLBP des participants asymptomatiques. Plusieurs paramètres EMG enregistrés lors de différentes tâches ont été identifiés chez l'adulte pour caractériser les participants NSCLBP. Les paramètres EMG des muscles lombaires les plus couramment rapportés dans la littérature sont : une fatigue musculaire accélérée pendant le test d'endurance des muscles extenseurs du tronc associée à un temps de maintien réduit, la réduction ou l'absence du phénomène de flexion-relaxation (FRP) pendant la tâche de flexion maximale du tronc ainsi qu'un pattern atypique supportant l'hypothèse de précaution pendant la marche à différentes vitesses. Si ces caractéristiques EMG spécifiques aux patients souffrant de NSCLBP ont été bien établies chez l'adulte, la question est désormais de savoir ce qu'il en est chez l'enfant et l'adolescent souffrant de NSCLBP.

Dans ce contexte clinique, l'objectif de ce travail doctoral était d'évaluer les caractéristiques EMG décrites ci-dessus dans une cohorte d'enfants et d'adolescents souffrant de NSCLBP en comparaison à des participants asymptomatiques (CTRL). Pour y répondre, plusieurs études complémentaires ont été effectuées.

Dans leur ensemble, les travaux de cette thèse de doctorat ont montré que les phénomènes EMG reportés dans une population adulte avec NSCLBP ne sont pas retrouvés dans une population pédiatrique avec NSCLBP. Ces résultats remettent en question le diagnostic et la prise en charge actuelle des enfants et adolescents souffrant de NSCLBP, qui est, à ce jour, calquée sur le modèle adulte. Des études supplémentaires sont cependant nécessaires pour confirmer ces résultats sur une cohorte plus importante. Il serait aussi intéressant d'évaluer une même cohorte à partir de l'enfance jusqu'à l'âge adulte afin d'évaluer quels facteurs pourraient prédire l'apparition des phénomènes rapportés dans la littérature adulte.

Mots clés : lombalgie, analyse de sous-groupes, électromyographie, phénomène biomécanique, enfant, adolescent.

Abstract

The majority of the worldwide population (80%) suffers from low back pain (LBP) over life. LBP becomes chronic (CLBP) in 10 to 15% of (all) adult cases yielding important functional and socio-economic adverse repercussions. The majority of LBP (85%) is classified as “non-specific” (NSCLBP), i.e. with an absence of any identified cause. LBP prevalence in children and adolescents is comparable to adults. Despite the low incidence of serious associated diseases, the fear of missing them increased patient’s exposure to radiation. However, an absence of significant correlation between radiology changes in the lower spine and low back pain was reported for school children. In this context, it is necessary to identify new tools, if possible non-radiating and inexpensive, to identify specific characteristics of children and adolescents suffering from NSCLBP and thus improve the understanding of this pathology.

An interesting tool, often used in adult population, is to evaluate surface electromyography (EMG) of low back muscles. Existing EMG phenomena were reported to discriminate adults with and without NSCLBP: faster muscular fatigue associated with a reduced performance time during trunk extensor muscle endurance test, absence of flexion-relaxation phenomenon and guarding hypothesis during gait at different velocities. These EMG characteristics have not yet been confirmed for children and adolescents suffering of NSCLBP.

This clinical context justifies the present doctoral work. The aim was to evaluate EMG characteristics in children and adolescents with NSCLBP in comparison with control participants. To achieve these objectives, several complementary studies were successively conducted.

Taken together, the results of this doctoral work showed that the EMG characteristics frequently reported for NSCLBP in adults were absent or reduced in children and adolescent suffering from NSCLBP. These findings are inconsistent with the existing literature on adults and might affect the future therapeutic management of children and adolescents with NSCLBP, which is, to date, an imitation of the adult model. It would be interesting to confirm these results on the basis of a larger cohort and to reassess the same children and adolescents in adulthood to identify whether the EMG phenomenon, as known in NSCLBP adults, appears over time.

Key-words: low back pain, cluster analysis, electromyography, biomechanical phenomena, child, adolescent.

Valorisation de la thèse

Articles de revues internationales à comité de lecture publiés

Tabard-Fougère A, Dayer R, Armand S, Vuillerme N.

Flexion-relaxation phenomenon among children and adolescents with and without non-specific chronic low back pain: an electromyographic and kinematic cross-sectional comparative study. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2018 (In press)

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 task and application to gait analysis. *Gait & Posture*, 2017, 60(4), 6-12

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme V, Armand S.

Surface electromyography in paediatric patients with non-specific chronic low back pain: a systematic review. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 2016, 28(3), 203-214

Articles de revues internationales à comité de lecture soumis

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S.

Muscle fatigue and perceived exertion during trunk endurance tests among children and adolescents with and without non-specific chronic low back pain (NSCLBP): a cross-sectional comparative study. *European Spine Journal* (Under review, Nov. 2017)

Communications de congrès internationaux

Tabard-Fougère A, Dayer R, Vuillerme N, Armand S

Influence of paediatric non-specific low back pain on pelvis-thorax coordination during gait at comfortable and fast speed. *ESMAC 2016 (European Society of Movement Analysis for Adults and Children)*; Seville; Espagne. (Poster Flash)

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S

Normalization of EMG amplitude using manual muscle testing: perspective in clinical gait analysis. *ESMAC 2015 (European Society of Movement Analysis for Adults and Children)*; Heidelberg; Allemagne. (Poster)

Communications de congrès nationaux et locaux

Tabard-Fougère A, Dayer R, Vuillerme N, Armand S La marche chez les enfants et adolescents souffrant de lombalgie non-spécifique chronique est-elle similaire à celle de sujets pédiatriques asymptomatiques? *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)

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S

Electromyographie de surface chez l'enfant et l'adolescent atteint de lombalgie chronique non-spécifique: une revue systématique. *Journée de la recherche médicale 2016*; Grenoble; France. (Poster)

Préambule

Ce travail doctoral fait partie intégrante d'un axe de recherche avec pour objectif général la diminution des irradiations dans le diagnostic et le suivi des pathologies liées au dos de l'enfant. Je travaille depuis presque 5 ans sur cet axe de recherche comme assistante de recherche clinique avec Dr Romain Dayer, chirurgien orthopédique pédiatrique spécialisé dans les pathologies rachidiennes de l'enfant aux Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG).

Le projet, sur lequel j'ai en premier lieu travaillé, est la validation d'un système de mesure non-irradiant basé sur la topographie de surface (rasterstéréographie) pour le diagnostic et le suivi de scoliose idiopathique de l'adolescent (AIS). Cette dernière a montré une excellente fiabilité intra et inter session/opérateur de la rasterstéréographie sur une cohorte de 35 patients présentant une scoliose idiopathique de l'adolescent. L'article présentant ces résultats a été publié en Janvier 2017 dans le journal *Spine (Phila Pa 1976)*.

Avec le même souci de diminuer l'exposition aux irradiations des jeunes patients, j'ai aussi participé à l'élaboration, l'analyse statistique et la rédaction d'une revue systématique et méta-analyse qui évalue la sensibilité et spécificité de l'IRM dans le diagnostic du trait de fracture de jeunes patients présentant une spondylolyse. Il a été montré que l'IRM peut identifier le trait de fracture avec une bonne sensibilité et spécificité. L'article présentant ces résultats a été publié en Septembre 2017 dans le journal *European Spine Journal*.

Dans le cadre de la diminution des irradiations dans le diagnostic et le suivi des pathologies liées au dos de l'enfant, la lombalgie constitue une cause fréquente de consultation. Malgré la faible incidence de pathologies graves associées aux lombalgies chez l'enfant et l'adolescent, la prise en charge diagnostique implique souvent une augmentation à l'exposition aux radiations et un stress parental important. C'est pourquoi, mon travail de doctorat a été axé sur cette problématique.

Il vise précisément à améliorer les connaissances sur lombalgie chronique non-spécifique de l'enfant et de l'adolescent. La littérature scientifique s'accorde sur le fait que l'électromyographie de surface (EMG) des muscles du tronc est un outil de mesure non-irradiant et non-invasif capable de discriminer les adultes sains d'adultes souffrant de lombalgies non-spécifiques. Il a donc été question dans un premier temps de concevoir le protocole expérimental permettant de conduire cette évaluation EMG des muscles du tronc sur la population pédiatrique. La justification ainsi que les résultats de ce travail doctoral sont présentés dans ce mémoire.

Le premier chapitre « introduction générale », présente les notions principales relatives à la lombalgie ainsi que les éléments permettant de discriminer les participants lombalgiques de participants asymptomatiques dans la population adulte. Il en ressort que l'EMG de surface des muscles lombaires est un outil non-irradiant fiable pour discriminer les participants LBP des participants asymptomatiques adultes. Afin d'évaluer l'état actuel des connaissances concernant la possibilité et l'intérêt d'utiliser l'EMG pour discriminer les enfants et adolescents souffrant de LBP avec des participants asymptomatiques, une revue systématique a été conduite dans un premier temps (Article 1).

Le deuxième chapitre « méthodologique » décrit le protocole expérimental mis en œuvre pour ce travail de thèse et présente l'étude de validation de la méthode de normalisation EMG utilisée pour la partie expérimentale (Article 2).

Le troisième chapitre « résultats » présente les études conduites et les résultats obtenus dans l'objectif de documenter les caractéristiques EMG d'enfants et adolescents souffrant de NSCLBP. Les principaux phénomènes connus de la littérature adulte LBP, soit le phénomène de flexion-relaxation (Article 3), l'endurance des muscles du tronc (Article 4), ainsi que le principe de précaution mise en évidence en augmentant la vitesse de marche (Article 5), ont été évaluées chez l'enfant et l'adolescent LBP. Enfin, une classification par hiérarchie ascendante a été effectuée (Article 6) pour caractériser les sous-groupes d'enfants et adolescents souffrant de NSCLBP en combinant les données des articles trois, quatre et cinq.

Le quatrième chapitre « discussion générale » expose la synthèse de l'ensemble des travaux présentés dans cette thèse, leurs limites, ainsi que les perspectives et les améliorations possibles.

Chapitre 1 : Introduction générale

1) Définition de la lombalgie

La face postérieure du tronc, qui s'étend des épaules jusqu'au bassin, est constituée entre autres de muscles, de nerfs et de tissus de soutien. Les os du dos, les vertèbres, forment ensemble la colonne vertébrale. Elle est subdivisée en plusieurs régions (Figure 1): cervicale, thoracique, lombaire, sacrum et coccyx.

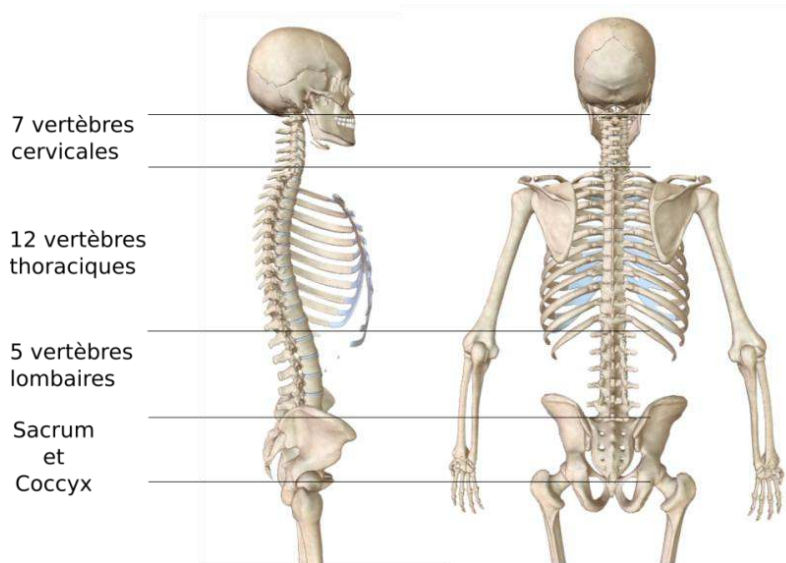


Figure 1 : Représentation schématique de la colonne vertébrale et de ses différentes régions (image créée en utilisant human.biodigital.com)

La lombalgie (syndrome lombo-vertébral) est une douleur localisée dans la région lombaire définie sous les marges costales et au-dessus des plis fessiers (Figure 2) (Airaksinen et al. 2006; van Tulder et al. 2006).



Figure 2 : Représentation schématique de la localisation définissant la lombalgie (image créée en utilisant human.biodigital.com)

La lombalgie est un symptôme (Ehrlich and Khaltaev 1999; Ehrlich 2003; Duthey 2013). Elle peut être secondaire à une étiologie connue, on parle alors de lombalgie spécifique. Même si les étiologies des lombalgies spécifiques sont nombreuses (pathologies dégénératives des disques intervertébraux, spondylolisthésis, hernies discales, sténoses du canal lombaire ou encore des pathologies plus rares comme des tumeurs, pathologies inflammatoires, etc.), celles-ci sont minoritaires. En effet, la plupart des lombalgies (85%) sont dites non-spécifiques (Deyo and Weinstein 2001; Duthey 2013). Les mécanismes physiopathologiques de ces douleurs restent à ce jour encore mal connus.

2) Epidémiologie de la lombalgie

Chez l'adulte

Il a été estimé que plus de 80% de la population mondiale souffrira de lombalgie au moins une fois dans sa vie (Ehrlich 2003; World Health Organisation 2007; Duthey 2013). Dans les pays industrialisés, la prévalence à l'année est estimée entre 15 et 45% (Duthey 2013) et une récente série spéciale publiée dans la revue Lancet pointe du doigt la lombalgie comme problème de santé publique majeur (Buchbinder et al. 2018; Foster et al. 2018; Hartvigsen et al. 2018a).

Pour mesurer l'impact d'une maladie sur la vie d'une personne, un indicateur utilisé par l'Organisation Mondiale de la Santé est le nombre d'années de vie corrigée de l'incapacité (AVCI). Il mesure les années passées en bonne santé et évalue l'impact d'une maladie en soustrayant à l'espérance de vie le nombre d'années « perdues » à cause de la maladie, années vécues avec incapacité (AVI), comme illustré sur la Figure 3.



Figure 3 : Illustration des années vécues avec l'incapacité et des années de vies corrigées de l'incapacité (tirée de Jenkins 2001)

Depuis 1990, la lombalgie fait partie des 15 premières causes d'AVCI (Feigin et al. 2016). Sa position monte progressivement dans ce classement mondial en passant de 12^{ème} en 1990, à 8^{ème} en 2005 et 4^{ème} en 2015 (Feigin et al. 2016). En ce qui concerne l'AVI, la lombalgie est la première cause depuis 1990 jusqu'à 2015 au niveau mondial (Vos et al. 2015).

Chez l'enfant et l'adolescent

La lombalgie a été identifiée comme étant la 3^{ème} cause de douleurs pédiatriques (Donnelly et al. 2017). Plusieurs études épidémiologiques analysées dans une revue systématique de littérature (Jeffries et al. 2007) indiquent que la prévalence des douleurs lombaires chez les enfants (6 à 12 ans) et adolescents (13 à 18 ans) est similaire à celle observée chez les

adultes, en variant de 7 à 70% selon la définition de la douleur et du design de l'étude (Balagué et al. 1999; Jones and Macfarlane 2005; Jeffries et al. 2007; Calvo-Muñoz et al. 2013b; Robalo et al. 2015). Les patients dont les lombalgies commencent à l'âge de 6 ans présentent une prévalence entre 6 et 9 ans de 7.1% (garçons) à 5.7% (filles) ; leur prévalence augmente avec l'âge et double même entre 13 et 16 ans (garçons : 18.6%, filles : 24.1%) (Wirth et al. 2013). De plus, la lombalgie a récemment été documentée positivement corrélée avec la puberté (Lardon et al. 2014).

La lombalgie pédiatrique a longtemps été associée à une cause sérieuse (tumeur, infection, spondylolyse) (Turner et al. 1989; King 1999). Une étude récente (Yang et al. 2017) décrivant le diagnostic associé aux lombalgies sur une cohorte de plus de 200 000 enfants et adolescents âgés de 10 à 19 ans (57% de filles, 67% âgés de plus de 15 ans) a montré que 80% n'ont pas de diagnostic associé. Parmi les 20% d'étiologies de lombalgie spécifique, les principales par ordre de fréquence sont : les spasmes/raideurs lombaires (8.9%), les scoliozes (4.7%), les pathologies liées aux disques lombaires (disques dégénératifs : 1.7%, hernies discales : 1.3%) et moins de 1% cumulé pour les autres diagnostics (spondylolyses, spondylolisthésis, infection, tumeur ou fracture).

Evolution vers la chronicité

La majorité des épisodes lombalgiques (70 à 90% des cas) évoluent spontanément favorablement entre deux à dix semaines chez l'adulte (Nelson-Wong and Callaghan 2014). La lombalgie aiguë se définit par des douleurs persistant sur une durée inférieure à six semaines et sous-aiguë lorsque les douleurs disparaissent entre 6 et 12 semaines. Au-delà de 12 semaines, on parle de lombalgie chronique. Celle-ci représente 10 à 15% des cas (Deyo and Weinstein 2001; Henchoz 2011; Balagué et al. 2012a) et provoque une limitation ou une perte de capacité de travail (Anderson et al. 1987). Elle a d'ailleurs été documentée comme la première cause d'absentéisme et de limitation au travail dans le monde (Duthey 2013). Ces limitations d'activité ainsi que les coûts de prise en charge élevés impliquent des conséquences psycho-sociales et socio-économiques importantes (Vogler et al. 2008; van Middelkoop et al. 2010; Duthey 2013).

Plusieurs auteurs ont avancé que les douleurs rachidiennes ressenties pendant l'enfance (Brattberg 2004; Hestbaek et al. 2006; Houghton 2010; Calvo-Muñoz et al. 2012) et l'adolescence (Jeffries et al. 2007; Astfalck et al. 2010; Houghton 2010) représentent un facteur de risque de douleurs rachidiennes à l'âge adulte. Ils ont aussi montré que plus les douleurs ont persisté pendant l'enfance, plus le risque de développer une lombalgie à l'âge adulte est élevé (rapport de cote jusqu'à 4,16 pour les patients avec des douleurs pendant plus de 30 jours durant l'enfance) (Hestbaek et al. 2006).

Compte tenu de la fréquence et de l'importance de la lombalgie chez l'adulte, il est important de s'intéresser à cette problématique chez l'enfant et l'adolescent comme le mentionnent Jones et Macfarlane (Jones and Macfarlane 2005). Afin de comprendre ce qui prédispose un individu à avoir des douleurs qui persistent à l'âge adulte, il semble pertinent d'évaluer les enfants et adolescents souffrant de lombalgie pour identifier les facteurs responsables des épisodes douloureux initiaux. Evaluer si les lombalgies pendant l'enfance/adolescence sont liées aux symptômes à l'âge adulte peut aussi être intéressant.

3) Prise en charge de la lombalgie chronique non-spécifique

Concernant le traitement de la lombalgie non-spécifique, les cliniciens doivent choisir parmi de multiples options comprenant entre autres des médicaments (antidouleurs, antidépresseurs, etc.), des exercices physiques (renforcement/ assouplissement des muscles stabilisateurs du tronc et cuisses, etc.), ou encore des thérapies manuelles (mobilisation, manipulation) (Balagué et al. 2009; Maher et al. 2017).

Chez l'adulte

Chez l'adulte, les thérapies manuelles ont été évaluées efficaces seulement à court terme pour diminuer les douleurs lorsqu'elles sont appliquées seules. Elles semblent efficaces à long terme sur la douleur, la fonction et le retour au travail à court et à long terme lorsqu'elles sont associées à des exercices (Hidalgo et al. 2014). Cependant, le niveau d'évidence scientifique de cette efficacité est modéré (Hidalgo et al. 2014).

Une récente mise au point de la littérature a montré que les exercices physiques sont les seuls traitements non-médicamenteux efficaces à long terme sur la douleur avec un niveau d'évidence élevé (Maher et al. 2017). Concernant les traitements médicamenteux, les anti-inflammatoires non stéroïdiens et les opioïdes sont les seuls à avoir une efficacité sur les douleurs à long terme, même si le niveau d'évidence est respectivement faible et modéré. Les antidouleurs (paracétamol), antidépresseurs (tricyclique), relaxant musculaire ou encore benzodiazépines n'ont pas d'effet significatif sur la douleur à long terme (Maher et al. 2017).

En lien avec ces observations, un mode de vie actif et de l'exercice font partie des recommandations centrales pour les patients souffrant de lombalgies non-spécifiques chroniques (Maher et al. 2017).

Chez l'enfant et l'adolescent

Chez les enfants et adolescents, la prise en charge des lombalgies est similaire à celle de l'adulte. Deux revues de la littérature ont montré que les traitements incluant du conditionnement physique thérapeutique ou des exercices physiques sont efficaces pour réduire les douleurs (Calvo-Muñoz et al. 2013a; Michaleff et al. 2014). De plus, il a été montré que le traitement par thérapie manuelle semble aussi avoir potentiellement une efficacité chez l'enfant et l'adolescent (Ahlqwist et al. 2008).

Cependant, la plupart des études évaluant l'efficacité des traitements des lombalgies excluent la population pédiatrique. Ainsi, le faible nombre d'études (<20) ayant évalué l'efficacité des traitements conservateurs chez les enfants et adolescents suggèrent qu'une intervention par exercice supervisé présente un fort potentiel malgré une évidence scientifique modérée (Michaleff et al. 2014).

Une hétérogénéité évidente

Le faible niveau d'évidence scientifique des réponses aux traitements non-interventionnels des NSCLBP est généralement mis sur le compte d'une hétérogénéité des lombalgies non-spécifiques (Hayden et al. 2005). Plusieurs auteurs ont mis en avant l'importance d'établir une classification en sous-groupes des patients atteints de lombalgies non-spécifiques (McKenzie

1987; Spitzer et al. 1987; Von Korff 1994). Il a été rapporté que 83.8% des cliniciens pensent qu'il existe plusieurs sous-groupes de lombalgies non-spécifiques (Kent and Keating 2004) mais que ceux-ci restent toujours à être déterminés. Plus récemment, un algorithme de classification diagnostique décrivant 12 catégories de lombalgies non-spécifiques (Petersen et al. 2003). Cependant, cette classification n'a été montrée efficace pour déterminer le pronostic individuel des patients NSCLBP traités par des soins chiropratiques (Hartvigsen et al. 2018b).

4) Facteurs de risque liés à la lombalgie

La NSCLBP résulte de l'interaction de facteurs multiples (Balagué et al. 2012b). De nombreux facteurs de risques ont donc été mis en lien avec la NSCLBP. La diversité de ces facteurs et la complexité de leurs interactions peuvent expliquer la difficulté d'identifier une cause spécifique et de prise en charge de la NSCLBP.

Démographie

La présence de précédents épisodes lombalgiques et l'âge sont les principaux facteurs de risques de lombalgie (Adams et al. 1999). Chez l'enfant et l'adolescent, la NSCLBP est corrélée positivement avec l'âge, le sexe féminin et une anamnèse familiale de lombalgie (Balagué et al. 1999).

Hygiène de vie

Chez l'adulte, une méta-analyse a montré que l'obésité et le surpoids sont associés à un risque augmenté de lombalgie chronique (Shiri et al. 2010a). Les liens entre la NSCLBP et les paramètres anthropométriques (taille, poids, indice de masse corporel) restent controversés (Balagué et al. 1999).

De plus, la consommation de cigarettes a été associée positivement avec la NSCLBP chez les adolescents (Balagué et al. 1988) et chez les adultes (Shiri et al. 2010b).

Le lien avec l'activité physique et la lombalgie ne semble pas linéaire mais en forme de U (Heneweer et al. 2009). Effectivement, le mode de vie sédentaire tout comme l'hyper activité physique ont été associés à un risque augmenté de lombalgie chronique (Heneweer et al. 2009). Chez l'enfant et l'adolescent, le nombre d'heures passées devant la télévision a été positivement corrélé à la NSCLBP (Balagué et al. 1988, 1994).

L'association entre la lombalgie et une faible fréquence d'activité physique a été confirmée dans plusieurs études, (Salminen et al. 1993) mais elle a également été corrélée avec un niveau d'activité élevé (Newcomer and Sinaki 1996; Taimela et al. 1997). Ces résultats rappellent la relation en U mise en avant dans la population adulte (Heneweer et al. 2009). Effectivement, l'activité physique a autant été associée comme facteur de risque de lombalgie, si pratiquée intensément, (Hoogendoorn et al. 1999; Hoogendoorn 2002; Jacob et al. 2004) que comme facteur préventif, si pratiquée modérément, (Harreby et al. 1997; Sjolie 2004; Hurwitz et al. 2005; Mikkelsen et al. 2006; Hartvigsen and Christensen 2007; Auvinen et al. 2008; Hill and Keating 2015).

Physiologie

Chez l'adulte, des facteurs génétiques ont été reportés en lien avec des prédispositions aux dégénéralions de disque intervertébral (incluant les gènes codant pour le collagène (I, IX XI) ainsi que l'interleukine 1, l'aggrecan, le récepteur de vitamine D et la protéine MMP-3 et CILP) (Kalichman and Hunter 2008) et la perception de la douleur (SCN9A) (Reimann et al. 2010).

Chez l'enfant et l'adolescent, il a été documenté un lien entre une exposition limitée au soleil, induisant une carence en vitamine D, et la lombalgie chez des enfants d'âge scolaire (Alghadir et al. 2017) ainsi qu'avec un niveau réduit de calcium, CK et LDH (Alghadir et al. 2017). Dans cette même étude, la lombalgie a été associée avec un pourcentage de masse grasse augmenté, un niveau d'activité physique réduit et un mode de vie sédentaire.

Psychosocial

Dans le cas de lombalgie chronique, la dimension psychosociale est pertinente à évaluer chez l'adulte (Mannion et al. 1996). Plusieurs facteurs psychosociaux comme la dépression, l'anxiété, le catastrophisme ou encore la peur du mouvement en lien avec les douleurs (kinésiophobie) sont impliqués dans la transition vers la chronicité de la lombalgie (Fritz et al. 2001; Pincus et al. 2002; Larivière et al. 2010). Plusieurs recommandations nationales et internationales pour la prise en charge de la lombalgie indiquent l'importance d'identifier les patients à risque de chronicité avec des questionnaires mesurant l'aspect psychosocial (New Zeland Accident Compensation Commission 1997; Waddell and Burton 2001).

Chez l'enfant et l'adolescent, une association de la lombalgie pédiatrique avec les facteurs psychosociaux a été documentée même si la relation causale n'a pu être établie entre ces deux éléments (Balagué et al. 1999). L'importance d'étudier les facteurs psychosociaux dans la population d'adolescents souffrant de lombalgie a récemment été confirmée (Mikkonen et al. 2016; Stallknecht et al. 2017).

De plus, on peut noter une association entre la présence de lombalgie et des résultats scolaires diminués documentée par un questionnaire sur 1755 sujets pédiatriques (Balagué et al. 1994). Cependant, ce résultat est discutable en vue de l'absence de prise en compte de l'âge dans l'analyse. Il a aussi été documenté, sur une population de 501 élèves âgés de 10 à 14 ans, une association inverse entre la lombalgie et le plaisir d'aller à l'école (Davoine 1994).

Biomécanique

Concernant les facteurs biomécaniques, chez l'adulte, les tâches spécifiques au travail ont longtemps été pointées du doigt comme cause de lombalgie, mais plusieurs revues systématiques (Roffey et al. 2010; Wai et al. 2010b, 2010a) ont conclu qu'il est peu probable que les tâches posturales et fonctionnelles spécifiques aux travailleurs (maintien de posture assise et debout, marche, lever de charges, etc.) soient indépendamment responsables de la lombalgie.

Chez l'enfant et l'adolescent, si la lombalgie a fréquemment été associée au port d'un cartable lourd (Sheir-Neiss et al. 2003; Skaggs et al. 2006; Macias et al. 2008; Neuschwander et al. 2010; Rodríguez-Oviedo et al. 2012). Cependant, le lien entre les douleurs lombaires et le port

de sac à dos lourd a été évalué avec des preuves très limitées (Reneman et al. 2006). Cependant, malgré l'absence de lien direct entre le port de cartable et les lombalgies, il a été montré que la perception subjective joue un rôle plus important que le poids réel du cartable (Negrini and Carabalona 2002).

De plus, la présence d'une lombalgie est associée à une moins bonne performance au test d'endurance des muscles extenseurs du tronc chez l'adulte (Nourbakhsh and Arab 2002) et chez l'enfant et l'adolescent (Salminen et al. 1993, 1995). Cependant, le lien entre ce temps de performance réduit et une faiblesse musculaire n'a pas été établi (Balagué et al. 1999).

Par contre, chez l'adulte, la littérature présente des résultats contradictoires concernant l'association des lombalgies avec des facteurs structurels comme une augmentation de la lordose lombaire ou de l'antéversion du bassin, une inégalité de longueur des membres inférieurs ou encore une longueur musculaire diminuée des muscles abducteurs de hanche, psoas et triceps sural (Nourbakhsh and Arab 2002). Chez les enfants et adolescents souffrant de lombalgies, une corrélation positive entre une hyperlordose et la lombalgie a été documentée malgré une absence d'étude récente pour confirmer ces résultats (Salminen 1984).

Enfin, chez l'adulte, il a été montré que les muscles lombaires jouent un rôle important dans la lombalgie (Hubley-Kozey and Vezina 2002; Geisser et al. 2005; Silfies et al. 2005). De plus, une étude longitudinale sur 2 ans a montré que les paramètres EMG enregistrés au niveau des muscles lombaires paravertébraux peuvent identifier un sous-groupe de sujets avec un risque augmenté de développer une lombalgie dans le futur (Heydari et al. 2010).

5) Apport de l'imagerie pour spécifier le diagnostic dans le cadre de la lombalgie

Chez l'adulte

Usuellement une radiologie de la colonne totale est effectuée dans la prise en charge de la lombalgie si le patient présente un ou plusieurs symptômes d'alerte (« red flags ») comme la fièvre, les douleurs nocturnes, une durée des douleurs supérieure à 15 semaines, etc. (Rubinstein and van Tulder 2008). Elle permet d'exclure les causes de lombalgie spécifiques associées (spondylolyse, scoliose, rétrécissement du canal lombaire, écrasement des disques...). Cependant, la pertinence de ces symptômes d'alerte a été critiquée avec une étude montrant que même si 80% (942/1172) des patients présentent au moins un de ces symptômes d'alerte, seulement 0.9% (11/1172) présentent une étiologie spécifique (Henschke et al. 2009). De plus, la littérature récente a montré que ces anomalies spécifiques sont autant présentes dans la population asymptomatique que dans la population lombalgique (Endean et al. 2011).

L'imagerie de la colonne lombaire sans indication sérieuse n'améliore pas la prise en charge clinique, il a donc été recommandé de limiter ces imageries dans la prise en charge de la lombalgie (Chou et al. 2009; Karel et al. 2015).

Chez l'enfant et l'adolescent

La question de l'apport de l'imagerie dans le diagnostic de la lombalgie est d'autant plus importante chez les enfants et adolescents chez qui la radiographie est souvent effectuée pour

exclure des causes graves (tumeur, inflammation) (Balagué and Cedraschi 2010). Ceci augmente l'irradiation sur une population jeune et donc plus à risque d'effets néfastes (Andersen 2011) malgré la faible prévalence de ces causes graves dans la population pédiatrique (King 1994). Il a même été documenté que les imageries ne sont pas capables de distinguer un dos avec et sans douleurs lombaires (Harreby et al. 1995). Dans ce contexte, il est nécessaire d'identifier de nouveaux outils, si possible non-irradiants, pour identifier des caractéristiques spécifiques aux enfants et adolescents souffrant de lombalgie et améliorer la compréhension de cette pathologie.

6) Apport de l'électromyographie pour améliorer la compréhension de la lombalgie

L'analyse électromyographique (EMG) de l'activité des muscles paravertébraux lombaires s'est avérée cliniquement pertinente dans la population adulte pour discriminer les patients souffrant de NSCLBP des sujets asymptomatiques. Plusieurs paramètres EMG enregistrés lors de différentes tâches ont été identifiés pour caractériser les adultes souffrant de NSCLBP. De plus, ces observations EMG permettent d'améliorer la compréhension des NSCLBP en identifiant des comportements musculaires liés aux douleurs lombaires. Ces observations EMG sont décrites dans la partie ci-dessous, après une partie explicative des outils de mesures et variables utilisés pour quantifier l'activité musculaire.

Définition de l'électromyographie

Physiologie de l'électromyographie

Il y a de nombreux muscles fixés sur le squelette humain appelés muscles squelettiques. Ils permettent en s'activant de manière coordonnée de produire des mouvements, stabiliser ou limiter des mouvements au niveau des articulations. Les muscles squelettiques organisés en faisceaux sont composés de fibres musculaires, unité de base du tissu musculaire (Figure 4).

Ces fibres positionnées en parallèle les unes des autres sont des cylindres contenant noyaux, mitochondries, réticulum endoplasmique et myofibrilles (Tortora and Grabowski 1994). Les myofibrilles occupent jusqu'à 80% du volume de la fibre musculaire et permettent la contraction. Les fibres musculaires peuvent mesurer entre 10 et 100 μm de diamètre et jusqu'à 30 cm de longueur (Bouisset and Maton 1996).

Il existe plusieurs types de fibre musculaire en fonction de leur vitesse de contraction et du métabolisme préférentiel :

- les fibres lentes (Type I) avec une vitesse de contraction faible mais une résistance à la fatigue élevée,
- les fibres rapides (Type IIb) avec une vitesse de contraction élevée et une résistance à la fatigue faible, et
- les fibres intermédiaires (Type IIa) avec une vitesse de contraction moyenne et une résistance à la fatigue moyenne.

La contraction des fibres musculaires est possible par les axones des nerfs moteurs ou motoneurones associés à une fibre musculaire. L'ensemble formé par un motoneurone et ses fibres musculaires associées est appelé unité motrice (UM) (Liddell and Sherrington 1925),

unité fonctionnelle musculaire illustrée sur la Figure 4. La stimulation d'un motoneurone excite l'ensemble des fibres musculaires associées qui se contractent simultanément. Ainsi, la contraction d'un muscle s'effectue successivement d'une unité motrice à une autre contractant un ensemble spécifique de fibres musculaires associées. Ceci permet d'ajuster la force nécessaire à l'activité demandée.

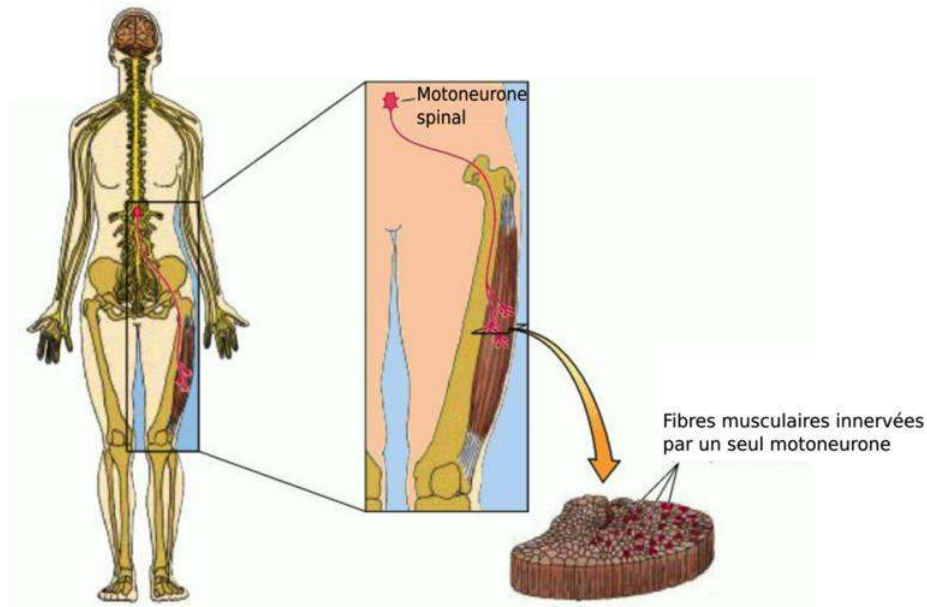


Figure 4 : Représentation schématique d'une unité motrice (tiré du livre Neurosciences 3ème édition (De Boeck) (Purves et al. 2004))

Enregistrement électromyographique

La stimulation d'une fibre musculaire squelettique par le motoneurone se fait via un potentiel d'action permettant d'engendrer la contraction musculaire. Le potentiel d'action se propage le long de la fibre musculaire. Le champ électrique crée par le mouvement ionique lié au passage du potentiel d'action peut être mesuré par le signal EMG. Le signal EMG est enregistré avec des électrodes positionnées localement sur la zone du muscle étudié. Le signal EMG renseigne sur l'amplitude et la durée des phases d'activation musculaire pendant une activité donnée.

Il existe deux types d'électrodes EMG pour enregistrer l'activité électrique des fibres musculaires innervées par un motoneurone comme récapitulé dans le tableau 1.

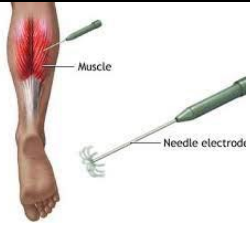

Traitement du signal électromyographique

L'EMG de surface est plus largement utilisée que l'EMG intramusculaire dans les études sur les lombalgies. Effectivement, cette méthode non-invasive et portable permet d'évaluer l'activité EMG pour un groupe musculaire spécifique. Pour ces raisons pratiques, éthiques ainsi que pour permettre une comparaison avec la littérature existante, nous avons utilisé des électrodes de surface EMG dans le présent projet.

Afin d'assurer une bonne qualité de mesure de EMG avec ces électrodes de surface, les recommandations définies par les résultats issus de travaux réalisés dans le cadre d'un projet

de recherche européen, la SENIAM (Surface EMG for Non-Invasive Assessment of Muscles) (Hermens et al. 2000), sont généralement suivies. Elles précisent notamment la préparation de la peau, la localisation du placement des électrodes ainsi que du traitement de signal.

Tableau 1 : Comparaison des électrodes intramusculaires avec les électrodes de surface EMG (inspiré de Konrad et al. 2009 (Konrad et al. 2009))

Electrode intramusculaire (locale)	Electrode de surface (générale)
Description	
 <p>Le signal électromyographique est mesuré par des aiguilles ou des fils fins implantés localement par voie transcutanée dans le muscle évalué.</p>	 <p>Le signal électromyographique est mesuré par des électrodes disposées à la surface de la peau parallèlement aux fibres musculaires du muscle évalué.</p>
Avantages	
<ul style="list-style-type: none"> • Précision de sélection des fibres du muscle étudié • Possibilité de mesurer les muscles profonds • Peu sensible au bruit 	<ul style="list-style-type: none"> • Méthode non-invasive • Possibilité de mesurer un groupe musculaire sans être restreint à une zone de fibres musculaires
Inconvénients	
<ul style="list-style-type: none"> • Technique invasive nécessitant une habilitation médicale • Technique induisant une douleur pouvant affecter le mouvement • Signal mesuré restreint à une zone de fibres musculaires locales 	<ul style="list-style-type: none"> • Ratio signal/bruit peu favorable • Risque de « cross-talk » • Décollement pendant les mouvements possible • Muscles profonds pas accessibles

Dans un premier temps, il est nécessaire de nettoyer la peau pour réduire l'impédance entre la peau et l'électrode et de raser la zone étudiée avant de placer l'électrode. La petite taille des électrodes et une faible distance entre les deux électrodes, accompagnées d'un système d'amplification du signal d'intérêt pouvant réduire les bruits sont souvent intégrés aux électrodes de surface. Cela permet de limiter le bruit pendant le recueil du signal électromyographique (De Luca 1997). Ensuite, l'électrode est collée avec un adhésive hypoallergénique sur la peau à l'emplacement spécifié dans les recommandations de la SENIAM (Hermens et al. 2000).

Une fois le signal électromyographique recueilli, il est d'abord numérisé à l'aide d'un convertisseur analogique-numérique à une fréquence d'échantillonnage entre 1000 et 2000 Hz et une résolution de 12 à 16 bits pour détecter les faibles variations de l'activité musculaire. Dans l'analyse du mouvement humain, il est recommandé d'appliquer un filtre passe bande analogique de 10 à 500 Hz où sont situées les fréquences contenant le signal EMG (De Luca 1997).

Les sources des signaux bruitant l'EMG de surface du muscle cible sont multiples. Les principales sources de bruit sont les artéfacts dus aux mouvements, l'interférence liée à

l'activité des muscles adjacents « Cross-talk », les bruits inhérents au matériel d'enregistrement et les appareils environnants (fréquence du secteur à 50Hz) (Criswell 2011). Il est aussi possible d'avoir une contamination des signaux par l'activité électrique du cœur pendant l'enregistrement EMG des muscles du tronc (Criswell 2011).

Afin d'éliminer les artéfacts dus aux mouvements pendant l'enregistrement EMG, un filtre passe-haut peut être appliqué sur le signal brut. Il existe plusieurs types de filtre : Bessel, Chebyshev et Butterworth. C'est principalement ce dernier (ordre 4) qui est utilisé car il produit moins de distorsion de phase et d'amplitude du signal (Criswell 2011).

Paramètres électromyographiques

Le signal électromyographique peut être interprété dans deux domaines : temporel et fréquentiel.

Dans le domaine temporel, l'analyse des signaux EMG peut se faire de deux façons complémentaires, soit :

1. évaluer l'instant et la durée de contraction (bouffée) en utilisant des seuils pour distinguer le signal EMG actif et inactif, ou
2. évaluer l'intensité de la contraction avec l'amplitude du signal EMG.

Pour interpréter l'amplitude EMG, dans la mesure où les valeurs brutes du signal EMG sont soit positives, soit négatives avec une valeur moyenne autour de zéro, il est nécessaire de rectifier le signal en prenant sa valeur absolue (Figure 5). Ensuite, il existe plusieurs méthodes pour évaluer l'amplitude du signal EMG. Une méthode couramment utilisée (Criswell 2011) est de calculer l'enveloppe linéaire en lissant le signal rectifié par un filtre passe-bas comme illustré sur la Figure 5. Généralement, ce sont des filtres de Butterworth d'ordre 4 qui sont utilisés avec une fréquence de coupure allant de 5 à 100 Hz (Criswell 2011). Une autre méthode est de calculer l'amplitude du signal EMG avec une moyenne mobile calculée comme la valeur absolue du signal EMG rectifié avec une fenêtre glissante dont la taille varie de 50 à 250 ms (Criswell 2011). Enfin il est possible de calculer l'amplitude du signal EMG avec une moyenne quadratique (RMS) de l'EMG qui représente l'amplitude du signal EMG sur un intervalle de temps donné (Criswell 2011).

Traitement du signal EMG

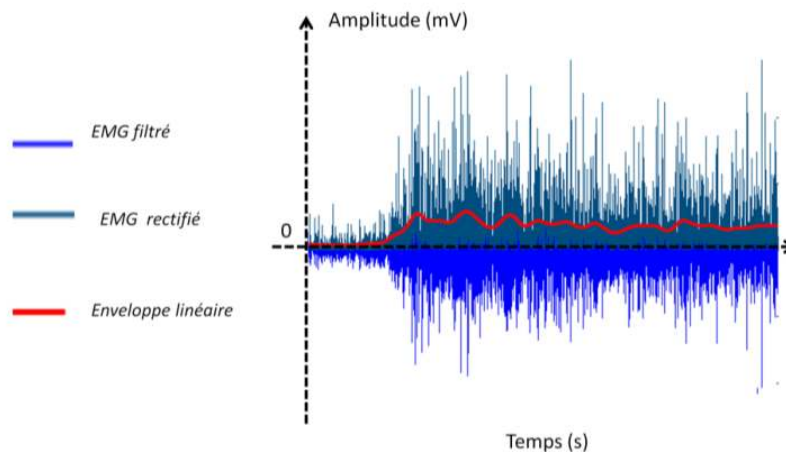


Figure 5 : Exemple de signal EMG avec calcul de l'enveloppe linéaire par un filtre passe-bas (3Hz) Butterworth ordre 4 (image créée avec Matlab 2012)

A noter que pour interpréter l'amplitude du signal EMG, une normalisation est nécessaire pour limiter les nombreux biais de mesure liés à l'épaisseur de la peau et des tissus sous-cutané, la qualité de la préparation de la peau, la séparation des électrodes (Konrad et al. 2009). La méthode la plus courante est la normalisation par contraction maximale volontaire isométrique (MVC) pour chaque muscle étudié (Figure 6).

Illustration de la normalisation EMG

Exemple sur le Gluteus medius pendant la marche

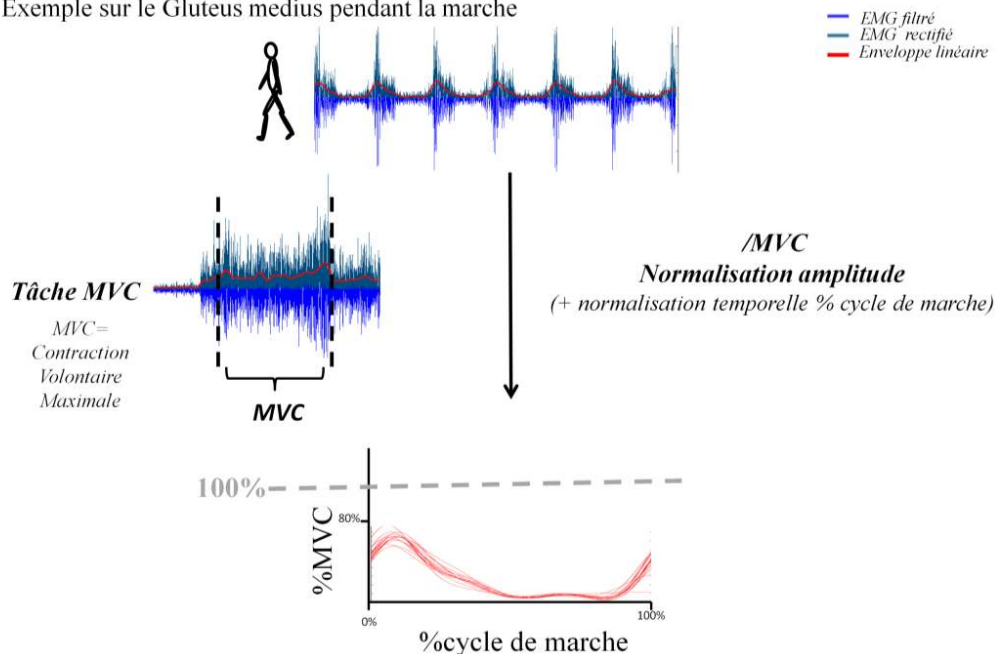


Figure 6 : Illustration de la normalisation par contraction volontaire maximale basée sur le testing musculaire manuel de grade 5, contre force manuelle maximale (Hislop et al. 2014) (image créée avec Matlab 2012)

Différentes méthodes existent pour la détection des bouffées EMG. La méthode dite des seuils est couramment utilisée en déterminant un seuil à partir duquel on estime que le muscle est considéré comme actif. Ce seuil peut être fixé en intensité (mV), en pourcentage du pic EMG ou en écart-type. Cette dernière méthode est plus fiable et est indépendante de l'expérience de l'expérimentateur comparé à la détermination visuelle (Hodges and Bui 1996). Elle peut être améliorée avec la méthode du double seuil impliquant de calculer la moyenne et l'écart-type du signal EMG au repos comme illustré sur la Figure 7 (Hodges and Bui 1996). Le premier seuil est l'amplitude EMG supérieure à 95% de l'intervalle de confiance du signal de repos. Le second seuil, temporel, est atteint lorsque le premier seuil est atteint pendant une période minimale (entre 10 et 50ms selon les activités) (Kamen and Gabriel 2010).

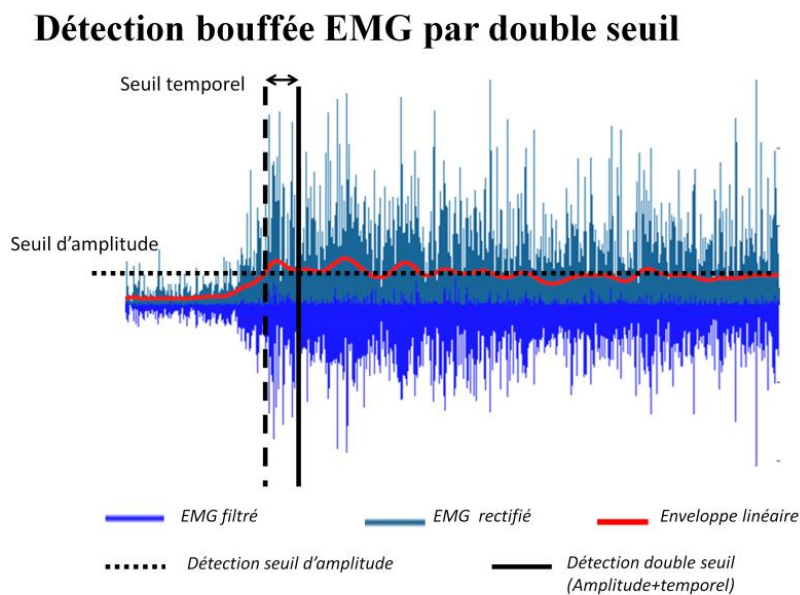


Figure 7 : Exemple de détection de bouffée EMG par double seuil (image créée avec Matlab 2012)

L'analyse fréquentielle évalue la répartition de la puissance du signal brut pour chaque fréquence du signal EMG. Une méthode couramment utilisée pour analyser le contenu fréquentiel du signal EMG est la transformée de Fourier rapide. Cette analyse n'est applicable que dans le cas d'un signal stationnaire car elle ne permet pas de localiser la présence ou l'évolution d'une composante fréquentielle dans le temps.

On peut noter que la quantification de la fatigue musculaire peut être évaluée par l'évolution de la fréquence médiane (MF) au cours du temps (De Luca 1997; Bandpei et al. 2014). D'après Barry et Enoka (Barry and Enoka 2007), la fatigue musculaire se définit comme étant « une réduction, induite par l'exercice, de la capacité du muscle à produire une force ou une puissance, que la tâche puisse être maintenue ou non ». Cette fatigue musculaire, étudiée grâce aux indicateurs fréquentiels, peut se traduire par un déplacement vers les basses fréquences et donc une diminution de la fréquence médiane et de la fréquence moyenne au cours de temps comme illustré sur la Figure 8 (De Luca 1997). La fiabilité de cette méthode pour mesurer la fatigue musculaire des muscles paravertébraux a été confirmée par une revue

systématique de la littérature (Bandpei et al. 2014). Comme décrit dans la revue de la littérature effectuée par Cifrek et al. (Cifrek et al. 2009), de nombreuses méthodes ont été proposées afin d'évaluer cette fatigue musculaire au moyen de l'EMG, certaines dans le domaine temporel (amplitude EMG (Sekulic et al. 2006), taux de passage par zéro (Hägg 1991), d'autres dans le domaine fréquentiel (analyse spectrale avec transformée de Fourier (Roy et al. 1990)) ou encore dans le domaine temps-fréquence (ondelettes (Karlsson et al. 2000, 2001))

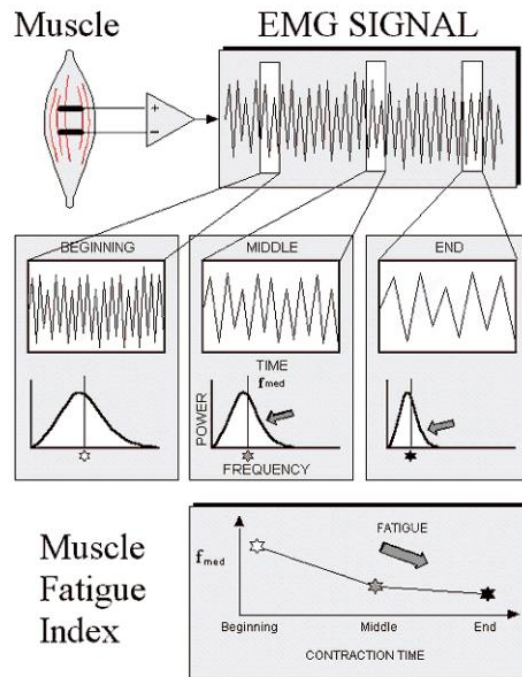


Figure 8 : Illustration de la fatigue musculaire évaluée par une diminution de la fréquence médiane EMG pendant une tâche isométrique (tiré de De Luca (De Luca 1997))

Analyse EMG chez l'adulte lombalgique

Sujets lombalgiques versus sujets asymptomatiques

Une revue méta-analytique évaluant l'EMG de surface chez les adultes avec et sans lombalgie datant de 2005 (Geisser et al. 2005) conclut que l'analyse EMG présente une utilité pour discriminer les patients souffrant de lombalgie de sujets asymptomatiques. Il en ressort une excellente sensibilité et spécificité (>80%) combinées pour deux phénomènes EMG, (i) le phénomène de flexion-relaxation (FRP) et (ii) la fatigue des muscles lombaires, que nous décrivons ci-dessous.

- FRP : une absence ou diminution du FRP pendant une tâche dynamique de flexion maximale antérieure du tronc, soit l'absence ou diminution du silence EMG habituellement évalué sur des sujets asymptomatiques en flexion maximale illustré sur la Figure 9 (Ahern et al. 1988; Sihvonen et al. 1991; Watson et al. 1995; Ambroz et al. 2000). La pertinence clinique d'évaluer la diminution ou l'absence du FRP dans le cadre de la prise en charge de la lombalgie a été synthétisée dans une revue systématique de la littérature (Colloca and Hinrichs 2005). Le FRP peut être restauré

après un programme de réhabilitation de 7 semaines comme documenté dans une étude sur 54 participants lombalgiques dont 30% présentent le FRP en pré-traitement et 94% en post-traitement (Neblett et al. 2003).

Phénomène de flexion-relaxation

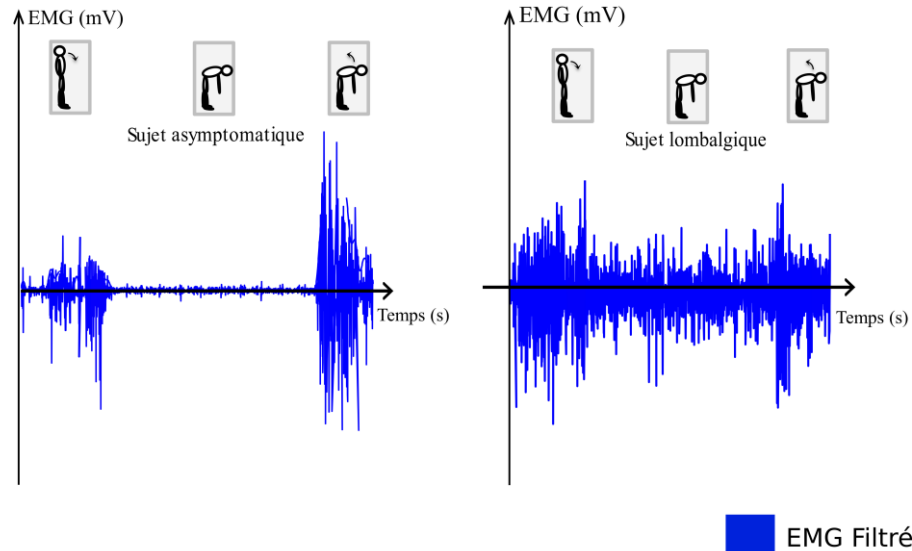


Figure 9 : Illustration du phénomène de flexion-relaxation chez le sujet avec et sans lombalgie (mesure effectuée au niveau des muscles Erector Spinae Longissimus) (image créée avec Matlab 2012).

- Fatigue des muscles lombaires : elle est plus rapide chez les sujets lombalgiques pendant une tâche isométrique d'endurance des muscles extenseurs du tronc et est associée à un temps de maintien significativement diminué par rapport aux sujets asymptomatiques (Mayer et al. 1989; Roy et al. 1989; Kankaanpaa et al. 1998; Suter and Lindsay 2001; Paasuke et al. 2002). La fatigue musculaire peut se mesurer avec la fréquence médiane initiale (MFi) et la pente de la fréquence médiane (MFs) pendant la tâche d'endurance des muscles extenseurs du tronc (De Luca 1997; Bandpei et al. 2014), comme illustré sur la Figure 10.

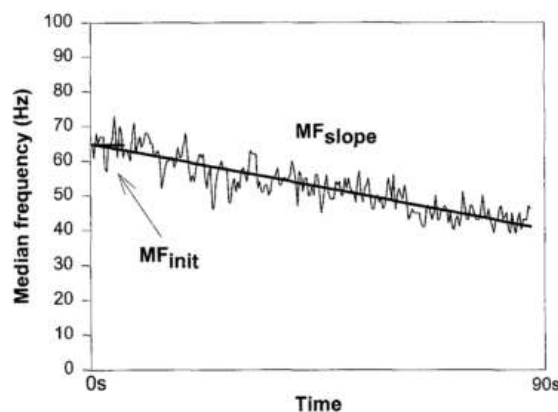


Figure 10 : Illustration de l'évolution de la fréquence médiane des muscles lombaires pendant une tâche d'endurance des muscles extenseurs du tronc (mesure effectuée au niveau des

muscles Erector Spinae Longissimus) (tiré de Kankaanpää et al. 1998 (Kankaanpää et al. 1998))

La dernière revue de littérature synthétisant les études EMG chez les participants avec et sans NSCLBP a été publiée il y a plus de 10 ans (Geisser et al. 2005). En reprenant les mêmes mots clés que cette dernière (Geisser et al. 2005), la Figure 11 illustre le fait que cette problématique est toujours d'actualité. Le nombre de nouvelles publications correspondant à la combinaison booléenne des mots clés depuis 2005 est de 724.

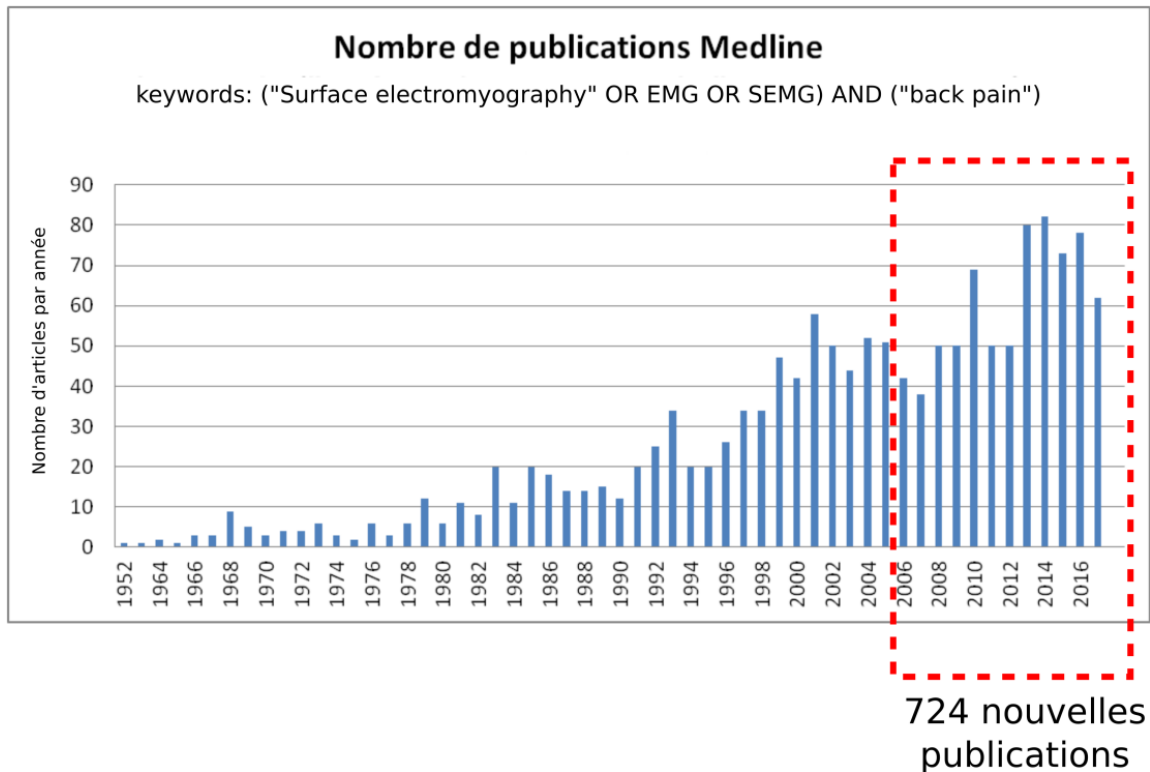


Figure 11 : Evolution annuelle du nombre de publications évaluant des paramètres électromyographiques sur la population lombalgique

Parmi ces publications scientifiques, celles évaluant l'EMG seulement sur un groupe contrôle ou seulement sur un groupe de participants souffrant de LBP ont été exclues. Les résultats publiés depuis 2005 confirment l'intérêt de l'évaluation EMG des muscles lombaires pour discriminer les sujets avec et sans NSCLBP.

En effet, 88 études ont été retenues dans cette mise à jour de la littérature. Parmi celles-ci, 34 ont évalué le FRP et la fatigue musculaire pendant une tâche isométrique d'endurance des muscles extenseurs de tronc (Tableau 2).

L'intérêt d'évaluer la fatigue musculaire des muscles lombaires pendant une tâche isométrique d'endurance du tronc a été confirmé par une revue systématique effectuée en 2014 (Bandpei et al. 2014). En effet, cette revue met en avant que les patients souffrant de lombalgie ont pendant la tâche d'endurance isométrique un temps de maintien réduit par rapport aux sujets asymptomatiques. Aussi, une faible endurance des muscles lombaires

extenseurs du tronc a été rapportée comme un prédicteur d'apparition d'une lombalgie (Luoto et al. 1995; Adams et al. 1999).

Tableau 2 : Mise à jour de la revue de la littérature de Geisser 2005 (Geisser et al. 2005)

Nombre d'études	Références	Tâche	Phénomène EMG
13	(Hong-Guang et al. 2005; Dankaerts et al. 2006b; Wei et al. 2008; Astfalck et al. 2010b; Hu et al. 2010; Liu et al. 2011; Neblett et al. 2013; Kim et al. 2013; Cuesta-Vargas et al. 2014; Sánchez-Zuriaga et al. 2015; Ang et al. 2016; Massé-Alarie et al. 2016; Kienbacher et al. 2017)	Flexion maximale du tronc en position debout	Diminution ou absence du FRP
3	(Dankaerts et al. 2006b; Astfalck et al. 2010b; Ang et al. 2016)	Relâchement du tronc en position assise	Diminution ou absence du FRP
18	(Leinonen et al. 2005; McKeon et al. 2006; Pitcher et al. 2007, 2008; Descarreaux et al. 2007; Suuden et al. 2008; Sung et al. 2009; Heydari et al. 2010; Larivière et al. 2010; Talebian et al. 2011; Lariviere et al. 2011; Beneck et al. 2013; Abboud et al. 2014; Miura and Sakuraba 2014; van Damme et al. 2014; Rossi et al. 2015; da Silva et al. 2015; Jubany et al. 2017)	Tâche isométrique d'endurance des extenseurs de tronc	Temps de maintien diminué et fatigue musculaire accélérée

L'évaluation EMG pendant la marche a été largement étudiée et est décrite comme une tâche fonctionnelle pertinente pour discriminer les sujets avec et sans NSCLBP (Ghamkhar and Kahlaee 2015). Une récente revue de la littérature a mis en avant que les patients souffrant de lombalgie présentent un pattern de marche soutenant l'hypothèse de précaution (van der Hulst et al. 2010b). Ce pattern est défini, par rapport à des sujets asymptomatiques, avec une vitesse de marche et des paramètres spatio-temporel réduits (longueur de pas et durée de phase oscillante réduits) (Lee et al. 2007; Lamothe et al. 2008; Simmonds et al. 2012), une amplitude EMG des muscles lombaires augmentée pendant la totalité du cycle de marche (Ahern et al. 1986; Vogt et al. 2003; van der Hulst et al. 2010b) ou seulement pendant les phases oscillantes (Arendt-Nielsen et al. 1996; Lamothe et al. 2006b) pendant la marche à vitesse spontanée comme illustré sur la Figure 12. Il a aussi été documenté que les patients souffrant de lombalgie ont une capacité réduite d'adapter la coordination du bassin et du tronc ainsi que l'amplitude EMG des muscles lombaires en accélérant leur vitesse de marche (Keefe and Hill 1985; Lamothe et al. 2006a).

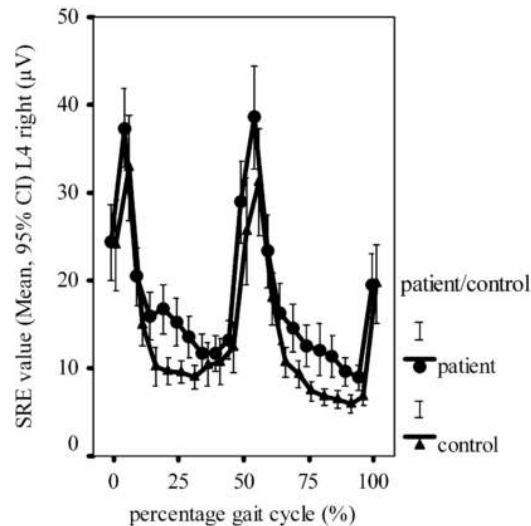


Figure 12 : EMG des erector Spinae Longissimus pendant la marche à vitesse spontanée (tiré de Van der Hulst et al. 2010 (van der Hulst et al. 2010a))

A ce jour, ces tâches fonctionnelles ont été évaluées de façon isolée et, à notre connaissance, aucune étude ne les a évaluées sur une même cohorte de participants. Pourtant, le lien entre l'absence du FRP en flexion maximale du tronc, l'endurance diminuée des muscles extenseurs du tronc et les contractions augmentées des muscles lombaires pendant la marche n'a jamais été évalué sur une même cohorte. Le lien entre ces trois tâches semble pertinent à étudier pour valider ou rejeter si la présence d'un manque de relâchement musculaire pendant ces deux tâches fonctionnelles du quotidien. Effectivement, la diminution ou l'absence du FRP ainsi que l'activité EMG augmentée pendant la marche traduisent un manque de relâchement des muscles lombaires dans la population lombalgique. Même si le lien de causalité entre ce manque de relâchement musculaire et la présence de lombalgie n'est pas clair, on pourrait faire l'hypothèse qu'il est responsable d'une fatigue augmentée de ces muscles et la cause des douleurs. Il se pourrait aussi que ce soit à cause des douleurs que le patient reste contracté pour limiter les mouvements. Ce cercle vicieux pourrait expliquer la persistance des douleurs.

Une analyse combinant plusieurs tâches pourrait peut-être aider à identifier un mécanisme qui expliquerait la lombalgie et notamment sa chronicité.

Analyse EMG chez l'enfant et l'adolescent lombalgique

Il semble pertinent de se demander si ces comportements musculaires observés chez l'adulte lombalgique sont similaires chez l'enfant et l'adolescent. Effectivement, compte tenu de la maturité musculaire de cette population en pleine croissance, on pourrait s'attendre à avoir des comportements différents chez les enfants et adolescents par rapport aux adultes.

Maturité du tronc pendant l'enfance et l'adolescence

La période pubertaire est une étape importante de la croissance et du développement qui s'étend entre 10 et 19 ans selon l'organisation mondiale de la santé (World Health Organisation). Durant cette période, les garçons comme les filles ont une augmentation rapide de la taille, de la masse musculaire et de la masse osseuse.

Plus spécifiquement, il a été documenté que pendant l'adolescence le système musculo-squelettique croît d'abord en taille, avant de gagner en densité et force (Tanner 1962; Malina et al. 2004). La morphologie musculo-squelettique est en changement et diffère de celle des adultes.

De plus, il a été documenté que la souplesse est généralement augmentée chez les jeunes enfants par rapport aux adultes avec une amplitude de mouvement augmentée de la colonne lombaire (Tanz 1953; Hilton et al. 1979). Chez les filles, la souplesse augmente légèrement en début d'adolescence pour atteindre un plateau autour de 14 à 15 ans alors que chez les garçons, la souplesse a tendance à diminuer jusqu'à la mi-adolescence (Kreipe 1994; Smoll and Smith 1996; Patel et al. 1998). Enfin, autour des 30 ans, une diminution progressive et continue de la souplesse a été documentée chez les filles et garçons (Tanz 1953; Hilton et al. 1979; Hilton 1980; Talyor and Twomey 1980).

Avec ces caractéristiques musculo-squelettiques propres à cette population en pleine croissance, on pourrait faire l'hypothèse que les comportements EMG largement documentés dans la population adulte souffrant de NSCBLP diffèrent chez les enfants et adolescents. De telles différences pourraient remettre en question la prise en charge clinique de cette population qui est actuellement calquée sur celle des adultes.

Etudes existantes chez l'enfant et l'adolescent

Dans le cadre de ce travail de thèse, une revue systématique de la littérature a été effectuée dans un premier temps (Article 1). Elle visait à identifier dans la littérature les différences existantes au niveau des paramètres EMG entre les enfants et adolescents avec et sans NSCBLP.

Article 1 : Electromyographie de surface chez les patients pédiatriques souffrant de lombalgie non-spécifique chronique: une revue systématique de la littérature.

Critical Reviews™ in Physical and Rehabilitation Medicine, 28(3): 203–214 (2016)

Surface Electromyography in Pediatric Patients with Nonspecific Chronic Low Back Pain: A Systematic Review

Anne Tabard-Fougère,^{a,*} Vincent Pittet,^a Romain Dayer,^b Nicolas Vuillerme,^{c,d} & Stéphane Armand^a

^aWilly Taillard Laboratory of Kinesiology, Geneva University Hospitals and Geneva University, Geneva, Switzerland; ^bDivision of Paediatric Orthopaedics, Geneva University Hospitals, Faculty of Medicine, Geneva, Switzerland; ^cAGEIS laboratory, Grenoble Alps University, Grenoble, France; ^dFrench University Institute, Paris, France

Cette étape a consisté à réaliser une revue systématique de la littérature pour identifier les paramètres EMG permettant de discriminer les enfants et adolescents avec et sans lombalgie non-spécifique chronique.

Les résultats de ce travail ont fait l'objet de:

- **de la publication d'un article dans une revue internationale à comité de lecture :**

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S (2016). Surface electromyography in paediatric patients with non-specific chronic low back pain: a systematic review. *Critical Reviews in Physical and Rehabilitation Medicine*, 28(3):203–214.

- **d'une présentation locale :**

Tabard-Fougère A, Dayer R, Pittet V, Vuillerme N, Armand S (2016). Electromyographie de surface chez l'enfant/adolescent atteint de lombalgie chronique non-spécifique: une revue systématique. Journée la Recherche médicale, Grenoble, France (Présentation Poster)

Résumé en français

Introduction : La lombalgie est définie par des douleurs localisées dans la zone lombaire et touche plus de 80% de la population. La majorité (85%) des lombalgies sont dites « non-spécifiques » dans la mesure où aucune étiologie n'est identifiée. Contrairement aux idées reçues, la lombalgie est également très présente chez l'enfant et l'adolescent avec une cause identifiée dans seulement 22 à 47% des cas. Malgré la faible incidence d'un diagnostic grave associé à ces douleurs dans la population pédiatrique et donc la faible sensibilité diagnostique de l'imagerie, la prise en charge actuelle implique une irradiation sur une population jeune et donc à risque. Dans la population adulte, l'électromyographie de surface (EMG) des muscles lombaires et abdominaux a largement été étudiée pour mieux comprendre la lombalgie non-spécifique (NSLBP) et pour différencier les adultes souffrant de lombalgie de contrôles asymptomatiques appariés en âge.

Objectif scientifique : L'objectif de cette étude est d'identifier et d'analyser les études existantes (jusqu'à Octobre 2015) évaluant l'EMG des muscles du tronc afin de différencier les enfants/adolescents souffrant de lombalgie d'enfants/adolescents asymptomatiques.

Matériel et méthode : Cinq bases de données électroniques (Pubmed, Embase, Central, Google scholar, Opengrey) et deux autres sources externes (Journal of Electromyography and Kinesiology, International clinical trials registry) ont été questionnées par deux investigateurs indépendants. La méthode de classification qualitative PICO (Population, phénomène d'Intérêt, Contexte) a été utilisée pour définir les mots clés, ainsi que les critères d'inclusion et d'exclusion des études à retenir.

Résultats : A l'issue des étapes de sélection, une seule étude a été identifiée. Les enregistrements EMG des muscles lombaires et abdominaux ont été mesurés sur un total de 28 patients atteints de NSLBP (âge : 15.7±0.5 ans) et 28 contrôles (âge : 15.4±0.5 ans) lors de tâches fonctionnelles assises. Un score global de 17/19 a été évalué sur la qualité de cette étude. Les résultats de cette étude ont, en outre, montré que l'activité EMG des muscles du tronc permettait de différencier les sujets sains de ceux souffrant de NSLBP, seulement lorsque ces derniers sont répartis selon la classification de O'Sullivan.

Discussion/Conclusion : Cette revue systématique met en évidence un manque de connaissances concernant l'activité EMG des muscles lombaires chez les enfants et les adolescents souffrant de NSLBP. La problématique de NSLBP dans cette population est d'un grand intérêt compte tenu des données épidémiologiques et de l'avenir de ces patients, qui pourraient participer au contingent des adultes avec NSLBP.

Abstract

Background: Low back pain (LBP) is a common burden affecting more than 80% of the adult population, with 85% classified as nonspecific. Nonspecific low back pain (NSLBP) is also common among children and adolescents. In the adult population, it is possible to distinguish patients with NSLBP from healthy controls by surface electromyography (EMG) records. The aim of this systematic review was to identify existing published literature distinguishing children and adolescents with and without NSLBP using EMG parameters.

Methods: Five electronic medical databases (PubMed, Embase, Central, Google Scholar and OpenGrey) and two manual other sources (*Journal of electromyography and kinesiology*, International clinical trials registry) were searched by two independent reviewers. The qualitative reviews method referred toward PICO (Population, phenomenon of Interest, Context), was used to identify initial keywords and to define inclusion and exclusion criteria of screened studies.

Findings: One full-text study was included with a total of 28 patients with NSLBP and 28 age-matched healthy controls measured for back and abdominal EMG during sitting functional tasks. A global score of 17/19 was assessed for this study using a modified quality assessment checklist.

Interpretation: Trunk EMG activation was shown to be the only parameter that could discriminate healthy from NSLBP adolescents in the sitting position when NSLBP patients were subclassified according to the O'Sullivan classification system. This systematic review highlights a lack of knowledge about muscle activity in the NSLBP pediatric population. The problem of NSLBP in children and adolescents is of great interest considering the epidemiological data and the future of adolescent development

Introduction

Low back pain (LBP) is a common painful condition located in the lumbar region affecting more than 80% of the population (Ehrlich 2003; World Health Organisation 2007; Duthey 2013). Episodes of LBP become chronic in 10% to 15% of adult cases (Deyo and Weinstein 2001; Henchoz 2011; Balagué et al. 2012b), yielding important functional (Fontecha et al. 2011) and socio-economic (van Middelkoop et al. 2010; Duthey 2013) repercussions. Adult LBP is typically classified as nonspecific for 85% of patients (Deyo and Weinstein 2001; Duthey 2013) because radiological changes (eg: osteoarthritis, disc disease, cracked disc) potentially known as potential causes of pain are in fact as prevalent among both asymptomatic and LBP individuals (Balagué et al. 2012b).

LBP is also common among children and adolescents, contrary to popular belief (Dickey et al. 2002; Fontecha et al. 2011; Balagué et al. 2012b; Wirth et al. 2013). Recent studies have reported that the prevalence of LBP in the pediatric population is comparable to that in adults (Balagué et al. 1999; Jones and Macfarlane 2005; Jeffries et al. 2007; Calvo-Muñoz et al. 2013b; Robalo et al. 2015) and becomes recurrent over 15 years (Burton et al. 1996).

Even if the list of aetiologies described for LBP in children and adolescents is substantial (Balagué and Nordin 1992), recent literature reports that a specific aetiology is found in only 22% to 47% of cases (Feldman et al. 2000, 2006; Auerbach et al. 2008; Bhatia et al. 2008). Current clinical investigations often lead to exposure to radiation in a growing number of patients, because of the fear of missing a serious associated disease diagnosis despite its low incidence (King 1994). Furthermore, radiography does not seem to be able to distinguish between LBP and non-LBP patients, according to Harreby et al. (Harreby et al. 1995), with 13% of 14-year-old schoolchildren already presenting radiological abnormalities of the spine without any symptoms.

In the adult population, surface electromyography (EMG) records of low back, abdominal and hip muscles have been used extensively to better understand NSLBP and to distinguish patients with NSLBP from aged-matched healthy controls (Mohseni-Bandpei 2000; Geisser et al. 2005). Different EMG parameters such as coordination network properties, symmetry of patterns (Liu et al. 2011), EMG signal amplitude, spatial distribution of the root mean square or spectral EMG parameters (Reger et al. 2006; Lariviere et al. 2010) can distinguish between healthy controls and chronic NSLBP patients. Chronic NSLBP adult patients can also be discriminated from healthy controls with trunk muscle activation during a full trunk flexion without the flexion-relaxation phenomenon (FR) (Ahern et al. 1988; Shirado et al. 1995; Alschuler et al. 2009). However, in children with NSLBP, there are few studies on low back EMG. Treatment strategy is based on clinical and X-ray examination. In this setting, Balagué et al. (Balagué and Cedraschi 2010) a more pragmatic attitude recommended toward this young population. Indeed, it seems important to improve the understanding of chronic NSLBP at the paediatric age for a safer diagnosis and ultimately an optimal lifelong management.

Despite being a common pathology in children and adolescents, there is clearly a lack of understanding of chronic NSLBP, moreover therapeutic management is difficult, which causes parental stress and increasing number of X-ray examinations with radiation exposure (Andersen 2011).

The aim of this systematic review is to identify from published literature, how to differentiate children and adolescents with and without non-specific chronic LBP with EMG parameters.

The research question is defined as follows: “Is there a significant difference in EMG parameters (phenomenon of interest) between children and adolescents with chronic NSLBP (population) and age-matched healthy controls (context)?”

Methods

Search strategy

Two reviewers (VP and AT) independently explored biomedical databases (including all record before October 2015). Following the recommendations of the Cochrane collaboration (Higgins, JPT, Green 2011) and the Cochrane back review groups (Furlan et al. 2009), the databases explored were PubMed, Medline via PubMed, EMBASE and CENTRAL. The search for “grey literature” (i.e. publications not produced by commercial publishers) was performed by querying Google Scholar and Opengrey. Furthermore, a manual search was performed in the *Journal of Electromyography and Kinesiology* (JEK), the official journal of the International Society of Electromyography and Kinesiology (ISEK). Finally, the International Clinical Trials Registry Platform of the World Health Organisation was explored to identify studies that are in progress.

As proposed by the Joanna Briggs Institute (JBI) (The Joanna Briggs Institute 2011), the method specific for qualitative reviews ,PICO (Population, phenomena of Interest, Context) was used to guide the structuring of systematic review questions, define inclusion and exclusion criteria, and identify initial keywords as follows:

- P (Population): chronic NSLBP as described by the European Cooperation in Science and Technology (COST) Action B13 guidelines for the management of LBP (COST B13) (Airaksinen et al. 2006; Koes et al. 2010) among children and adolescents (6–18 years);
- I (phenomenon of Interest): EMG;
- Co (Context): comparison with healthy aged-paired subject.

Following recommendations of Pai et al. (Pai et al. 2004) and with the help of an experienced research librarian, Boolean combinations were determined by initial key words identified with PICO terminology and Boolean operator “OR” and “AND”. The initial key words were selected using a specific thesaurus of each explored database to determine the Boolean combination as reported on Table 3.

Tableau 3 : Specific boolean combination strategy performed on five databases (PubMed, Embase, Central, Google scholar, Opengrey) and manual search on other databases (Journal of electromyography and kinesiology, international clinical trials registry) with respective number of articles found for each.

Database	Boolean combination	Results
PubMed	("Low Back Pain"[Mesh] AND ("Chronic Disease"[Mesh] OR "Recurrence"[Mesh])) AND "Electromyography"[Mesh] AND (child [MeSH:noexp] OR adolescent[MeSH]))OR (low back pain*[TW] OR lumbago [TW] OR low back ache* [TW] OR low backache* [TW] OR lower back pain* [TW] OR lower back ache* [TW] OR lower backache* [TW]) AND (child [TW] OR children [TW] OR Adolescen* [TW] OR youth [TW] OR young [TW] OR teen*[TW]) AND (electromyograph* [TW] OR SEMG [TW] OR EMG [TW] OR sEMG [TW]) AND (chronic [TW] OR chronically [TW] OR recurrent [TW])	N=68
Embase	'back pain':ti OR lumbago:ti OR 'low back ache':ti AND ('electromyography'/exp OR electromyography OR electromyographies OR semg OR 'emg'/exp OR emg OR 'electromyogram'/exp OR electromyogram) AND [adolescent]/lim	N=16
Central	((child OR adolescent) AND Low back Pain AND Electromyography) OR ((low back pain* OR lumbago OR low back ache* OR low backache* OR lower back pain* OR lower back ache* OR lower backache* OR CLBP OR LBP) AND (child OR children OR Adolescen* OR youth OR young OR teen*)) AND (electromyograph*OR SEMG OR EMG OR sEMG))	N=45
Google scholar	("Low Back Pain" OR Lumbago OR "Low Back Ache" OR Lombalgie OR Kreuzschmerzen OR "Dolor de la Región Lumbar") AND (Electromyography OR Electromyographies OR SEMG OR EMG OR Électromyographie OR Elektromyographie OR Electromiografía OR Electromiografía) with filter : « all in title »	N=102
Opengrey	("Low Back Pain" OR Lumbago OR "Low Back Ache" OR "LBP" OR "CLBP" OR "Lombalgie" OR "Kreuzschmerzen" OR "Dolor de la Región Lumbar") AND (Electromyograph* OR SEMG OR EMG OR Électromyographie OR Elektromyographie OR Electromiografía OR Electromiografía OR "muscle activity" OR "muscles activities" OR "muscle function" OR "muscles functions")	N=6

Table 3 (continued): Specific boolean combination strategy performed on five databases (PubMed, Embase, Central, Google scholar, Opengrey) and manual search on other databases (Journal of electromyography and kinesiology, international clinical trials registry) with respective number of articles found for each.

Database	Boolean combination	Results
Journal of Electromyography and Kinesiology	(low back pain* OR lumbago OR low back ache* OR low backache* OR lower back pain* OR lower back ache* OR lower backache* OR LBP) AND (electromyograph* OR SEMG OR EMG OR sEMG OR “muscle activity” OR “muscles activities” OR “muscle function” OR “muscles functions”) AND LIMIT-TO(yearnav, "2015,2014") AND LIMIT-TO(cids, "271281","Journal of Electromyography and Kinesiology")	N=6
International clinical registry	Title: (muscl activit* OR muscl function* OR Electromyograph* OR SEMG OR EMG) AND Condition: (low back pain* OR lumbago OR low back ache* OR low backache* OR lower back pain*OR lower back ache* OR lower backache* OR CLBP OR LBP)	N=14

Full-text selection was first made on title and then on abstract according to the inclusion and exclusion criteria summarised in Table 4. This systematic review was reported according to *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) guidelines* (Moher et al. 2009)

Tableau 4 : Inclusion and exclusion criteria for data extraction

Inclusion	Exclusion
Chronic (>3 months) NSLBP (Airaksinen et al. 2006)	Specific and/or acute low back pain
Children or adolescents (6-18 years)	Pregnancy caused low back pain
Observational study comparing chronic NSLBP patients and healthy controls English, French, Spanish of German.	Books, CD, DVD, Titles conferences results

Data extraction

From full text articles obtained from the sources just mentioned, both reviewers independently extracted study characteristics, study methodology, study population, intervention characteristics and results.

Quality assessment

The quality of full-text selected studies was independently assessed by two reviewers (VP and AT) using the Modified Quality Assessment Checklist (Schmid et al. 2013) adapted from Downs & Black (Downs and Black 1998).

Full-text studies were evaluated using 16 items with a total maximum score of 20. These items were classified into 5 categories: reporting quality (8 items, maximum 10 points), external validity (2 items, maximum 2 points), internal validity - bias (3 items, maximum 3 points), internal validity - confounding (2 items, maximum 2 points) and power (1 item, maximum 2 points). In the case of score disagreement, a third reviewer (SA) assigned a unique value.

Results

Existing systematic reviews

On the basis of Pai et al.’s recommendations (Pai et al. 2004), the Medical Subject headings (MeSH) terms « Low Back Pain AND Electromyography » were used to find 3 existing systematic reviews (SRs) of the Cochrane library using « Cochrane Database of Systematic Reviews » filters. These SRs were not realised with the Cochrane collaboration and did not focus on the paediatric population.

Selection of publications

The research strategy identified 127 potential relevant studies after removal of duplicates. As reported in Figure 13, after application of inclusion/exclusion criteria to the title and abstract, 42 studies remained, after detailed review of the full text, one study (Astfalck et al. 2010b) remained in the final set of this SR.

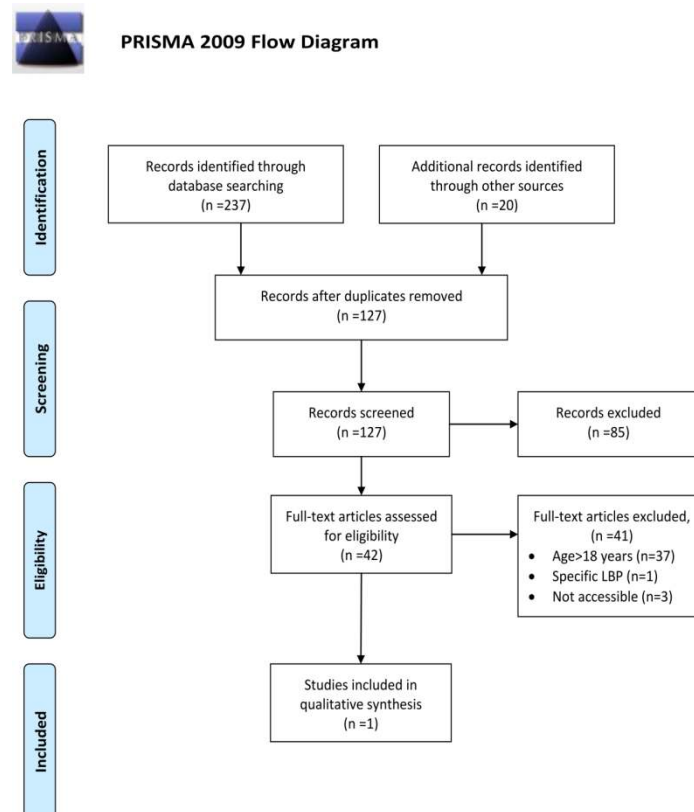


Figure 13 : Research strategy for the present study according to the PRISMA 2009 recommendations.

Data extraction

A total of 28 healthy participants (mean age 15.7 [SD 0.5] years) and 28 patients with NSCLBP (mean age 15.4 [SD 0.5] years) were measured for back and abdominal EMG during sitting functional tasks. Characteristics of the included study are summarized in Table 5.

Tableau 5 : Characteristics of the included study

Characteristics	
Author (year)	Astfalck R.G, O’Sullivan P.B, Straker L.M, Smith A.J, BurnettA, Caneiro J.P, Dankaerts W. 2010
Title	Sitting postures and trunk muscle activity in adolescents with and without nonspecific chronic low back pain.
Aim	To investigate whether differences in spinal kinematic and trunk muscle activity exist in both usual and slump sitting in adolescents with NSCLBP.
Possible financial involvement of a third party	Not mentioned
Study methodology	
Measurement	Surface EMG from 3 back (multifidus, thoracic erector spinae, iliocostalis) and 2 abdominal (internal and external oblique) muscles.
EMG amplitude normalisation method	Standardized tasks designed to elicit a stable sub maximal voluntary isometric contraction (sub-MVIC) according to Dankaerts et al., 2004.
Statistics tests	<ul style="list-style-type: none"> • Independent t-test between no-LBP and NSCLBP groups. • Analysis of covariance with gender as a covariate to determine differences between NSCLBP and no-LBP subgroups. • Post hoc pairwise comparisons by least square differences with gender as covariate to analyze subgroups differences. • Comparison of confidence limits of difference and interpretation of effect sizes to qualify differences. • Paired t-test to determine differences in muscle activity between sitting postures.
Subjects recruitment procedure	<ul style="list-style-type: none"> • Adolescent aged between 14-16 years with previous documented NSCLBP. • 2003-2005 phone recruitment of a longitudinal cohort of >2800 children born in a maternity hospital in Perth, Australia (Western Australian Pregnancy Cohort [Raine]). • 2003-2005 comparable group from same cohort (gender, age, pubertal stage and socio-economic status).
Intervention characteristics	
Tasks evaluated	(1) Usual sitting (no dorsal support, 90° flexion of knee and hip, feet align with elbow, arm relaxed along trunk) (2) Slump sitting (pelvic retroversion, spine relaxed) (3) Usual to slump transition, 3 repeated measurements of 5 s.
Results	
Results of tools	No significant differences except for internal oblique % sub-MVIC in usual sitting between no-LBP and NSCLBP groups and multifidus % sub-MVIC in sitting to slump sitting between no-LBP and NSCLBP
Cofounders	Not mentioned
Drop-out rate	Not mentioned

Study scores and classification

The study included (Astfalck et al. 2010b) was scored according to the modified quality assessment checklist (Schmid et al. 2013) with an overall high score. The quality assessment was divided into two scores as summarised in Table 6. The general score evaluated the comparison between chronic NSLBP patients and healthy control subjects. The sub-score evaluated the comparison between the two different chronic NSLBP subgroups. The evaluated general score was 17/19. One point was deducted on the reporting category (Item 5a) because the EMG electrode type used was not specified. Another point was deducted on the external validity category (Item 12) because the total number of patients with chronic NSLBP contacted to participate in this study was not mentioned.

The sub-score thus was 14/19. One additional point was deducted in the internal validity confounding category (Item 25), because of the unequal gender distribution in subgroups of patients with chronic NSLBP (male: 23% in the extension pattern group, 73% in the flexion pattern group and 50% in the control group). This unequal gender distribution is considered as a confusion factor according to the Downs and Black (Downs and Black 1998) checklist (Item 5). Two additional points were deducted in the power category (Item 27) because the power analysis was lacking for the subgroup comparison.

Tableau 6 : Quality assessment of the included study

Section	General score	Subscore
Reporting (/10)	9	9
External validity (/2)	1	1
Internal validity-bias (/3)	3	3
Internal validity confounding (/2)	2	1
Power (/2)	2	0
Total (/19)	17	14

Discussion*Summary of evidence*

This systematic review included only one EMG study of adolescent patients with chronic NSLBP (mean age 15.4 [SD 0.5] years) in which EMG signals were investigated in different sitting positions (Astfalck et al. 2010b). Trunk EMG activation was shown to be only able to discriminate healthy adolescents from those with chronic NSLBP in the sitting position when patients with chronic NSLBP were subclassified in agreement with results obtained from adults (Dankaerts et al. 2006b). A significant reduction in muscle activity between upright and slump sitting was reported for the chronic NSLBP group, in contrast to a significant increase recorded from controls. These results are contradicted the literature regarding adults (Ahern et al. 1988; Alschuler et al. 2009), considering that Astfalck et al. (Astfalck et al. 2010b) assimilated the reduction in muscle activity to the flexion-relaxation phenomenon. This lumbar-muscle silence during maximum voluntary flexion is often absent in adult patients with chronic NSLBP (Ahern et al. 1988; Shirado et al. 1995; Neblett et al. 2003; Geisser et al. 2005). This measure is used as a treatment outcome with clinical improvement associated with positive change in FR patterns after treatment (Mayer et al. 2009). Astfalck et al. explained this change as the result of the immaturity and greater plasticity of spinal motor

control in a young population. Additionally, FR is usually assessed in adults during full trunk flexion from a bipedal standing position (not from a sitting position) (Neblett et al. 2013).

Implications for future research

Overall, this systematic review suggests that there is a clear lack of knowledge about muscle activity in children and adolescents with chronic NSLBP.

According to Balagué et al. (Balagué et al. 1999), the aetiology of LBP in the paediatric population is multifactorial. Factors significantly associated with LBP are age, history of spinal trauma, family history of back pain and/or LBP, trunk asymmetry, increased height, tobacco use, female gender, participation in competitive sports, high level of physical activity, depression and emotional stress. There is a lack of consensus on how to evaluate outcomes of treatments in children with chronic LBP. A recent systematic review evaluating predisposing factors for non-specific back pain in children and adolescents in different age groups (Robalo et al. 2015) concluded that there is a lack of evidence to support or refute the association between back pain and the previous-mentioned risk factors.

In the adult population, EMG of back and hip muscles can discriminate healthy control from patients with NSLBP (Geisser et al. 2005) and is a potentially promising measurement to improve our understanding of this condition. Existing systematic reviews on EMG investigation in adult patients with NSLBP and healthy controls suggested that some EMG parameters, particularly the FR, could serve as objective markers of LBP (Mohseni-Bandpei 2000; Geisser et al. 2005) even if a subgroup classification of NSLBP seems to be required (O'Sullivan et al. 2006).

Current therapeutic management of chronic NSLBP in paediatric patients is the same as in the adult patient and includes physiotherapy and adapted physical exercises programs (Airaksinen et al. 2006). Thus, EMG investigation of the back, hip and abdominal muscles during functional tasks may provide a better understanding of the complex interaction between muscle activity and LBP in the paediatric population. It is anticipated that such observations will either confirm or reject observations made in adults suffering from NSLBP. Some findings from the available literature in adult patients are, however, contradictory and probably due to methodological limitations, including small sample size, lack of standardized methods of EMG normalization, and a need for subclassification of NSLBP. Consideration should be given to the EMG normalization method, standardization of the task, and the influence of age, sex and psychosocial characteristics of these patients.

Limitations of the systematic review

This systematic review was performed according to the Cochrane recommendations except for language selection. Papers published in English, French, Spanish or German were included in our review. In addition, the EMBASE database was explored only for title and abstract.

Conclusion

This systematic review highlights a clear lack of knowledge about muscle activity in children and adolescents with chronic NSLBP; only one full-text study was found. Chronic NSLBP in children and adolescents is of great interest considering the epidemiological data and the future of adolescents with LBP, who may become the adults with NSLBP in the near future.

7) Conclusion de l'introduction

La NSCLBP a largement été étudiée dans la population adulte, en mettant en évidence que les adultes souffrant de NSCLBP se comportent différemment des sujets asymptomatiques lors de différences tâches fonctionnelles telles que l'endurance isométriques des muscles du tronc, la flexion maximale antérieure du tronc ou encore la marche à différentes vitesses. Si les caractéristiques EMG spécifiques aux patients adultes souffrant de NSCLBP reportés pendant ces tâches ont été clairement établies, la question est désormais de savoir ce qu'il en est chez l'enfant et l'adolescent souffrant de NSCLBP.

Les résultats de notre revue systématique suggère que, malgré la prévalence importante des lombalgies chroniques non-spécifiques (NSCLBP) sur la population d'enfants et adolescents, il y a un manque d'études évaluant les caractéristiques EMG discriminant les sujets avec et sans NSCLBP.

Les caractéristiques musculaires d'enfants et adolescents pourraient différer de celles de l'adulte due à la maturité musculo-squelettique de cette population en pleine croissance. Il semble donc nécessaire d'évaluer si et dans quelle mesure les comportements EMG documentés chez les adultes souffrant de NSCLBP sont présents dans la population d'enfants et d'adolescents. La prise en charge actuelle des NSCLBP chez l'enfant et l'adolescent étant similaire à celle des adultes, pourrait donc être remise en question dans le cas où les résultats différeraient avec ceux reportés chez l'adulte.

8) Objectifs scientifiques

Ce travail de thèse s'inscrit dans le contexte clinique décrit dans l'introduction et vise à améliorer les connaissances sur les NSCLBP de l'enfant et de l'adolescent. Pour ce faire, trois études expérimentales complémentaires ont été conduites pour évaluer, chez l'enfant et l'adolescent, les principales tâches retenues dans la littérature adulte pour discriminer les sujets avec et sans NSCLBP. Enfin, une quatrième étude a été effectuée pour identifier et caractériser les différents profils d'enfants et adolescents souffrant de NSCLBP en associant les résultats des trois études expérimentales précédentes avec ceux des questionnaires relatifs aux douleurs ressenties et aux données anthropométriques.

Afin de mener à bien ces études, un premier travail méthodologique a été effectué afin de valider la méthode de normalisation EMG qui est utilisée pour analyser l'amplitude EMG dans ce travail doctoral.

Ces études adressent les cinq questions suivantes :

- 1) Etude méthodologique : La méthode de normalisation EMG basée sur le testing musculaire de grade 3 (contre gravité) est-elle reproductible à une semaine ?
- 2) Etude observationnelle I : L'absence du phénomène de flexion-relaxation peut-elle discriminer les enfants et adolescents lombalgiques des asymptomatiques comme chez l'adulte ?
- 3) Etude observationnelle II : Les enfants et adolescents avec NSCLBP ont-ils un temps de performance diminué pendant le test d'endurance des extenseurs du tronc ainsi qu'une fatigue musculaire lombaire et une perception de l'effort plus rapides comme chez l'adulte ?
- 4) Etude observationnelle III : Les enfants et adolescents avec NSCLBP ont-ils une amplitude EMG augmentée des muscles lombaires, une mobilité du tronc et du bassin réduite ainsi qu'une capacité diminuée d'adaptation à vitesse augmentée comme chez l'adulte lombalgique ?
- 5) Etude observationnelle IV : La combinaison des paramètres biomécaniques et physiques des trois tâches évaluées dans les études précédentes avec les résultats de questionnaires psychosociaux permet-elle d'identifier et de caractériser différents sous-groupes d'enfants et d'adolescents souffrant de NSCLBP ?

Chapitre 2 : Matériels et méthodes

Ce travail doctoral se place dans le contexte d'une étude observationnelle prospective menée aux Hôpitaux Universitaires de Genève (HUG) évaluant la population adulte et pédiatrique pour identifier des sous-groupes de patients souffrant de lombalgie non-spécifique chronique en se basant sur une approche multifactorielle dont le protocole a été récemment publié (Rose-Dulcina et al. 2018) (Annexe I). La méthodologie décrite ci-dessous sera focalisée sur la version spécifique à la population d'enfants et adolescents ainsi que sur les tâches et les variables analysées dans le cadre de ce travail doctoral.

1) Participants

Stratégie de recrutement

Les participants du groupe souffrant de lombalgie non-spécifique chronique (NSCLBP) ont été recrutés parmi les patients qui consultent pour une lombalgie (Airaksinen et al. 2006; van Tulder et al. 2006) au service d'orthopédie pédiatrique du département de l'enfant et de l'adolescent des HUG de Novembre 2014 à Juillet 2017. Les participants du groupe contrôle (CTRL) ont été recrutés parmi les enfants des employés et/ou des visiteurs des HUG à l'aide d'affiches publicitaires posées dans les locaux des HUG. La commission d'éthique locale de Genève a validé ce projet (CER no 14-126) le 28 Juillet 2014. Après vérification des critères d'inclusion et d'exclusion (Tableau 7), chaque participant ainsi qu'un responsable légal ont signé le formulaire de consentement après avoir eu les informations nécessaires (lettre d'information) sur leur participation à cette étude (J0).

Tableau 7 : Critères d'inclusion et d'exclusion des participants

Groupe CTRL	Groupe NSCLBP
Critère d'inclusion	
	<ul style="list-style-type: none"> • Etre âgés de 10 à 18 ans • BMI \leq 30 <ul style="list-style-type: none"> • Historique de lombalgie > 3 mois • Absence d'anomalie pouvant expliquer la présence de douleur sur la radiographie de la colonne totale • Absence de causes spécifiques à la lombalgie
Critère d'exclusion	
<ul style="list-style-type: none"> • Douleurs au rachis ou en lien avec le rachis ces 6 derniers mois 	<ul style="list-style-type: none"> • Douleurs sur d'autres parties du corps • Atteinte neurologique ou orthopédique • Présence d'une inégalité de longueur de membres inférieurs de plus d'un centimètre • Incapacité à comprendre le Français • Douleurs lombaires spécifiques (infection, tumeur, syndrome radiculaire sur hernie discale, etc.) • Avoir subi une chirurgie du rachis

Détermination du nombre de sujets nécessaires

Le nombre de participants (taille d'échantillon) a été déterminé à partir des résultats de la seule étude existante (Tabard-Fougère et al. 2016) évaluant le signal EMG sur des adolescents en position assise (Astfalck et al. 2010b). Ce calcul a été confirmé à partir d'une étude évaluant la même tâche fonctionnelle sur la population adulte (Dankaerts et al. 2006b).

Basé sur les paramètres pourcentage MVC de multifidus en position assise, si l'on souhaite une puissance statistique de 80% et une erreur alpha de 5% pour détecter une différence d'activation EMG entre des participants souffrant de NSCLBP et des contrôles avec une taille d'effet attendue selon la littérature entre $ES=0.6$ et 0.8 (Adultes (Dankaerts et al. 2006b) : $m_1=18\%$ (groupe contrôle), $m_2=26\%$ (groupe NSLBP), $\sigma=9$; Adolescents (Astfalck et al. 2010b) : $m_1=1.1\%$, $m_2=0.9\%$, $\sigma=0.2$), le nombre de sujets nécessaires varie entre 21 et 35 par groupe. Basé sur les mêmes paramètres pour différencier deux sous-groupes de participants souffrant de lombalgie non-spécifique (g_1 =Pattern Flexion (PF), g_2 =Pattern extension active (PEA), l'effet de taille attendu est $ES=0.6$ à 0.7 (Adultes (Dankaerts et al. 2006b) : $m_1=24\%$ (groupe PF), $m_2=36\%$ (groupe PEA), $\sigma=20$; Adolescents (Astfalck et al. 2010b) : $m_1=1.0\%$, $m_2=1.2\%$, $\sigma=0.3$), ce qui implique un nombre nécessaire de participants variant entre 29 et 34 par groupe.

Concernant l'analyse de classification des patients NSCLBP, nous attendons un nombre de deux sous-groupes comme documenté dans une classification fonctionnelle existante (Dankaerts et al. 2006c) utilisée dans les deux études en position assise sur les adolescents (Astfalck et al. 2010b) et adultes (Dankaerts et al. 2006b). Sur une base de plusieurs variables (EMG dorsaux, EMG abdominaux, cinématique lombopelvienne...) et de plusieurs tâches fonctionnelles (position assise, endurance des muscles extenseurs du tronc, flexion/extension du tronc, marche...), la taille de l'effet global attendu estimée est d'environ **0.5**. Nous estimons donc que 100 sujets, soit 35 par groupe NSCLBP (2 groupes) et 30 contrôles, sont nécessaires pour notre étude (t-tests, $\alpha=5\%$, $\beta=20\%$, means : différence entre deux moyennes indépendantes (deux groupes), G*Power 3.1.9.2 (Faul et al. 2007)).

2) Questionnaires

Dans un premier temps, le profil psychosocial a été évalué par un ensemble de questionnaires remplis par le participant avant de venir au laboratoire. Le bon remplissage de ces questionnaires a été vérifié à l'arrivée du participant au laboratoire.

Questionnaires relatifs à la douleur

L'intensité de la douleur a été évaluée avec une échelle visuelle analogique (EVA, Figure 14) (Jensen et al. 1986) allant de 0 à 10 (0 correspond à aucune douleur et 10 la pire douleur imaginable). L'intensité de la douleur a été évaluée à l'arrivée du participant pour quantifier la douleur correspondant aux dernières 24 heures. De plus, l'intensité de la douleur a été documentée pendant chaque tâche fonctionnelle du protocole.



Figure 14 : Echelle visuelle analogique (EVA) utilisée aux Hôpitaux Universitaires de Genève et dans ce protocole

La version française du « *pain catastrophizing scale* » (PCS) (Sullivan et al. 1995) a été utilisée pour quantifier le niveau de catastrophisme rapporté par le participant par rapport à ses douleurs lombaires. Le PCS est composé de 13 items cotés entre 0 et 4 avec un score total allant de 0 à 52 où un score élevé indique un haut niveau de catastrophisme. Un participant est défini à risque avec un score total dépassant 20 d'après la classification de Wrobel et al. (Wrobel 2013).

La version française de l'« *Oswestry Disability Index 2.1* » (ODI) (Vogler et al. 2008) sans la section relative à l'activité sexuelle a été utilisée pour quantifier le niveau d'incapacité fonctionnelle sur les activités quotidiennes rapporté par le participant par rapport à ses douleurs lombaires. Le score ODI est composé de 10 sections cotées de 0 à 5 avec un score total allant de 0 à 50 où un score élevé indique un haut niveau d'incapacité fonctionnelle liée à la douleur.

Questionnaire relatif à l'anxiété et la dépression

La version française de l'« *Hospital Anxiety and Depression Scale* » (HADS) (White et al. 1999) a été utilisée pour quantifier le niveau d'anxiété et de dépression des participants. Le score HADS est composé de 14 items, 7 items sont en lien avec l'anxiété (HA) et 7 items sont en lien avec la dépression (DS) avec un score total allant de 0 à 21 où un score élevé indique un haut niveau d'anxiété et de dépression. Les seuils établis dans la littérature adulte définissent qu'un patient est à risque si le score est supérieur ou égal à 11 pour l'anxiété et la dépression (Zigmond and Snaith 1983). Chez les adolescents, il semble que ces seuils soient plus élevés pour l'anxiété (≥ 12) et réduits pour la dépression (≥ 10) (White et al. 1999).

Questionnaires relatifs à l'activité physique et sportive ainsi qu'à la sédentarité

L'activité physique est définie par tout mouvement du corps produit par les muscles squelettiques résultant à une consommation d'énergie (Caspersen et al. 1985). L'activité sportive est une forme d'activité physique souvent pratiquée durant le temps libre de façon planifiée, structurée, répétitive et dans un objectif précis (Caspersen et al. 1985).

Les items relatifs à l'activité physique et sportive tirés de l'étude internationale « Health behaviour in school-aged children » (HSBC), dans laquelle l'Organisation Mondiale de la Santé participe (Roberts et al. 2009), ont été utilisés pour quantifier le niveau d'activité physique et sportive des participants dans ce travail doctoral.

La version française des items utilisés a été tirée d'une étude effectuée en 2009 (Jordan and Anaheim 2009). Ces items sont remplis sous forme d'un entretien semi-structuré demandant au participant d'auto-évaluer son niveau d'activité physique et sportive. Pour l'activité physique, le participant devait compter le nombre de jours sur la dernière semaine pendant laquelle il a effectué une activité physique supérieure ou égale à 60 minutes de manière continue et le nombre de jours où la somme de tranche de 10 minutes d'activité physique dépassait 60 minutes.

Afin de compléter ces informations, certaines questions tirées de l'étude internationale « Middle School Youth Risk Behavior » (Shanklin et al. 2007) ont été utilisées pour quantifier le niveau d'activité sédentaire des participants. Ainsi, ont été récoltés le nombre d'heures par jour passées à regarder la télévision, le nombre d'heures passées sur les jeux vidéo et réseaux sociaux, le nombre de jours avec un cours d'éducation physique dans une semaine standard ainsi que le nombre d'équipes sportives dans lesquelles le participant a fait partie durant les 12 derniers mois.

Questionnaire relatif à la perception de l'effort

La perception de l'effort a été évaluée avec l'échelle de perception de l'effort de Borg adaptée à l'enfant (RPE-C) (Figure 15) (Gros Lambert et al. 2001). Il s'agit d'une échelle visuelle basée sur l'auto-évaluation de l'effort perçu par le participant en mettant un score de 6 à 20 où 20 est l'effort maximal et 6 correspond à aucun effort.

**En t'aidant des dessins de Gaston Lagaffe,
pourrais-tu dire comment es-tu fatigué(e) ?
Précise si tu le peux un numéro
correspondant à ton état de fatigue
en ce moment.**

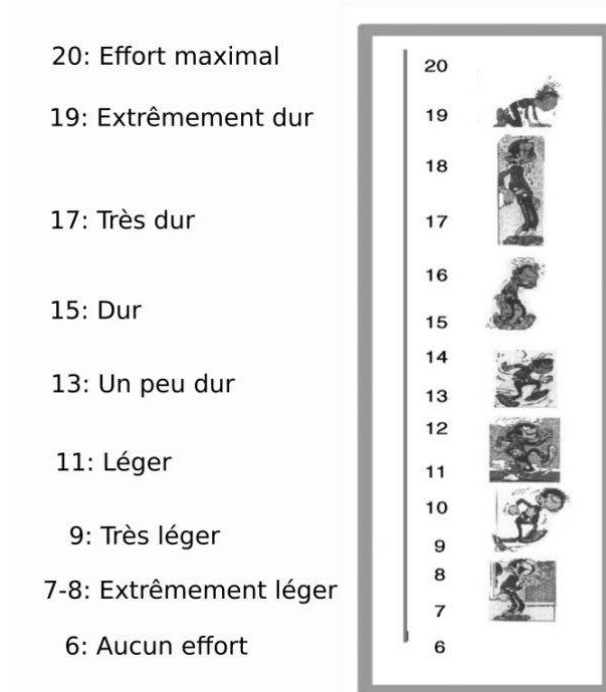
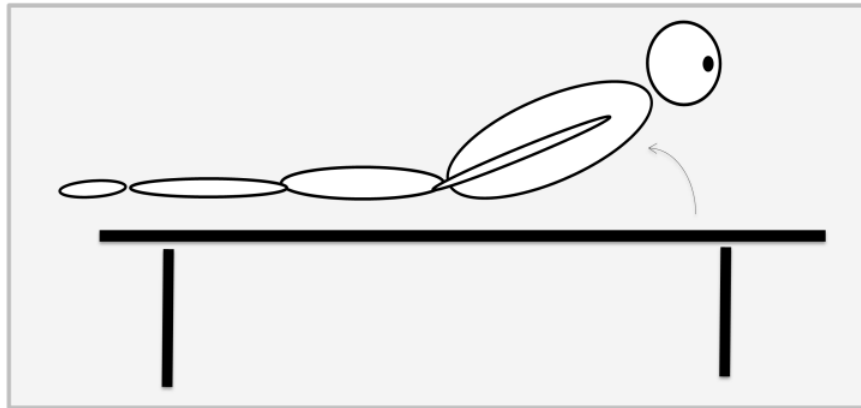


Figure 15 : Illustration de l'échelle de Borg adaptée aux enfants (Gros Lambert et al. 2001) pour mesurer l'effort perçu pendant le test d'endurance des muscles du tronc

3) Description des tâches

Tâche de normalisation électromyographique

Au début de l'évaluation, une tâche de normalisation des muscles lombaires a été effectuée basée sur la méthode de normalisation sous-maximale inspirée du testing musculaire de grade 3 (isoMMT3) décrite ci-dessous (Figure 16). Le participant devait tenir la position imposée, tronc décollé au dessus de la table jusqu'au nombril, pendant 5 secondes. Le détail, la justification et les résultats des études de validation de la méthode de normalisation EMG utilisée sont détaillés dans l'Article 2 de ce travail doctoral (Tabard-Fougère et al. 2018).



Tâche de normalisation EMG isoMMT3 :

- Basée sur le testing manuel musculaire de grade 3 (contre gravité)
- Position tenue 5 secondes

Figure 16 : Tâche de normalisation EMG isoMMT3 appliquée aux muscles lombaires.

Endurance des muscles extenseurs et fléchisseurs du tronc

Le test d'endurance des muscles extenseurs du tronc a été réalisé avec le test de Biering-Sorensen (Biering-Sørensen 1984). Comme illustré sur la Figure 17, le participant était en position allongée sur le ventre avec les crêtes iliaques alignées sur le bord de la table d'examen, le tronc au-dessus du vide et les membres inférieurs fixés à la table d'examen au niveau des articulations des chevilles, genoux et hanches par des sangles réglables (Latimer et al. 1999). Les bras étaient croisés et plaqués contre le sternum et le tronc aligné avec la table d'examen. Le participant devait tenir le plus longtemps possible cette position en gardant le tronc aligné avec l'horizontal. L'arrêt du test était imposé si l'angle avec l'horizontal passait au-dessus de 10° (Astfalck et al. 2010a; Coleman et al. 2011). Dans le cas où le participant n'arrivait pas à ce critère d'arrêt, le test était arrêté après 240 secondes (Biering-Sørensen 1984). De plus, un contrôle visuel de l'angle du tronc a été effectué pendant le test. Il était indiqué au patient à chaque fois qu'il modifiait sa position, avec arrêt du test lorsqu'il n'arrive plus à tenir la position.

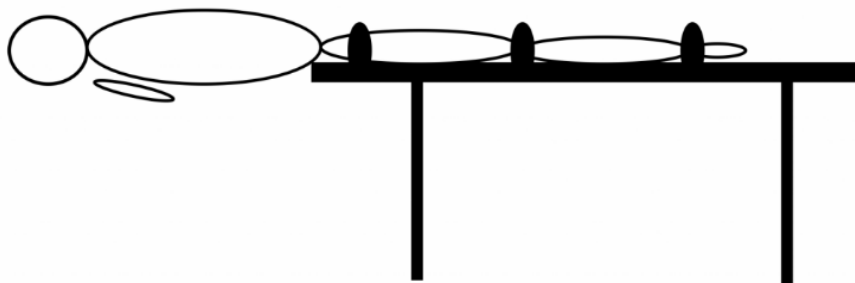


Figure 17 : Illustration de la position à tenir pendant le test d'endurance des muscles extenseurs du tronc (Biering-Sørensen 1984)

L'effort perçu pendant le test d'endurance a été évalué toutes les 15 secondes avec l'échelle de Borg adaptée aux enfants (Gros Lambert et al. 2001).

Pour limiter les biais de motivation, un protocole standard d'encouragement a été mis en place pour ce test d'endurance ainsi qu'un retour verbal sur la position (Tableau 8).

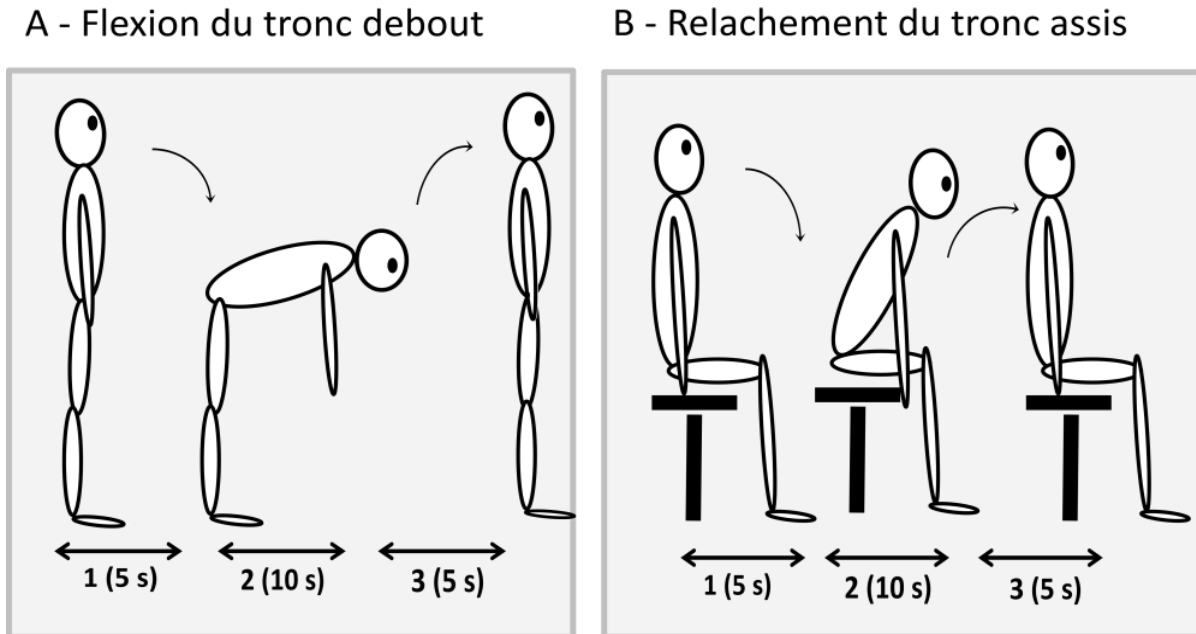
Tableau 8 : Protocole standardisé d'encouragement utilisé pendant le test d'endurance des muscles du tronc

L'effort perçu (6 à 20) a été demandé toutes les 15 secondes. L'encouragement a été adapté toutes les 15 secondes aux valeurs d'effort perçu. Pour les valeurs supérieures ou égales à 17, le protocole standardisé d'encouragement a été répété jusqu'à la fin du test d'endurance.

15s	«Ta position est très bien et bien droite. » «Tient comme ça aussi longtemps que possible sans descendre.»
RPE-C=10	«Très bien. Continue comme ça. » «C'est parfait. »
RPE-C=13	«C'est très bien comme tu fais. » «Continue comme ça. » «Tiens la position. »
RPE-C=15	«Tu es bien...Allez! » «Tiens bon autant que possible. » «Vas au maximum! »
RPE-C>=17	«Excellent, tiens bon jusqu'à la fin... Vas au max ! » «Super, allez, tiens bon! » «Maintenant chaque seconde compte... Tiens bon ! »

Flexion antérieure maximale du tronc

Chaque participant a effectué trois mesures répétées de flexion antérieure maximale du tronc en position assise et debout. La tâche debout consistait à se tenir le plus droit possible pendant 10 secondes, à fléchir en avant le tronc au maximum sans plier les genoux (5 secondes) et à garder cette position 10 secondes puis à revenir dans la position de départ (5 secondes), le plus droit possible (Figure 18a). La tâche assise a été effectuée sur un tabouret réglé afin d'avoir une flexion de hanches, de genoux et de chevilles à 90°. Elle consistait à se tenir assis le tronc le plus droit possible pendant 10 secondes, puis à relâcher au maximum le haut du corps et à tenir cette position pendant 10 secondes avant de revenir avec le tronc le plus droit possible (Figure 18b). La valeur moyenne de ces trois mesures répétées a été analysée.



1 - Flexion dynamique; 2- Flexion maximale statique; 3- Extension dynamique

Figure 18 : Illustration de la tâche de flexion antérieure maximale du tronc et de la tâche passant de assis droit à assis relâché.

Marche à différentes vitesses

Les participants ont marché pieds-nus dans un couloir de 10 mètres à vitesse spontanée, puis « le plus rapide sans courir » et enfin « lentement ». Un minimum de dix cycles de marche a été évalué pour chacune des vitesses de marche (Shiavi et al. 1998)..

4) Acquisition des données

Cinématique

La trajectoire de marqueurs réfléchissants a été évaluée à l'aide d'un système d'analyse du mouvement contenant 12 caméras optoélectroniques à une fréquence d'acquisition de 100 Hz avec le modèle ViconMX3+ (Vicon Peak, Oxford, UK) pour les 22 premiers participants et le modèle Oqus 7+ (Qualisys, Göteborg, Sweden) pour les 41 derniers participants. Le laboratoire dans lequel s'est déroulé ce travail doctoral a changé de système optoélectronique en Mars 2015 pour améliorer la résolution (0.3 Mpix contre 12Mpix). Ce changement de système optoélectronique améliore la qualité et la vitesse de traitement des données brutes sans effet attendu sur le calcul de la cinématique.

Les participants ont été équipés de 39 marqueurs réfléchissants (Figure 19 : bassin, tête et tronc en bleu, membre supérieurs, inférieurs et pied gauche en rouge et droit en vert) placés selon les points de repères anatomiques définis dans le « conventional gait model » (Davis et al. 1991; Baker 2013). Afin de mesurer les mouvements de la colonne vertébrale dans le plan sagittal 8 marqueurs supplémentaires ont été positionnés au niveau des vertèbres thoraciques T2, T4, T6, T8 (Figure 19 : turquoise), au niveau des vertèbres lombaires L1, L3 et L5 ainsi qu'au niveau de S1 (Figure 19 : jaune).

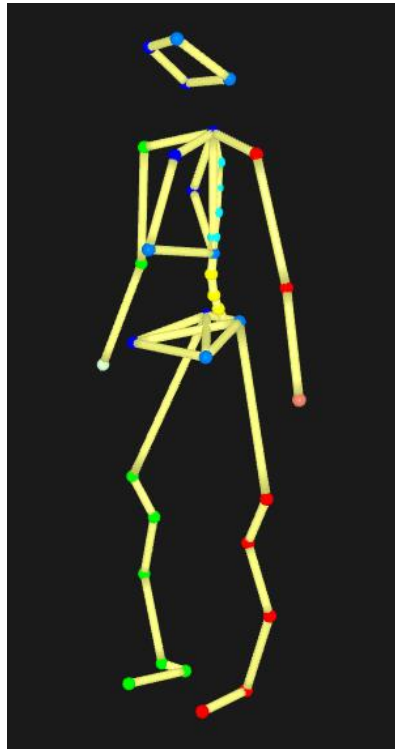


Figure 19 : Illustration 3D de l'ensemble des marqueurs réfléchissants posés sur le participant (image créée avec Qualisys Track Manager V2.14, Qualisys, Göteborg, Sweden)

Electromyographie

L'activité musculaire a été mesurée à l'aide d'électrodes de surface électromyographiques (EMG) (modèle Trigno, gamme de fréquence 20-450Hz, CMRR >80dB à 60Hz, impédance d'entrée <10 Ohms, bruit de base <750 nV RMS, effective EMG Signal Gain 909 V/V \pm 5%, Delsys Inc., Boston, MA, USA) avec une fréquence d'acquisition de 1000Hz. Avant de coller les électrodes, la peau a été rasée et nettoyée avec un gel hydroalcoolique. La localisation des électrodes a été définie en accord avec les recommandations de la SENIAM (Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles) (Hermens et al. 2000) pour les muscles erector spinae longissimus (ESL) et multifidus (M) (Figure 20) :

- ESL : électrode positionnée verticalement à une largeur de deux doigts au niveau du processus épineux de la 1^{ère} vertèbre lombaire (L1)
- M : électrode positionnée sur la ligne reliant l'extrémité caudale de l'épine iliaque postéro-supérieure et l'interstice entre L1 et la 2^{ème} vertèbre lombaire (L2) au niveau du processus épineux de la 5^{ème} vertèbre lombalgie (L5) (à 2-3cm de la ligne médiane)

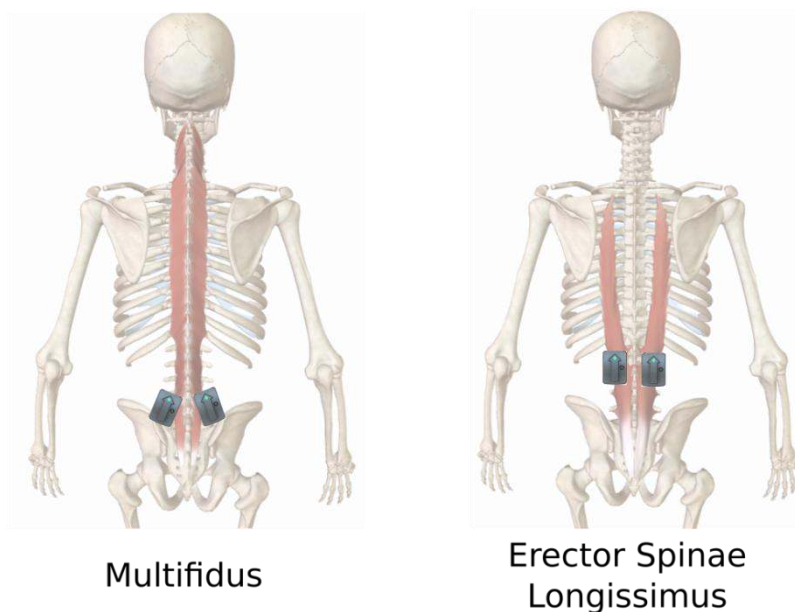


Figure 20 : Placement des électrodes de surface EMG (image créée avec human.biodigital.com)

Normalisation de l'amplitude électromyographique

La méthode de normalisation la plus utilisée est basée sur une contraction volontaire maximale isométrique (MVIC). Il a été documenté que ces tâches MVIC ne sont pas fiables chez des patients souffrant de douleurs chroniques car ils n'arrivent pas à effectuer ou diminuent de manière volontaire leur contraction maximale en raison de la douleur ou de la peur de la douleur (Allison et al. 1998; Dankaerts et al. 2004). Afin d'interpréter l'amplitude EMG dans ce travail doctoral, une méthode de normalisation EMG utilisant des tâches isométriques sous-maximales basées sur le testing manuel musculaire de grade 3, soit contre gravité, a été proposée (isoMMT3).

Nous avons réalisé une étude de répétabilité intra- et inter-session de la méthode de normalisation EMG isoMMT3 qui sera utilisée pour l'interprétation de l'amplitude EMG dans ce travail doctoral. La validation de ce concept de normalisation EMG a été effectuée sur les principaux muscles des membres inférieurs évalués cliniquement pendant l'analyse quantifiée de la marche sur des participants adultes asymptomatiques (Article 2 de ce travail doctoral) (Tabard-Fougère et al. 2018). Il a ensuite été question d'évaluer la répétabilité intra-opérateur intra-session de l'application de cette méthode aux muscles ESL et M sur la population pédiatrique avec et sans NSCLBP de ce travail doctoral.

Article 2 : La méthode de normalisation EMG basée sur le testing musculaire de grade 3 (contre gravité) est-elle reproductible à une semaine ?



Full length article

EMG normalization method based on grade 3 of manual muscle testing: Within- and between-day reliability of normalization tasks and application to gait analysis



Anne Tabard-Fougère^{a,b,c,d,*}, Kevin Rose-Dulcina^{a,b,d}, Vincent Pittet^a, Romain Dayer^c, Nicolas Vuillerme^{b,d,e}, Stéphane Armand^{a,d}

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

^b University Grenoble Alpes AGEIS laboratory, Grenoble, France

^c Division of Paediatric Orthopaedics, Geneva University Hospitals, Faculty of Medicine, Geneva, Switzerland

^d LAI Jean-Raoul Scherrer, University of Geneva, Geneva, Switzerland

^e French University Institute, Paris, France

Les résultats ont été présentés et ont été publiés dans :

Publication dans une revue internationale à comité de lecture :

Tabard-Fougère A, Rose-Dulcina K, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S (2017). EMG normalization method based on grade 3 of manual muscle testing: within and between-day reliability of normalization task and application to gait analysis. *Gait Posture* 60, 6–12.

Présentation en congrès international :

Tabard A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S (2015). Normalization of EMG amplitude using manual muscle testing: Perspective in clinical gait analysis. ESMAC (European Society of Movement Analysis in Adults and Children), Heidelberg, Allemagne (Présentation poster).

Présentation en congrès national :

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

Résumé en français

Introduction : L'électromyographie (EMG), élément important dans l'analyse quantifiée de la marche (AQM), est généralement utilisée pour évaluer le timing d'activation et ainsi identifier les activités EMG hors-phase par rapport à un pattern d'activation « normal ». L'interprétation de l'amplitude EMG permet d'améliorer l'analyse en introduisant la notion d'activité EMG réduite ou augmentée. Cependant elle nécessite une normalisation et aucun consensus à ce jour n'existe sur les méthodes existantes. Alors que la méthode conventionnellement utilisée, contraction volontaire maximale, est souvent impossible à effectuer chez les populations pathologiques, la capacité d'un muscle à tenir contre la gravité, que l'on assimile au testing musculaire manuel de grade 3 (isoMMT3), pourrait être une bonne alternative.

Objectif scientifique : L'objectif de cette étude était d'évaluer la fiabilité intra- et inter-session des tâches de normalisation basée sur isoMMT3 et de la méthode conventionnelle contre force maximale (MVIC) ainsi que des amplitudes EMG normalisées par ces deux méthodes pendant la marche.

Matériel et méthode : Les EMG de 5 muscles des membres inférieurs (gluteus medius, rectus femoris, tibialis anterior and semi-tendinosus) de 9 sujets sains (âge : 29.7 ± 6.2 ans, BMI : 22.7 ± 3.3 kg.m⁻²) ont été évalués bilatéralement, soit un total de 18 jambes étudiées. Trois mesures des tâches de normalisation isoMMT3 et MVIC ont été répétées. L'amplitude EMG pendant la marche a ensuite été normalisée avec ces deux méthodes. Le protocole a été répété une semaine plus tard. La fiabilité intra- et inter-session des méthodes de normalisation isoMMT3 et MVIC a été calculée avec le Coefficient de Corrélation Intraclasse (ICC).

Résultats : Une excellente fiabilité intra- et inter-session a été évaluée ($ICC > 0.75$) pour les tâches de normalisation isoMMT3 et MVIC. La fiabilité inter-session des amplitudes EMG pendant la marche normalisées par la méthode isoMMT3 était supérieure à la méthode MVIC, particulièrement pour les muscles rectus femoris et gluteus medius.

Discussion/Conclusion : Les résultats suggèrent que la normalisation EMG par MMT3 est une méthode fiable qui pourra améliorer l'interprétation des AQM. Les avantages de cette méthode est qu'elle ne nécessite pas d'équipement spécifique, elle est rapide à effectuer et semble plus adaptée aux populations pathologiques que la méthode MVIC. L'étape suivante sera d'évaluer cette méthode sur les populations pathologiques nécessitant une AQM (douleurs, spasticité, etc.).

Abstract

Electromyography (EMG) is an important parameter in Clinical Gait Analysis (CGA), and is generally interpreted with timing of activation. EMG amplitude comparisons between individuals, muscles and/or days need normalization. There is no consensus on existing methods. The gold standard, maximum voluntary isometric contraction (MVIC), is not adapted to pathological populations because patients are often not able to perform an MVIC. The normalization method inspired by the isometric grade 3 of manual muscle testing (isoMMT3), which is the ability of a muscle to maintain a position against gravity, could be an interesting alternative. The aim of this study was to evaluate the within- and between-day reliability of isoMMT3 EMG normalizing method during gait compared with the conventional MVIC method. Lower limb muscles EMG (gluteus medius, rectus femoris, tibialis anterior and semi-tendinosus) were recorded bilaterally in nine healthy participants (five males, aged 29.7 ± 6.2 years, BMI $22.7 \pm 3.3 \text{ kg.m}^{-2}$) giving a total of 18 independent legs. Three repeated measurements of the isoMMT3 and MVIC exercises were performed with an EMG recording. EMG amplitude of the muscles during gait was normalized by these two methods. This protocol was repeated one week later. Within and between-day reliability of normalization tasks were found similar for isoMMT3 and MVIC methods. Within and between-day reliability of gait EMG normalized by isoMMT3 was higher than with MVIC normalization. These results indicated that EMG normalization using isoMMT3 is a reliable method with no special equipment needed and will support CGA interpretation. The next step will be to evaluate this method in pathological populations.

Introduction

Clinical gait analysis (CGA) is a medical examination that quantifies gait deviations in patients with complex gait disorders (Moissenet and Armand 2015). Measurements tools used for CGA usually comprise a three-dimensional motion system, with force plates, videos and electromyography (EMG) sensors. Taken together, these measurements are used to quantify gait kinematics, kinetics of the lower and upper body, and the EMG pattern of lower-limb muscles. Among these tools, EMG plays an important role in CGA (Frigo and Crenna 2009) by quantifying muscle recruitment patterns and supporting the understanding of neuromuscular gait control. EMG analysis can provide information about the level and distribution of dynamic muscle activity. Furthermore, EMG analysis coupled with kinematics and kinetics can help us to better understand whether and how musculoskeletal system impairment contributes to abnormal movement (Arnold et al. 2005).

The interpretation of EMG in CGA is usually only limited to raw signal inspection and timing of activation, based on normal electromyographic patterns (Agostini et al. 2010). It enables identification of left/right asymmetry, and out-of-phase or absence of contraction, such as co-contraction and spasticity (Lamontagne et al. 2002; Chen et al. 2005; Lauer et al. 2007). The EMG profile during gait must consider both the timing and relative amplitude of the EMG signal representation (Bogey et al. 1992). Indeed, EMG signal amplitude could improve CGA interpretation by adding to the timing of activation an additional dimension related to muscle strength (Ravera et al. 2013).

To compare EMG amplitude between individuals, between muscles and/or between days, normalization is needed (Lehman and McGill 1999; Burden 2010) because of anatomical and physiological factors that are recognised to significantly influence EMG amplitude (De Luca 1997). Normalization of EMG signals is achieved by dividing the EMG envelope from the task under investigation by a discrete value (mean or maximum) from a reference contraction of the same muscle. Instead of being presented in μV or mV , the normalized EMG amplitude is hence expressed as a percentage of the reference value.

The International Society of Electrophysiology and Kinesiology (ISEK), adopting the recommendations of Merletti (1999) on the *Standards for Reporting EMG Data* (Merletti et al. 1999), specifies that it is common to normalize force/the moment of force and the respective EMG relative to a maximum voluntary isometric contraction (MVIC) (ISEK, 2017).

This method is not suitable for some pathological populations (Allison et al. 1993, 1998; Burden 2010), however, as MVIC cannot be reached because of the difficulty of recruiting muscles (due to selectivity problems in central lesions) and pain level (Allison et al. 1998; Dankaerts et al. 2004). MVIC is also dependent on training (Merletti et al. 1999; Soderberg and Knutson 2000) and may be affected by psychological factors, such as motivation (Soderberg and Knutson 2000).

To solve this issue, various alternative normalization methods have been proposed, but there no clear consensus. A systematic review concluded that sub-maximal voluntary isometric contraction (subMVIC) methods provide outputs with good reliability, whereas MVIC methods provide poor reliability (Burden 2010). Methods using the EMG directly from the task under investigation to normalize EMGs from that task (i.e., the mean or maximum value

of EMG envelope during the investigated task) reduce within-day inter-individual variability, but intra-individual variability with these methods is similar to un-normalized EMG (Burden 2010). Even if these methods yield the most homogeneous pattern of muscle activity during gait, they are not relevant for understanding the amplitude aspect of EMG signal because they remove the true variation of EMG amplitude and do not provide information about the degree of muscle activation required during gait (Burden 2010).

Indeed, a potential subMVIC method could be used to normalize EMG using the ability of the patient to maintain an anatomical segment against the force of gravity. This alternative method is an isometric normalization task inspired by grade 3 of manual muscle testing (isoMMT3). The corresponding MVIC method inspired by grade 5 of manual muscle testing (isoMMT5) (Hislop et al. 2014) will be considered the reference method during the current study. Interestingly, the isoMMT3 method seems promising from a practical perspective as there is no need for any specific equipment, and it is faster and easier to perform than MVIC, particularly in pathologic populations. However, the feasibility and reliability of this method must be established before it can be used in clinical practice.

Therefore, the aim of the present study was two-fold:

- (1) to evaluate the within- and between-day reliability of isoMMT3 normalization tasks compared with a MVIC method; and
- (2) to assess between-day reliability of the gait EMG linear envelope (EMG_LE) normalized by isoMMT3 and MVIC methods.

Methods

Participants

Nine healthy volunteers (five men, four women; age: 29.7 ± 6.2 years; height: 1.73 ± 0.94 m; body mass: 68.6 ± 12.9 kg; body mass index [BMI]: 22.7 ± 3.3 kg.m⁻²) were recruited from Geneva University Hospitals between June and August 2016. The inclusion criteria were age between 18 and 45 years and not suffering from lower extremity dysfunction. Participants were not recruited if they had a history of significant lower extremity injury in the preceding year. The local ethics committee approved this study (CER no 14-126). All participants gave their written informed consent prior to inclusion in the present study.

Experimental protocol

Participant positioning during exercises

The body position and joint angles of MVIC and isoMMT3 tasks for each tested muscle were defined according to the Daniels and Worthingham's manual muscle testing (MMT) (Hislop et al. 2014) and are illustrated in Figure 21.

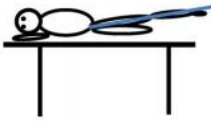
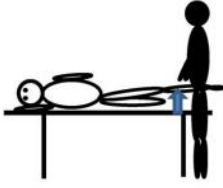



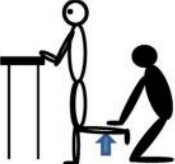


Muscle	Position	IsoMMT3	MVIC
Gluteus medius	Side-lying with uppermost limb hip and knee flexed to 0° and lies across the lowermost limb with foot resting on the table and hip and knee flexed to 45°; uppermost hip abducted at 0°.		
Rectus femoris	Short sits with pad under the distal thigh to maintain the femur in horizontal position; hands rest on the table on either side of the body for stability and may grasp the table edge; knee extended through available range of motion not beyond 0°.		
Semi-tendinosus	Stand in orthostatic position with hands on a table for stability; knee flexed at 90° and the other leg is straight and the pelvis is horizontal.		
Tibialis anterior	Short sits with pad under the distal thigh to maintain the femur in the horizontal position; hands rest on the table on either side of the body for stability and may grasp the table edge; tibia aligned with the vertical and ankle flexed at 0°.		

Figure 21 : Participant positions for each muscle tested (Gluteus medius, Rectus Femoris, Semi-tendinosus and Tibialis anterior) in the isoMMT3 and MVIC exercises adapted from Hislop et al. 2014 (Hislop et al. 2014).

MVIC and isoMMT3 exercises

MMT test grades were defined as numbers ranging from 0 (no activity) to 5 (best-possible activity) representing the degree of muscle activity (Hislop et al. 2014). MVIC exercises were isometric tasks inspired by MMT grade 5. Participants were instructed to maintain a standardized position with an anatomical segment perpendicular to the gravity force (Fig. 1) against maximal manual resistance. The sub-maximal exercises were isometric tasks inspired by MMT grade 3 (isoMMT3). Participants had to maintain a standardized position with an anatomical segment perpendicular to the gravity force (Fig. 1) against the resistance of gravity. During rectus femoris isoMMT3 normalization task, it was important to check during the evaluation that participant was not at their end range of motion that could increase EMG amplitude.

Gait

All biomechanics evaluations were conducted at the Willy Taillard Laboratory of Kinesiology of the Geneva University Hospitals (Switzerland). Enrolled participants came for two experimental sessions separated by one week. During each experimental session, participants walked at a self-selected speed on a 10 m walkway. For each participant, a minimum of 10 gait cycles was included in the analysis (Shiavi et al. 1998). The gait cycle was defined by the

time between two foot strikes of the same foot. The event detection of foot strike and foot off time was computed from kinematic parameters according to Zeni et al. (Zeni et al. 2008). 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). Only markers placed on the pelvis and feet were used for the detection of events (Zeni et al. 2008).

Event detection was computed with MATLAB R2012b (MathWorks, Natick, MA, USA) and the open-source Biomechanical ToolKit package for MATLAB (Barre and Armand 2014). The events were checked visually.

Data recording

Surface EMG was recorded bilaterally from the gluteus medius (GM), rectus femoris (RF), semitendinosus (ST) and tibialis anterior (TA) muscles 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 1000 Hz. The skin at the electrodes sites was shaved and cleaned with alcohol. EMG electrodes sites were defined according to SENIAM recommendations (Hermens et al. 1999, 2000) as described below:

- GM: at 50% on the line from the crista iliaca to the trochanter;
- RF: at 50% on the line from the anterior superior iliac spine to superior pole of the patella;
- ST: at 50% on the line between the ischial tuberosity and the medial epicondyle of the tibia;
- TA: at 33% on the line between the tip of the fibula and the tip of the medial malleolus.

Data processing

EMG processing

Visual inspection of the raw EMG quality was first performed to exclude EMG of the muscles with noise due to poor contact of the electrode or skin movement artefact during gait (Raez et al. 2006). Raw EMG was band-pass filtered between 20 and 500 Hz using fourth order Butterworth to attenuate low frequency noise due to skin movement artefact. The filtered EMG signal was full-wave rectified and low-pass filtered with a fourth order filter (cutoff frequency: 3 Hz) (Nishijima et al. 2010) to compute the EMG_LE. All the computations were performed using MATLAB R2012b.

Computation of reference amplitude

The three most stable seconds of the normalization task were selected visually. The mean value of EMG_LE amplitude was computed during the selected 3 s for isoMMT3 and MVIC exercises. The normalized gait EMG_LE was computed by dividing the gait EMG_LE by the mean value of the three repeated measures performed during the first day for both normalization methods (Nishijima et al. 2010). Mean value was preferred to peak value

because the normalization tasks did not correspond to maximal contraction, but to the ability of the muscle to keep a standardized position against gravity.

Parameters

Reliability of normalization EMG tasks

The mean value of the EMG_LE recorded during the isometric contraction of isoMMT3 and MVIC normalization tasks was computed.

Firstly, to evaluate the intra-rater within-day reliability, an intra-class correlation coefficient (ICC) with 95% confidence interval (95% CI) was calculated using equation ICC(1,1) (Rankin and Stokes 1998) between three repeated measurements performed the same day by the same operator. This equation was described in the context of within-day intra-rater reliability.

Secondly, to evaluate the intra-rater between-day reliability, ICC with respective 95% CI was computed using equation ICC(1,3) (Rankin and Stokes 1998) between the mean value of measurements performed the first day and one week later by the same operator. This equation was described in the context of between-day intra-rater reliability.

Finally, the intra-rater between-day standard error of measurement (SEM) and associated percentage (SEM%) were calculated.

Reliability of normalized gait EMG

The intra-rater between-day reliability of isoMMT3 and MVIC EMG normalization methods during gait was evaluated using the mean amplitude values of normalized gait LE. The statistics calculated were the 95% CI, the SEM and SEM%. ICC(1,3) was used to evaluate the intra-rater between-day reliability (Rankin and Stokes 1998).

In addition, the between-day variability of the shape of the normalized gait LE was evaluated using the percentage shape difference (*%SDiff* Eq. (3)), defined as the ratio between the absolute difference (*ABSD* in Eq. (1)) between days and the total area of the combined profile (*Stotal* in Eq. (2)) obtained by superimposing normalized profiles measured at a one-week interval for the same muscle. *K* is the number of time intervals over the gait cycle (100), *Xia* is the LE value at the *i*th interval normalized on the first day and *Xib* is the LE value at the *i*th interval normalized one week later.

$$(1) \text{ABSD} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k |Xia - Xib|$$

$$(2) \text{Stotal} = \frac{1}{k} \sum_{i=1}^k \max(Xia, Xib)$$

$$(3) \%SDiff = \frac{\text{ABSD}}{\text{Stotal}}$$

Data analysis

Analyses were performed using R v.3.1.3 software and the RStudio interface (Rstudio Team 2016). Level of significance was set at $p < 0.05$ and 95% CI was also reported. The reliability ICC was described as excellent for ICC above 0.75, acceptable for $0.74 > \text{ICC} > 0.40$ and poor for ICC less than 0.39 (Shrout and Fleiss 1979). Differences between MVIC and isoMMT3 normalization methods were examined using unpaired Student t-tests for %SDiff.

Results*Participants*

Both legs of each of the nine recruited participants (total 18 legs) were independently evaluated for the isoMMT3 and MVIC normalization tasks. After visual validation of raw EMG signals during gait, the following numbers of muscles were excluded for all corresponding trials: gluteus medius (GM) (n=13), rectus femoris (RF) (n=13), semitendinosus (ST) (n=15) and tibialis anterior (TA) (n=14). A total of five, five, three and four muscles were excluded from the analysis, respectively, because noise was present due to poor contact of the electrode or to important skin movement artefact during gait.

Reliability of EMG normalization tasks

Table 9 shows the within- and between-day reliability of LE during normalization tasks with isoMMT3 and MVIC methods, respectively.

The within-day reliability was excellent ($\text{ICC} > 0.75$) for all evaluated muscles during isoMMT3 normalization tasks, except for RF ($\text{ICC} = 0.72$), and excellent for all evaluated muscles during MVIC tasks, except for ST ($\text{ICC} = 0.67$).

The between-day reliability was excellent ($\text{ICC} > 0.75$) for all evaluated muscles during isoMMT3 normalization task, with low %SEM ($< 25\%$) for all muscles, except for TA (%SEM = 41.6%). During MVIC, all evaluated muscles had excellent between-day reliability ($\text{ICC} > 0.75$), with low %SEM ($< 25\%$) for all evaluated muscles, except for GM (37.9%) and TA (28.9%).

Reliability of normalized gait EMG

Table 10 shows the between-day reliability among the mean values of gait normalized EMG_LE using isoMMT3 and MVIC and between-day variability of shape among gait-normalized EMG_LE. An example of the application of gait-normalized EMG_LE using isoMMT3 for one participant is shown in Figure 22. This patient has a side-to-side asymmetric pattern, which was seen in a total of seven out of nine of the study participants.

The between-day reliability was excellent ($\text{ICC} > 0.75$) for all evaluated muscles during the isoMMT3 normalization task, with low %SEM ($< 25\%$) for all muscles, except for RF (%SEM = 54.8%). For normalized gait EMG_LE using the MVIC method, the between-day reliability was excellent ($\text{ICC} > 0.75$) for ST and TA, and acceptable ($0.74 > \text{ICC} > 0.40$) for GM and RF. The between-day %SEM was up to 25% for all normalized muscles EMG_LE using the MVIC method, except for the mean amplitude of TA (%SEM = 22.5%).

For the between-day variability of gait, the normalized EMG_LE shape %SDiff was not significantly different ($p > 0.05$) between normalization using isoMMT3 and MVIC methods, with %SDiff values ranging from 21.6% for ST gait-normalized EMG_LE using the isoMMT3 method and 38.1% RF gait-normalized EMG_LE using the MVIC method.

Tableau 9 : Within- and between-day reliability of EMG linear envelope (EMG_LE) mean value during tasks of the isoMMT3 and MVIC normalization methods ($n = 18$).

	Same day		One week later			
	isoMMT3	MVIC	isoMMT3		MVIC	
	ICC (95% CI)	ICC (95% CI)	ICC (95% CI)	SEM (%SEM)	ICC (95% CI)	SEM (%SEM)
<i>Gluteus medius</i>	0.93 (0.86;0.97)	0.88 (0.76;0.95)	0.86 (0.63;0.95)	2.7 (20.6%)	0.79 (0.43;0.92)	20.2 (37.9%)
<i>Rectus femoris</i>	0.72 (0.50;0.87)	0.97 (0.95;0.99)	0.87 (0.65;0.95)	2.0 (24.9%)	0.91 (0.75;0.97)	16.1 (23.1%)
<i>Semitendinosus</i>	0.93 (0.85;0.97)	0.67 (0.43;0.85)	0.93 (0.81;0.97)	6.6 (19.6%)	0.85 (0.60;0.95)	22.3 (22.2%)
<i>Tibialis anterior</i>	0.91 (0.82;0.96)	0.92 (0.83;0.97)	0.80 (0.45;0.93)	5.3 (41.6%)	0.86 (0.62;0.95)	24.0 (28.9%)

EMG is electromyography; isoMMT3 and MVIC are isometric EMG normalization tasks inspired by grade 3 and grade 5 of manual muscle testing (MMT), respectively; 95% CI is 95% confidence intervals; SEM is Standard Error of Measurement with percentage associated (SEM%); ICC is Intraclass Correlation Coefficient with equation ICC (1,1). $ICC > 0.75$: excellent reliability, $0.74 > ICC > 0.40$: acceptable reliability, $ICC < 0.39$: poor reliability.

Tableau 10 : Between-day reliability among mean value of gait-normalized EMG linear envelope (EMG_LE) using isoMMT3 and MVIC and between-day variability of shape among gait-normalized EMG_LE at comfortable speed.

	%Shape difference of gait normalized EMG_LE			Mean amplitude value of gait normalized EMG_LE			
	isoMMT3	MVIC	<i>p</i> -value	isoMMT3		MVIC	
	Median (IQR)	Median (IQR)		ICC (95% CI)	SEM (%SEM)	ICC (95% CI)	SEM (%SEM)
<i>Gluteus Medius</i> <i>n=13</i>	30.5 (22.8;33.1)	30.7 (19.4;34.6)	.376	.91 (.71;.97)	10.6 (23.1%)	.64 (-.14;.89)	4.0 (40.1%)
<i>Rectus femoris</i> <i>n=13</i>	34.8 (24.2;43.9)	38.1 (28.6;58.6)	.946	.86 (.55;.96)	164.0 (54.8%)	.47 (-.68;.84)	21.6 (72.1%)
<i>Semitendinosus</i> <i>n=15</i>	21.6 (15.2;30.1)	23.5 (13.6;32.8)	.978	.95 (.85;.98)	5.3 (19.9%)	.81 (.45;.94)	3.2 (36.9%)
<i>Tibialis anterior</i> <i>n=14</i>	26.6 (20.0;31.8)	25.6 (23.5;29.4)	.583	.97 (.89;.99)	66.4 (22.9%)	.94 (.83;.98)	9.5 (22.5%)

EMG is electromyography; isoMMT3 and MVIC are isometric EMG normalization tasks inspired by grade 3 and grade 5 of manual muscle testing (MMT), respectively. 95% CI is 95% confidence intervals, SEM is Standard Error of Measurement with percentage associated (SEM%); ICC is Intraclass Correlation Coefficient with equation ICC(1,3). $ICC > 0.75$: excellent reliability, $0.74 > ICC > 0.40$: acceptable reliability, $ICC < 0.39$: poor reliability. Paired Wilcoxon tests were used when results are presented Median (IQR). IQR is the Interquartile range. Significance level was set at $P < 0.05$ (*).

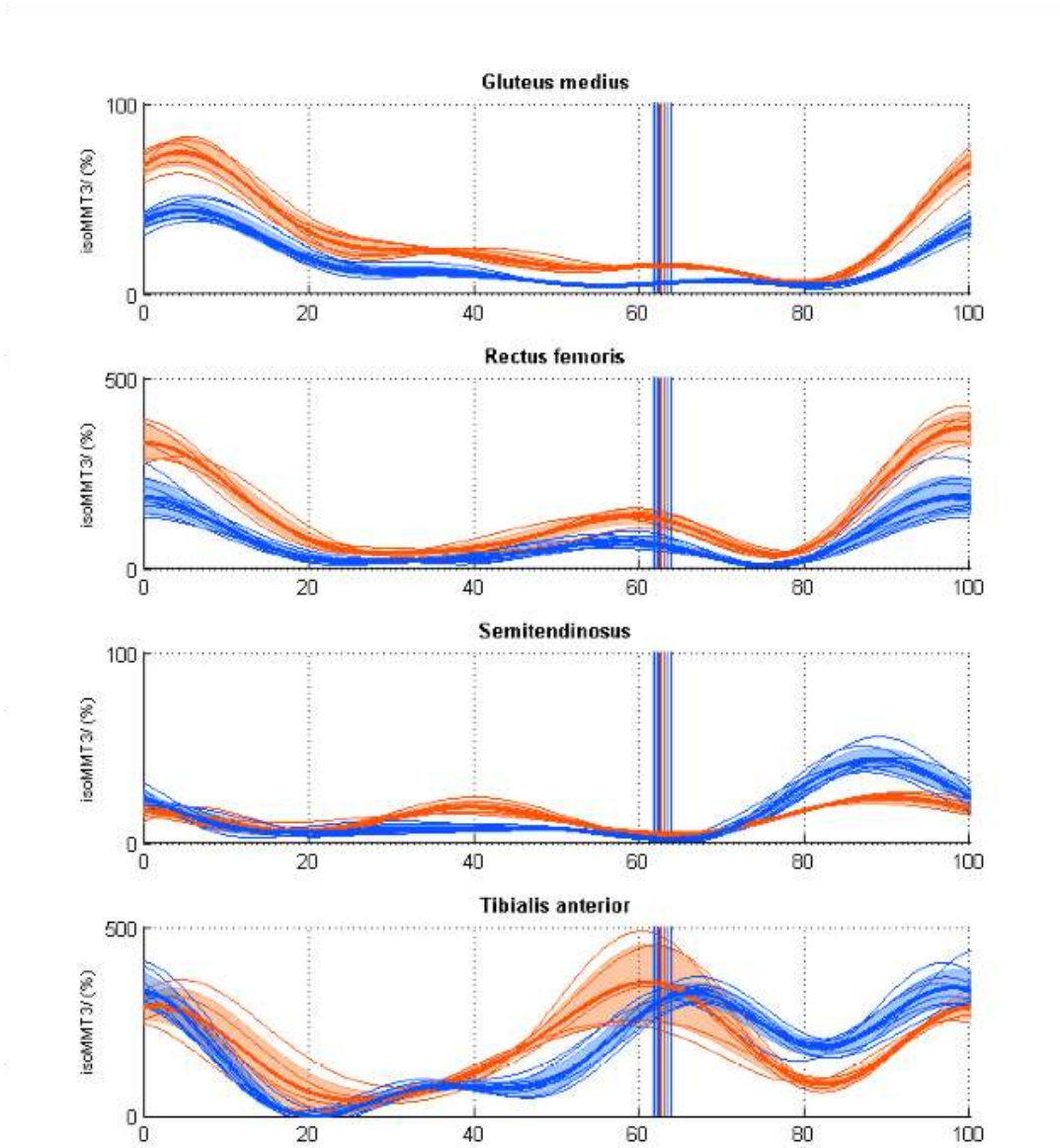


Figure 22 : Example of application of gait-normalized EMG_LE using isoMMT3 for one participant for which normalized amplitude is expressed as a percentage of isoMMT3 task, and the x axis is the percentage of gait cycle. The vertical line corresponds to foot-off time, the bold curve is the mean value and the area in transparency is the standard deviation. Curves in red and blue correspond to the left and right side, respectively. Note that normalized curves were represented using auto-scaling. (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article).

Discussion

The aims of the present study were: (1) to evaluate the within- and between-day reliability of isoMMT3 normalization tasks compared with an MVIC method; and (2) to assess between-day reliability of the gait EMG_LE normalized by isoMMT3 and MVIC methods. Within- and between-day reliability of normalization tasks were similar for the isoMMT3 and MVIC methods. In addition, the between-day reliability of the gait EMG_LE normalized by isoMMT3 was higher than that normalized by MVIC. This higher reliability may be because the MVIC task is more challenging (e.g.: difficult to perform maximal contraction, possible pain during task, fear of injuries) (Allison et al. 1993, 1998; Dankaerts et al. 2004; Burden 2010), is dependent on training (Merletti et al. 1999; Soderberg and Knutson 2000) and may be affected by psychological factors, such as motivation (Soderberg and Knutson 2000).

Within-day reliability

The results presented here of within-day reliability of normalization tasks are consistent with a previous study evaluating the MVIC and subMVIC EMG normalization methods of lower limb muscles (Norcross et al. 2010). These authors compared the MVIC normalization method with subMVIC defined by the single-leg stance exercise and reported good-to-excellent reliability (ICC > 0.80) in all tested muscles for both normalization methods. There was no difference in within-day reliability between MVIC and subMVIC on triceps brachii (Yang and Winter 1984) and back and abdominal muscles (Lehman 2002; Dankaerts et al. 2004). However, divergent results were previously obtained on abdominal muscles. Allison et al. (Allison et al. 1998) compared reliability between subMVIC and three MVIC tasks. Although these authors found poorer relative variability (ICC) for subMVIC compared with MVIC, they concluded there was better reliability (ICC and SEM) linked to the lower absolute variability (SEM), in agreement with results of the present study. Allison et al. also stated that small SEM rather than the ICC alone should be considered when assessing stability of the amplitude normalization technique. Differences between all these studies may be explained by the methodological heterogeneity. With regards to EMG processing, Norcross et al. (Norcross et al. 2010) used a reduced pass-band filter compared with Alison et al. (Allison et al. 1998) with respectively 20-350Hz and 3-320Hz, which eliminate low frequency noise and so decrease signal variability. Reference value differed between studies. Norcross et al. (Norcross et al. 2010) and Alison et al. (Allison et al. 1998) used total RMS of 3 seconds of band-pass filtered EMG whereas Lehman et al. (Lehman and McGill 1999) used the peak value of LE (low pass filtered at 2.5Hz) and Dankaerts et al. (Dankaerts et al. 2004) used the maximum of 25 ms moving window on LE (with no indication of LE calculation). LE seems to be less sensitive to artefact in signal band-pass filtered signal only, but it depends on LE calculation. Note that maximal value of LE is still sensitive to artefacts as shown by total RMS of 3 seconds on band-pass filtered EMG.

Between day reliability

On the other hand, our results of between-day reliability of normalization tasks are consistent with a previous study on trunk muscles (Dankaerts et al. 2004), which evaluated between-day reliability of MVIC and subMVIC in participants with and without chronic low-back pain. In agreement with our results, Dankaerts et al. (Dankaerts et al. 2004) found a better between-day reliability for subMVIC (ICC > 0.80, %SEM < 20%) than for MVIC (ICC < 0.60, %SEM > 20%) methods for both groups.

Similar to the present study, Nishijima et al. (Nishijima et al. 2010) evaluated applicability during gait of the subMVIC normalization method, based on dynamic tasks inspired by MMT grade 3 (dynMMT3), compared with the MVIC normalization method, defined as isometric task inspired by MMT grade 5 (isoMMT5). They evaluated only within-day inter-individual variability of both methods with a high average coefficient of variation (CV) for both: MVIC (CV = 80.4) and subMVIC (CV = 87.6). They obtained an average 6.0% shape difference between MVIC and subMVIC for all gait EMG normalized muscles. Normalization methods based on dynMMT3 have the advantage of being closer to the task under investigation, but the choice of repetitions of movement tempo is not clearly established. A similar subMVIC method applied to gait proposed normalization using isometric contractions with identical moments produced at each joint, where moments are determined by applying a weight to produce an EMG level approximately the same as the mean level of activity recorded during gait by each individual subject (Öunpuu and Winter 1989). This method presented small variation (CV ~ 20%) of the normalization contraction levels in 116 of the 140 individual muscles tested (i.e., 83%). Valuable time is needed to perform normalization contractions for each muscle involved and specific equipment is required.

The advantages of the normalization method based on isoMMT3 are numerous. Firstly, this method enables easy standardization of the task according to the position defined with the MMT method, a trainable skill learned by almost every health care professional for decades (Conable and Rosner 2011). Secondly, compared with the MVIC method, the isoMMT3 is less dependent on participant training (Merletti et al. 1999; Soderberg and Knutson 2000), psychological factors (Soderberg and Knutson 2000), pain level (Allison et al. 1998; Dankaerts et al. 2004) and discomfort of pathological patients (Burden 2010). Thirdly, in contrast with normalization methods based on the discrete EMG value from the investigation task (e.g. mean task, peak task (Burden 2010)), use of subMVIC may enable comparisons (although not between muscles), they do not have the same physiological meaning as the MVIC method (Allison et al. 1998; Dankaerts et al. 2004; Burden 2010).

This method seems more applicable than MVIC to a pathologic population with pain, which can retain force during maximal contraction task in order to limit pain. Additionally, this method seems appropriate for patients with selectivity or force deficits, except for patients who cannot hold a grade 3 position of MMT during clinical examination, such as patients with significant weakness.

It will be possible to highlight EMG deviations based on amplitude, such as left/right asymmetry and compensatory strategies. Notably, perfect symmetry in normal gait is not verified because of internal imbalances linked to dominant and non dominant sides (Öunpuu and Winter 1989; Burnett et al. 2011) (Fig. 2). In pathological populations (e.g. patients with cerebral palsy or unilateral joint pathologies and pain), side-to-side asymmetries can be more significant than in normal population (Öunpuu and Winter 1989; Burnett et al. 2011).

Limitations

One of the main limitations of the present study is that the MVIC method is inspired by MMT5, which is against manual force. The maximal manual force exerted against participants to hold a position is limited by the force of the operator. Furthermore, the MVIC task for the ST had induced muscle cramps in two participants, who probably modulated their force on a repeated trial one week later. This observation could explain the moderate within-

day reliability ICC for the isoMMT5 normalization task for ST and poorer between-day ICC as applied to gait for this muscle using isoMMT5. A limitation of the isoMMT3 method is the inability to apply a standardized MMT of grade 3 in very common muscles assessed in CGA such as the gastrocnemius (and soleus) and peroneus. The standing heel-rise test (Yocum et al. 2010) could be used for the gastrocnemius (and soleus) to obtain a submaximal MMT, but specific investigation need to be performed to evaluate this alternative method. The difficulty to performed standardized isoMMT3 for the peroneus muscle is linked to low weight of the foot and to complex movement associated with peroneus activity (eversion involving movements in several planes (Kapandji et al. 1988)).

A further limitation of this normalization method is the inability to perform direct muscle comparisons because different segment weights have to be held against gravity during respective isoMMT3 normalization task. Thus, a higher percentage of percentage isoMMT3 of GM and ST during gait than of RF and TA (as reported Fig. 2) did not mean a weakness of RF and TA compared with GM and ST.

Finally, the present study evaluated each lower limb independently; thus, side-to-side asymmetry was not evaluated in the present study. According to the asymmetric EMG contractions illustrated in Fig. 2 in healthy participants, it could be interesting to evaluate in future studies side-to-side symmetry and the potential causes of asymmetry in asymptomatic and pathological populations.

Conclusion

This study demonstrated an excellent intra-rater within- and between-day reliability of normalization tasks for both isoMMT3 and MVIC, but better between-day reliability of normalized gait EMG for isoMMT3. These results indicate that EMG normalization using isoMMT3 is a feasible and reliable method with no special equipment needed, and it will support CGA interpretation by complementing raw and timing analysis of EMG. Following these results, the next step will be to assess the inter-operator reliability of this method and to validate this method in pathological populations.

Complément de l'article 2 : Répétabilité intra-session de la méthode de normalisation EMG basée sur la méthode isoMMT3 sur les muscles lombaires d'une population d'enfants et adolescents avec et sans NSCLBP

Introduction : La méthode conventionnellement utilisée pour normaliser l'amplitude EMG des muscles lombaires, contraction volontaire maximale, s'avère ne pas être fiable chez les patients lombalgiques. La capacité d'un muscle à tenir contre la gravité, que l'on assimile au testing musculaire manuel de grade 3 (isoMMT3), pourrait être une bonne alternative à la méthode de normalisation par contraction volontaire maximale.

Objectif scientifique : Afin d'appliquer de la méthode de normalisation isoMMT3 aux données de ce travail de thèse, nous avons analysé la répétabilité intra-opérateur intra-session de la tâche de normalisation isoMMT3 appliquée aux muscles ESL et M (Figure 16) d'enfants et d'adolescents avec et sans NSCLBP.

Matériel et méthode : La tâche de normalisation isoMMT3 (Figure 16) a été répétée trois fois le même jour par un même opérateur sur tous les participants de ce travail doctoral (n=63 enfants et adolescents, 39 souffrant de NSCLBP et 24 asymptomatiques). La répétabilité intra-session intra-opérateur des méthodes isoMMT3 a été évaluée avec les coefficients de corrélation Intraclasse (ICC) calculés entre les 3 mesures répétées.

Résultats : Les résultats ont montré une excellente répétabilité intra-session pour ces deux méthodes (ICC > 0.95) sur les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP (Tableau 11).

Tableau 11 : Résultats de répétabilité intra-opérateur et intra-session des valeurs moyennes EMG mesurées lors de 3 tâches de normalisation des muscles lombaires sous-maximale isoMMT3

	Tous (n=63) <i>ICC (95% CI)</i>	LBP (n=39) <i>ICC (95% CI)</i>	CTRL (n=24) <i>ICC (95% CI)</i>
<i>ESL à gauche</i>	0.99 (0.98; 0.99)	0.98 (0.97; 0.99)	0.98 (0.97; 0.99)
<i>ESL à droite</i>	0.98 (0.97; 0.98)	0.98 (0.97; 0.99)	0.99 (0.97; 0.98)
<i>M à gauche</i>	0.99 (0.98; 0.99)	0.99 (0.98; 0.99)	0.99 (0.98; 0.99)
<i>M à droite</i>	0.98 (0.97; 0.99)	0.97 (0.96; 0.98)	0.99 (0.97; 0.99)

Discussion/Conclusion : On peut donc conclure que cette méthode est répétable sur les muscles dorsaux (ESL et M) dans la population pédiatrique avec et sans NSCLBP et pourra donc être utilisée dans ce travail doctoral. Ces résultats devraient être complétés par une étude inter-opérateur et inter-session.

5) Analyse des données

Données anthropométriques et démographiques

L'âge a été évalué en années lors du jour de la visite au laboratoire. La taille a été mesurée en mètres à l'aide d'une toise murale et la masse corporelle en kilogrammes à l'aide d'une balance mécanique. La longueur anatomique des membres inférieurs a été mesurée en centimètres en position allongée sur le dos en prenant la distance entre l'épine iliaque antérieure et la malléole interne (Eichler 1977). Cette longueur a été utilisée pour exprimer sans dimension les paramètres spatio-temporels pendant la marche tels que la vitesse de marche (V_{dim}), la cadence (C_{dim}) et la longueur de pas (SL_{dim}) (Hof 1996) :

$$(1) V_{dim} = \text{vitesse de marche} / \sqrt{g/L}$$

$$(2) C_{dim} = \text{cadence} / \sqrt{g/L}$$

$$(3) SL_{dim} = \text{Longueur du pas} / L$$

Où L est la longueur du membre inférieur et g l'accélération gravitationnelle ($g=9.81\text{m/s}^2$) (Hof 1996).

Pour limiter les biais liés au sexe et à l'âge dans l'évaluation de l'indice de masse corporelle (IMC : poids (kg)/ taille (m)²) de cette population pédiatrique, le statut pondéral a été évalué en se basant sur le z-score de l'IMC-pour-l'âge (zIMC) (de Onis et al. 2007). Le calcul du z-score du IMC-pour-âge a été effectué à partir des valeurs normales fournies par l'organisation mondiale de la santé (OMS) ainsi que leurs seuils recommandés (de Onis and Lobstein, 2010) :

- Obésité : zIMC > +2 écart-types
- Surpoids: +1 < zIMC ≤ +2 écart-types
- Poids normal: -2 ≤ zIMC ≤ 1 écart-type
- Souspoids: zIMC < -2 écart-types

Données cinématiques

L'analyse cinématique a été effectuée pour deux tâches fonctionnelles : la flexion antérieure maximale du tronc (position assise et debout) et la marche (vitesse spontanée, rapide et lente).

Pour la tâche de flexion antérieure maximale du tronc, seulement les marqueurs positionnés au niveau de la 7^{ème} vertèbre cervicale (C7), de la 1^{ère} vertèbre lombaire (L1) et de la 1^{ère} vertèbre sacrée (S1) ont été analysés pour calculer l'angle de flexion du tronc global (C7-S1), thoracique (C7-L1) et lombaire (L1-S1) dans le plan sagittal par rapport à la verticale comme illustré sur la Figure 23 (Nairn et al. 2013).

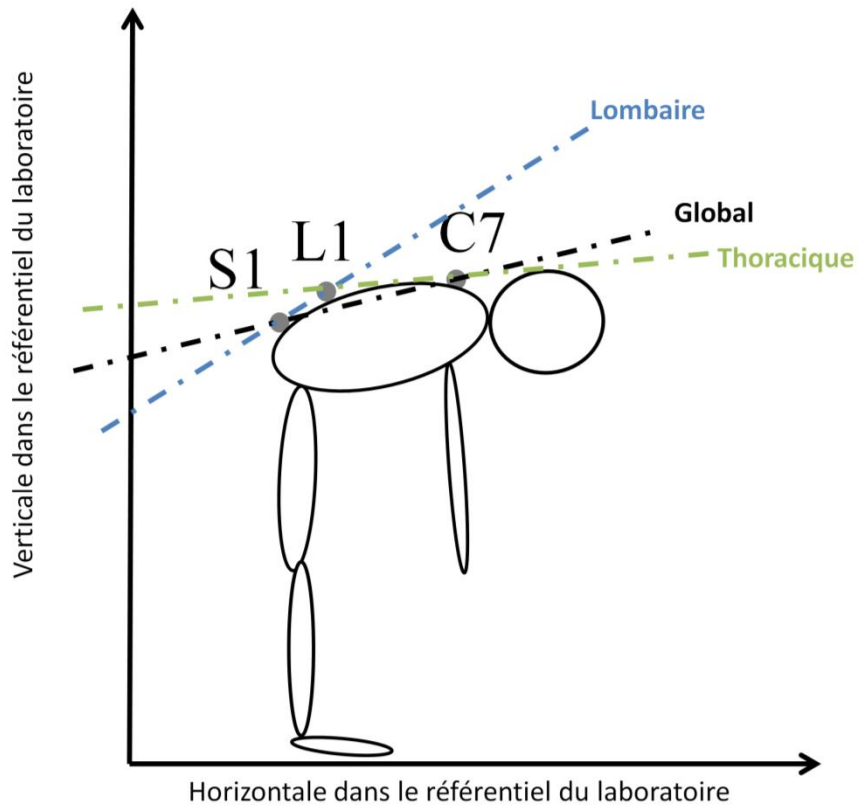


Figure 23 : Illustration du calcul de l'angle de flexion du tronc, les points gris représentent les marqueurs réfléchissants positionnés au niveau des processus épineux de C7, L1 et S1

Pour chaque condition de marche (vitesse spontanée, rapide et lente) et chaque participant, une moyenne d'un minimum de 10 cycles de marche (Figure 24) ont été inclus dans l'analyse (Shiavi et al. 1998). La trajectoire des marqueurs positionnés au niveau du bassin (épinos iliaques antéro- et postéro-supérieures droite et gauche) ainsi qu'au niveau du pied (talon) a été utilisée pour déterminer les cycles de marche selon la méthode définie par Zeni et al. (Zeni et al. 2008).

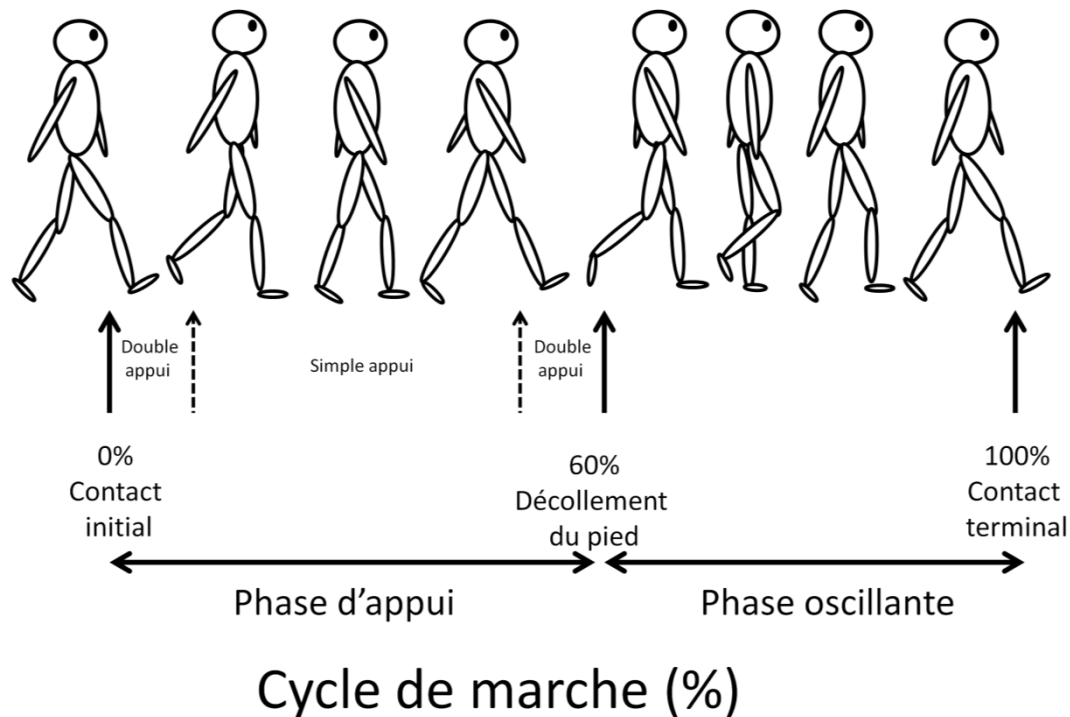


Figure 24 : Illustration d'un cycle de marche (image créée avec power point inspirée de Armand et al. 2015 (Armand et al. 2015))

De plus, la position des marqueurs au niveau du bassin et du thorax ainsi que la cinématique du bassin ont été effectués selon le « conventional gait model » (Baker 2013). Le modèle de Gutierrez (Gutierrez et al. 2003) a été utilisé pour calculer la cinématique du tronc. Les calculs ont été effectués avec openMA (Leboeuf et al. 2016). La cinématique des segments du bassin et du thorax a été mesurée dans le repère du laboratoire. L'amplitude de mouvement des deux segments dans le plan transverse a été calculée en faisant la différence entre la valeur maximale de rotation interne et la valeur maximale de rotation externe lors d'un cycle de marche.

La coordination entre ces deux segments a été évaluée dans le plan transverse. Pour ce faire, la différence temporelle exprimée en pourcentage du cycle de marche a été calculée entre le pic maximal de rotation interne du thorax et le pic maximal de rotation externe du bassin (Figure 25). Cette méthode de mesure de coordination a été tirée de l'étude de Romkes et al. (Romkes and Bracht-Schweizer 2017) qui a mis en avant dans la population asymptotique adulte une coordination « en phase » entre le bassin et le thorax en marche très lente (durée augmentée entre les pics) ainsi qu'une coordination « anti phase » en marche très rapide (durée diminuée entre les pics).

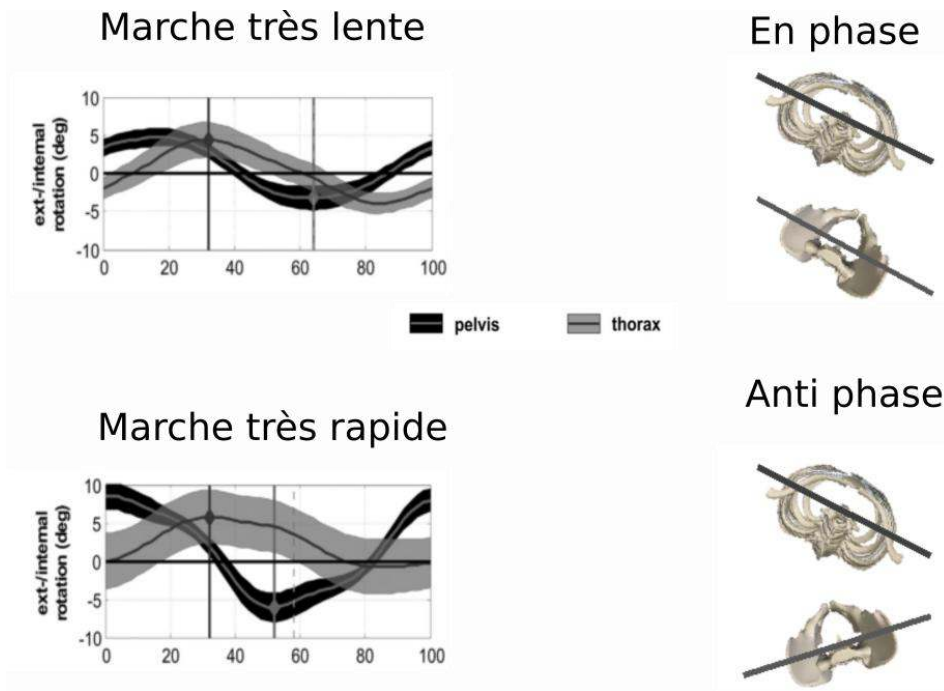


Figure 25 : Illustration de la coordination du bassin et du tronc dans le plan transverse (image créée en utilisant human.biodigital.com, courbes de marche tirée de Romkes et al. 2017(Romkes and Bracht-Schweizer 2017))

Données électromyographiques

Vérification de la qualité du signal EMG

Les enregistrements EMG présentant des artefacts de mouvements (haute amplitude et basse fréquence) dus à un mauvais contact de l'électrode sur la peau ont été exclus après une inspection visuelle des signaux bruts (van der Hulst et al. 2010b). Afin de limiter la perte de données et après vérification de l'absence d'asymétrie droite/gauche des signaux EMG des muscles ESL et M, un seul côté a été choisi arbitrairement (gauche) d'être reporté pour l'analyse (Dankaerts et al. 2006a). Si l'EMG du côté gauche était exclu visuellement à cause d'une mauvaise qualité, alors le signal EMG du côté droit était choisi. Si le signal des deux côtés était jugé de mauvaise qualité, alors le participant était exclu de l'analyse pour la tâche correspondante. Le nombre de participants exclus pour ces raisons par groupe et par tâche est synthétisé dans le tableau 12.

Tableau 12 : Synthèse du nombre de participants exclus par groupe et par tâche fonctionnelle en raison de mauvaise qualité du signal EMG.

Tâches	Groupe NSCLBP	Groupe CTRL
Endurance des muscles extenseurs du tronc	1/38 (3%)	0/25 (0%)
Flexion antérieure maximale du tronc	1/38 (3%)	1/25 (4%)
Marche à vitesse lente	1/38 (3%)	3/25 (12%)
Marche à vitesse spontanée	1/38 (3%)	3/25 (12%)
Marche à vitesse rapide	4/38 (11%)	6/25 (24%)

Traitement du signal EMG

Pour atténuer les bruits liés aux artefacts de mouvement sur la peau, les signaux EMG bruts ont été filtrés entre 20Hz et 500Hz avec un filtre Butterworth passe-bande de 4^{ème} ordre avec MATLAB R2012b (MathWorks, Natick, MA, USA). Ensuite, l'enveloppe linéaire EMG a été calculée en appliquant un filtre Butterworth de 4^{ème} ordre passe-bas avec une fréquence de coupure fixée à 3Hz (Figure 5). Cette enveloppe linéaire EMG a été normalisée en amplitude (NEMG_LE) en divisant par la valeur moyenne de l'amplitude EMG enregistrée pendant la tâche de normalisation isoMMT3 (Figure 16) (Tabard-Fougère et al. 2018).

Tâche d'endurance des muscles du tronc

Le temps de maintien maximal pendant la tâche d'endurance des muscles extenseurs et fléchisseurs du tronc a été mesuré en secondes. Cette valeur de temps de maintien a été utilisée pour effectuer la normalisation temporelle.

La fatigue musculaire des muscles ESL a été évaluée à partir de la fréquence médiane du signal EMG (MF). La MF a été calculée pour chaque intervalle d'une seconde en effectuant une transformée de Fourier rapide (FFT) avec Matlab R2012a (MathWorks). La pente de la MF (MFs) est un indicateur de fatigue musculaire et correspond à la pente de la régression linéaire décrivant l'évolution au cours du temps de la fréquence médiane pendant le test d'endurance (Coorevits et al. 2008). Pour limiter le biais dû à la différence de conduction entre les participants, la MFs a été normalisée (NMFs) en amplitude en divisant par la valeur de la MF initiale (MFi) (Coorevits et al. 2008) comme décrit dans l'équation (1).

(1) *MFs normalisée (NMFs) = (MFs/MFi * 100) exprimée en Hertz.*

De même, l'évolution de l'effort perçu (RPEs) pendant le test d'endurance a été mesurée avec la pente de la régression linéaire décrivant l'évolution au cours du temps de l'effort perçu.

Ces pentes décrivent l'évolution au cours du temps de la fatigue musculaire ainsi que de l'effort perçu. Une analyse supplémentaire a été effectuée à l'aide d'une normalisation temporelle par rapport au temps de maintien propre à chaque participant. Ainsi, l'évolution de la fatigue musculaire et de l'effort perçu a été mesurée en pourcentage du temps de maintien.

Flexion antérieure maximale du tronc

La présence du phénomène de flexion-relaxation a tout d'abord été évaluée en calculant le rapport de flexion-relaxation (FRR). Le FRR a été évalué en divisant l'amplitude EMG normalisée moyenne mesurée en position debout avec celle mesurée en flexion maximale du tronc (Schinkel-Ivy et al. 2013). L'absence de FRP a été validée visuellement en identifiant une absence de diminution brusque de l'activité EMG en flexion maximale du tronc (O'Sullivan et al. 2006).

Ensuite, nous avons identifié sur les participants présentant le FRP l'angle de flexion du tronc relatif (pourcentage de l'angle maximal) mesuré au moment l'apparition du silence EMG (FRP). Cet instant a été défini avec la méthode auto-référente « 3 x frp » (Jin et al. 2012) (amplitude de l'enveloppe linéaire EMG normalisée inférieure à trois fois la valeur EMG

moyenne en flexion maximale) associée à un seuil temporel de 50 ms (Jin et al. 2012) (le seuil FRP devait être dépassé pendant au minimum 50 ms consécutives) comme illustré Figure 26.

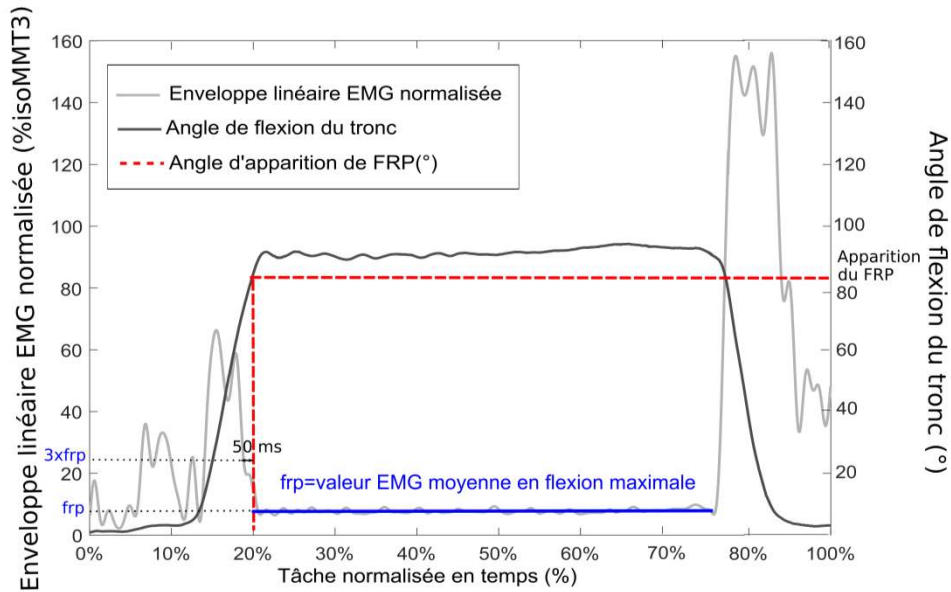


Figure 26 : Illustration de la détection de l'instant d'apparition du FRP mesuré au niveau du muscle Erector Spinae Longissimus (image créée avec Matlab 2012a)

Marche à vitesse spontanée

Pour chaque vitesse de marche, la valeur moyenne de l'enveloppe EMG normalisée a été calculée pour les sous-phases du cycle de marche suivant : 1^{ère} et 2^{ème} période de double appui (DS1, DS2), 1^{ère} phase de simple appui (SS1) et phase oscillante (SW) comme illustré sur la figure 27.

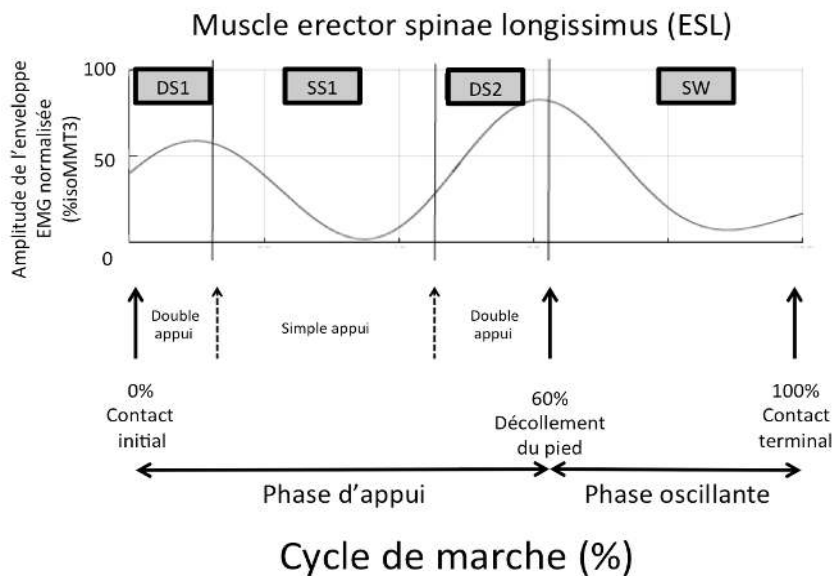


Figure 27 : Illustration des périodes du cycle de marche étudiées pour calculer l'amplitude moyenne EMG normalisée

Marche à vitesse rapide

Pour quantifier l'effet de l'augmentation de la vitesse de marche, nous avons mesuré le pourcentage d'augmentation des paramètres spatio-temporels et EMG entre la marche à vitesse spontanée et celle à vitesse rapide comme décrit dans l'équation (2).

$$(2) \% \text{ augmentation} = (\text{valeur rapide} - \text{valeur spontanée}) / (\text{valeur spontanée}) * 100$$

6) Analyse statistique

Analyse générale

Les analyses statistiques ont été effectuées avec le logiciel R, version 3.1.3 et l'interface RStudio (Rstudio Team 2016). La normalité de la distribution des données a été testée avec le test Shapiro-Wilk. La comparaison entre le groupe NSCLBP et CTRL a été effectuée avec un Student t-test non-pairé pour les données continues à distribution normale, un test non-pairé de Wilcoxon-Mann-Whitney pour les données continues à distribution non-normale et un test Khi2 de Pearson pour les données dichotomiques. Le niveau de significativité a été fixé à $p < 0.05$. La taille d'effet (ES) et l'intervalle de confiance à 95% (95%CI) ont été présentés pour chaque test statistique effectué.

Test d'endurance des muscles extenseurs du tronc

Une analyse en régression linéaire uni- et multivariée a été effectuée pour évaluer l'association entre le temps de maintien au test d'endurance des muscles extenseurs du tronc et les variables démographiques et anthropométriques (âge, sexe, BMI), le score de catastrophisme (PCS) ainsi que l'évolution de la fatigue musculaire (MFs) et de l'effort perçu (RPEs).

Flexion antérieure maximale du tronc

Une analyse de variance à mesures répétées (ANOVA) a été effectuée pour déterminer l'effet principal et les effets d'interaction de chaque tâche (assis, debout), groupe (NSCLBP, CTRL) et muscle (ESL, M) sur les variables FRR et l'angle relatif de flexion du tronc à l'apparition du FRP.

Marche

Une analyse de variance à mesures répétées (ANOVA) a été effectuée pour déterminer l'effet principal et les effets d'interaction de vitesse de marche (lente, spontanée, rapide) et groupe (NSCLBP, CTRL) sur les paramètres EMG et cinématiques du bassin et du thorax. Les analyses post-hoc ont été effectuées pour compléter l'analyse des cas avec un effet significatif de la vitesse de marche ($p < 0.017$ après correction de Bonferroni).

Analyse multifactorielle basée sur des paramètres psychologiques, électromyographiques et cinématiques

Une analyse multifactorielle a été effectuée en combinant les caractéristiques anthropométriques, psychosociales avec les paramètres EMG et cinématiques des trois tâches

présentées indépendamment dans les études précédentes (endurance des muscles extenseurs du tronc, flexion antérieure maximale du tronc, marche à vitesse spontanée rapide et lente).

Les variables ont été sélectionnées parmi les variables discriminantes évaluées lors des tâches d'endurance des muscles extenseurs du tronc, de flexion maximale du tronc debout et de la marche à vitesse spontanée et rapide. Elles ont ensuite été classées en cinq catégories comme synthétisé dans le tableau 13.

Tableau 13 : Synthèse des variables sélectionnées pour l'analyse discriminante

Catégories	Variables	Unité
Démographiques, anthropométriques et Questionnaires	Age	Années
	Indice de Masse Corporelle (IMC)	Kg.m ⁻²
	Douleurs des dernières 24h (EVA24h)	0-10
	Score de catastrophisme (PCS)	0-51
	Score d'incapacité fonctionnelle (ODI)	0-100
	Score d'anxiété (HA)	0-21
	Score de dépression (DS)	0-21
Endurance du tronc	Temps de maintien	s
	Pente fatigue musculaire (NMSlopeESL)	/s
	Pente effort perçu (RPESlope)	/s
Flexion antérieure maximale du tronc debout	Angle de flexion du tronc	degrés
	Ratio de flexion-relaxation (FRR_ESL)	-
Marche à vitesse spontanée	Vitesse spontanée adimensionnée	-
	EMG 1er double appui (NEMG_LE_DS1)	%isoMMT3
	EMG 1er simple appui (NEMG_LE_SS1)	%isoMMT3
Marche à vitesse rapide Exprimé en % <i>augmentation</i> par rapport aux valeurs à vitesse spontanée.	Vitesse spontanée adimensionnée	%
	Coordination Thorax-Bassin	%
	EMG 1 ^{er} double appui (NEMG_LE_DS1)	%
	EMG 1 ^{er} simple appui (NEMG_LE_SS1)	%

La gestion des valeurs manquantes a été effectuée en utilisant une méthode d'imputation avec la fonction *imputePCA* du package *missMDA* (Josse and Husson 2016). La raison principale des données manquantes était le décollement des électrodes EMG pendant la tâche fonctionnelle comme décrit dans le tableau 6. On peut noter que la tâche avec le plus de perte de données est la marche avec 3/38 (8%) participants NSCLBP et un total de 4/20 (20%) variables perdus contre 1/38 participants NSCLBP (3%) et un total de 5/20 (25%) variables pendant les deux autres tâches.

Avant l'analyse, les variables ont été centrées et réduites en soustrayant la moyenne de la variable de chaque observation individuelle et en la divisant par l'écart-type.

Une analyse en composantes principales a tout d'abord été effectuée pour réduire le nombre de dimensions. Le nombre de composantes principales a été déterminé en utilisant le « scree test » de Cattell qui consiste à détecter le point de rupture auquel la courbe du « scree plot » change de manière drastique comme le montre la Figure 28-A (Cattell 1966).

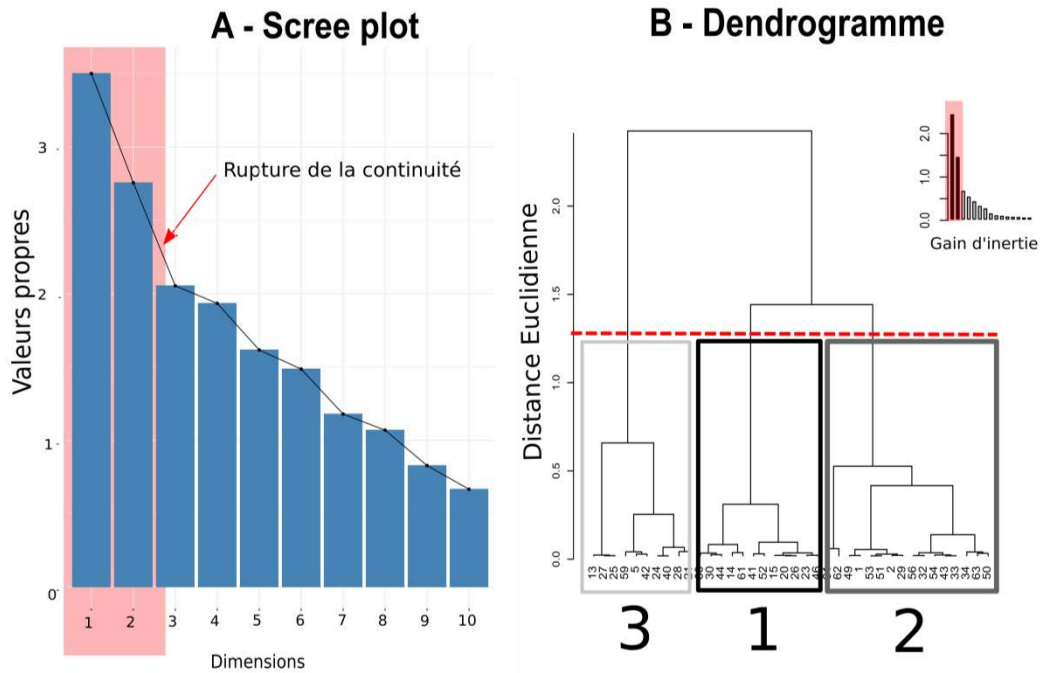


Figure 28 : Illustration de la sélection du nombre de composantes principales/Sous-groupes

Ensuite, une analyse de classification hiérarchique ascendante la méthode de Ward a été utilisée pour identifier les sous-groupes de participants NSCBLP (Ward 1963). Le nombre optimal de sous-groupes a été choisi comme étant celui avec la plus grande diminution relative du gain d'inertie (Argüelles et al. 2014). Un dendrogramme, présenté sur la Figure 28-B, a été utilisé pour illustrer cette sélection.

La normalité de la distribution des données a été rejetée en utilisant le test de Shapiro-Wilk. Les sous-groupes identifiés ont ensuite été comparés entre eux ainsi qu'avec le groupe contrôle en utilisant un test de Kruskal Wallis et les tests de post-hoc associés Wilcoxon non-pairés. Le niveau de significativité était fixé à $p < 0.05$.

Chapitre 3 : Résultats des études observationnelles

Ce chapitre présente les études observationnelles menées pendant ce travail doctoral. Tout d'abord, trois études observationnelles complémentaires ont été conduites pour évaluer chez l'enfant et l'adolescent les principales tâches retenues dans la littérature adulte pour discriminer les participants avec et sans NSCLBP. Enfin, une quatrième étude a été effectuée pour identifier et caractériser les différents profils d'enfants et adolescents souffrant de NSCLBP en associant les résultats des trois études observationnelles précédentes avec leur profil psychosocial. Même s'il suffit d'un questionnaire pour discriminer les patients NSCLBP des participants asymptomatiques, il semble important, voir essentiel, de continuer les études EMG pour améliorer la compréhension de LBP tout en combinant des données biomécaniques avec des données psychosociales.

Ces études adressent les quatre questions suivantes :

- 1) Etude observationnelle I : L'absence du phénomène de flexion-relaxation peut-elle discriminer avec fiabilité les enfants et adolescents lombalgiques des asymptomatiques comme chez l'adulte ?
- 2) Etude observationnelle II : Les enfants et adolescents avec NSCLBP ont-ils un temps de performance diminué pendant le test d'endurance des extenseurs du tronc ainsi qu'une fatigue musculaire lombaire et une perception de l'effort plus rapides comme chez l'adulte ?
- 3) Etude observationnelle III : Les enfants et adolescents avec NSCLBP ont-ils une amplitude EMG augmentée des muscles lombaires, une mobilité du tronc et du bassin réduite ainsi qu'une capacité diminuée d'adaptation à vitesse augmentée comme chez l'adulte lombalgique ?
- 4) Etude observationnelle IV : La combinaison des paramètres biomécaniques et physiques des trois tâches évaluées dans les études précédentes avec les résultats de questionnaires psychosociaux permet-elle d'identifier et de caractériser différents sous-groupes d'enfants et d'adolescents souffrant de NSCLBP ?

Etude observationnelle I (Article 3) : L'absence du phénomène de flexion-relaxation peut-elle discriminer avec fiabilité les enfants et adolescents lombalgiques des asymptomatiques comme chez l'adulte ?



DIAGNOSTICS

SPINE Volume 43, Number 00, pp 000-000
© 2018 Wolters Kluwer Health, Inc. All rights reserved.

Flexion-Relaxation Phenomenon in Children and Adolescents with and Without Nonspecific Chronic Low Back Pain

An Electromyographic and Kinematic Cross-Sectional Comparative Study

Anne Tabard-Fougère, MS,^{*,†,‡,§} Romain Dayer, MD,[†] Stéphane Armand, PhD,^{*,§}
and Nicolas Vuillerme, PhD^{†,§,*}

Cette étape a consisté à évaluer si, et dans quelle mesure, le phénomène de flexion-relaxation permettait de discriminer les enfants et adolescents avec et sans lombalgie non-spécifique chronique.

Les résultats de ce travail ont fait l'objet de:

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

Tabard-Fougère A, Dayer R, Armand S, Vuillerme N. Flexion-relaxation phenomenon among children and adolescents with and without non-specific chronic low back pain: an electromyographic and kinematic cross-sectional comparative study. *Spine (Phila Pa 1976)* 2018.

Résumé en français

Introduction : Le phénomène de flexion-relaxation (FRP) permet de discriminer avec fiabilité les adultes avec et sans lombalgie non-spécifique chronique (NSCLBP) par une absence ou diminution du FRP en position debout ou assise pour les participants souffrant de NSCLBP. Cependant, si le FRP a été évalué de nombreuses fois dans la population adulte dans ces deux positions, seulement une étude, à notre connaissance, a évalué le FRP en position assise sur un groupe d'adolescents avec et sans NSCLBP.

Objectif scientifique : L'objectif de cette étude était d'évaluer le FRP en position assise et debout sur une population d'enfants et d'adolescents avec et sans NSCLBP. Les hypothèses de travail étaient les suivantes : (1) la présence du FRP est plus faible chez les enfants et adolescents avec NSCLBP et le FRP peut discriminer les deux groupes avec une sensibilité et une spécificité élevées ; (2) les enfants et adolescents avec NSCLBP ont un angle de flexion maximale du tronc et une amplitude EMG supérieure aux contrôles ; (3) les enfants et adolescents avec NSCLBP présentent un angle d'apparition du FRP supérieur aux contrôles.

Matériel et méthode : Trente-sept enfants et adolescents souffrant de NSCLBP et 23 sujets asymptomatiques ont été évalués pendant l'exécution d'une tâche debout de flexion maximale antérieure du tronc et d'une tâche assise d'affaissement du tronc. Ils étaient équipés d'électrodes de surface électromyographique (EMG) au niveau des erector spinae longissimus (ESL) et des multifidus (M) ainsi que de marqueurs passifs réfléchissants au niveau de la 7^{ème} vertèbre cervicale, 1^{ère} lombaire et de la 1^{ère} sacrée pour mesurer l'angle de flexion du tronc relatif à la verticale. Le FRP a été identifié visuellement par un silence EMG soudain en flexion maximale ainsi qu'avec le rapport de flexion-relaxation (FRR). Un seuil d'autoréférence a été utilisé pour évaluer l'instant et l'angle de flexion du tronc d'apparition du FRP. Une analyse à mesures répétées (ANOVA) a été effectuée pour déterminer les effets principaux et l'interaction du groupe (NSCLBP, CONTRÔLE), de la tâche (assise, debout) et du muscle évalué (ESL, M).

Résultats : Pour les deux tâches et muscles étudiés, les résultats ont montré : (1) une faible sensibilité du FRP pour discriminer les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP avec une prévalence du FRP élevée dans les deux groupes ; (2) un angle de flexion du tronc similaire dans les deux groupes ; et (3) un angle d'apparition du FRP similaire dans les deux groupes.

Discussion/Conclusion : Les résultats ne sont pas en accord avec la littérature chez l'adulte avec et sans NSCLBP. Ces résultats peuvent amener à réfléchir à une prise en charge clinique des enfants et adolescents souffrant de NSCLBP qui est actuellement calquée sur celle des adultes.

Abstract

Study Design: Cross-sectional comparative study

Objective: This study aimed to investigate the flexion-relaxation phenomenon (FRP), in standing trunk flexion and slumped sitting tasks, by comparing children and adolescents suffering from non-specific chronic low back pain (NSCLBP) with controls (CTRL).

Summary of Background Data: The absence or lessening of the FRP can accurately discriminate adults with NSCLBP from those without during standing trunk flexion and slumped sitting tasks. LBP is the third most prevalent cause of paediatric pain disorders among children and adolescents, similarly to adults. The FRP has been extensively studied in adults with NSCLBP. However, only one study has evaluated the FRP in adolescents, during a slumped sitting task, and this suggested that the FRP was also present in adolescents with NSCLBP.

Methods: Thirty-seven children and adolescents with NSCLBP and 23 CTRL performed standing trunk flexion and slumped sitting tasks. All participants were equipped with surface electromyography (EMG) electrodes on the erector spinae longissimus (ESL) and multifidus (M) muscles and with reflective markers on the spinous processes of C7, L1 and S1. Global (C7-S1), thoracic (C7-L1) and lumbar (L1-S1) trunk flexion absolute angle were measured with respect to the vertical. The FRP was reported using visual inspection and a flexion-relaxation ratio (FRR). A self-reference threshold was used to identify the time of FRP onset. The two groups were compared using unpaired Student t-tests and Pearson's χ^2 tests. Repeated measures ANOVA were used to determine the main effect and interaction effects of task, group and muscle on FRR and the relative maximal angle at FRP onset of global trunk (C7-S1).

Results: Results showed three main findings: (1) the FRP's low sensitivity in discriminating between NSCLBP and CTRL children and adolescents in either groups, tasks or muscles; (2) similar observed maximal flexion angles in both groups during flexion tasks; and (3) similar observed relative maximal global trunk flexion angles at FRP onset in groups, tasks and muscles.

Discussion/conclusion: These results are not consistent with the literature on adults and could lead to a modified therapeutic management of NSCLBP in children and adolescents.

Introduction

Standing trunk flexion is characterised by a sudden myoelectric silence of extensor muscles at full flexion. This phenomenon, described by Floyd and Silver (Floyd and Silver 1955) as the flexion-relaxation phenomenon (FRP), is present in 82% (Callaghan and Dunk 2002) to 100% (Shirado et al. 1995; Gupta 2001; Neblett et al. 2003; Schinkel-Ivy et al. 2013) of the asymptomatic adult population. It has also been documented during slumped sitting, although with inconsistent results for FRP occurrence due to studies' non-standardised sitting postures (Callaghan and Dunk 2002; O'Sullivan et al. 2006; Nairn et al. 2013; Schinkel-Ivy et al. 2014). The relative angle at which the FRP occurred (onset angle) varied between 62% (Kaigle et al. 1998) and 90% (Shirado et al. 1995) of the maximal trunk flexion angle during standing flexion and tended to be earlier (around 50%) during slumped sitting (Schinkel-Ivy et al. 2014).

An absent or diminished FRP during standing trunk flexion has frequently been observed in adult patients with chronic low back pain (CLBP) in comparison with healthy age-matched participants (Watson et al. 1997; Geisser et al. 2005; Dankaerts et al. 2006a; Alschuler et al. 2009). Evaluating the FRP is a clinically relevant means of discriminating CLBP patients from asymptomatic adults, showing good specificity and sensitivity (Colloca and Hinrichs 2005; Geisser et al. 2005).

LBP has recently been identified as the third most frequent cause of paediatric pain disorders (Donnelly et al. 2017) among children and adolescents, with a prevalence comparable to adults (Balagué et al. 1999; Jones and Macfarlane 2005; Jeffries et al. 2007; Calvo-Muñoz et al. 2013b; Robalo et al. 2015). However, although the FRP has been extensively studied in adults with LBP, there is a lack of electromyography (EMG) data on children and adolescents with LBP (Tabard-Fougère et al. 2016). To the best of our knowledge, only one study has evaluated the FRP in adolescents during a slumped sitting task (Astfalck et al. 2010b). It reported that adolescents aged from 14–16 years old and suffering of non-specific chronic LBP (NSCLBP) showed a significant reduction in the activity of their thoracic erector spinae muscles during slumped sitting in comparison with usual sitting, suggesting the presence of an FRP. They also reported no significant reduction in activity in the multifidus muscles between slumped and usual sitting.

The present study aimed to investigate the FRP in children and adolescents suffering from NSCLBP during both standing trunk flexion and slumped sitting tasks in comparison with age-matched controls.

The working hypotheses were the following:

- The FRP occurs less frequently in children and adolescents with NSCLBP and can be used to discriminate between NSCLBP and control groups with high sensitivity and specificity.
- Children and adolescents with NSCLBP have a lower maximal trunk flexion angle and a higher EMG amplitude than controls.
- Children and adolescents with NSCLBP exhibiting the FRP have a higher relative maximal onset of the FRP than controls.

Methods

Participants

Patients with NSCLBP were recruited to the study in the paediatric orthopaedics department of a tertiary university hospital between November 2014 and December 2016. Age-matched healthy volunteers (CTRL) were invited to participate using an advertising poster in the hospital. The local ethics committee approved this prospective study (CER no. 14-126), and written informed consent was obtained from all participants and their respective legal guardians. The inclusion criteria for the NSCLBP group were to be aged from 10–18 years old, to suffer from NSCLBP with a pain level $\geq 3/10$ on a visual analogical scale and to have been in pain > 3 months. The CTRL group participants had to be aged from 10–18 years old, with no history of LBP during the last year. The intensity of pain was evaluated using a visual analogue scale (Jensen et al. 1986); functional disability was evaluated using the Oswestry questionnaire (Vogler et al. 2008). To limit any age bias that this paediatric population might have on body mass index (BMI) evaluation, the BMI-for-age was computed as a z-score (z) (de Onis et al. 2007) and weight status categories were defined using World Health Organization recommended cut-offs (de Onis and Lobstein 2010).

Task and procedure

Experiments were conducted in the tertiary university hospital's Laboratory of Kinesiology. First, participants lying in a prone position, with arms along their trunk and outstretched legs, were asked to raise their trunk and umbilicus off the table (Figure 29a). The EMG of the low back erector spinae longissimus (ESL) and multifidus (M) muscles, recorded during this isometric manual muscle testing against gravity (isoMMT3), was used to normalise the EMG amplitude for the subject's next tasks (Tabard-Fougère et al. 2018).

Second, participants were asked to perform two distinct trunk flexion tasks in the sagittal plane (Figure 29b): (1) moving from upright standing to full trunk flexion (Callaghan and Dunk 2002) and (2) moving from upright sitting to slumped sitting (Nairn et al. 2013). Each task was repeated and measured three times in the same order (standing then sitting) and mean values were computed. Task analyses were divided into three successive phases (Figure 29b): dynamic flexion, static full flexion and dynamic extension (Schinkel-Ivy et al. 2013).

Instrumentation

Participants were equipped with surface EMG electrodes placed bilaterally on back muscles (ESL and M) and reflective markers placed on the C7, L1 and S1 spinous processes.

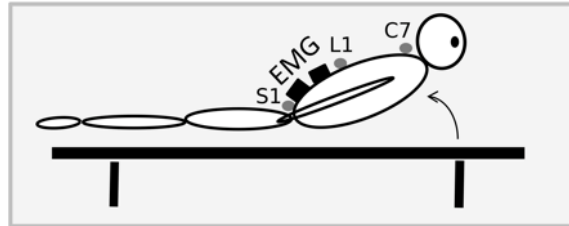
Active EMG surface electrodes (model Trigno, Delsys Inc., Boston, MA, USA), recording at a sampling frequency of 1000 Hz, were located directly on shaved, alcohol-cleaned skin according to SENIAM recommendations (Hermens et al. 2000), as described below:

- ESL: two fingers-width lateral from the processus spinae of vertebra L1
- M: on and aligned with a line from caudal tip posterior spina iliaca superior to the interspace between the L1 and L2 at the L5 spinous process (about 2–3 cm from the midline)

A twelve-camera motion analysis system (ViconMX3+, Vicon Peak, Oxford, UK, and Qualisys Oqus7+, Göteborg, Sweden) set at a sampling frequency of 100 Hz recorded marker trajectories and EMG recordings were synchronised.

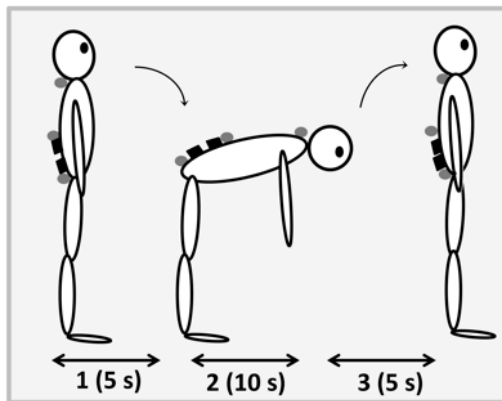
A - EMG normalisation task

- Based on manual muscle testing against gravity
- 5 s hold on, mean value

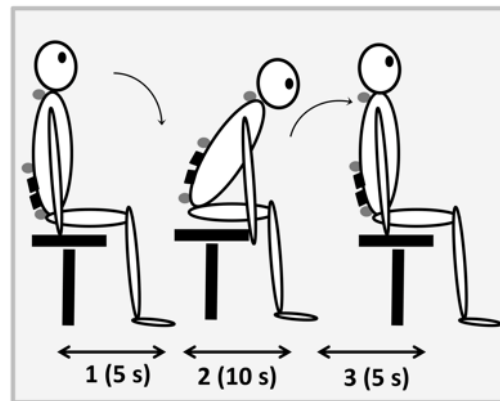


B - Trunk flexion tasks

Standing trunk flexion



Slumped sitting



1 - Dynamic flexion; 2- Static full flexion; 3- Dynamic extension

Figure 29 : A. An EMG normalisation task based on manual muscle testing against gravity (isoMMT3); B. Description of the tasks evaluated: standing trunk flexion and slumped sitting. Grey circles represent reflective markers placed on the C7, L1 and S1 spinous processes. Black squares represent surface electromyographic electrodes placed bilaterally on back muscles (ESL and M).

Data processing

EMG parameters

Firstly, the quality of the raw EMG data was visually evaluated so as to exclude muscles with noise in their data due to a poor skin–electrode contact during movement. After checking that there were no statistical differences between left and right sides, one randomly picked side was reported (left) (Dankaerts et al. 2006a). When EMG of left side was excluded, the right side was reported; when both sides were excluded the participant was excluded from analysis. Next, raw EMG data were band-pass filtered between 20 Hz and 500 Hz using a fourth order Butterworth filter to attenuate low-frequency noise due to any skin movement artefacts. The filtered EMG signal was full-wave rectified and low-pass filtered using a fourth order filter (cut-off frequency: 3 Hz) to compute the normalised EMG linear envelopes (NEMG_LE) by

dividing by the mean value from the normalisation task (Figure 29a) (Tabard-Fougère et al. 2018).

The FRP could be identified as a sudden significant reduction in motor activity on NEMG_LE (ESL and M) during the standing trunk flexion and slumped sitting tasks (O’Sullivan et al. 2006). Each muscle’s flexion-relaxation ratio (FRR) was computed during each task by dividing the averaged NEMG_LE recorded during standing and sitting by the averaged NEMG_LE recorded during maximal standing flexion and slumped sitting, respectively (Schinkel-Ivy et al. 2013). A self-reference threshold “3 frp” (3 times the average NEMG_LE during full flexion) was used to identify the time of FRP onset. The first point followed by 50 data points continuously meeting threshold (50 ms) was defined as the FRP onset (Jin et al. 2012) (Figure 26)

Trunk kinematics

Trunk kinematic parameters were computed using MATLAB R2012b (MathWorks, Natick, MA, USA) during the standing and seated trials. The spine was partitioned into three regions: global from plates C7-S1, thoracic from plates C7-L1 and lumbar from plates L1-S1. Angles were measured as absolute angle (°) which was taken with respect to the vertical (Nairn et al. 2013). For each trial with the presence of a FRP, the angle (expressed as a percentage of the maximal angle at full flexion) was determined at the time of FRP onset (Figure 30).

Statistical analysis

Analyses were performed using R software, v.3.1.3, and the RStudio interface (Rstudio Team 2016). The normality of data distribution was confirmed using the Shapiro–Wilk test. Differences between NSCLBP and CTRL groups were examined using unpaired Student t-tests for continuous outcomes and Pearson’s χ^2 tests for dichotomous outcomes. The level of significance was set at $p < 0.05$. Cohen’s effect size (ES) and 95% confidence intervals (95% CI) were also reported. Repeated measures analysis of variance (ANOVA) was used to determine the main effect and interaction effects of each task (standing, sitting), group (NSCLBP, CTRL) and muscle (ESL, M) on the outcome measures, FRR ratio and the relative maximal angle at FRP onset of global trunk (C7-S1).

Results

Participants

Thirty-eight NSCLBP patients and 24 healthy age-matched subjects (CTRL group) performed standing trunk flexion and slumped sitting tasks. Due to technical problems with the EMG electrodes (not sticking to skin), one NSCLBP participant and one CTRL participant were excluded from the analysis of both standing and sitting tasks. Furthermore, two CTRL group participants were excluded from the sitting task due to a misunderstanding of the instructions. After these exclusions, the CTRL and NSCLBP groups were comparable in terms of age, proportion of females, height, weight and body weight status (Table 14). NSCLBP participants described pain intensities ranging from 3.0–8.0 (mean 3.9), indicating intermediate pain intensities ($< 5/10$), Oswestry disability levels ranging from 0.0%–35.6% (mean 18.5%), indicating minimal disability ($< 21\%$) (Fairbank et al. 1980), and mean pain duration of 16.3 +/- 15.1 months.

Tableau 14 : Anthropometric and pain-related characteristics

	LBP (n = 37)	CTRL (n = 23)	p-value	95% CI	ES
Anthropometric characteristics					
Female, n (%)	30 (81%)	16 (67%)	0.331	-12 to 41	0.193
Age, years, mean (SD)	14.1 (1.9)	13.9 (2.3)	0.649	-0.9 to 1.4	0.128
Height, m, mean (SD)	1.60 (0.11)	1.64 (0.13)	0.246	-0.10 to 0.26	0.322
Body mass, kg, mean (SD)	53.9 (11.4)	50.5 (13.6)	0.323	-3.4 to 10.1	0.277
Body weight status					
Underweight, n (%)	1 (5%)	2 (8%)	0.698	-21 to 10	0.019
Healthy weight, n (%)	24 (65%)	19 (83%)	0.201	-43 to 6	0.210
Overweight, n (%)	10 (27%)	2 (8%)	0.143	-3 to 40	0.275
Obese, n (%)	2 (5%)	0 (0%)	0.673	-5 to 16	0.023
Pain-related characteristics					
Last 24 h pain, /10, mean (SD)	3.9 (1.8)	-	-	-	-
Pain duration, months, median [IQR]	12 [9;24]	-	-	-	-
Disability Oswestry score, n (%)	18.2 (8.0)	0.6 (1.3)	< 0.001*	14.9 to 20.3	2.856

*LBP is non-specific chronic low back pain group; CTRL is control group. Pain intensity was evaluated using a visual analogue scale (Jensen et al. 1986), functional disability was evaluated using the Oswestry questionnaire (Vogler et al. 2008). BMI-for-age was computed as a z-score (z) (de Onis et al. 2007) and weight status categories were defined using World Health Organization recommended cut-offs (de Onis and Lobstein 2010). Mean (Standard deviation) or n (%); * Unpaired Student-t or Khi2 test P-value < 0.05. SD is standard deviation, IQR is interquartile range.*

Occurrence of FRP

As indicated in Table 15, we observed no significant differences in the proportions of NSCLBP and CTRL group participants who did not exhibit an FRP in the standing trunk flexion and slumped sitting tasks. Furthermore, the FRP showed low sensitivity (< 50%) and high-to-moderate specificity (from 75%–84%) in distinguishing NSCLBP from CTRL participants for all muscles during standing trunk flexion (sensitivity: ESL=13%, M=17%; specificity: ESL=81%, M=78%) and for ESL during slumped sitting (sensitivity: ESL=14%; specificity: ESL=73%); its sensitivity and specificity were low (< 50%) for M during slumped sitting (sensitivity: M=42%; specificity: ESL=38%).

Tableau 15 : Results of FRP occurrence and trunk range of motion

	Standing trunk flexion			Slumped sitting		
	LBP (n = 37)	CTRL (n = 23)	Group effect	LBP (n = 37)	CTRL (n = 21)	Group effect
FRP occurrence						
Visual inspection, n (%)						
ESL muscle	30 (81%)	21 (91%)	0.758	28 (76%)	20 (83%)	0.366
M muscle	29 (78%)	20 (87%)	0.623	15 (41%)	11 (46%)	0.725
FRR ratio, mean (SD)						
ESL muscle	0.31 (0.22)	0.32 (0.27)	0.882	0.54 (0.25)	0.43 (0.32)	0.148
M muscle	0.36 (0.26)	0.32 (0.26)	0.528	0.68 (0.27)	0.60 (0.26)	0.236
Trunk range of motion						
Max. trunk flexion (F), °, mean (SD)	102.0 (16.3)	104.7 (17.9)	0.552	18.9 (8.6)	23.7 (13.2)	0.127
Onset angle, % F, mean (SD)						
ESL muscle	76.5 (7.8) ^a	81.7 (12.7) ^c	0.062	77.2 (17.9) ^c	80.9 (11.2) ^g	0.312
M muscle	79.8 (13.0) ^b	79.8 (12.0) ^d	0.996	81.9 (20.6) ^f	70.9 (24.2) ^h	0.352
Thoracic flexion (TF), °, mean (SD)	120.8 (14.9)	125.8 (16.1)	0.230	34.6 (10.6)	40.3 (14.9)	0.121
Onset angle, % TF, mean (SD)						
ESL muscle	74.3 (10.1) ^a	81.2 (16.4) ^c	0.120	63.3 (25.7) ^c	83.8 (17.9) ^g	0.020*
M muscle	81.6 (11.7) ^b	80.4 (15.7) ^d	0.779	70.7 (28.4) ^f	71.4 (23.8) ^h	0.954
Lumbar flexion (LF), °, mean (SD)	77.7 (15.0)	79.7 (18.3)	0.657	7.9 (6.2)	9.3 (6.6)	0.524
Onset angle, % LF, mean (SD)						
ESL muscle	72.2 (11.9) ^a	79.4 (15.3) ^c	0.101	56.7 (25.8) ^c	77.6 (14.0) ^g	0.024*
M muscle	80.9 (12.8) ^b	77.5 (14.7) ^d	0.428	70.3 (17.7) ^f	72.9 (11.9) ^h	0.727

Mean (Standard deviation) or n (%); * Unpaired Student-t or χ^2 test P-value < 0.05; ESL is erector spinae longissimus and M is superficial lumbar multifidus; Max. is maximal. Onset angle was only evaluated on participants with FRP and/or without a noisy EMG signal. Corresponding numbers of included participants were reported as a: n = 28, b: n = 24, c: n = 18, d: n = 19; e: n = 25, f: n = 13, g: n = 15, h: n = 8, respectively.

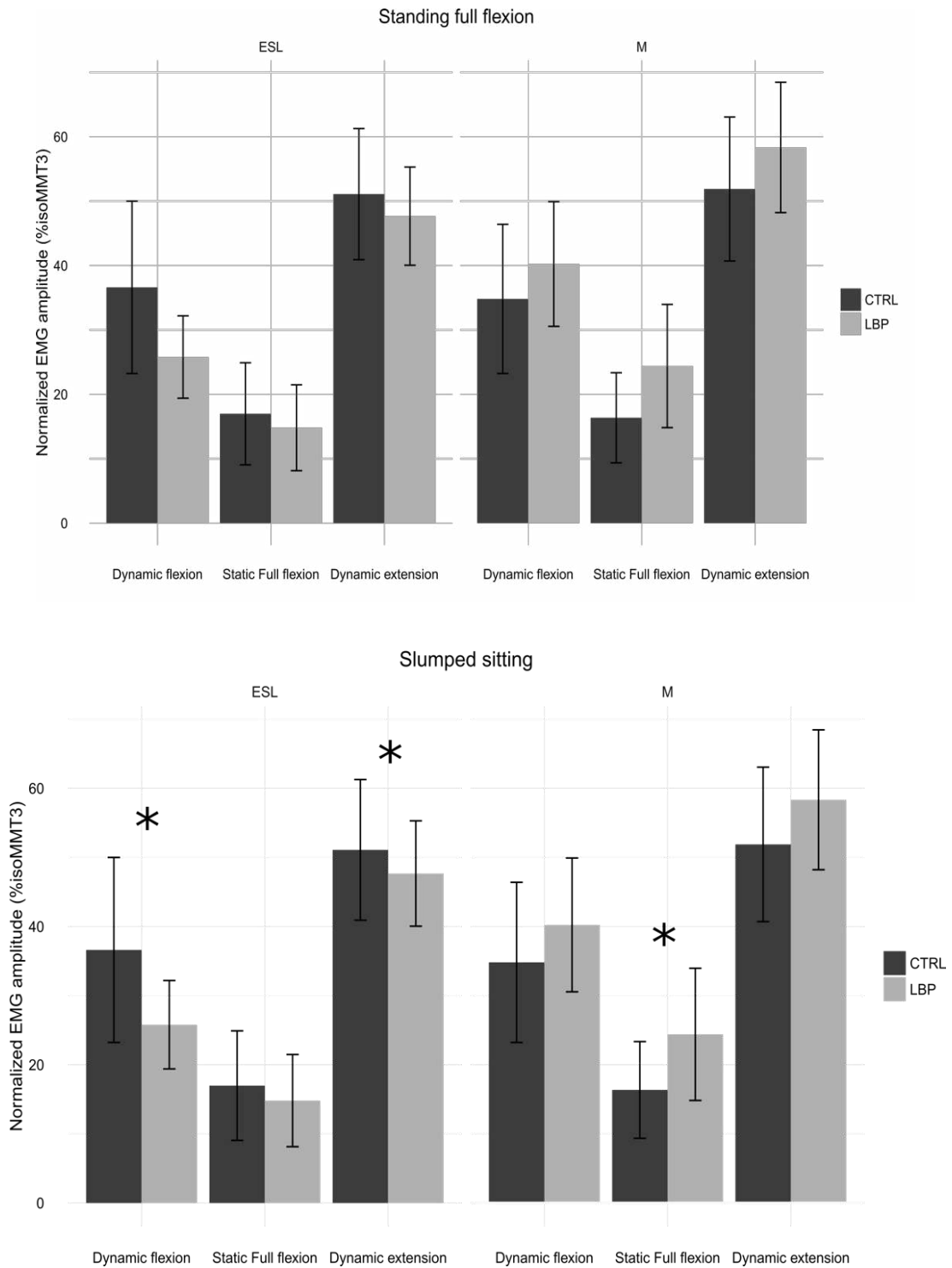


Figure 30 : Comparison by group of mean normalised EMG amplitudes (%isoMMT3) computed during the dynamic flexion, static full flexion and dynamic extension stages of the slumped sitting task, for both the erector spinae longissimus (ESL) and multifidus (M) muscles. CTRL=control group; LBP=non-specific chronic low back pain group; * is significant group difference evaluated with $p < 0.05$ using unpaired Student t-test.

Maximal flexion angle and relative maximal flexion angle at FRP onset

In the standing full flexion task, there were no significant differences between NSCLBP and CTRL groups in either maximal flexion angle or relative maximal flexion angle at FRP onset for both the ESL and M muscles and all trunk regions (Table 15).

In slump sitting task, there was no significant difference between NSCLBP and CTRL groups for both maximal flexion angle and %maximal flexion angle at FRP onset of every evaluated region for M muscle. A significantly earlier onset angle in NSCLBP in comparison with CTRL was reported in thoracic (NSCLBP: 63.3 (25.7)%; CTRL: 83.8 (17.9)%; $p=0.020^*$) and lumbar (NSCLBP: 56.7 (25.8)%; CTRL: 77.6 (14.0)%; $p=0.024^*$) flexion angle and similar for global trunk angle (NSCLBP: 77.2 (17.9)%; CTRL: 80.9 (11.2)%; $p=0.312$) for ESL muscle (Table 15).

Task, muscle and group effects on FRR ratio and relative maximal flexion angle at FRP onset

As Table 16 reports, task ($df=1$, $F=51.617$, $p < 0.001$) and muscle ($df=1$, $F=6.384$, $p=0.010$) had significant effects on the FRR ratio. Calculating an ANOVA of the FRR ratio revealed no statistically significant group effect ($df=1$, $F=2.798$, $p=0.096$). There were no significant interaction effects on the FRR ratio ($p > 0.05$).

Although the main group ($df=1$, $F=1.382$, $p=0.242$), task ($df=1$, $F=0.148$, $p=0.701$) and muscle ($df=1$, $F=0.182$, $p=0.670$) effects on the relative maximal flexion angle at FRP onset of global trunk (C7-S1) were not significant, the muscle x group interaction effect was ($F=4.681$, $p=0.032$). No significant interaction effects on the relative maximal flexion angle at FRP onset of global trunk (C7-S1) were found for task x group, muscle x task and task x group x muscle ($p > 0.05$).

Tableau 16 : Results of task, muscle and group effects and interaction effects.

Effect	df	F-statistic	p-value
Flexion relaxation ratio			
Group	1	2.798	0.096.
Task	1	51.617	< 0.001*
Muscle	1	6.834	0.010*
Task x Group	1	1.492	0.223
Muscle x Group	1	0.027	0.869
Task x Muscle	1	3.356	0.069.
Task x Muscle x Group	1	0.373	0.542
Relative maximal flexion angle at FRP onset of global trunk (C7-S1)			
Group	1	1.382	0.242
Task	1	0.148	0.701
Muscle	1	0.182	0.670
Task x Muscle	1	1.337	0.250
Muscle x Group	1	4.395	0.038*
Task x Muscle	1	1.237	0.268
Task x Muscle x Group	1	0.679	0.411

Repeated measures ANOVA was used to determine effects and interaction effects of group (low back pain, controls), task (standing trunk flexion, slumped sitting) and muscle (erector spinae longissimus, lumbar multifidus) at a significance level $p \leq 0.05^$. df is degree of freedom, FRP is flexion-relaxation phenomenon.*

Discussion

The present study aimed to evaluate the flexion-relaxation phenomenon (FRP) in children and adolescents with and without non-specific chronic low back pain (NSCLBP) during standing trunk flexion and slumped sitting tasks. Taken together, its results rejected the three hypotheses originally formulated, namely: (1) the FRP occurs less frequently in children and adolescents with NSCLBP and can discriminate between NSCLBP and control groups with high sensitivity and specificity; (2) children and adolescents have lower maximal trunk flexion angle and a higher EMG amplitude than controls; (3) children and adolescents with NSCLBP exhibiting the FRP have a higher maximal flexion angle at FRP onset than controls.

Results concerning the occurrence of the FRP in the majority (> 75%) of CTRL group participants, during both standing and sitting tasks, were consistent with the literature on asymptomatic adults populations which reports occurrence from 82% (Callaghan and Dunk 2002) to 100% (Shirado et al. 1995; Gupta 2001; Neblett et al. 2003; Schinkel-Ivy et al. 2013). However, the NSCLBP participants had similar results to the CTRL group for the occurrence of the FRP in both standing (ESL: NCLBP=81%, CTRL=91%, $p=0.758$; M: NCLBP=78%, CTRL=87%, $p=0.623$) and slumped sitting tasks (ESL: NCLBP=76%, CTRL=83%, $p=0.366$; M: NCLBP=41%, CTRL=46%, $p=0.725$). These results contrasts with adults with NSCLBP, of whom only 30%–60% exhibited the FRP (Triano and Schultz 1987; Sihvonen et al. 1991; Mannion et al. 2001; Neblett et al. 2003). The FRP's low sensitivity and specificity in distinguishing between NSCLBP and CTRL children and adolescents in this study was inconsistent with its high combined sensitivity (88.8%) and specificity (83.1%) when evaluated in adult populations (Ahern et al. 1988; Watson et al. 1997; Geisser et al. 2005).

Presence of the FRP in the majority of children and adolescents, both with and without NSCLBP, was confirmed by both groups having similar FRR ratios and significantly lower normalised EMG amplitudes during static full flexion than in dynamic flexion or extension. However, this supports the only other published study evaluating FRP during slumped sitting in adolescents with NSCLBP and controls (Astfalck et al. 2010b). Astfalck et al. (Astfalck et al. 2010b) showed that multifidus (M) muscle activation levels could not discriminate between these groups, in contradiction to results with adults suffering from LBP (Dankaerts et al. 2006b). We speculate that these differences between adolescents' and adults' results can be explained by the undamaged muscular fibres in the younger population, associated with the immaturity and greater plasticity in the trunk motor systems of adolescents with NSCLBP, as Astfalck et al. proposed (Astfalck et al. 2010b). One other hypothesis is that perhaps there is less laxity in the osteoligamentous spine of the children and adolescents (less damage), suggesting that the younger population can use passive structures to support themselves.

Our analysis of the range of trunk motion during flexion showed similar results in the NSCLBP and CTRL groups for both standing and sitting tasks for every evaluated trunk region. These results were consistent with those reported by Astfalck et al. (Astfalck et al. 2010b) in adolescents. They were not in accordance with those of Kaigle et al. (Kaigle et al. 1998), who reported that participants CLBP were significantly limited in their ability to flex and extend their trunks in comparison to an asymptomatic group. During seated task, Dankaerts et al. (Dankaerts et al. 2006b) reported a limited ability to change lumbo-pelvic posture from usual sitting in adults suffering of NSCLBP.

The relative maximal flexion angles at the FRP onset in the standing task were superior to 70% in the ESL and M muscles of both groups, in agreement with values reported in asymptomatic adults (Schinkel-Ivy et al. 2014). However, results were different in the slumped sitting task, with higher values in the CTRL group (> 70%) than in the existing literature (around 50%) (O'Sullivan et al. 2006).

Subdividing the spine into two sections added knowledge in ESL muscles during slumped sitting task. FRP onset was significantly earlier in NSCLBP group in thoracic (63.3 (25.7) %) and lumbar (56.7 (25.8) %) flexion angle during slumped sitting in comparison with CTRL (thoracic flexion: 83.8 (17.9) %, lumbar flexion: 77.6 (14.0) %). Values in NSCLBP are similar to results in asymptomatic adults (around 50%) (O'Sullivan et al. 2006; Schinkel-Ivy et al. 2014) but these in CTRL are higher. Results in CTRL did not support the fact that child thorax is more flexible (Dutil 1978; Boone and Azen 1979) where lower values were expected. It should be of interest to evaluate in thoracic level of ES muscles FRP onset in thoracic and lumbar angle reported lower during slumped sitting task in comparison with upright trunk flexion in asymptomatic adults (Ang et al. 2016).

O'Sullivan et al. (O'Sullivan et al. 2006) explained the FRP's earlier onset in a slumped sitting task than in a standing one as being due to slumped sitting involving the transfer of the extensor moment from the local lumbar musculature (M) to other muscles and its contribution to midrange thoracolumbar movements (e.g. thoracic erector spinae). However, this proposition has not been verified in children and adolescents.

Furthermore, the FRP's occurrence during slumped sitting was dependent on the muscle investigated, being observed in fewer than half of participants' M muscles but > 75% of their ESL muscles. These results are consistent with those of asymptomatic adults (Schinkel-Ivy et al. 2014). This could be explained by Nairn et al's (Nairn et al. 2013) observation that in slumped sitting the mid- and lower-thoracic regions achieved almost a full-range of slumped sitting, whereas upper-thoracic and lumbar regions achieved only a half-range.

Overall, the present results for children and adolescents were different from those for adults with LBP. More investigations in a larger cohort would be needed to confirm these results, improve understanding of paediatric NSCLBP and define specific therapeutic strategies. It would be interesting for further studies to evaluate whether paediatric patients suffering from NSCLBP go on to have LBP in adulthood, when the FRP ceases to occur and which factors are associated with an absence of the FRP.

In perspective, it should be interesting to evaluate the role of other extensor in FRP as iliocostalis and thoracic erector spinae (TES). Astfalck et al. (Astfalck et al. 2010b) reported no significant differences between adolescents with NSCLBP and no-LBP in iliocostalis and TES muscles during slumped sitting. These authors also reported significant reduction in EMG for iliocostalis ($t=-2.132$, $p=0.042$) and TES ($t=-2.128$, $p=0.038$) between usual and slump sitting suggesting presence of FRP in NSCLBP group. These results are consistent with healthy adults with similar occurrence of FRP in both standing and sitting position in TES (Callaghan and Dunk 2002; Schinkel-Ivy et al. 2014; Ang et al. 2016). These results should be confirmed on a larger cohort of children and adolescents and relationship with higher thoracic flexibility in this young population and presence of FRP should be evaluated. Furthermore, evaluating presence/absence of FRP in thoracic ES level in a population of

adults with NSCLBP could confirm/reject differences with children and adolescents with NSCLBP.

It should also be interesting to evaluate the role of deep muscles as spinalis and semispinalis muscles. However, such evaluation is only possible with intramuscular EMG, invasive electrodes that complicates the evaluation especially in young patients.

Finally, in the literature, children and adolescents with LBP presented a lower performance time of trunk extensor muscles endurance test from no-LBP subjects (Biering-Sørensen 1984; Salminen et al. 1992; Andersen et al. 2006; Bernard et al. 2008; Astfalck et al. 2010a). In future work, it could be of interest to compare in the same cohort performance time and muscular fatigue (slope of median frequency during test (De Luca 1997; Bandpei et al. 2014)) of ESL and M muscles during trunk extensor muscles endurance test between children and adolescents with NSCLBP and CTRL. ESL muscle fatigue after trunk extensor muscles endurance test in asymptomatic adults has been reported to modulate the FRP with earlier FRP onset during upright trunk flexion (Descarreaux et al. 2008). Interactions between chronic pain and muscular fatigue and their effect on the FRP need to be studied in both adults and children/adolescents with NSCLBP.

Limitations

The present study has several limitations. The fact that the all the participants recruited with NSCLBP came from a single university hospital paediatric orthopaedic clinic means that the results should not be generalised to all paediatric populations with NSCLBP. Some participants had to be excluded from the analysis due to EMG electrodes detachment (1/38 NSCLBP, 1/24 CTRL) and misunderstandings about slumped sitting task instructions (2/24 CTRL). Another limitation concerns using surface EMG to record M muscles. Stokes et al. (Stokes et al. 2003) showed that accurate measurement of M muscle activity requires intra-muscular electrodes. However, the present study followed the SENIAM recommendations for electrode placement, and the surface EMG data of ESL and M muscles have been evaluated as highly correlated with intra-muscular EMG data (Lee et al. 2005). Finally, the present study evaluated moderately affected patients (pain intensity < 5/10 and Oswestry scores < 21%) and thus results might be different in a group more severely affected by pain.

Conclusion

The present study highlighted: (1) a FRP's low sensitivity in discriminating between children and adolescents with NSCLBP and controls, as the FRP was present in both groups and in both tasks (standing and slumped sitting); (2) a similar maximal flexion angle during the flexion tasks in children and adolescents with NSCLBP and controls; (3) a similar relative maximal flexion angle at the onset of the FRP in both the NSCLBP and CTRL groups, in both tasks and in both muscles (ESL and M) and earlier relative maximal flexion angle at FRP onset in lumbar and thoracic regions during slumped sitting in ESL muscle. The present results are inconsistent with the existing literature on adults and could lead to modifications in the therapeutic management of children and adolescents with NSCLBP.

Etude observationnelle II (Article 4) : Les enfants et adolescents avec NSCLBP ont-ils un temps de performance diminué pendant le test d'endurance des extenseurs du tronc ainsi qu'une fatigue musculaire lombaire et une perception de l'effort plus rapides comme chez l'adulte ?

Cette étude a consisté à évaluer si, et dans quelle mesure, les tests d'endurance des muscles fléchisseurs et extenseurs du tronc permettaient de discriminer les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP.

Les résultats de ce travail ont fait l'objet :

- **d'un article soumis dans une revue internationale à comité de lecture :**

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S. Muscle fatigue and perceived exertion during trunk endurance tests among children and adolescents with and without non-specific chronic low back pain: a cross-sectional comparative study. (Soumis dans: *European Spine Journal* le 03.11.2017)

Résumé en français

Introduction : La lombalgie (LBP) touche plus de 80% de la population adulte et a récemment été identifiée comme la 3ème cause de douleurs pédiatrique avec une prévalence comparable à l'adulte. Malgré la faible incidence d'un diagnostic grave associé à ces douleurs dans la population pédiatrique et donc la faible sensibilité diagnostique de l'imagerie, la prise en charge actuelle implique une irradiation augmentée sur une population jeune donc à risque. Les tests d'endurance des muscles extenseurs (EXT) et fléchisseurs (FLEX) du tronc permettent de discriminer avec fiabilité les adultes avec et sans lombalgie non-spécifique chronique (NSCLBP) avec un temps de maintien diminué chez les participants souffrant de NSCLBP ainsi qu'une évolution de fatigue musculaire (FM) et la perception de l'effort (RPE) qui diffèrent significativement. Cependant, à notre connaissance, aucune étude n'a évalué la fatigue musculaire ainsi que la perception de l'effort pendant les tests EXT et FLEX chez les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP.

Objectif scientifique : L'objectif de cette étude était double : (1) comparer le temps de maintien, l'évolution de la FM ainsi que de la RPE durant l'exécution des tests EXT et FLEX chez les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP ; (2) évaluer si la combinaison de résultats de questionnaires relatifs à la douleur avec la FM et la RPE peut expliquer le temps de performance des tests EXT et FLEX chez les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP.

Matériel et méthode : Trente-sept enfants et adolescents avec et 24 sans NSCLBP ont été recrutés. Des questionnaires relatifs à la douleur ont été remplis avant d'effectuer les tests EXT et FLEX. Les temps de maintien des deux tests ont été quantifiés tout comme la FM et la RPE avec et sans normalisation temporelle pour évaluer si les participants NSCLBP se fatiguent plus vite et avec une plus faible intensité que le groupe CTRL. Les groupes ont été comparés avec respectivement le Student t-test et le test Khi2 pour les données continues et ordinales. Enfin, une régression linéaire uni- et multivariée a été effectuée pour quantifier l'association entre la FM, la RPE, les questionnaires et le temps de performance dans le groupe NSCLBP.

Résultats : La présente étude n'a montré aucune différence significative entre les deux groupes pendant l'exécution du test FLEX. En revanche, durant l'exécution du test EXT, un temps de performance significativement réduit a été observé chez le groupe souffrant de NSCLBP avec (1) une évolution de la FM et de la RPE significativement plus rapide mais avec une capacité de fatigue musculaire similaire aux sujets asymptomatiques après la normalisation temporelle et (2) une association forte entre le temps de performance et la FM et la RPE dans le groupe NSCLBP.

Discussion/Conclusion : Les présents résultats (temps de maintien diminué pendant EXT chez les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP) sont en accord avec la littérature chez l'adulte avec et sans NSCLBP. Cependant, l'évolution de la FM et de la RPE semble différer des résultats observés chez les adultes souffrant de NSCLBP après normalisation temporelle avec une fatigue musculaire réduite chez les adultes souffrant de NSCLBP, ce qui n'est pas le cas dans la présente étude.

Abstract

Purpose: Low back pain (LBP) is the third cause of pediatric pain disorders and majority are called non-specific chronic LBP (NSCLBP). Trunk muscles endurance tests discriminated adults with and without NSCLBP. The aim of this study was two-fold (i) to compare performance time, muscular fatigue (MF) and perceived exertion (RPE) during trunk flexor (FLEX) and extensor (EXT) endurance tests between children and adolescents with NSCLBP and without (CTRL) and (ii) to evaluate if a combination of psychosocial parameters with perceived exertion and muscular fatigue could explain performance time of endurance tests.

Methods: NSCLBP patients and CTRL were recruited. Pain-related and physical activity questionnaires were filled. Participants also performed EXT and FLEX endurance tests. Performances of these two tests were quantified such as MF and RPE and time normalized parameters. CTRL and NSCLBP groups were compared. Uni- and multivariable linear regression analyses were used to assess the association between performance time and the combination of questionnaires, MF and RPE in NSCLBP participants.

Results: Thirty-seven NSCLBP and 24 CTRL were recruited. No significant differences were reported during FLEX endurance test; and a significantly lower performance time during EXT endurance test was found in NSCLBP group with (i) a faster MF and RPE but similar time normalized parameters; and (ii) a strong association between time performance and MF and RPE.

Conclusions: Lower performance time and faster MF and RPE evolution during EXT test are consistent with literature on adults. However, the evolution of MF and RPE after time normalization differed from the results observed in adults at the end of test. It can be hypothesized that children and adolescents with NSCLBP have more efficient and less damaged lumbar muscles in comparison with adults.

Introduction

Low back pain (LBP) is the third cause of pediatric pain disorders (Donnelly et al. 2017) with prevalence among children and adolescents (Balagué et al. 1999; Jones and Macfarlane 2005; Jeffries et al. 2007; Calvo-Muñoz et al. 2013b; Robalo et al. 2015) comparable to adults (World Health Organisation 2007; Duthey 2013). Majority of pediatric (60 to 75%) (Feldman et al. 2006; Auerbach et al. 2008; Bhatia et al. 2008) and adults (85%) (Deyo and Weinstein 2001; Duthey 2013) cases is classified as “non-specific” (NSCLBP) with an absence of identified cause. Despite a low incidence of serious associated diseases (King 1994), the fear of missing them increased radiation exposure (Andersen 2011). However, an absence of significant correlation between radiology changes in the lower spine and low back pain in school children was reported (Harreby et al. 1995). A radiation-free tool seems necessary to discriminate children and adolescents with and without NSCLBP.

Trunk extensor (EXT) (Biering-Sørensen 1984) and trunk flexor (FLEX) (Ito et al. 1996) muscles endurance tests can discriminate adults with and without LBP with lower performance time in adults suffering from LBP (Biering-Sørensen 1984; Ito et al. 1996; Demoulin et al. 2006; van Damme et al. 2014).

A lower performance time of EXT test has been reported in LBP adolescents than in controls (Salminen et al. 1992; Andersen et al. 2006; Bernard et al. 2008; Astfalck et al. 2010a). Contradictory results were reported for FLEX test, with one study showed no significant difference between LBP and controls (Bernard et al. 2008), whereas another study reported lower performance on LBP adolescents than in controls (Salminen et al. 1992). This lower performance time still remained unexplained in NSCLBP population (Astfalck et al. 2010a) and it is unclear if it could be a cause or a consequence of low back pain (Andersen et al. 2006).

Muscle fatigue during endurance tasks quantified with electromyography (EMG) (Bandpei et al. 2014) improved understanding of endurance tests in NSCLBP adults (McKeon et al. 2006; Johanson et al. 2011; Kolar et al. 2011). A decrease in EMG median frequency (FM) is a valid parameter to assess muscle fatigue (De Luca 1997; Bandpei et al. 2014). Contradictory results in comparison with asymptomatic participants were reported with lower (McKeon et al. 2006), identical (Johanson et al. 2011) or higher (Kolar et al. 2011) decline of back muscles FM during EXT in NSCLBP participants. EMG MF has never been evaluated among NSCLBP pediatric participants during trunk muscle endurance tests (Tabard-Fougère et al. 2016).

Perceived exertion evaluated with Borg Rating Scale of Perceived Exertion (RPE) (Gros Lambert et al. 2001) is an interesting parameter to confirm that the end of an exercise is due to fatigue or to compare the physical condition of participants (Coquart et al. 2009).

Several studies suggested a linear evolution of RPE during EXT test among NSLBP adults (Champagne et al. 2009; Coleman et al. 2011). To our knowledge, no study compared RPE slope during EXT and FLEX tests on children and adolescents with and without NSCLBP.

Finally, it was noted that psychological variables might partially explain lower performance time of trunk muscles endurance test in adults with NSCLBP (Larivière et al. 2010; Mannion et al. 2011). It could be different in children and adolescents (Astfalck et al. 2010a) for whom

it has been shown that age (Dejanovic et al. 2012, 2014), sex (Dejanovic et al. 2012, 2014), level of physical (Vlaeyen and Linton 2000) and sportive activity (Kujala et al. 1992) could influence the performance of EXT.

This study's aim was two-fold: (i) to compare performance time, muscular fatigue and perceived exertion during EXT and FLEX tests between children and adolescents with NSCLBP and healthy age-matched controls (CTRL) and (ii) to evaluate if a combination of psychosocial parameters with muscular fatigue and perceived exertion could explain the performance time of endurance tests.

Methods

Participants

Patients with chronic NSCLBP were recruited in the pediatric orthopaedics Department of the University Geneva Hospitals (HUG) between November 2014 and December 2016. Age-matched healthy volunteers were asked to participate to this study using an advertising poster in the HUG. The local ethics committee approved this study (CER no. 14-126), and informed written consents were obtained from all participants and their respective legal guardians according to the ethical standards set forth in the declaration of Helsinki (1983). The inclusion criteria were to be aged between 10 and 18 years-old and to suffer of NSCLBP as defined by the European Cooperation in Science and Technology (COST) Action B 13 (Airaksinen et al. 2006) with pain level $\geq 3/10$ on visual analogical scale (VAS) (Jensen et al. 1986) and duration of pain >3 months for participants in NSCLBP group.

Protocol

The protocol was conducted in the Willy Taillard Laboratory of Kinesiology located in the HUG. Each participant completed pain and physical activity related questionnaires. Then they performed first a trunk extensor muscles endurance test (EXT) and after a 15 min rest they performed a trunk flexor muscles endurance test. Performances of these tests were quantified by measuring maximal holding time in seconds. To limit any motivational bias, a verbal encouragement standardized protocol was defined (Table 17) and feedback on trunk position was provided (Astfalck et al. 2010a).

Questionnaires

Pain-related psychological variables were assessed using the following tools: (1) pain intensity with a 10-cm visual analogical scale (VAS) (Jensen et al. 1986), (2) pain catastrophizing with the French version of Pain Catastrophizing Scale (PCS) (Sullivan et al. 1995), (3) functional disability with the French version of Oswestry Disability Index 2.1 (ODI) (Vogler et al. 2008) without the sexual relative section with sum presented as a percentage where 0% is no disability and 100% the worst possible disability.

Clinically relevant ($>2/10$ VAS) pain augmentation during tests was calculated with subtraction of maximal pain during test minus pain of last 24 hours evaluated using a VAS.

Additionally, participants had to respond to physical activity questions based on the Health Behaviour in School-aged Children project (Jordan and Annaheim 2009).

Tableau 17 : Detailed standardized encouragement protocol

RPE-C (score between 6 and 20) was asked every 15 s. Encouragement followed directly after RPE-C value announcement. When RPE-C value was superior or equal to 17 standardized encouragements were repeated until the end of the test.	
15s	« Your position is very good and well straight. » « Hold on as long as you can without going down. »
RPE-C=10	« Very good. Keep going on like that. » « It's perfect. »
RPE-C=13	« It's very good as you do. » « Keep going like this. » « Keep your position. »
RPE-C=15	« You are good...Go! » « Hold on as far as possible. » « Go to the max! »
RPE-C>=17	« Excellent, hold on until the end... go to the max! » « Super, Go, hold on! » « Now every second matters... keep going! »

RPE-C = Rating of Perceived Exertion adapted for Children

Trunk extensor muscles endurance test

The Biering-Sorensen test was used to evaluate the endurance of the trunk extensor muscles (EXT test) (Biering-Sørensen 1984). Participants were positioned in a prone position with the upper edge of the iliac crests aligned with the edge of the table. Lower body was fixed to the table by three straps located at the level of the pelvis, knees and ankles close to the malleoli (Latimer et al. 1999). With arms folded across the chest and trunk lifted and held off the table at 0° (Figure 31-A), participants were instructed to hold trunk in a horizontal position as long as possible without exceeding more than 10° trunk forward inclination (Astfalck et al. 2010a; Coleman et al. 2011). The test was stopped after 240s for participants able to hold the position longer (Biering-Sørensen 1984).

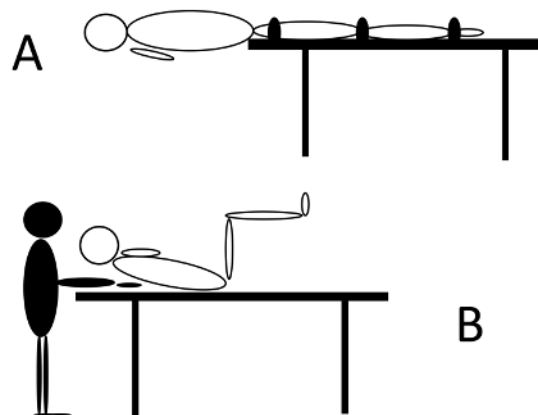


Figure 31 : A) Description of the trunk extensor endurance test (Biering-Sorensen); B) Description of the trunk flexor endurance test (Ito-Shirado)

Trunk flexor muscles endurance test

The Ito-Shirado test was used to evaluate the endurance of the trunk flexor muscles (FLEX test) (Ito et al. 1996). Participants had to lie in a supine position and to raise the lower limbs with 90° flexion of hip and knees as illustrated Figure 31-B. With arms folded across the chest (Bernard et al. 2008; Cavarec and Cantenot 2013), participants were instructed to hold maximal flexion of the cervical spine with the tip of the scapula upper the table as long as possible. Operator set end of the test when the tip of the scapula touched his hands placed between the table and the scapula (Cavarec and Cantenot 2013).

Data acquisition

Electromyographic parameters

Surface electromyography (sEMG) were recorded bilaterally from back (Erector Spinae Longissimus, ESL) and abdominal (Rectus Abdominis, RA) muscles 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 sampling frequency of 1000Hz. Skin at electrodes sites was shaved and cleaned with alcohol. ESL sEMG electrodes sites were defined at 2 fingers width lateral from the processus spinae of vertebra at level L1 bilaterally according to SENIAM recommendations (Hermens et al. 2000). RA electrodes sites were defined at 1cm above the umbilicus and 2cm lateral to the middle according to Dankaerts et al. (Dankaerts et al. 2006a).

Perceived Exertion parameters

Perceived exertion during trunk endurance tests was evaluated every 15 seconds (Simmonds et al. 1998) using the Borg rating scale of perceived exertion adapted for children (RPE-C) (Gros Lambert et al. 2001). This psycho-physical scale assesses participant's judgements of the exercise intensity based on his self-reported feeling of exertion on a 6-20 scale using cartoon character getting more and more tired (Gros Lambert et al. 2001).

Evaluated parameters

Muscular fatigue – EMG parameters

All raw sEMG were bandpass-filtered between 10 and 500Hz using order 4 Butterworth filter using Matlab R2012a (Mathworks, USA) to avoid movement artefact. Filters were implemented as bidirectional filters to reduce the phase error. To evaluate the fatigability during trunk endurance tasks, the sEMG parameters were computed according to Coorevits et al.'s method (Coorevits et al. 2008) as described follows.

First, each recorded sEMG was divided into intervals of 1s. The median frequency (MF) of sEMG power spectrum was calculated in each 1s interval with Fast Fourier Transforms (FFT) using Matlab R2012a (Mathworks).

Second, linear regression analysis was performed on the MF as a function of time. The initial MF (MF_i) was defined as the intercept of the regression line; the final MF (MF_f) was defined as the final value in the end of task; the relative MF diminution (MF_{dim}) was defined as MF_f-

MF_i/MF_i; finally, the MF slope (MFs) was defined as the slope of the best-fitting line describing MF evolution during test (Coorevits et al. 2008).

Third, to avoid potential differences in subcutaneous layers between participants and between different muscles of a participant, the slope of the MF regression line was normalized, according to Coorevits et al. (Coorevits et al. 2008), as follows :

- Normalized MFs (NMFs) =(MFs/MF_i*100) expressed per second.

To remove bias on slope due to different performance time between participants, EMG analysis was also time normalized using linear interpolation with Matlab R2012a. Thus, time normalized NMFs (TNMFs) expressed per %performance time was used to compare the evolution of CTRL and NSCLBP groups at 20, 40, 60, 80 and 100% of performance time (McKeon et al. 2006).

Perceived exertion– RPE-C parameters

A linear regression analysis, as a function of time, was performed on RPE-C values to evaluate perceived exertion augmentation speed during time RPE-Cs (/second). Perceived exertion analysis was also time normalized using linear interpolation with Matlab R2012a to compute time normalized RPE-Cs (TRPE-Cs) expressed per %performance time. In addition, the values at 20, 40, 60, 80 and 100% of performance time were reported for each group (Champagne et al. 2009).

Finally, relative changes of the MF at the time of Borg ratings of perceived ‘moderate exertion’ (MF_{BORG13}), ‘strong exertion’ (MF_{BORG15}) and ‘very strong exertion’ (MF_{BORG17}) were calculated according to the following formulae:

- $(MF_i - MF_{BORG13,15,17}) / (MF_i - MFe) \times 100$,

where MFe is the end MF (Dedering et al. 1999).

Statistical analysis

Statistical analyses were performed using R v.3.1.3 software and the RStudio interface (Rstudio Team 2016). Data normality distribution was evaluated using Shapiro-Wilk test. Differences between CTRL and NSCLBP groups were assessed using un-paired Student t-tests for continuous outcomes with normal distribution, un-paired Wilcoxon-Mann-Whitney tests for continuous outcomes with non-normal distribution and Pearson’s χ^2 tests for dichotomous outcomes. Level of significance was set at $p < 0.05$. Cohen’s effect size (ES) and 95% confidence interval (95% CI) were also reported. Finally, uni- and multivariable linear regression analyses were performed to assess associations between respectively trunk extensor and trunk flexor muscles performance time and age, sex, body mass index (BMI), pain catastrophizing score (PCS), normalized EMG median frequency slope (NMFs) and rated perceived exertion scale for children slope (RPE-Cs) among participants with NSCLBP. Preliminary analyses were conducted to ensure no violation of the assumptions of normality, linearity, multicollinearity and homoscedasticity.

To limit age and sex bias in evaluation of body mass index (BMI) of this pediatric population the BMI-for-age was computed as z-score (zBMI) (de Onis et al. 2007) and weight status categories were defined using World Health Organization recommended cut-offs (de Onis and Lobstein 2010):

- obesity : BMI-for-age z-score > 2 standard deviation
- over weight: $1 < \text{BMI-for-age z-score} \leq 2$ standard deviation
- healthy weight: $-2 \leq \text{BMI-for-age z-score} \leq 1$ standard deviation
- thinness: BMI-for-age z-score < -2 standard deviation

Results

Participants

A total of 38 patients with chronic NSCLBP and 24 healthy age-matched subjects (CTRL group) were recruited to perform EXT and FLEX tests. Due to technical problems with EMG electrodes (artefacts, skins take off), 1 participant of the NSCLPB group was excluded for the analysis. After exclusion, CTRL and NSCLBP groups were comparable in terms of age, gender, height, weight and weight status in NSCLBP group (Table 18.)

Tableau 18 : Participants characteristics

	LBP (n=37)	CTRL (n=24)	p-value	95% CI	ES
Anthropometric characteristics					
Female (%)	30 (81%)	16 (67%)	0.331	-12% to 41%	0.121
Age (year)	14.1 (1.9)	13.9 (2.3)	0.756	-1.0 to 1.3	0.087
Body mass (kg)	53.7 (11.3)	50.5 (13.6)	0.341	-3.5 to 10.0	0.267
Body height (cm)	159.8 (11.1)	163.5 (12.5)	0.245	-10.0 to 2.6	0.322
Body mass index (BMI, kg.m-2)	20.9 (3.5)	18.6 (3.0)	0.007*	0.7 to 4.0	0.726
Weight status					
Under weight (%)	1 (5%)	2 (8%)	0.698	-21 to 10	0.019
Healthy weight (%)	24 (65%)	20 (83%)	0.201	-43 to 6	0.210
Over weight (%)	10 (27%)	2 (8%)	0.143	-3 to 40	0.275
Obese (%)	2 (5%)	0 (0%)	0.673	-5 to 16	0.023
Pain-related characteristics					
Last 24h pain (VAS /10)	4.1 (1.7)	-	-	-	-
Pain duration (months)	17.1 (15.0)	-	-	-	-
Pain catastrophizing score (%)	16.1 (11.3)	7.4 (3.8)	<0.001*	3.7 to 13.6	0.870
Disability Oswestry score (%)	18.2 (8.0)	0.6 (1.3)	<0.001*	14.9 to 20.3	2.856
Physical activity characteristics					
Number days/week	2.82 (1.81)	3.04 (1.37)	0.590	-1.04 to 0.60	0.138
Number hours/week	3.22 (2.16)	3.29 (2.19)	0.904	-1.22 to 1.09	0.033
Number times/week	2.71 (1.70)	2.92 (1.77)	0.652	-1.13 to 0.71	0.123
Number sport team(s) last year	1.0 (0.8)	1.4 (0.9)	0.115	-0.8 to 0.1	0.440
Number hours/week at school	1.43 (0.69)	1.67 (0.24)	0.065	-0.49 to 0.02	0.432
Screen watching characteristics (Number hours/school day)					
Television	1.06 (1.04)	0.67 (0.92)	0.133	-0.12 to 0.90	0.398
Smartphone, video games...	2.28 (1.81)	1.46 (1.35)	0.050	0.00 to 1.64	0.507

ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval and p-value corresponds to un-paired Student t-test for continuous outcomes and Pearson Khi2 test for dichotomous outcomes. Results are presented as mean

(±Standard deviation) for continuous outcomes and n (%) for dichotomous outcomes. * level of significance was set at $p < 0.05$. Weight status is adapted to age and gender and participant can be obese with BMI inferior to 30.

Performance time

EXT performance time was significantly lower in the NSCLBP group than in the CTRL group (Table 19). Only three participants from the CTRL group (3 out of 24, 12.5%) were stopped at 240s during this test.

Tableau 19 : Trunk extensor endurance results (Biering-Sorensen)

	LBP (n=37)	CTRL (n=24)	p-value	95% CI	ES
Performance time					
Performance time (s)	119.5 (41.1)	172.8 (45.2)	<0.001*	-76.3 to -30.3	1.267
Pain augmentation ¹ >2 (%)	11 (30%)	3 (13%)	0.211	-6% to 41%	0.201
Muscular fatigue (MF-EMG, Right Erector Spinae Longissimus)					
MFi (Hz)	89.1 (17.8)	91.5 (14.4)	0.565	-10.7 to 5.9	0.147
Mff (Hz)	65.0 (13.2)	64.1 (13.7)	0.814	-6.3 to 7.9	0.064
MFdim (%)	-0.26 (0.13)	-0.29 (0.11)	0.411	-0.04 to 0.09	0.249
R (linear regression)	-0.82 (0.14)	-0.84 (0.14)	0.580	-0.05 to 0.09	0.145
NMFs (/s)	-0.26 (0.10)	-0.20 (0.07)	0.005*	-0.11 to -0.02	0.682
TNMFs (/performance)	-0.29 (0.11)	-0.32 (0.11)	0.346	-0.03 to 0.09	0.278
Perceived exertion (RPE-C)					
Final RPE-C (/20)	19.0 (1.6)	19.1 (1.9)	0.693	-1.2 to 0.8	0.113
R (linear regression)	0.96 (0.04)	0.96 (0.03)	0.520	-0.03 to 0.01	<0.001
RPE-Cs (/s)	0.11 (0.04)	0.09 (0.04)	0.018*	0.01 to 0.04	0.508
TRPE-Cs (/performance)	0.12 (0.02)	0.13 (0.03)	0.232	-0.02 to 0.01	0.417
Relative change (RC) of MF-EMG at three specific RPE-C time					
RC at RPE-C 13 (%)	-40.8 (18.1)	-41.4 (17.2)	0.911	-9.8 to 8.7	0.030
RC at RPE-C 15 (%)	-55.3 (18.0)	-55.8 (17.7)	0.909	-9.9 to 8.9	0.031
RC at RPE-C 17 (%)	-74.1 (16.4)	71.7 (17.8)	0.608	-6.8 to 11.5	0.140

ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval and p-value corresponds to un-paired Student t-test for continuous outcomes and Pearson Khi2 test for dichotomous outcomes. Results are presented as mean (±standard deviation) for continuous outcomes and n (%) for dichotomous outcomes. Level of significance was set at $p < 0.05$ *. RPE-C is fatigue exertion using Borg scale (6-20) and MF-EMG is median frequency (Hz). There were same results between left and right sides thus only right side of EMG results were reported. RPE-Cs is the slope of linear regression and TRPE-Cs is the slope of linear regression when results are time normalized. NMFs is MF-EMG slope of linear regression normalized by initial MF-EMG value (MFi) and TNMFs is the slope of linear regression when results are time normalized. Mff and RPE-Cf are respectively the value of MF-EMG and RPE-C at end of the test.¹Pain augmentation is calculated with subtraction of maximal pain during test minus pain of last 24 hours evaluated using visual analogical scale from 0 to 10

There was no significant difference in FLEX performance time between the NSCLBP and the CTRL groups (Table 20).

Proportion of participants with clinically relevant pain augmentation (>2/10 VAS) during the performance of these two endurance tests was low in both groups (<30%).

Tableau 20 : Trunk flexor endurance results (Ito-Shirado)

	LBP (n=37)	CTRL (n=24)	p-value	95% CI	ES
Performance time					
Performance time(s)	71.7 (28.8)	89.8 (42.3)	0.076	-38.0 to 1.9	0.527
Pain augmentation ¹ >2 (%)	1 (3%)	2 (8%)	0.717	-21% to 10%	0.022
Muscular fatigue (MF-EMG, Right Rectus abdominis)					
MFi (Hz)	60.9 (13.7)	65.6 (13.4)	0.199	-11.8 to 2.5	0.347
MFf (Hz)	45.0 (9.6)	45.5 (11.0)	0.855	-6.1 to 5.1	0.051
MFdim (%)	-0.22 (0.18)	-0.26 (0.13)	0.309	-0.04 to 0.12	0.251
R (linear regression)	-0.62 (0.39)	-0.76 (0.26)	0.111	-0.01 to 0.30	0.413
NMFs (/s)	-0.32 (0.26)	-0.39 (0.24)	0.300	-0.06 to 0.20	0.282
TNMFs (/performance)	-0.24 (0.21)	-0.26 (0.15)	0.609	-0.07 to 0.12	0.108
Perceived exertion (RPE-C)					
Final RPE-C (/20)	18.9 (1.4)	18.6 (2.3)	0.500	-0.7 to 1.4	0.201
R (linear regression)	0.95 (0.04)	0.97 (0.04)	0.212	-0.04 to 0.01	0.509
RPE-Cs (/s)	0.21 (0.10)	0.18 (0.15)	0.472	-0.05 to 0.09	0.245
TRPE-Cs (/performance)	0.13 (0.03)	0.13 (0.03)	0.915	-0.02 to 0.02	<0.001
Relative change (RC) of MF-EMG at three specific RPE-C time					
RC at RPE-C 13 (%)	-44.7 (21.4)	-54.3 (25.9)	0.141	-22.4 to 3.3	0.412
RC at RPE-C 15 (%)	-65.4 (22.9)	-66.5 (24.4)	0.861	-13.7 to 11.5	0.048
RC at RPE-C 17 (%)	78.4 (19.6)	83.2 (25.7)	0.439	-17.3 to 7.7	0.413

ES is Cohen's effect size, 95% CI is 95% confidence interval and p-value corresponds to un-paired Student t-test for continuous outcomes and Pearson Chi2 test for dichotomous outcomes. Results are presented as mean (\pm Standard deviation) for continuous outcomes and n (%) for dichotomous outcomes. Level of significance was set at $p < 0.05^*$. RPE-C is fatigue exertion using Borg scale (6-20) and MF-EMG is median frequency (Hz). There were same results between left and right sides thus only right side of EMG results were reported. RPE-Cs is the slope of linear regression and TRPE-Cs is the slope of linear regression when results are time normalized. NMFs is MF-EMG slope of linear regression normalized by initial MF-EMG value (MFi) and TNMFs is the slope of linear regression when results are time normalized. MFf and RPE-Cf are respectively the value of MF-EMG and RPE-C at end of the test.¹Pain augmentation is calculated with subtraction of maximal pain during test minus pain of last 24 hours evaluated using visual analogical scale from 0 to 10 where 10 is maximal pain.

Muscular fatigue- EMG median frequency

During EXT test (Table 19) a significantly higher NMF slope of ESL in the NSCLBP group in comparison with the CTRL group for both sides was evaluated. There were no significant differences between both groups concerning Mfi, MFf, and MFdim in both sides.

During FLEX test (Table 20), no significant differences between the CTRL and the NSCLBP groups for all muscular parameters evaluated for the RA in both sides was observed.

No significant difference about slope was reported when time normalization was performed during both EXT and FLEX tests as reported respectively in Table 19, 20 and Figure 32.

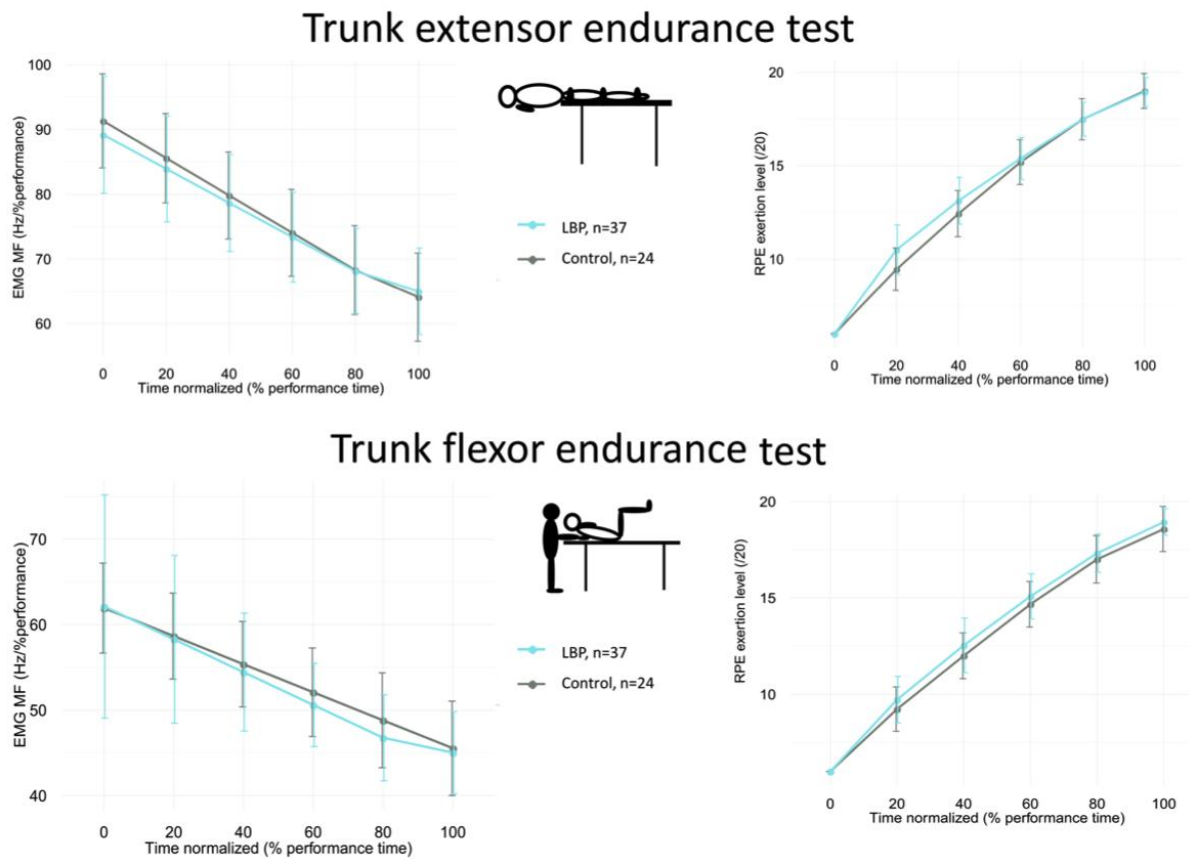


Figure 32 : Results of time normalized of trunk extensor and trunk flexor endurance of electromyography median frequency and perceived exertion evolution expressed in percentage of performance time. *EMG MF* is electromyographic median frequency, *RPE* is Rate Perceived Exertion and *LBP* is low back pain group.

Perceived exertion– RPE-C

During EXT test (Table 19), a significantly higher RPE-C slope in the NSCLBP group in comparison with the CTRL group was evaluated. There were no significant differences between both groups concerning the final value of RPE-C.

During FLEX test (Table 20), no significant differences between the CTRL and the NSCLBP groups concerning RPE-C slope and the final value of RPE-C were evaluated.

After time normalization, no significant difference about RPE-C slope was evaluated during EXT and FLEX tests as reported respectively in Table 19 and 20 and Figure 32.

Link between muscular fatigue and perceived exertion

There was no significant difference between the CTRL and the NSCLBP groups concerning the relative changes of the MF at the time of Borg ratings of perceived ‘moderate exertion’ (MF_{BORG13}), ‘strong exertion’ (MF_{BORG15}) and ‘very strong exertion’ (MF_{BORG17}) during EXT (Table 19) and FLEX (Table 20) tests.

Performance in the NSCLBP group: association with age, sex, BMI, PCS, muscular fatigue and perceived exertion

Univariable linear regressions (Table 21 and Figure 33) showed a significant association between performance time of EXT and NMFs (p-value=0.011) and RPE-Cs (p-value<0.001), while the associations between performance time of EXT test and age, sex, BMI, PCS were not significant. Multivariable linear regression (Table 20) showed a significant association between performance time of EXT test and NMFs (p-value=0.013) and RPE-Cs (p-value<0.001) with a high multiple $r^2=0.752$ (p<0.001).

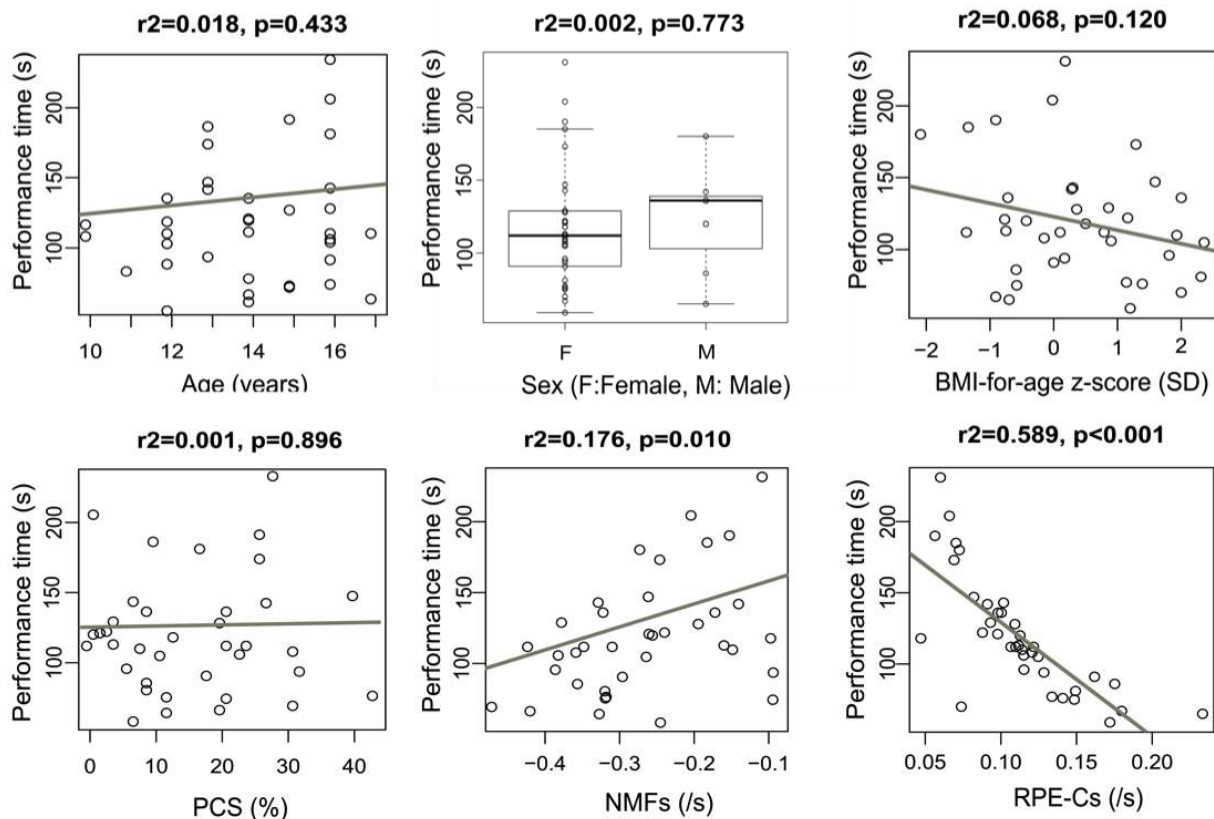


Figure 33 : Scatter plot of the univariate linear regression analysis performed among non-specific chronic low back pain group to explain association with performance time of Biering-Sorensen test. *SD is standard deviation, PCS is pain catastrophizing score, NMFs is normalized electromyographic median frequency slope and RPE-Cs is rated perceived exertion scale for children slope.*

Univariable and multivariable regressions (Table 21 and Figure 33) showed no significant association between the performance time of FLEX test and age, sex, BMI, PCS, NMFs and RPE-Cs with low multiple $r^2=0.096$ (p=0.737).

Tableau 21 : Association between respectively trunk extensor and trunk flexor performance time and age, sex, z score of body mass index-for-age (de Onis et al. 2007) (zBMI), pain catastrophizing score (PCS), normalized electromyographic median frequency slope (NMFs) and Rated perceived exertion scale for children slope (RPE-Cs) among NSCLBP participants

Linear regression analyses	Coefficient univariable model	R2	95% CI	p-value	Coefficient multivariable model	95% CI	p-value
Model for Trunk extensor performance time–NSCLBP group					Multiple R2=0.756 ; p<0.001**		
Age	2.85	0.018	-4.45 to 10.16	0.433	2.25	-2.78 to 7.28	0.367
Sex	5.07	0.002	-31.80 to 40.05	0.773	7.39	-15.57 to 30.35	0.516
zBMI	2.54	0.041	-21.31 to 2.56	0.120	-7.37	-15.37 to 0.62	0.069
PCS	0.08	0.001	-1.16 to 1.32	0.896	-0.47	-1.22 to 0.28	0.208
NMFs	171.4	0.174	44.10 to 298.65	0.001*	100.2	22.23 to 177.70	0.013*
RPE-Cs	-802.2	0.589	-1031.9 to -572.4	<0.001**	-789.9	-999.8 to -580.0	<0.001**
Model for Trunk flexor performance time–NSCLBP group					Multiple R2=0.096; p=0.737		
Age	2.98	0.039	-2.26 to 8.04	0.261	1.89	-3.97 to 8.20	0.540
Sex	-11.18	0.024	-35.84 to 13.47	0.363	-4.01	-34.09 to 26.06	0.787
zBMI	1.33	0.026	-1.52 to 4.19	0.349	1088	-2.01 to 4.11	0.594
PCS	0.29	0.051	-0.15 to 0.74	0.185	0.22	-0.29 to 0.74	0.394
NMFs	-3.67	0.001	-37.44 to 30.09	0.826	-7.93	-43.61 to 29.52	0.659
RPE-Cs	-112.32	0.010	-509.67 to 285.03	0.569	-64.27	-495.5 to 359.2	0.764

Discussion

The aim of this study was two-fold (i) to compare performance time, perceived exertion and muscular fatigue during EXT and FLEX between children and adolescents with NSCLBP and healthy matched controls and (ii) to evaluate if a combination of psychosocial parameters with muscular fatigue and perceived exertion could explain the performance time of endurance tests.

To the best of our knowledge, this is the first study that evaluated time performance coupled to change in perceived exertion and muscular fatigue during EXT and FLEX tests among children and adolescents with and without NSCLBP (Tabard-Fougère et al. 2016). This study highlighted a lower performance time associated with a faster muscular fatigue and perceived exertion for the NSCLBP group during EXT test. On the contrary, no significant differences between groups were observed for FLEX test. Muscular fatigue and perceived exertion strongly explained time performance during EXT test in the NSCLBP group. These results support the construct validity of EXT test as a tool to evaluate isometric performance of lumbar spine muscles (Müller et al. 2010) in the pediatric population.

Another interesting result of this study was that, although a significantly lower performance time was observed during EXT test in participants with NSCLBP compared to controls, the evolution of muscular fatigue and perceived exertion during EXT test was the same between both groups when data were normalized according to the time performance.

The lower performance time during EXT test observed in the NSCLBP group is consistent with existing findings on adolescents with LBP (Salminen et al. 1992, 1995; Andersen et al. 2006; Bernard et al. 2008; Astfalck et al. 2010a) and collegiate athletes with NSCLBP (Abdelraouf and Abdel-Aziem 2016).

This higher performance values recorded in the present study in comparison with those recently reported by Abdelraouf et al. (Abdelraouf and Abdel-Aziem 2016) could be explained by the standardised encouragement feedback in our study or to the use of a different version of EXT test with lower extremities hold by assistant instead of straps in present study. However, results of the present study are consistent with normative values recorded on adolescents with same age and sex (Dejanovic et al. 2012, 2014) with almost half of participants in CTRL group (46%) with performance higher than normative value whereas only 8% of NSCLBP participants with performance higher than normative value.

Results obtained during FLEX test showed a reduced endurance time in NSCLBP (71.7 ± 28.8 s) compared to CTRL (89.8 ± 42.3 s), even if this difference failed to reach statistical significance (p -value= 0.076). These results are in agreement with Bernard et al. (2008) who reported no significant difference between LBP and CTRL participants aged between 10.5 and 18.5 years ($p=0.49$) even if they found higher performance time in comparison with our results (>130 s) probably due to the use of a modified version of Shirado tests. However, these results are not consistent with those previously reported by Salminen et al. 1992 (Salminen et al. 1992) who found a significant lower performance time in 38 adolescents aged 15 years with chronic LBP in comparison with healthy CTRL. These different results could be explained by the use of a different trunk FLEX test for which participant were instructed to curl up with straight arms beside knees, toward knees until a line drawn between iliac crests could be seen (Hyytiäinen et al. 1991).

Results of muscular fatigue assessed during EXT test showed a significantly faster diminution of ESL EMG NMFs in the NSCLBP group than in CTRL group in agreement with existing literature among athletes adults (Kolar et al. 2011). However, time normalized current results differ from results obtained in adults with LBP (McKeon et al. 2006). Indeed, McKeon et al. 2006 (McKeon et al. 2006) reported a significantly higher diminution of MF at 90% and 100% of performance test with a significantly higher MFdim in adults CTRL (42%) in comparison with LBP participants (22%), whereas current results among children and adolescent highlighted an absence of significant difference of MFdim (NSCLBP: 26% (14%); CTRL: 29% (13%), p -value=0.385). These different results could be explained by the fact that children and adolescents musculature goes through growth development. It has been documented that in adolescents, the skeleton first grows in size and length, after which it gains in density and strength (Tanner 1962; Malina et al. 2004). During the adolescent growth spurt, the trunk grows most rapidly (Tanner 1962; Malina et al. 2004) and improved nerve activation and increased muscle mass are linked to an increase in strength (Roemmich et al. 1997; Dercole et al. 2013; Pahkala et al. 2013). Furthermore, we can speculate that NSCLBP children and adolescents trunk musculature is less damaged in comparison with NSCLBP adults presenting physical deconditioning after several years of pain (Verbunt et al. 2003) even if it remains unclear if physical inactivity and deconditioning cause NSCLBP or whether NSCLBP causes patients to decrease their physical activity and to become physically deconditioned (Verbunt et al. 2010).

Present results of perceived exertion showed a significantly higher RPE-Cs in NSCLBP than in CTRL during EXT test. Previous studies evaluating the pattern of RPE change among asymptomatic young and elderly adults (Champagne et al. 2009) and young Japanese participants (Coleman et al. 2011) have reported a mean RPE slope 0.05/s on RPE10 scale (0-10) in the same range of the present results with mean RPE slope=0.09/s for CTRL group on

RPE20 scale (6-20). No study, however, has evaluated RPE change in comparison with NSCLBP participants. There was no significant difference reported in the final RPE-C between NSCLBP and CTRL participants in agreement with existing results among adults LBP (Johanson et al. 2011). Both groups demonstrated a final RPE-C \geq 18 considered as an indicator of maximal effort when performing a stress test (Millet et al. 2006) and a final RPE-C \geq 17 suggested to safely end exercise in the pathological field for children and adolescents (Coquart et al. 2009). Thus, it could be considered that both groups demonstrated maximal effort and stopped the endurance tests due to fatigue. In the present study, it can be suggested that feeling of fatigue rather than pain was the main reason for termination the endurance tasks because less than 30% participants had pain augmentation during test clinically relevant (>2 points on VAS).

Furthermore, the relative MF changes at different RPE time were respectively around 30%, 50% and 70% MF reduction at respectively RPE13, RPE15 and RPE17 time for EXT test similar to relative change reported among asymptomatic adults (Dedering et al. 1999).

Finally, uni- and multivariable regressions among NSCLBP participants showed significant strong associations between EXT performance time and muscular fatigue (positive association) and perceived exertion (negative association); and an absence of significant association with age, zBMI, sex and PCS. These results are in accordance with those by Coleman et al. (Coleman et al. 2011) who also reported significant correlations between muscular fatigue (positive association), perceived exertion (negative association) and trunk extensor muscles performance time among asymptomatic Japanese young athletes. Of note, multivariable regressions highlighted near to a significant association between performance time and z-score of BMI-for-age (negative association, $p=0.069$). It could be in agreement with the existing literature showing that performance decreases with high BMI among adults (Johnson et al. 2009; van Damme et al. 2014).

The absence of relation with PCS is not consistent with results obtained in adults with LBP (Larivière et al. 2010) where poor catastrophizing value explained lower performance time of trunk extensor muscles endurance test. Pain catastrophizing has been linked with fear leading to inappropriate avoidance behaviour in chronic pain situations in adults (Vlaeyen and Crombez 2009; Wrobel 2013). Like a previous study on adolescents with NSCLBP (Astfalck et al. 2010a), participants with NSCLBP involved in this study reported the same level of physical activity as controls suggesting that the lower back muscle endurance level may not be associated with inactivity.

Furthermore, it has been highlighted that a lower performance time of trunk muscles can make patients vulnerable to tissue tension during everyday life postural and functional activities that can lead to LBP (Astfalck et al. 2010a). At this point, however, it is still not clear if a lower performance time is a cause or a consequence of LBP (Andersen et al. 2006).

Limitations

The study presents several limitations including the subjective characteristic of RPE scale (Lee et al. 2002) and the absence of reliability studies of endurance tests in the pediatric population. Furthermore, it has been documented that this parameter can be impacted by psychological factors such as anxiety, depression and catastrophizing (O'Sullivan 1984; Demoulin et al. 2010). In addition, for both tests, trunk muscles resisted the gravitational

force of the weight of the upper body. However, even if weight status was similar in both groups, differences about performance time between the groups could be influenced by differences in the upper body mass and centre of the upper body mass that were not evaluated in the current study. Finally, this study evaluated moderately affected patients (VAS<5) therefore results could be different in a more severely affected pain group.

Conclusion

This study highlighted that children and adolescents suffering from NSCBLP fatigued their lumbar muscle faster than asymptomatic participants, but with similar capacity of muscular fatigue. This is not the case in adult population with NSCBLP, which has a reduced capacity of muscular fatigue at the end of EXT test. These results can be explained by the hypothesis that children and adolescents have more efficient and less damaged lumbar muscles than adults with NSCBLP.

Etude observationnelle III (Article 5) : Les enfants et adolescents avec NSCLBP ont-ils une amplitude EMG augmentée des muscles lombaires, une mobilité du tronc et du bassin réduite ainsi qu'une capacité diminuée d'adaptation à vitesse augmenté comme chez l'adulte lombalgique ?



Cette étude a consisté à évaluer si, et dans quelle mesure, la marche à vitesse spontanée, rapide et lente permettait de discriminer les enfants et adolescents avec et sans lombalgie non-spécifique chronique.

Les résultats de ce travail ont fait l'objet :

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

Tabard-Fougère A, Dayer R, Vuillerme N, Armand S. Is gait in children and adolescents with non-specific chronic low back pain similar to healthy controls? (Soumission prévue dans: *Gait & Posture* en Avril 2018).

- **d'une présentation en congrès international :**

Tabard-Fougère A, Dayer R, Vuillerme N, Armand S (2016). Influence of paediatric non-specific low back pain on pelvis-thorax coordination during gait at comfortable and fast speed. ESMAC, Séville, Espagne (Présentation Poster)

- **d'une présentation en congrès national :**

Tabard-Fougère A, Dayer R, Vuillerme N, Armand S (2018). La marche chez les enfants et adolescents souffrant de lombalgie non-spécifique chronique est-elle similaire à celle de sujets pédiatriques asymptomatiques ? SOFAMEA, Toulouse, France (Présentation Orale)

Résumé en français

Introduction : La lombalgie (LBP) touche plus de 80% de la population adulte et a récemment été identifiée comme la 3^{ème} cause de douleurs pédiatriques. Malgré la faible incidence d'un diagnostic grave associé à ces douleurs dans la population pédiatrique et donc la faible sensibilité diagnostique de l'imagerie, la prise en charge actuelle implique une irradiation augmentée sur une population jeune donc à risque. Dans la population adulte, l'analyse de la marche, une des activités principales de la vie quotidienne, apparaît comme une alternative non-irradiante pouvant distinguer les sujets souffrant de LBP de contrôles. La marche des patients adultes LBP est altérée avec une diminution des paramètres spatio-temporels, de la coordination du bassin et du thorax ainsi qu'une activité des muscles lombaires augmentée et une capacité d'adaptation à un changement de vitesse diminuée. Ces altérations ont été expliquées par une hypothèse appelée « hypothèse de précaution ». A notre connaissance, il n'existe pas étude vérifiant cette hypothèse chez l'enfant et l'adolescent.

Objectif scientifique : L'objectif de cette étude était d'évaluer si, et dans quelle mesure, l'hypothèse de précaution est présente chez les enfants et adolescents souffrant de LBP en comparaison à des sujets asymptomatiques avec : (1) une diminution des paramètres spatio-temporels, de la coordination du bassin et du thorax ainsi qu'une augmentation de l'activité des muscles lombaires pendant la marche à vitesse spontanée; (2) une capacité d'adaptation à un changement de vitesse de marche diminuée au niveau de la coordination du thorax et du bassin ainsi que l'activité des muscles lombaires

Matériel et méthode : Trente-neuf enfants et adolescents avec et 24 sans LBP ont effectué une analyse de la marche à vitesses spontanée, rapide et lente. Les paramètres spatio-temporels, l'amplitude de mouvement du thorax et du bassin ainsi que leur coordination (différence temporelle entre le maximum du thorax et le minimum du bassin) ont été calculés dans le plan transverse. L'activité des muscles erector spinae longissimus (ESL) a été enregistrée bilatéralement à l'aide d'électrodes de surface électromyographiques (EMG) et analysée pendant les 4 sous-phases de la marche suivantes : période de 1^{er} et 2^{ème} double appui, de 1^{er} simple appui et de phase oscillante. Une analyse de variance à mesures répétées 2 x 3 a été effectuée pour évaluer l'effet du groupe (LBP, contrôle) et de la vitesse de marche (spontanée, rapide, lente) sur les paramètres EMG et cinématiques. L'effet vitesse ayant largement été documenté sur les paramètres spatio-temporels, seulement l'effet groupe a été évalué pour ces paramètres avec un t-test de Student.

Résultats : En comparaison au groupe contrôle, le groupe souffrant de LBP présentait : (1) des paramètres spatio-temporels, cinématiques et EMG similaires pendant la marche à vitesse spontanée; (2) une adaptation similaire au niveau des paramètres EMG et cinématiques à un changement de vitesse de marche malgré une diminution des paramètres spatio-temporels pendant la marche rapide.

Discussion/Conclusion : Nos résultats ne supportent pas l'hypothèse de précaution mise en avant dans la population adulte souffrant de LBP avec une marche chez les enfants et les adolescents souffrant de LBP similaire à celle chez les sujets pédiatriques asymptomatiques.

Abstract

Introduction: Walking is the principal everyday activity and a major component in physical activity guidelines for adults with low back pain (LBP). This study aimed to evaluate if the typical gait pattern observed in LBP adults and associated with the “guarding hypothesis” is present in children and adolescents suffering from non-specific chronic LBP (NSCLBP). We hypothesized that, compared to controls (CTRL), NSCLBP children and adolescents would present: (i) decreased spatiotemporal parameters, decreased trunk-pelvis coordination and range of motion (ROM), as well as increased lumbar muscle activity at self-selected speed; and (ii) a reduced ability to adapt trunk-pelvis coordination, spatiotemporal gait parameters and NEMG_LE to changes in velocity.

Methods: Thirty-nine individuals with NSCLBP and 24 CTRL underwent gait analysis at self-selected, fast and slow velocity. Spatiotemporal gait parameters, thorax and pelvic ROM and coordination (difference between maximum thorax and minimum pelvic peak time) were computed in the transverse plane. Erector spinae longissimus (ESL) muscles electromyograms (EMG) were bilaterally evaluated by the computed mean value of normalized amplitude (NEMG_LE) during four sub-phases of gait cycle: first and second double support periods (DS1, DS2) as well as first and double single support periods (SS1, Sw). 2x3 ANOVAs were conducted to evaluate group (LBP, CTRL) and gait velocity (slow, self-selected, fast) effects.

Results: In comparison to CTRL, children and adolescents with NSCLBP showed similar characteristics for: (i) spatiotemporal parameters, thorax and pelvic ROM coordination values, NEMG_LE of ESL muscles mean values and the ability to relax in swing phases at self-selected gait velocity; (ii) gait velocity adaptations except for spatiotemporal gait parameters.

Conclusion: In comparison to CTRL, the young population suffering from NSCLBP showed similar walking speed in slow and self-selected gait velocity, similar thorax and pelvic ROM, thorax-pelvic coordination and NEMG_LE mean values and gait velocity adaptation. These findings are opposed to the guarding hypothesis.

Introduction

Low back pain (LBP) is the principal worldwide disability cause since 1990 in the adult population (Feigin et al. 2016). It has recently been identified as the third cause of paediatric pain disorders (Donnelly et al. 2017) with a prevalence among children and adolescents comparable to adults (Balagué et al. 1999). LBP leads to a difficult therapeutic management and increased number of x-rays examinations due to the fear of missing a serious associated disease diagnosis despite their low incidence (King 1994). However, an absence of significant correlation between radiology change in the lower spine and low back pain in school children was reported (Harreby et al. 1995). Thus, alternative outcomes evaluated with radiation-free tool seem required to improve understanding of LBP in children and adolescents.

Walking is a principal functional task of everyday activity and is reported as a major component in physical activity guidelines for adults with LBP (Simmonds and Derghazarian 2009). A recent systematic review (Ghamkhar and Kahlaee 2015) highlighted that adults suffering from LBP are often accompanied by a typical gait pattern associated with the so-called “guarding hypothesis” (van der Hulst et al. 2010b). During self-selected gait velocity, this was highlighted with a decreased walking speed and spatiotemporal parameters (decreased step length and swing time) (Lee et al. 2007; Lamothe et al. 2008; Simmonds et al. 2012) and an increased electromyographic (EMG) amplitude during the total stride (Ahern et al. 1986; Vogt et al. 2003) or during swing periods (Arendt-Nielsen et al. 1996; Lamothe et al. 2006b). It was also reported that adults suffering from LBP had a decreased ability to adapt trunk–pelvis coordination flexibility and EMG activity with changes in velocity (Keefe and Hill 1985; Lamothe et al. 2006a).

However the number of existing studies is limited and inconsistent findings concerning subphases periods with increased EMG activity were reported due to methodological limitations (small sample size, EMG normalization and analysis). Furthermore, most of the existing studies recorded gait on a treadmill that differed from overground walking (Masson and Pailhous 1994; Vogt et al. 2002). These points should be considered to interpret with caution existing results.

To the best of our knowledge, no studies have evaluated trunk muscle activity and thorax-pelvic coordination in children and adolescents suffering from NSCLBP in comparison with asymptomatic age and gender-matched participants (Tabard-Fougère et al. 2016) to highlight the presence of the “guarding hypothesis”.

This study aimed to evaluate if the typical gait pattern observed in LBP adults associated with the “guarding hypothesis” is present in children and adolescents suffering from non-specific chronic LBP (NSCLBP). We hypothesised that NSCLBP children and adolescents in comparison with asymptomatic matched healthy controls presented (i) a decreased spatiotemporal parameters, a decreased trunk-pelvis coordination and ROM, an increased NEMG_LE of ESL muscles mean values and reduced ability to relax in swing phases at self-selected speed; and (ii) reduced ability to adapt trunk-pelvis coordination, spatiotemporal gait parameters and NEMG_LE to changes in velocity.

Methods

Participants

Patients with NSCLBP were recruited in the paediatric orthopaedics Department of the University Hospitals of Geneva (HUG) (Switzerland) between November 2014 and December 2016. Age-matched healthy volunteers (control (CTRL) group) were asked to participate in this study using an advertising poster among the HUG. The local ethics committee approved this study (CER no. 14-126), and informed consent was obtained from all participants and their respective legal guardians. The inclusion criteria were to be aged between 10 and 18 years-old and to suffer from NSCLBP with a duration of pain >3 months for participants in the NSCLBP group. The CTRL group participants should be aged between 10 and 18 years old with no history of LBP last year. Pain intensity was evaluated using VAS (Jensen et al. 1986), functional disability was evaluated using Oswestry questionnaire (Vogler et al. 2008). To limit age and sex bias of this pediatric population on the evaluation of body mass index (BMI) the BMI-for-age was computed as z-score (z) (de Onis et al. 2007) and weight status categories were defined using World Health Organization recommended cut-offs (de Onis and Lobstein 2010).

Experimental procedure

Firstly, participants were positioned in a prone position with arms along the trunk and stretched legs. To perform sub-maximal EMG normalization task based on manual muscle testing against gravity participants were asked to raise trunk with navel above table. The EMG of low back muscles (ESL and M) recorded during this task was used to normalize EMG amplitude (Tabard-Fougère et al. 2018). Secondly, participants were instructed to walk on a 10 m walkway first at self-selected gait velocity, and then as fast as possible without running and last slow without being to a standstill.

Data recording

Kinematic parameters were measured using a 12-camera motion analysis system (model Oqus 7+, Qualisys, Göteborg, Sweden) (sampling frequency: 100Hz). Participants were equipped with 35 reflective markers placed on the skin at defined anatomical and technical landmarks according to the « conventional gait model » (Baker 2013). For each participant, the average of a minimum of 10 gait cycles was included in the analysis (Shiavi et al. 1998). The gait cycle was defined by the time between two foot strikes of the same foot and event detection was computed from the trajectory of markers placed on the pelvis and feet (Zeni et al. 2008).

Surface electromyography (EMG) were recorded bilaterally from Erector Spinae Longissimus (ESL) muscles 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. The skin at electrodes sites was shaved and cleaned with alcohol. EMG electrodes locations were defined at according to SENIAM recommendations (Hermens et al. 2000).

Spatiotemporal analysis

Spatiotemporal gait parameters were computed in both groups for gait in slow, self-selected and fast speed. First, a comparison between all participants of the right and left sides was made. No significant differences ($p > 0.05$) were found between both sides indicating symmetric spatiotemporal gait parameters (Cimolin et al. 2011). Subsequently, mean values of the right side were computed for walking speed (m/s), cadence (step/min), step length (m) and stance phase duration (% gait cycle). In order to minimize inter-individual changes due to a different size in the paediatric population, dimensionless walking speed (V_{dim}), cadence (C_{dim}) and step length (SL_{dim}) (Hof 1996) were computed:

$$(1) V_{dim} = \text{walking speed} / \sqrt{g/L}$$

$$(2) C_{dim} = \text{cadence} / \sqrt{g/L}$$

$$(3) SL_{dim} = \text{Step length} / L$$

Where L is the leg length measured from anterior superior iliac spine to medial malleolus and g the acceleration of gravity ($g = 9.81 \text{ m/s}^2$).

Kinematic analysis

Kinematics of thorax and pelvis in transverse plane were computed according to respectively the model of Gutierrez et al. (Gutierrez et al. 2003) and « conventional gait model » (Baker 2013). Coordination between these two segments was evaluated by the time difference (expressed in % gait cycle) between the peak time of maximum internal thorax rotation and the peak time of maximum external pelvic rotation in the transverse plane (Romkes and Bracht-Schweizer 2017).

EMG analysis

EMG signals with noise (high amplitude and low frequency EMG signals) due to movement artefact of the electrode were excluded after visual inspection (van der Hulst et al. 2010b). After checking that there were no statistical differences between left and right sides, one randomly picked side was reported (left) (Dankaerts et al. 2006a). When left-side EMG was excluded, the right side was reported; when both sides were excluded the participant was excluded from analysis. Next, raw EMG data were band-pass filtered between 20 Hz and 500 Hz using a fourth-order Butterworth filter to attenuate low-frequency noise due to any skin movement artefacts. The filtered EMG signal was full-wave rectified and low-pass filtered using a fourth-order filter (cut-off frequency: 3 Hz) to compute the normalised EMG linear envelopes (NEMG_LE) by dividing by the mean value from the normalisation task isoMMT3 (Tabard-Fougère et al. 2018).

As reported in the literature, healthy participants showed during gait a biphasic lumbar muscles activity pattern in double support periods with relaxation during single support periods (Winter and Yack 1987). Thus NEMG_LE mean value was computed during four subphases of gait, the first (DS1) and second (DS2) double support periods and the first (SS1) and second (corresponding to swing phase: Sw) single support period as illustrated Figure 34.

In order to evaluate if the relaxation pattern during swing phases was altered in NSCLBP participants, the ratio between NEMG_LE values in the single and NEMG_LE values in the double support periods were computed. Two ratios were calculated: SS1/DS1 and Sw/DS2 (van der Hulst et al. 2010b). A high ratio reports a low relative relaxation during the single support period in comparison with the double support period.

Statistical analysis

Analyses used R software, v.3.1.3, and the RStudio interface (Rstudio Team 2016). Normality of data distribution was confirmed using the Shapiro–Wilk test. Differences between CTRL and NSCLBP groups were examined using un-paired Student t-tests for anthropometric and spatiotemporal parameters. As it is well established that velocity influences spatiotemporal parameters, the main effect of speed was not reported. EMG and kinematic parameters were analysed using 2 x 3 ANOVAs to evaluate combined group (LBP, CTRL) and gait velocity (slow, self-selected, fast) effects. Post-hoc analysis was performed to further explore the significant effects of gait velocity with Bonferroni correction ($p < 0.017$ for 3 comparisons). Level of significance was set at $p < 0.05$.

Results

Demographic and anthropometric characteristics

Thirty-nine NSLCBP and 24 CTRL participants were recruited. Participants with both left and right EMG signals excluded were excluded from the EMG analysis (LBP: 4/39 (10%), CTRL: 6/24 (25%)). There was no significant between-group difference in terms of age, sex, height, body mass and weight status as reported in Table 22. Self-reported back pain intensity of last 24 hours of NSCLBP participants ranged from 2.5 to 8.0 (mean: 3.9) indicating intermediate pain intensities ($< 5/10$) with mean pain duration of 16.3 ± 15.1 months. Oswestry level of disability ranged from 0.0 to 35.6 (mean: 17.6%;) indicating minimal disability ($< 21\%$) (Fairbank et al. 1980).

Tableau 22 : Anthropometric and pain related participant characteristics

	LBP (n=39)	CTRL (n=24)	p-value	95% CI	ES
Anthropometric parameters					
Female, n (%)	32 (82%)	16 (67%)	0.277	-10 to 41	0.189
Age, year, mean (SD)	14.0 (1.9)	13.9 (2.3)	0.791	-1.0 to 1.3	0.074
Height, m, mean (SD)	1.61 (0.11)	1.64 (0.13)	0.311	-0.88 to 0.29	0.297
Body mass, kg, mean (SD)	53.6 (11.3)	50.5 (13.6)	0.353	-3.6 to 9.8	0.260
Body weight status					
Underweight, n (%)	1 (3%)	2 (8%)	0.663	-22 to 8	0.039
Healthy weight, n (%)	28 (72%)	20 (83%)	0.460	-35 to 12	0.111
Over weight, n (%)	9 (23%)	2 (8%)	0.248	-6 to 35	0.272
Obese, n (%)	1 (3%)	0 (0%)	1.000	-6 to 10	<0.001
Pain related parameters					
Last 24h pain (VAS /10), mean (SD)	3.9 (1.8)	-	-	-	-
Pain duration (months), median [IQR]	12 [9;24]	-	-	-	-
Functional disability, %, mean (SD)	17.6 (7.9)	0.6 (1.3)	<0.001*	14.4 to 19.6	2.752

*LBP is non-specific chronic low back pain group; CTRL is control group; m is meter; s is second; min is minute; cm is centimetre; kg is kilograms. Pain intensity is evaluated using analogical scale (VAS) (Jensen et al. 1986), and functional disability was evaluated using Oswestry questionnaire (Vogler et al. 2008). BMI-for-age was compute as z-score (z) (de Onis et al. 2007) and weight status categories were defined using World Health Organization recommended cut-offs (de Onis and Lobstein 2010). Results are presented as Mean (Standard deviation) or number of participants (%); * Un-paired Student or test/Khi2 P-value <0.05; ES is effect size and 95% CI is 95% confidence interval. Weight status is adapted to age and gender and participant can be obese with BMI inferior to 30. SD is standard deviation, IQR is Interquartile range.*

Spatiotemporal group effect results

Walking speeds were similar between groups at self-selected (NSCLBP: 1.18±0.14m/s, CTRL: 1.24±0.17m/s, p=0.149), slow (NSCLBP: 0.88±0.16m/s, CTRL: 0.91±0.19m/s, p=0.460) and fast (NSCLBP: 1.77±0.30m/s, CTRL: 1.92±0.27m/s, p=0.053) velocities. Vdim remained similar during gait at self-selected (NSCLBP: 0.35±0.05, CTRL: 0.37±0.05, p=0.083) and slow (NSCLBP: 0.26±0.05, CTRL: 0.27±0.06, p=0.317) velocities but significantly lower (p=0.023) at fast gait velocity in NSCLBP (0.52±0.09) in comparison with CTRL group (0.58±0.08) (Table 23).

There was no significant difference between the 2 groups concerning cadence, Cdim, and SLdim during all gait velocities. A significantly lower step length (p=0.030) during fast gait velocity in NSCLBP (73.3± 6.9cm) in comparison with CTRL group (78.3± 9.2cm) was reported.

NSCLBP participants had a significantly higher stance phase in slow (NSCLBP: 65.2±2.5%, CTRL: 63.0±4.2%, p=0.028) and fast (NSCLBP: 60.0±3.3%, CTRL: 58.0±3.2%, p=0.024) gait velocities and a similar stance phase during self-selected velocity (NSCLBP: 63.0±2.8%, CTRL: 61.5±3.1%, p=0.054) in comparison with CTRL.

Group and velocity interaction effects on kinematic parameters

As illustrated in Figure 34, there was no significant group main effect for thorax ROM, pelvic ROM and thorax-pelvic coordination in the transverse plane.

Gait velocity main effect was significant for thorax ROM (p=0.002), pelvic ROM (p<0.001*) and thorax-pelvic coordination (p<0.001*). Post-Hoc tests indicated significantly higher pelvic ROM for the fast gait velocity in comparison with slow (p<0.001*) and self-selected (p<0.001*) gait velocities, significantly higher thorax ROM for fast gait velocity in comparison with self-selected gait velocity (p<0.001*) and a significantly more out-of-phase thorax-pelvic coordination for fast gait velocity in comparison with slow gait velocity (p<0.001*).

The group and gait velocity interaction effect was not significant for every kinematic parameter evaluated in the transverse plane.

Group and velocity interaction effects on EMG parameters

As reported in Figure 35, group main effect was not significant for NEMG_LE mean value evaluated during DS1, SS1, DS2 and SW subphases. In addition, there was no significant between-group difference in term of SS1/DS1 and SS/DS2 ratios for evaluated gait velocities.

Tableau 23 : Spatiotemporal group characteristics

	LBP (n=39)	CTRL (n=24)	p-value	95% CI	ES
Spatiotemporal parameters with dimension					
Walking speed, m/s, mean (SD)					
Slow gait velocity	0.88 (0.16)	0.91 (0.19)	0.460	-0.13 to 0.06	0.204
Self-selected gait velocity	1.18 (0.14)	1.24 (0.17)	0.149	-0.15 to 0.02	0.404
Fast gait velocity	1.77 (0.30)	1.92 (0.27)	0.053	-0.29 to 0.01	0.514
Cadence, step/min, mean (SD)					
Slow gait velocity	96.5 (13.7)	96.0 (12.0)	0.876	-6.1 to 7.1	0.040
Self-selected gait velocity	115.0 (8.4)	115.6 (11.3)	0.824	-6.0 to 4.8	0.063
Fast gait velocity	144.9 (18.2)	147.3 (18.7)	0.612	-12.1 to 7.2	0.136
Step length, cm, mean (SD)					
Slow gait velocity	54.2 (5.3)	56.5 (7.5)	0.214	-5.8 to 1.3	0.376
Self-selected gait velocity	61.7 (5.6)	64.2 (5.8)	0.097	-5.5 to 0.5	0.448
Fast gait velocity	73.3 (6.9)	78.3 (9.2)	0.030*	-9.3 to -0.5	0.648
Spatiotemporal parameters without dimension					
Vdim, -, mean (SD)					
Slow gait velocity	0.26 (0.05)	0.27 (0.06)	0.317	-0.04 to 0.02	0.285
Self-selected gait velocity	0.35 (0.05)	0.37 (0.05)	0.083	-0.05 to 0.01	0.472
Fast gait velocity	0.52 (0.09)	0.58 (0.08)	0.023*	-0.10 to -0.01	0.604
Cdim, -, mean (SD)					
Slow gait velocity	0.47 (0.06)	0.48 (0.06)	0.770	-0.04 to 0.03	0.082
Self-selected gait velocity	0.57 (0.04)	0.58 (0.04)	0.342	-0.03 to 0.01	0.251
Fast gait velocity	0.71 (0.08)	0.73 (0.08)	0.269	-0.06 to 0.02	0.292
SLdim, -, mean (SD)					
Slow gait velocity	1.27 (0.14)	1.28 (0.13)	0.744	-0.08 to 0.06	0.082
Self-selected gait velocity	1.44 (0.14)	1.46 (0.12)	0.500	-0.09 to 0.05	0.251
Fast gait velocity	1.71 (0.15)	1.77 (0.14)	0.104	-0.13 to 0.01	0.432
Temporal parameter					
Stance phase, % gait cycle, mean (SD)					
Slow gait velocity	65.2 (2.5)	63.0 (4.2)	0.028*	2.5 to 4.1	0.682
Self-selected gait velocity	63.0 (2.8)	61.5 (3.1)	0.054	-0.03 to 3.1	0.535
Fast gait velocity	60.0 (3.3)	58.0 (3.2)	0.024*	0.3 to 3.6	0.608

*LBP is non-specific chronic low back pain group; CTRL is control group; m is meter; s is second; min is minute; cm is centimetre; kg is kilograms. After verification of left/right symmetry, only right side parameters were reported. Vdim, Cdim and SLdim are respectively dimensionless walking speed (v), cadence(c) and step length (SLs) ($V_{dim}=v/\sqrt{g/L}$, $C_{dim}=c/\sqrt{g/L}$ and $SL_{dim}=SLs/L$ where L is leg length and $g=9.81m/s^2$; $\sqrt{\text{}}=$ square root). Results are presented as Mean (Standard deviation) or number of participants (%); * Un-paired Student or test/Khi2 P-value <0.05; ES is effect size and 95% CI is 95% confidence interval.*

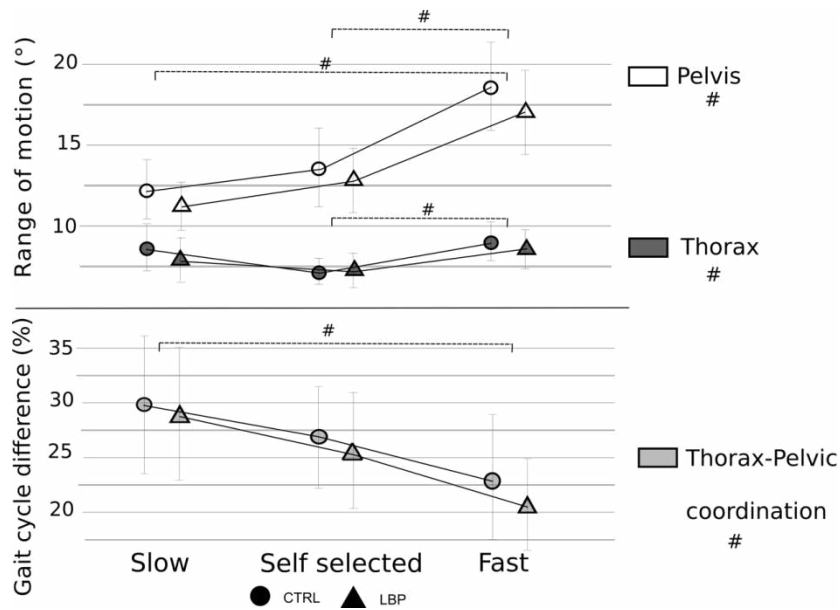


Figure 34 : Main gait velocity effect (#), main group effect (*) and interaction group x gait velocity effects (§) on thorax and pelvic range of motion and coordination in the transverse plane.

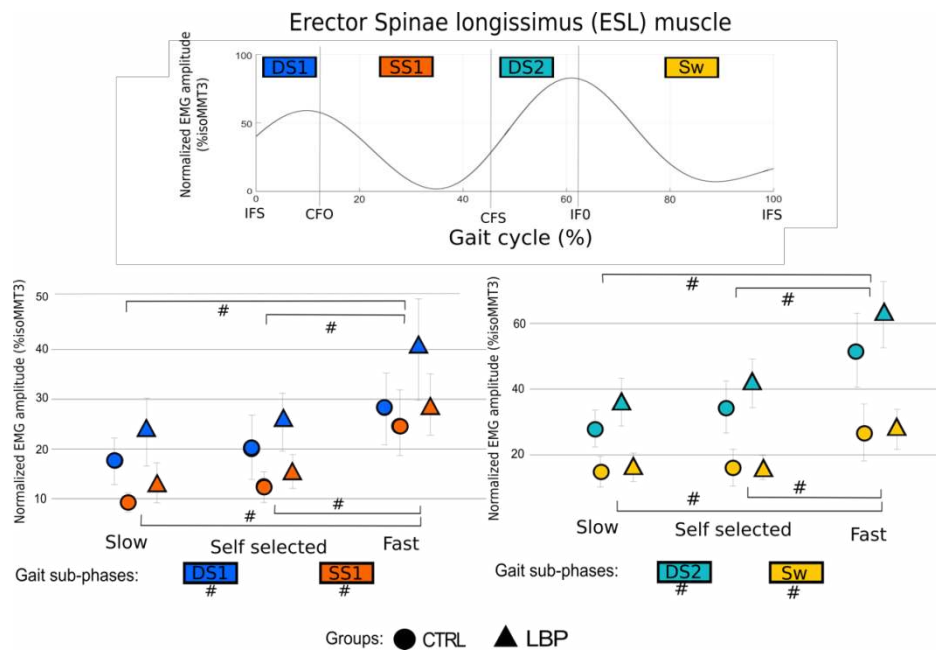


Figure 35 : Main gait velocity effect (#), main group effect (*) and interaction group x gait velocity effects (§) on normalized electromyographic (EMG) amplitude mean value of erector spinae longissimus (ESL) muscle during first and second double support period (DS1 and DS2), first single support period (SS1) and second single support period corresponding to swing phase (Sw) of gait. *IFS* and *IFO* are ipsilateral foot strike and foot off, *CFO* and *CFS* are contralateral foot off and foot strike. EMG amplitude is normalized as a percentage of *isoMMT3*; a submaximal contraction method inspired of grade 3 isometric manual muscles testing against gravity (Tabard-Fougère et al. 2018).

Gait velocity main effect on NEMG_LE was significant in both CTRL and LBP groups in all evaluated subphases. Post-Hoc tests indicated that NEMG_LE was significantly higher in fast gait velocity in comparison with self-selected ($p < 0.001^*$) and slow ($p < 0.001^*$) gait velocities.

Gait velocity effect was also significant for SS1/DS1 ratios ($p = 0.026^*$) with post-hoc highlighted significantly higher ratio in fast (0.96 ± 0.40) in comparison with self-selected (0.64 ± 0.17) and slow (0.59 ± 0.19) gait velocity in CTRL group ($p = 0.004^*$, $p = 0.002^*$) and higher in fast (0.82 ± 0.28) than in slow (0.66 ± 0.29) gait velocity in NSCLBP ($p = 0.017^*$). No significant gait velocity effect was reported for SW/DS2 ratio.

The group and gait velocity interaction effect was not significant for NEMG_LE mean values in every subphase and SS1/DS1 and SW/DS2 ratios.

Discussion

This study showed that children and adolescents with NSCLBP had in comparison to CTRL: (i) similar spatiotemporal parameters, thorax and pelvic ROM coordination values, NEMG_LE of ESL muscles mean values and ability to relax in swing phases at self-selected gait velocity; (ii) similar gait velocity adaptations except for spatiotemporal gait parameters.

Taken together, the present results were not consistent with existing literature in adults suffering from NSCLBP (Ghamkhar and Kahlaee 2015) and did not support the guarding hypothesis (van der Hulst et al. 2010b) in children and adolescents NSCLBP.

First, spatiotemporal parameters highlighted in children and adolescent NSCLBP similar walking speed, step length, cadence and dimensionless results in comparison with CTRL at self-selected velocity. These results are in contradiction with a decreased walking speed, step length and cadence reported in LBP adults in comparison with CTRL (Lee et al. 2007; Lamoth et al. 2008; Simmonds et al. 2012). However, a significantly lower dimensionless fast walking speed was reported in the present study indicating reduced ability in NSCLBP participants to speed up. Furthermore, it should be note that dimensionless self-selected walking speed was near to significance (NSCLBP: $0.35 (0.05)$, CTRL: $0.37 (0.05)$, $p = 0.083$). Finally, the dimensionless spatiotemporal results were consistent with speed range reported on healthy adult participants for fast gait velocity (> 0.516) but self-selected velocity of present results corresponded to respectively slow (between 0.317 and 0.384) velocity of healthy adult participants (Romkes and Bracht-Schweizer 2017). The interpretation of these differences could be due to difference of age with spatiotemporal parameters reported as increased with age between 20-40 years before decreasing around the fifth decade of life (Frimenko et al. 2015).

Second, kinematic results of thorax-pelvic ROM and coordination adaptations to increased gait velocity were consistent with recent results obtained in healthy adults (Romkes and Bracht-Schweizer 2017). This recent study evaluating how speed affects upper body movements in healthy adult participants reported that pelvis-thorax relative phase shifted from in-phase to out-of-phase with increase walking speed for overground walking. Present results go further by evaluating similar speed effects on lumbar muscle activity in a young population with and without NSCLBP. Present results with similar speed effects on thorax ROM, pelvic ROM and thorax-pelvic coordination in children and adolescent with and without NSCLBP were in contradiction with results observed in adults suffering from LBP in comparison with

CTRL. It was reported a more in-phase and decreased variability in the trunk-pelvic coordination in the sagittal (Ebrahimi et al. 2017) and transverse plane (Lamoth et al. 2006b; Gombatto et al. 2015), and trunk-pelvis coordination with reduced variability in the transverse plane following large velocity perturbations (Lamoth et al. 2006a). Present results did not confirm the limited trunk movement in children and adolescent NSCLBP as reported in adults suffering from LBP moving the trunk as a rigid segment with a reduced rotation of lumbar region during gait in LBP participants in comparison with CTRL (Gombatto et al. 2015) supporting the “guarding hypothesis” (van der Hulst et al. 2010b).

The differences of gait pattern with present results can be explained by comparison with existing studies that assessed gait on a treadmill in most of existing literature (Ghamkhar and Kahlaee 2015). Treadmill induces systemic changes in the control of dynamic neuromuscular during walking with a systemic regulation on dynamic neuromuscular control during walking (Chiu et al. 2015). In addition, difference of methodological measurement or the thorax-pelvic coordination using continuous relative phase (Lamoth et al. 2002a, 2002b, 2006a) could explained difference of results . The relative phase is limited by the sensibility to small range of motion of thoracic and pelvic rotation during gait whereas time difference method is less dependant of range of motion value.

Third, NEMG_LE amplitude, the present results were not in line with adults LBP results (Ghamkhar and Kahlaee 2015). Even if inconsistent findings remained in the existing literature with variations of activation pattern depending on subphases of gait, it seems consistent that chronic LBP adults had higher global trunk muscle activity compared to controls (Ghamkhar and Kahlaee 2015) in opposition to present results. Although the overall higher absolute muscle activity in both double and support periods of gait were reported in adults suffering of chronic LBP reflecting guarded movement, the relative relaxation during swing phases were not present in LBP adults in line with present results (van der Hulst et al. 2010b).

The reduced adaptation to change of gait velocity reported in chronic LBP adults with a decreased EMG amplitude associated with the increased of gait velocity (Lamoth et al. 2006a) was not observed in children and adolescents NSCLBP of our study. Pakzak et al. (Pakzad et al. 2016) reported that patients with high pain catastrophizing ($\geq 21/52$) (Sullivan et al. 1995) exhibit higher EMG amplitude during gait at self-selected velocity supporting that higher trunk muscle activation is more strongly associated with pain catastrophizing than with pain intensity. It could be interesting in further analysis to evaluate NEMG_LE amplitude of children and adolescents suffering from NSCLBP during gait after subgrouping based on pain catastrophizing score. This could explain present results in children and adolescent with low pain catastrophizing scores (mean value < 21).

The explanation for the increased NEMG_LE as a protective strategy to compensate for spinal instability in adults with LBP (Ghamkhar and Kahlaee 2015) seems not observed in children and adolescents. The prolonged activity of lumbar ESL muscles interpreted as a functional adaptation of the neuromuscular system to enhance stability observed in adults suffering from LBP was not present in the children and adolescents with NSCLBP of our study. These differences can be explained by the muscular fibres not yet damaged in the younger population whereas physical deconditioning was reported in adults suffering of NSCLBP (Verbunt et al. 2003).

It could be of interest to investigate if increased muscular activation during gait documented in adults suffering from chronic LBP (Ghamkhar and Kahlaee 2015) appeared progressively with the chronicity of the disease.

Limitations

The study presents several limitations including the use of surface electrodes to measure EMG during movement inducing problem of motion artefacts (Turker 1993) that can influence EMG signal quality especially during foot strikes period due to floor-contact. To limit bias results due to outliers we removed EMG signal with noise in both groups (LBP: 4/39 (10%), CTRL: 6/24 (25%)).

Other limitations concern the order to walk first at self-selected, second at fastest and last at slow velocity was fixed arbitrary and a different choice of order could have influence results.

Finally, this study evaluated moderately affected patients (pain intensity < 5/10 and Oswestry score < 21%) who were recruited during orthopaedic university hospital consultation limit the generalizability of the results for the whole NSCLBP pediatric population.

Furthermore, in present population, only 4 (10%) NSCLBP participants reported increased pain during gait. Walking is rarely a pain-producing activity in LBP population (Lamoth et al. 2002a, 2006b). Thus, differences would be more pronounced during more demanding tasks.

Conclusion

Taken together, the present results did not support the guarding hypothesis (van der Hulst et al. 2010b) in children and adolescents NSCLBP. Children and adolescents suffering from NSCLBP have similar gait spatio-temporal parameters, trunk kinematic and lumbar muscle activity than matched healthy controls during self-selected gait velocity and similar ability to adapt trunk kinematic and lumbar muscle activity with change of velocity while dimensionless walking speed during fast gait velocity was significantly lower in NSCLBP group. This finding is contrary than adults can lead to a different therapeutic management of NSCLBP in children and adolescents. It could be of interest to investigate if increased muscular activation during gait documented in adults suffering from chronic LBP (Ghamkhar and Kahlaee 2015) appeared progressively with the chronicity of the disease.

Etude observationnelle IV (Article 6) : La combinaison des paramètres biomécaniques et physiques des trois tâches évaluées dans les études précédentes avec les résultats de questionnaires psychosociaux permet-elle d'identifier et de caractériser différents sous-groupes d'enfants et d'adolescents souffrant de NSCLBP ?

Cette étude a consisté à identifier et caractériser les profils des différents sous-groupes d'enfants et d'adolescents souffrant de NSCLBP à partir de données psychosociales, biomécaniques et physiques mesurées pendant l'exécution de tâches fonctionnelles documentées comme discriminantes entre les patients adultes NSCLBP des sujets asymptomatiques.

Les résultats de ce travail sont actuellement en préparation pour la soumission :

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

Tabard-Fougère A, Dayer R, Vuillerme N, Armand S. Subgrouping children and adolescents with non-specific chronic low back pain: preliminary multifactor cluster analysis based on psychosocial, biomechanical and physical parameters. (Soumission prévue dans: *Computer methods in biomechanics and biomedical engineering* en Juin 2018).

Résumé en français

Introduction : La lombalgie (LBP) touche plus de 80% de la population adulte et a récemment été identifiée comme la 3^{ème} cause de douleurs pédiatrique. Il semble nécessaire d'identifier des sous-groupes de patients LBP en vue de l'hétérogénéité des patients LBP et de la majorité (85%) des LBP dites « non-spécifiques » (NSCLBP) où aucune étiologie n'est identifiée. Des classifications basées sur des paramètres psychosociaux ou posturaux ont été proposées. Cependant, aucune classification n'a été effectuée en groupant les données psychosociales, biomécaniques et physiques fréquemment évaluées séparément pour discriminer les adultes souffrant de NSCLBP des sujets asymptomatiques.

Objectif scientifique : L'objectif de cette étude était d'identifier et de caractériser les profils des différents sous-groupes d'enfants et d'adolescents souffrant de NSCLBP à partir de données psychosociales, biomécaniques et physiques mesurées pendant l'exécution de tâches fonctionnelles documentées comme discriminantes entre les patients adultes souffrant de NSCLBP des sujets asymptomatiques : (i) test isométrique d'endurance des extenseurs du tronc, (ii) phénomène de flexion-relaxation en flexion antérieure maximale du tronc, (iii) hypothèse de précaution pendant la marche aux vitesses spontanée et rapide.

Matériel et méthode : Trente-huit enfants et adolescents souffrant de NSCLBP et 25 sujets asymptomatiques (CTRL) ont effectué un test d'endurance des muscles extenseurs du tronc, une tâche de flexion antérieure maximale du tronc ainsi qu'une analyse de la marche à vitesse spontanée et rapide. Les paramètres cinématiques du bassin, du thorax et du tronc ont été enregistrés avec un système optoélectronique. L'activité des muscles erector spinae longissimus (ESL) a été enregistrée bilatéralement à l'aide d'électrodes de surface EMG. Pendant la tâche d'endurance des extenseurs du tronc, les paramètres reportés sont le temps de performance, l'évolution de la fatigue musculaire évaluée avec la pente de la médiane fréquence EMG et la pente de l'effort perçu pendant la tâche évaluée avec l'échelle de Borg. Pendant la tâche de flexion antérieure maximale du tronc, les paramètres reportés sont l'angle maximal de flexion du tronc et le ratio flexion-relaxation entre l'EMG en flexion maximale avec celui mesuré en flexion dynamique. Pendant la tâche de marche à vitesse spontanée, les paramètres rapportés sont la vitesse adimensionnelle et l'amplitude EMG normalisée par rapport à une tâche sous-maximale contre gravité moyenne pendant de la 1^{ère} période de double appui et 1^{ère} période de simple appui. Pendant la tâche de marche à vitesse rapide, les paramètres rapportés (vitesse, coordination du thorax-bassin, amplitude EMG en 1^{ère} période de double appui et en simple appui) sont exprimés en pourcentage d'augmentation par rapport à la marche à vitesse spontanée. Les paramètres psychosociaux ont été mesurés avec des questionnaires (catastrophisme, incapacité fonctionnelle, qualité de vie, douleur perçue, anxiété et dépression). Une classification hiérarchique ascendante (méthode de Ward) avec une analyse en composante principale a été utilisée pour déterminer les sous-groupes. Les caractéristiques des groupes ont été comparées avec un test de Wilcoxon.

Résultats : La présente étude a montré qu'il est possible d'identifier trois sous-groupes et les résultats en comparaison au groupe CTRL diffèrent selon les sous-groupes évalués : (i) le 1^{er} sous-groupe (n=11, 29% du groupe NSCLBP) est caractérisé par un âge plus jeune (âge moyen de 12 ans) en comparaison au groupe CTRL ainsi qu'aux deux autres sous-groupes de participants NSCLBP (14.5 ans en moyenne), un temps de maintien réduit et une fatigue musculaire et perçue accélérée pendant le test d'endurance ainsi qu'une vitesse de marche spontanée réduite en comparaison au groupe CTRL ; (ii) le 2^{ème} sous-groupe, le plus grand

(n=18, 47% du groupe NSCLBP), est similaire au groupe CTRL au niveau des paramètres biomécaniques et EMG avec comme seule différence significative un temps de maintien réduit pendant le test d'endurance du tronc; (iii) le 3^{ème} groupe, le plus petit (n=9, 24% du groupe NSCLBP), est caractérisé par des résultats péjorés pendant l'endurance du tronc ainsi que pendant la marche à vitesse confortable et rapide en comparaison au groupe CTRL .

Discussion/Conclusion : Trois groupes d'enfants et d'adolescents atteints de NSCLBP ont été identifiés à l'aide d'une analyse multifactorielle basée sur des paramètres psychosociaux, biomécaniques et physiques. Ces résultats préliminaires devraient être confirmés sur une cohorte plus importante. Comprendre de tels sous-groupes peut être utile pour développer des programmes thérapeutiques plus appropriés.

Abstract

Purpose: Low back pain (LBP) is the third cause of pediatric pain disorders and the most common for is called non-specific chronic LBP (NSCLBP). The patient population with NSCLBP seems to be heterogeneous. The importance of classification has already been reported but, to the best of our knowledge, no classification schemes based on the combination of psychological, biomechanical and physical parameters exist. The aim of this study was two-fold (1) to define clusters on children and adolescents suffering from NSCLBP based on psychosocial, biomechanical and physical parameters evaluated during the execution of three functional tests (trunk extensor endurance test, trunk maximal forward tilt and gait at self-selected and fast velocity); (2) to define the characteristics of these clusters.

Methods: Thirty-eight NSCLBP patients and 25 controls (CTRL) were recruited. Psychosocial parameters were evaluated by questionnaires. Then, biomechanical and physical parameters were evaluated for trunk extensor muscles during endurance tests, for trunk maximal flexion and gait at self-selected and fast speed. Principal component analysis (PCA) was used to reduce the dimensionality of the data before applying hierarchical cluster analysis (HCA) to determine group sets of similar psychological, biomechanical and physical patterns and homogeneous clusters.

Results: Three distinct NSCLBP clusters were found with main between-group differences occurring for questionnaires, endurance task and gait ($P < 0.05$), but not for trunk flexion task ($p > 0.05$). When these three groups were compared to CTRL, one cluster exhibited similar results except for reduced endurance performance time while the others exhibited reduced endurance and gait parameters ($P < 0.05$).

Conclusions: Three clusters of children and adolescents with NSCLBP were identified using multifactor cluster analysis based on psychosocial, biomechanical and physical parameters. These preliminary results should be confirmed by a larger cohort. Understanding such subgroups characteristics could help to develop more suitable therapeutic programs.

Introduction

Low back pain (LBP) is the principal worldwide disability cause since 1990 in adult population (Feigin et al. 2016). LBP is the third cause of paediatric pain disorders (Donnelly et al. 2017) with prevalence among children and adolescents comparable to adults (Balagué et al. 1999). 85% cases of adults (Deyo and Weinstein 2001) and in 60 to 80% of children and adolescents with LBP are classified as non-specific chronic low back pain (NSCLBP) due to absence of clear cause identified (Feldman et al. 2006; Auerbach et al. 2008; Bhatia et al. 2008; Yang et al. 2017).

NSCLBP is known to stem from the interactions of biomechanical, psychosocial, physical, environmental, genetic and cultural factors (Balagué et al. 2012b). In the absence of a specific cause, physicians face a therapeutic challenge caused by a large therapeutic choices (e.g. drugs, physiotherapy or physical exercise) with small to moderate effect observed on pain and disability (Balagué et al. 2009; Van Middelkoop et al. 2011; Hayden et al. 2012). It can be attributed to the heterogeneity of NSCLBP patients (Hayden et al. 2012). Results of large-scale survey indicated that 75% of them thought that subgroups of NSCLBP could be possible to recognise (Kent and Keating 2004).

Previous studies have attempted to distinguish LBP subgroups with various classification schemes (Moffroid et al. 1994; Cieza et al. 2004; Werneke and Hart 2004). More specifically, five classification schemes based on the type of movement disorders and on movements generating pain in LBP were identified in a recent review (Karayannis, 2012). Three of them, namely Mechanical Diagnosis & Treatment (MDT) (Hefford 2008), Treatment Based Classification (TBC) (Delitto et al. 1995), and Pathoanatomic Based Classification (PBC) (Petersen et al. 2003) are initially guided by evaluation of the response to loading the spine in different directions, whereas the two others, namely Movement System Impairment Syndromes (MSI) (Maluf et al. 2000) and O'Sullivan Classification System (OSC) (O'Sullivan 2000) are guided by identification of modified movement strategies.

Using the O'Sullivan Classification System, Dankaerts et al. reported that LBP patients with increased pain during lumbar extension had significantly increased paravertebral muscles activity in sitting (Dankaerts et al. 2006b) and in forward bending (Dankaerts et al. 2009) in comparison with pain-free participants, whereas LBP people with increased pain during flexion did not. No significant difference with pain-free participants was observed when LBP patients were not subgrouped (Dankaerts et al. 2009). These results suggested the importance of classification to improve the understanding of NSCLBP.

The importance of classification was confirmed in adolescents suffering of NSCLBP (Astfalck et al. 2010b). Trunk EMG activation was able to discriminate healthy adolescents from those with chronic NSLBP in the sitting position only when patients with chronic NSLBP were subclassified, in agreement with results obtained from adults (Dankaerts et al. 2006b). However, it could be interesting to improve the classification by a multifactorial approach and combining EMG recorded during several functional tasks.

Comparing posture, muscular activity and movement during everyday life activity in adult populations with and without LBP seems essential to determine mechanical factors related to development and persistence of LBP (Van Dillen et al. 2003; Delitto et al. 2012; Karayannis et al. 2012). Electromyographic parameters evaluated during several functional tasks have

been shown to reliably discriminate adult population with and without LBP as reported on a systematic review (Geisser et al. 2005). Most important parameters identified in the adults literature are a shorter performance time (Bandpei et al. 2014) with faster muscular fatigue (Kolur et al. 2011; Bandpei et al. 2014) during trunk extensor muscle endurance test, the absence or diminution of flexion relaxation phenomenon (FRP - sudden electromyographic silence) during trunk maximal forward full flexion (Watson et al. 1997; Geisser et al. 2005; Dankaerts et al. 2006a; Alschuler et al. 2009) and a typical pattern in gait supporting a “guarding hypothesis” (van der Hulst et al. 2010b) during walking (Ghamkhar and Kahlaee 2015).

This “guarding hypothesis” pattern was described as a decreased walking speed and spatiotemporal parameters (decreased step length and swing time) (Lee et al. 2007; Lamoth et al. 2008; Simmonds et al. 2012), a decreased ability of patients to adapt trunk–pelvis coordination to changes in velocity (Keefe and Hill 1985; Lamoth et al. 2002b) and an increased normalized electromyographic (EMG) amplitude on back muscles in comparison with control participants linked with compensatory strategy to enhance the reduced spinal stability in adults suffering of LBP (Ghamkhar and Kahlaee 2015).

Several psychosocial factors such as anxiety, depression, pain catastrophizing or kinesiophobia were reported to be involved in the transition to chronicity (Fritz et al. 2001; Pincus et al. 2002; Larivière et al. 2010). Thus, the identification of the NSCLBP subgroups should be based on the multifactorial parameters (i.e., psychosocial, biomechanical and physical data) linked to NSCLBP.

However, to the best of our knowledge, no study has evaluated these functional tasks and psychosocial profile on the same cohort of children and adolescents with and without LBP.

This study aimed (1) to define clusters on children and adolescents suffering of NSCLBP based on psychosocial, biomechanical and physical parameters evaluated during the execution of three functional tests (trunk extensor endurance test, trunk maximal forward tilt and gait at self-selected and fast velocity); (2) to define characteristics of these clusters.

Methods

Participants

Patients with NSCLBP were recruited in the paediatric orthopaedics service of Geneva University Hospitals between November 2014 and July 2017. Age-matched healthy volunteers (CTRL) were asked to participate using a hospital advertising poster. The local ethics committee approved this prospective mono-centric observational study (CER no 14-126). All participants and their respective legal guardian gave written informed consent. The inclusion criteria were: age between 10-18 years old; and suffering from NSCLBP and being in pain >3 months. CTRL group inclusion criteria were: age between 10-18 years old; no history of LBP during the last year.

Psychosocial parameters

A visual analogue scale (VAS) (Jensen et al. 1986) was used to evaluate the level of pain of the last 24 hours (VAS24h). The VAS24h ranges between 0 and 10 (a high score indicates a high level of pain).

The French version of Pain Catastrophizing Scale (PCS) (Sullivan et al. 1995) was used to quantify the catastrophic thinking related to pain. The PCS is a 13-item scale with a total range of 0 to 51 with high scores indicated high level of pain catastrophizing.

The physical disability was assessed with the French version of Oswestry Disability Index 2.1 (Vogler et al. 2008) without the sexual relative section. The ODI assessed how LBP affects common daily activities, and score ranged between 0 and 100 % with a high score indicates a high disability from LBP.

The level of anxiety and depression was evaluated using the Hospital Anxiety and Depression Scale (HADS) (White et al. 1999) with scores computed respectively for anxiety (HA) and depression (DS) ranged between 0 and 21 (a high score indicates a high level of anxiety or depression).

Tasks and procedure

Experiments were conducted in kinesiology laboratory of the tertiary university hospital.

First, low back muscles EMG was normalized using a sub-maximal method (Figure 36-A) based on manual muscle testing against gravity isoMMT3 (Tabard-Fougère et al. 2018).

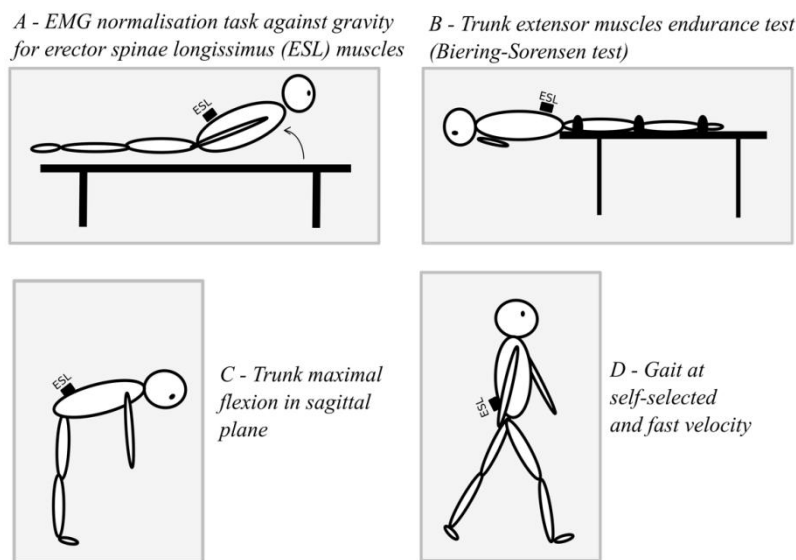


Figure 36 : Illustration of functional tasks performed by participants.

Trunk extensor muscle endurance test

The Biering-Sorensen test was used to evaluate endurance of trunk extensor muscles (Biering-Sørensen 1984). Participants were positioned in a prone position with upper edge of the iliac

crests aligned with the edge of the table (Figure 36-B). Lower body was fixed to the table by three straps located at the level of the pelvis, knees and ankles close to the malleoli (Latimer et al. 1999). With arms folded across the chest, trunk lifted and held off the table at 0°, participants were instructed to hold trunk in horizontal position as long as possible without exceeding more than 10° trunk forward inclination (Astfalck et al. 2010a; Coleman et al. 2011). The test was stopped after 240 seconds for participants able to hold the position longer (Biering-Sørensen 1984).

Perceived exertion was evaluated every 15 seconds during test (Simmonds et al. 1998) with the Borg rating scale of perceived exertion adapted for children (RPE-C) (Gros Lambert et al. 2001). This scale assessed intensity based on the participant self-reported feeling of exertion on a 6-20 scale with high value for high exertion (Gros Lambert et al. 2001).

Trunk maximal flexion

Participants were asked to perform trunk flexion in the sagittal plane by moving from standing to maximal full trunk flexion without knee flexion (Figure 36-C) (Schinkel-Ivy et al. 2013). Three-repeated measurements were recorded and mean value was computed.

Gait

Participants were instructed to walk barefoot on a 10 m walkway first at self-selected gait speed and second as fast as possible without running (Figure 36-D) for a minimum of 10 gait cycles (Shiavi et al. 1998).

Data recording

A twelve-camera motion analysis system (Vicon MX3+, Vicon Peak, Oxford, UK for 22 first participants and Oqus 7+, Qualisys, Göteborg, Sweden for 41 last participants) set at a 100Hz sampling frequency recorded kinematic data. To improve resolution (0.3 Mpix versus 12Mpix) the system was changed on Mars 2015. Participants were equipped with 35 reflective markers placed on the skin at defined anatomical and technical landmarks according to the « conventional gait model » (Baker 2013).

Surface electromyography (EMG) was recorded bilaterally from Erector Spinae Longissimus (ESL) muscles using active surface electrodes (Trigno, bandwidth 20-450Hz, CMRR >80dB at 60Hz, input impedance <10 Ohms, baseline noise <750 nV RMS, effective EMG Signal Gain 909 V/V ±5%, Delsys Inc., Boston, MA, USA) at a sampling frequency of 1000Hz. Skin at electrodes sites was shaved and cleaned with alcohol. EMG electrodes location was defined at according to SENIAM recommendations (Hermens et al. 2000).

Data Processing

Firstly, the quality of the raw EMG data was visually evaluated to exclude muscles with noise in their data due to poor skin-electrode contact during movement (very high amplitude and low frequency EMG signals). After checking that there were no statistical differences between left and right sides, one randomly picked side was reported (left) (Dankaerts et al. 2006a). When left-side EMG was excluded, the right side was reported; when both sides were excluded the participant was excluded from analysis.

Then, raw EMG was band-pass filtered between 20 and 500Hz using 4th order Butterworth. The filtered EMG signal was full-wave rectified and low-pass filtered with a fourth order filter (cutoff frequency: 3Hz) to compute the EMG linear envelopes (EMG_LE) (Nishijima et al. 2010). Normalized EMG_LE (NEMG_LE) was computed by dividing the gait EMG_LE by the mean value of the three most stable seconds of the normalization task isoMMT3 (Tabard-Fougère et al. 2018).

Concerning the kinematic parameters, the Gutierrez's model (Gutierrez et al. 2003) was used to calculate the thorax kinematics and the « conventional gait model » for the pelvic kinematics (Baker 2013). Calculations of the respective models were computed with openMA for all participants (Leboeuf et al. 2016).

Data analysis

Trunk extensor muscle endurance test

Performance time measured during trunk extensor muscle endurance test was reported in seconds.

ESL muscle fatigue was computed using median frequency slope (MFs) and was defined as the slope of the best-fitting line describing MF evolution during test of ESL muscle (Coorevits et al. 2008). The median frequency (MF) of EMG power spectrum was calculated for each 1s interval with Fast Fourier Transforms using MATLAB R2012b (MathWorks, Natick, MA, USA). To avoid potential differences in subcutaneous layers, MFs was normalized by initial MF (MF_i) value as reported in equation (1) (Coorevits et al. 2008).

$$(1) \text{ Normalized MFs (NMFs)} = (MFs/MF_i * 100) \text{ expressed per seconds.}$$

Perceived exertion evolution during test was computed with a linear regression analysis to evaluate perceived exertion augmentation speed during time RPE-Cs (/seconds).

Trunk maximal flexion

Maximal trunk flexion was computed as maximal absolute angle of trunk segment from C7 and S1 markers with respect to the vertical (Nairn et al. 2013).

The flexion-relaxation ratio (FRR) was computed for ESL muscle by dividing the averaged muscle activation in standing by the averaged muscle activation in maximal standing flexion (Schinkel-Ivy et al. 2013). High ratio (>0.5) indicated altered FRP during trunk full flexion (Dubois et al. 2011).

Gait

The average of a minimum of 10 gait cycles was included in the analysis (Shiavi et al. 1998). The gait cycle was defined by the time between two foot strikes of the same foot and event detection was computed from the trajectories of markers placed on the pelvis and feet (Zeni et al. 2008).

Gait parameters were computed in both groups in the self-selected and the fast speed conditions.

Percentage augmentation of evaluated parameters between gait at fast and self-selected speed was computed as reported in equation (2).

$$(2) \%augmentation = (fast\ value - self\ selected\ value) / (self\ selected\ value) * 100$$

First, a comparison between all participants of the right and left sides was made for all spatiotemporal gait parameters. No significant differences ($p > 0.05$) were found between both sides indicating symmetric spatiotemporal gait parameters (Cimolin et al. 2011). Subsequently, mean values of the right side were computed for walking speed (m/s). It is well established that gait velocity influences spatiotemporal parameters (Schwartz et al. 2008). Spatiotemporal analysis of gait was simplified by including only walking speed, that represents the most frequently reported spatiotemporal parameter (Al-Yahya et al. 2011). In order to minimize inter-individual changes due to a different size in the paediatric population, dimensionless walking speed (V_{dim}) (Hof 1996) were computed as reported in equation (3).

$$(3) W_{sdim} = \text{walking speed} / \sqrt{g/L}$$

Where L is the leg length measured from anterior superior iliac spine to medial malleolus and g the acceleration of gravity ($g = 9.81 \text{ m/s}^2$ on earth).

Kinematics of thorax and pelvis in transverse plane were computed according to the model of Gutierrez et al. (Gutierrez et al. 2003). Coordination between these two segments was expressed in terms of time difference; expressed in % gait cycle; between peak time of maximum internal thorax rotation and peak time of maximum external pelvic rotation in transverse plane (Romkes and Bracht-Schweizer 2017).

NEMG_LE mean value was computed during two subphases of gait, the first double support (DS1) and first single support (SS1) periods.

Statistical analysis

Analyses were performed using R v.3.1.3 software and the RStudio interface (Rstudio Team 2016).

Cluster analysis variables were centred and reduced by subtracting the variable mean from each individual observation and dividing by the standard deviation. Missing values were imputed by the mean of the variable with the *imputePCA* function of the *missMDA* package (Josse and Husson 2016). Principal component analysis was first used and number of dimension was determined using Cattell's scree test that consist to detect the point at which the curve changes drastically on the scree plot (Cattell 1966). Then, hierarchical clustering with Ward's method and square Euclidean distance was used on the standardized variables (Ward 1963). The optimal number of clusters was chosen as the one with the higher relative loss of inertia ($i(\text{clusters } n+1)/i(\text{cluster } n)$) as suggested by the hierarchical clustering on principal components (HCPC) and participants group repartition was performed with mixed algorithm of both the Ward's method and the K-means algorithm (Argüelles et al. 2014). A dendrogram was further created with Ward method to illustrate this number of clusters selection (Ward 1963).

Data normality distribution was rejected using Shapiro-Wilk test. Clusters were subsequently compared with CTRL group on variables of interest using un-paired Wilcoxon tests. Level of significance was set at $p < 0.05$.

Results

Participants

The characteristics of the 38 NSLCBP and 25 CTRL participants included in cluster analysis are summarized in Table 24. EMG signals with noise (high amplitude and low frequency EMG signals) due to movement artefact of the electrode were excluded after visual inspection (van der Hulst et al. 2010b). Missing values due to noise in EMG were imputed for 1/38 patient (3%) for 5/20 (25%) variables (trunk endurance and maximal flexion task) and 3/38 (8%) patients for 4/20 (20%) variables (gait tasks).

Variable reduction with PCA

Principal component analysis is illustrated Figure 37. The first and second principal components were conserved in the analysis based on the Cattell's scree test that detects the point at which the curve changes drastically on the scree plot (Cattell 1966). The first principal component (PC1) is mainly ($\cos^2 > 0.250$) described by age, ODI, PCS, anxiety, QoL, NEMG_LE-DS1 and NEMG_LE-SS1 of gait at self-selected speed and % augmentation of Wsdim and Thorax-pelvic coordination. The second principal component (PC2) is mainly ($\cos^2 > 0.250$) composed by performance time and perceived exertion slope of trunk extensor muscle endurance test as reported in Table 25.

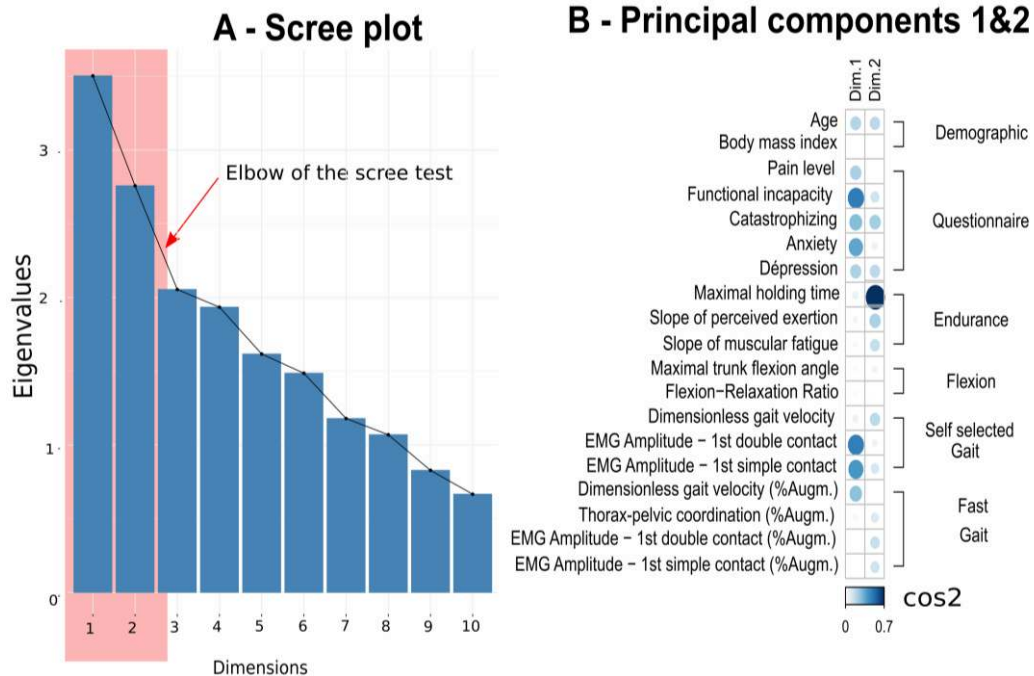


Figure 37 : Principal component analysis results illustration of variable reduction. Dim.1 and Dim.2 are respectively the first and second principal components.

Tableau 24 : Comparison of psychosocial, biomechanical and physical parameters between 3 clusters of low back pain and control group.

	Control Group (n = 25)	Low back pain Group			Multiple test	
		Cluster 1 (n=12)	Cluster 2 (n=16)	Cluster 3 (n=10)	P	Post-hoc
Demographic, anthropometric and questionnaire - Psychosocial outcomes						
Age, years	14.0 (12.0:16.0)	12.0 (11.8:13.3)	15.0 (13.8:16.0)	15.5 (14.0:16.0)	0.001	a, d, e
Body mass index (BMI), kg.m ⁻²	19.2 (16.0:22.6)	19.0 (17.3:22.1)	21.3 (18.8:22.4)	18.3 (17.7:22.2)	0.512	-
Last 24h pain, 0-10	0.0 (0.0:0.0)	2.3 (0.5:3.4)	4.0 (2.8:5.1)	4.5 (3.0:5.4)	<0.001	a, b, c
Pain catastrophizing score, 0-51	8.0 (0.0:13.0)	7.5 (3.5:9.5)	21.0 (14.5:26.3)	19.0 (13.5:29.0)	<0.001	b, c, d, e
Disability Oswestry score, 0-100	0.0 (0.0:0.0)	14.5 (8.4:15.6)	16.7 (15.0:20.6)	25.6 (18.9:28.4)	<0.001	a, b, c, e
Anxiety score, 0-21	5.0 (2.0:6.0)	4.5 (2.8:6.5)	6.0 (4.0:9.0)	9.5 (8.0:11.8)	0.006	c, e
Depression score, 0-21	2.0 (1.0:3.0)	2.5 (1.0:4.3)	3.0 (1.8:3.0)	5.5 (4.0:6.0)	0.008	c, f
Trunk extensor endurance test – Psychological, biomechanical and physical outcomes						
Performance time, s	177 (140:210)	111 (94:120)	143 (127:177)	79 (72:93)	<0.001	a, c, d, f
ESL median frequency slope, /s	-0.20 (-0.23:-0.14)	-0.26 (-0.33:-0.21)	-0.22 (-0.28:-0.14)	-0.31 (-0.38:-0.31)	0.004	a, c
Perceived exertion slope, /s	0.08 (0.07:0.10)	0.11 (0.10:0.14)	0.09 (0.07:0.10)	0.13 (0.12:0.15)	0.002	a, c, f
Trunk maximal flexion– Biomechanical and physical outcomes						
Maximal trunk flexion angle, °	102.5 (91.8:116.4)	96.5 (92.6:109.5)	106.7 (101.8:113.5)	97.2 (94.4:101.9)	0.474	-
Flexion-relaxation ratio, -	0.20 (0.13:0.40)	0.17 (0.13:0.40)	0.27 (0.17:0.32)	0.29 (0.26:0.36)	0.355	-
Gait at self-selected velocity– Biomechanical and physical outcomes						
Dimensionless walking speed, -	0.37 (0.35:0.40)	0.33 (0.29:0.35)	0.37 (0.33:0.40)	0.35 (0.33:0.37)	0.031	a, d
NEMG_LE ESL in DS1, %isoMMT3	13.9 (10.2:20.6)	11.5 (8.7:19.7)	15.5 (11.7:20.3)	29.1 (24.8:40.1)	0.003	c, e, f
NEMG_LE ESL in SS1, %isoMMT3	9.3 (7.0:12.4)	8.4 (7.4:15.2)	10.8 (7.5:11.9)	18.0 (16.3:28.1)	<0.001	c, e, f
%augmentation from self-selected to fast gait velocity– Biomechanical and physical outcomes						
Dimensionless walking speed, %	58.8 (39.0:66.2)	58.0 (44.1:84.2)	54.5 (39.5:58.6)	34.2 (29.0:45.4)	0.017	c, e, f
Thorax- pelvic coordination, %	-16.8 (-31.9:8.0)	-21.5 (-40.9:-10.0)	-18.3 (-31.2: 8.1)	-13.7 (-24.1:14.6)	0.762	-
NEMG_LE ESL in DS1, %	42.0 (28.2:88.2)	56.9 (33.5:125.6)	61.5 (46.0:132.7)	61.9 (39.4:96.2)	0.617	-
NEMG_LE ESL in SS1, %	113.7 (81.0:171.9)	77.7 (29.8:134.5)	113.1 (68.9:174.8)	62.8 (48.0:74.2)	0.040	c

Results were presented as median (Interquartile range). Statistical tests used were the Kruskal –Wallis rank sum tests ($p < 0.05$) when results are presented as median (Interquartile range). Post-hoc corrections were computed Bonferroni adjustments $p \times 6$ ($p < 0.008$) and significant post-hoc were reported between Group CTRL and Cluster 1 as “a”, between Group CTRL and Cluster 2 as “b” and between Group CTRL and Cluster 3 as “c”, Cluster 1 and Cluster 2 as “d”, Cluster 1 and Cluster 3 as “e”, Cluster 2 and Cluster 3 as “f”.

Exploratory cluster analysis

Hierarchical clustering performed on the centred and reduced variables anthropometric and pain related characteristics, performance time, muscular fatigue, perceived exertion during trunk extensor muscle endurance test, maximal trunk angle and FRR during trunk full flexion, walking speed, EMG amplitude during gait at self-selected and fast velocity resulted in a dendrogram (Figure 38). The three clusters identified were represented on PC1 and PC2 of the PCA, where clusters 1 and 3 were discriminated by PC1 and cluster 2 was discriminated from clusters 1 and 3 by PC2 (Figure 38).

Comparisons between clusters and CTRL group

The clusters 1 and 3 were similar in size, comprising respectively 32% and 26% of the samples, whereas the size of cluster 2 was larger with 42% of the sample.

The median value of each cluster on centred and reduced variables is illustrated in Figure 39. The CTRL group median values are reported in red, but were not used in the cluster analysis.

Tableau 25 : Description of the first and second principal components

	N total	PC1 cos2	PC2 cos2
Anthropometric and questionnaire - Psychosocial outcomes			
Age, years	38	0.250	0.141
Body mass index (BMI), kg.m ⁻²	38	0.004	0.005
Last 24h pain (VAS24h), 0-10	38	0.183	<0.001
Pain catastrophizing score (PCS), 0-51	38	0.330	0.164
Disability Oswestry score (ODI), 0-100	38	0.565	0.080
Anxiety score (HA), 0-21	38	0.387	0.026
Depression score (DS), 0-21	38	0.202	0.222
Trunk extensor endurance test – Psychological, biomechanical and physical outcomes			
Performance time, s	37	0.018	0.756
ESL median frequency slope (NMFs), /s	37	0.017	0.183
Perceived exertion slope (RPE-Cs), /s	37	0.020	0.251
Trunk maximal flexion– Biomechanical and physical outcomes			
Maximal trunk flexion angle, °	37	0.012	0.055
Flexion-relaxation ratio of ESL (FRR-ESL), -	37	0.015	0.018
Gait at self-selected velocity– Biomechanical and physical outcomes			
Dimensionless walking speed (Wsdim), -	38	0.098	0.168
NEMG_LE ESL in DS1, %isoMMT3	35	0.436	0.094
NEMG_LE ESL in SS1, %isoMMT3	35	0.332	0.184
%augmentation from self-selected to fast gait velocity– Biomechanical and physical outcomes			
Dimensionless walking speed, %	38	0.276	0.007
Thorax- pelvic coordination, %	38	0.412	0.089
NEMG_LE ESL in DS1, %	35	0.004	0.154
NEMG_LE ESL in SS1, %	35	0.002	0.136

Patients with poor electromyography signal quality were excluded from analysis of concerned variables.

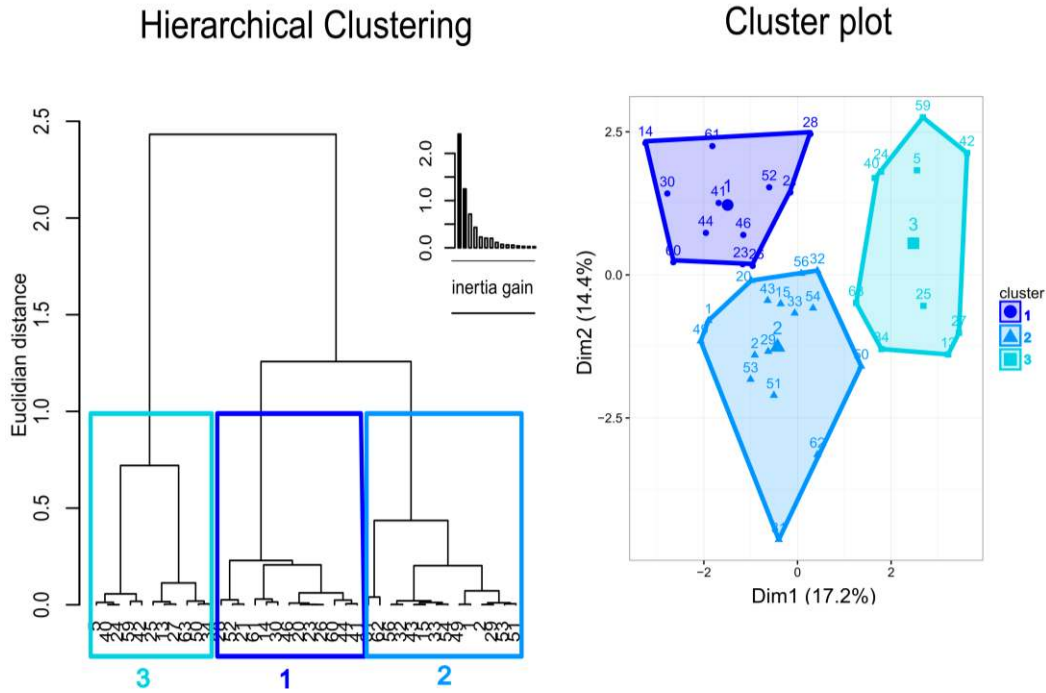


Figure 38 : Dendrogram from hierarchical clustering analysis (Ward’s method) performed on variables reduced with principal component analysis. The resulting 3 clusters are illustrated with grey boxes. The 3 clusters were described with a scatter plot on the first and second principal component (PC1 and PC2).

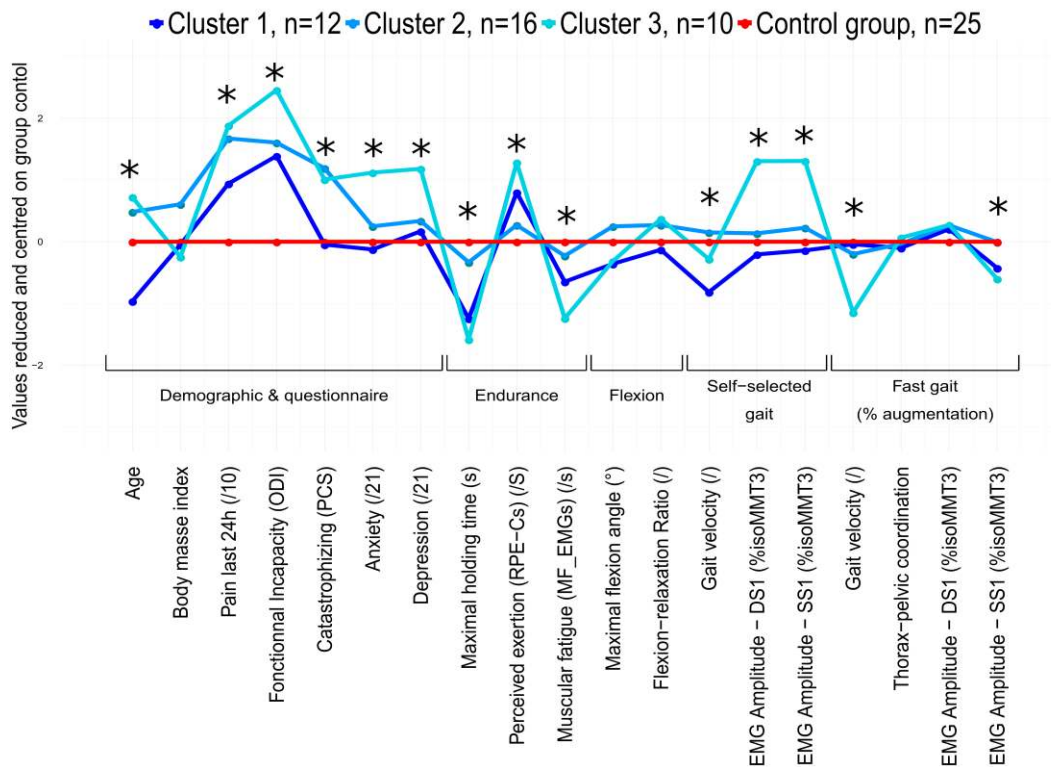


Figure 39 : Cluster profiles plot for each centred and reduced parameters. Control group values are reported in red.

Anthropometric and psychosocial characteristics

As reported in Table 24, in comparison with CTRL group, cluster 1 was significantly younger (cluster 1: 12.0 (11.8:13.3), CTRL: 14.0 (12.0:16.0), $p=0.019$) and clusters 1, 2 and 3 had significantly higher last 24h pain ($p<0.001$) and disability Oswestry score ($p<0.001$). In comparison with CTRL group, Cluster 2 and 3 had significantly higher pain catastrophizing score ($p<0.01$).

Cluster 3 was the only LBP subgroup with significantly higher anxiety ($p=0.002$) and depression ($p=0.005$) score in comparison with CTRL group.

Trunk extensor muscle endurance test

In comparison with CTRL group, clusters 1 and 3 had significantly lower performance time ($p<0.05$) during trunk extensor muscles endurance test (Table 24). Cluster 2 had significant higher performance time (143 (127:177)) in comparison with cluster 1 (111 (94:120)) and cluster 3 (79 (72:93)).

Clusters 1 and 3 had significantly higher ESL median frequency slope ($p<0.05$) and perceived exertion slope ($p<0.05$) than CTRL group (Table 24). No significant differences were reported for ESL median frequency slope and perceived exertion slope between cluster 2 and CTRL group (Table 24). Cluster 2 had significant lower perceived exertion slope (0.09 (0.07:0.11)) in comparison with cluster 3 (0.13 (0.12:0.14)).

Trunk maximal flexion

There was no significant difference between the 4 groups (CTRL, clusters 1, 2 and 3) on maximal trunk flexion angle and FRR-ESL (Table 24).

Gait at self-selected velocity

No significant differences were reported for gait parameters at self-selected velocity between cluster 2 and CTRL group (Table 24).

In comparison with CTRL group, cluster 1 walked slower (cluster 1: 0.33 (0.29:0.35), CTRL: 0.37 (0.35:0.40), $p=0.007$) and cluster 3 had significantly higher NEMG_LE during DS1 (cluster 3: 29.1 (24.7:40.1)%isoMMT3, CTRL: 13.9 (10.2:20.8)%isoMMT3, $p=0.006$) and during SS1 (cluster 3: 18.0 (16.3:28.1)%isoMMT3, CTRL: 9.3 (7.0:12.4)%isoMMT3, $p<0.001$).

Cluster 2 (0.37 (0.33:0.40)) had significant higher dimensionless walking speed than cluster 1 (0.33 (0.29:0.35)).

Cluster 3 had significantly higher NEMG_LE ESL than cluster 1 and 2 during both SS1 and DS1 periods.

%Augmentation between gait at fast and self-selected velocity

In comparison with CTRL group, cluster 3 had significantly lower %augmentation of Wsdim (cluster 3: 34.2 (29.0:45.4) %, CTRL: 58.9 (39.0:66.2) %, $p=0.004$) and NEMG_LE during SS1 (cluster 3: 62.8 (48.0:74.2) %, CTRL: 113.7 (81.0:172.0) %, $p=0.005$). No significant differences were reported between CTRL group and clusters 1 and 2 for %augmentation of gait parameters.

Cluster 3 had significantly lower dimensionless walking speed %augmentation than cluster 1 and cluster 2.

Discussion

Three clusters of children and adolescents with NSCLBP can be identified with a multifactor cluster analysis based on psychological, biomechanical and physical parameters. Furthermore, in comparison with CTRL group, results showed that (i) cluster 1 was younger, had lower performance time with faster muscular fatigue and perceived exertion during trunk endurance test and walked slower at self-selected velocity; (ii) cluster 2 had similar biomechanical and EMG parameters except a significantly lower performance time of endurance test; (iii) cluster 3 had significantly lower performance time with faster muscular fatigue and perceived exertion during endurance test, higher ESL amplitude during gait at self-selected speed and a reduced capacity of adaptation to an increase of walking speed.

First, present results are consistent with existing classifications reporting differences with CTRL group in sitting posture only after subgrouping NSCLBP participants in adults (Dankaerts et al. 2006b, 2009) and adolescents (Astfalck et al. 2010b). Taken together, these results support the importance of subgrouping NSCLBP participants to improve understanding.

Second, the larger cluster (cluster 2, 42% of NSCLBP participants) had similar EMG and trunk kinematic parameters during trunk endurance test, trunk maximal flexion and gait at self-selected and fast velocity in comparison with CTRL participants. This cluster presented results not in line with adults LBP results during gait (Ghamkhar and Kahlaee 2015), trunk extensor endurance test (McKeon et al. 2006) and trunk maximal flexion (Triano and Schultz 1987; Sihvonen et al. 1991; Mannion et al. 2001; Neblett et al. 2003). We can speculate that NSCLBP children and adolescents trunk musculature is less damaged in comparison with NSCLBP adults presenting physical deconditioning after several years of pain (Verbunt et al. 2003) even if it remains unclear if physical inactivity and deconditioning cause NSCLBP or whether NSCLBP causes patients to decrease their physical activity and to become physically deconditioned (Verbunt et al. 2010).

Third, the psychosocial outcomes were significantly different between CTRL groups and all clusters for pain, pain catastrophizing score and Oswestry score. It can be notice that the cluster 3 was the only to report significantly higher anxiety and depression score in comparison with CTRL. This cluster (cluster 3) had the lowest performance time during trunk extensor muscle test, the fastest EMG and perceived exertion slope and the highest normalised EMG amplitude during gait at self-selected velocity. Thus, we can speculate that high scores to these questionnaires could be potential risk factors in this population to have

persistent NSCLBP during adulthood. It could be of interest to confirm this hypothesis by re-evaluating the same population in the future.

Finally, these results support the relevance of the trunk extensor muscles endurance test to discriminate children and adolescents with and without NSCLBP (Salminen et al. 1992, 1995; Andersen et al. 2006; Bernard et al. 2008; Astfalck et al. 2010a). This is not the case for the FRP, which cannot discriminate children and adolescents suffering of NSCLBP for every cluster, in contradiction with existing literature on adults suffering from NSCLBP (Watson et al. 1997; Geisser et al. 2005; Dankaerts et al. 2006a; Alschuler et al. 2009).

Limitations

The major limitation of this study is the small sample size of NSCLBP participants (38) that reduced statistical power of this cluster analysis. Results should hence be confirmed on a larger cohort.

Second, the use of surface electrodes to measure EMG induces problem of motion artefact caused by movement of skin against electrodes (Turker 1993) that can influence EMG amplitude especially during foot strikes.

Third, this study evaluated moderately affected patients (pain intensity < 5/10 and Oswestry score < 21%) who were recruited during consultations in the paediatric orthopaedics service of Geneva University Hospitals. Therefore, the generalizability of the results for the whole NSCLBP pediatric population is limited.

Finally, PCA and HCA are intuitive approaches (Cattell 1966; Argüelles et al. 2014) and results could be influenced by the selection of the number of principal components and by the selection of the number of clusters.

Conclusion

This is the first study that evaluated psychosocial profiles and biomechanical and physical outcomes reported during several functional tasks (trunk extensor muscles endurance test, trunk maximal flexion, gait at self-selected and fast velocity) on the same cohort. Present results highlighted the importance of subgrouping children and adolescents suffering of NSCLBP. Identifying subgroups could improve therapeutic management by adapting therapeutic management for each subgroup. Improving knowledge in this young population seems to be a great interest considering the future of adolescents with low back pain, which could participate in the quota of adults with non-specific low back pain in the future.

Chapitre 4 : Discussion générale

A notre connaissance, il s'agit du premier travail effectuant une analyse multidimensionnelle sur une population d'enfants et d'adolescents avec et sans NSCLBP. Aussi, un total de 38 enfants et adolescents souffrant de NSCLBP et 25 asymptomatiques ont été évalués. La population avec NSCLBP représente la majorité des patients éligibles ayant consulté au service d'orthopédie pédiatrique (30% de refus) pour des douleurs lombaires pendant la période de recrutement (2 ans d'inclusion). Enfin, il s'agit de la première classification d'enfants et adolescents souffrant de NSCLBP fondée sur une approche multidimensionnelle et multitâche.

Cette discussion générale fait dans un premier temps la synthèse, puis discute les résultats présentés dans cette thèse. Elle aborde ensuite les limites, ainsi que les perspectives liées à ce travail doctoral pour enfin conclure.

1) Synthèse des résultats

Revue systématique

La revue systématique effectuée au début de ce travail doctoral a montré un manque de connaissances évident concernant les caractéristiques EMG chez les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP. En effet, une seule étude (Astfalck et al. 2010b) a évalué l'activité EMG des muscles lombaires et abdominaux d'adolescents avec (âge : 15.7+/-0.5 ans) et sans (âge : 15.4+/-0.5 ans) NSCLBP en position assise. Contrairement aux résultats documentés dans la population adulte avec NSCLBP, ces auteurs n'ont pas observé d'absence de phénomène de flexion-relaxation en position assise relâchée aux niveaux des muscles lombaires chez les adolescents souffrant de NSCLBP (Callaghan and Dunk 2002; Dankaerts et al. 2006b; O'Sullivan et al. 2006; Mak et al. 2010; Nairn et al. 2013; Schinkel-Ivy et al. 2014; Ang et al. 2016). Les auteurs avaient, de plus, montré que l'activité EMG permet de différencier les adolescents avec et sans NSCLBP seulement quand ceux souffrant de NSCLBP sont répartis selon la classification de O'Sullivan (O'Sullivan 2000). Ces résultats confirment l'intérêt de classer les patients souffrant de NSCLBP, comme documenté dans la population adulte (Dankaerts et al. 2009).

Dans la mesure où cette revue systématique a été effectuée avec une date limite d'inclusion des articles fixée en octobre 2015, une mise à jour a été effectuée sur les études scientifiques publiées depuis cette date (Décembre 2017). Avec les mêmes combinaisons booléennes de mots clés, en 26 mois, le nombre de publications scientifiques est passé de 68 à 84 dans PubMed (+ 24%) et de 16 à 22 sur Embase (+35%). Parmi les nouvelles études identifiées, une seule (Mueller et al. 2017) a évalué l'activité EMG des muscles lombaires et abdominaux d'adolescents athlètes avec et sans LBP (âge=15.9+/-1.3 ans). Même s'il s'agit d'une population spécifique d'adolescents, on peut noter que cette étude n'a rapporté aucune différence significative entre l'activité EMG mesurée durant l'exécution d'une tâche de saut au niveau des muscles lombaires. Aussi, une activité musculaire supérieure a été observée au niveau des muscles abdominaux chez les participants avec LBP.

Compte tenu des résultats existants, il n'était pas possible à la suite de cette revue de littérature de conclure si les caractéristiques EMG qui discriminaient les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP étaient les mêmes que celles qui discriminaient les adultes avec et sans NSCLBP rapportées dans la littérature. C'est dans ce contexte que le protocole expérimental de ce travail doctoral a été conçu afin d'évaluer spécifiquement sur une même cohorte d'enfants et d'adolescents avec et sans NSCLBP les caractéristiques EMG des muscles lombaires lors de l'exécution de plusieurs tâches fonctionnelles.

Normalisation EMG basée sur le MMT3

La méthode de normalisation EMG la plus utilisée, basée sur une tâche de contraction maximale volontaire (MVIC), n'est pas recommandée sur une population souffrant de douleurs chroniques. En effet, à cause de la peur d'avoir leurs douleurs augmentées, les sujets lombalgiques ont tendance à se retenir et à ne pas atteindre la contraction maximale (Allison et al. 1998; Dankaerts et al. 2004). Une étude méthodologique a donc été effectuée pour évaluer la fiabilité à une semaine d'une méthode de normalisation EMG basée sur les tâches isométriques inspirées du testing musculaire de grade 3 (isoMMT3). Cette méthode mesurant la capacité d'un muscle à tenir contre la gravité ne nécessite pas d'équipement spécifique, est rapide à effectuer et semble a priori plus adaptée aux populations pathologiques que la méthode MVIC car il s'agit d'une contraction ne provoquant pas de douleur.

Les résultats ont montré que cette méthode isoMMT3 est fiable pour normaliser l'amplitude EMG des muscles des membres inférieurs sur une cohorte d'adultes asymptomatiques. L'application de cette méthode aux muscles lombaires sur une population d'enfants et d'adolescents avec et sans NSCLBP a montré une répétabilité intra-opérateur le même jour excellente ($ICC > 0.95$) dans les deux groupes. Ces résultats suggèrent que cette méthode peut être utilisée pour améliorer l'interprétation de l'amplitude EMG des muscles lombaires. Néanmoins la répétabilité inter-session et inter-opérateur devra être évaluée sur cette population pour valider l'utilisation de cette méthode.

Phénomène de flexion-relaxation

L'objectif de cette étude (étude observationnelle I) était d'étudier le phénomène de flexion-relaxation (FRP) en positions assise et debout sur une population d'enfants et d'adolescents avec et sans NSCLBP. Le FRP permet de discriminer les adultes avec et sans NSCLBP par une absence ou diminution du FRP en position debout ou assise sur les participants souffrant de NSCLBP. Cependant, si le FRP a été évalué à de nombreuses reprises chez les adultes (Watson et al. 1997; Colloca and Hinrichs 2005; Geisser et al. 2005; Dankaerts et al. 2006a; Alschuler et al. 2009), seulement une étude, identifiée par la revue systématique de la littérature de ce travail doctoral (Tabard-Fougère et al. 2016), a évalué le FRP en position assise sur un groupe d'adolescents avec et sans NSCLBP (Astfalck et al. 2010b).

Il a été observé pendant les tâches assises et debout: (1) une faible sensibilité du FRP pour discriminer les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP avec une prévalence du FRP majoritaire dans les deux groupes ; (2) un angle de flexion du tronc similaire dans les deux groupes ; et (3) un angle d'apparition du FRP similaire dans les deux groupes.

Ces résultats ne sont pas en accord avec les résultats documentés sur la population adulte avec NSCLBP en position assise relâchée (Callaghan and Dunk 2002; Dankaerts et al. 2006b;

O'Sullivan et al. 2006; Mak et al. 2010; Nairn et al. 2013; Schinkel-Ivy et al. 2014; Ang et al. 2016). Astfalck et al. (Astfalck et al. 2010b) n'ont pas observé d'absence de FRP dans le groupe d'adolescents souffrant de NSCLBP aux niveaux des muscles lombaires.

Nos résultats étaient en accord avec cette étude (Astfalck et al. 2010b) et amènent à réfléchir sur la prise en charge clinique des enfants et adolescents souffrant de NSCLBP qui actuellement est calquée sur celle des adultes. De plus, les enfants et adolescents NSCLBP ont une amplitude de flexion antérieure du tronc similaire aux participants asymptomatiques en contradiction à la littérature montrant une flexion limitée sur des patients adultes souffrant de NSCLBP par rapport à des participants asymptomatiques. On pourrait faire l'hypothèse que ce résultat soit dû à une souplesse globalement plus importante dans la population pédiatrique (Dutil 1978). Il a en effet été documenté que la souplesse augmente pendant l'adolescence pour atteindre chez les filles un plateau autour de 14 à 15 ans et diminue progressivement chez les garçons à mi-adolescence (Kreipe 1994; Smoll and Smith 1996; Patel et al. 1998). Ensuite, autour des 30 ans, la souplesse diminue progressivement et continuellement (Tanz 1953; Hilton et al. 1979; Hilton 1980; Talyor and Twomey 1980). Il serait donc intéressant de mettre en lien la souplesse avec la disparition du FRP sur la population adulte souffrant de NSCLBP.

Endurance isométrique des muscles extenseurs et fléchisseurs du tronc

L'objectif de cette étude (étude observationnelle II) était double : (1) comparer le temps de maintien, l'évolution de la fatigue musculaire (fréquence médiane (MF) du signal EMG) ainsi que de l'effort perçu (RPE) durant l'exécution des tests d'endurance des muscles extenseurs (EXT) et fléchisseurs (FLEX) du tronc chez les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP ; (2) évaluer si la combinaison de résultats de questionnaires relatifs à la douleur avec la MF et la RPE peut expliquer le temps de performance des tests EXT et FLEX chez les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP.

Aucune différence significative entre les deux groupes pendant l'exécution du test FLEX n'a été trouvée. En revanche, durant l'exécution du test EXT, un temps de maintien significativement réduit a été observé chez le groupe souffrant de NSCLBP avec (1) une MF et une RPE significativement plus rapides, mais similaires après la normalisation temporelle ; et (2) une association forte entre le temps de performance et la MF et la RPE dans le groupe NSCLBP.

L'observation d'un temps de maintien réduit chez les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP pendant le test EXT est en accord avec la littérature existante chez l'enfant et l'adolescent (Salminen et al. 1992, 1995; McKeon et al. 2006; Bandpei et al. 2014; Abdelraouf and Abdel-Aziem 2016), tout comme chez l'adulte (Mayer et al. 1989; Roy et al. 1989; Kankaanpaa et al. 1998; Suter and Lindsay 2001; Paasuke et al. 2002).

Concernant la fatigue musculaire pendant le test EXT, la diminution plus rapide de la fréquence médiane EMG observée chez les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP est en accord avec les résultats rapportés dans la littérature sur des adultes (Kolur et al. 2011). Cependant, les résultats de l'évolution de la fatigue musculaire normalisée en temps tout comme un pourcentage de diminution de la fréquence médiane similaire ($p=0.385$) entre le groupe d'enfants et d'adolescents avec (26%) et sans (29%) NSCLBP ne sont pas en accord avec une étude chez l'adulte (McKeon et al. 2006). En effet, McKeon et al. (McKeon et al.

2006) ont rapporté une fréquence médiane significativement réduite à 90% et 100% du temps de maintien dans le groupe souffrant de NSCLBP avec un pourcentage de diminution de la fréquence médiane réduit (NSCLBP : 22%, CTRL : 42%, $p < 0.05$), ce qui n'était pas le cas dans notre cohorte d'enfants et d'adolescents.

On peut donc conclure que les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP se fatiguent plus vite certes, mais avec une capacité de fatigue musculaire similaire à celle des sujets asymptomatiques, ce qui n'est pas le cas dans la population adulte qui présente une capacité réduite de fatigue musculaire au niveau des muscles lombaires en fin de test (McKeon et al. 2006).

Marche à différentes vitesses

L'objectif de cette étude (étude observationnelle III) était d'évaluer si, et dans quelle mesure, l'hypothèse de précaution était présente chez les enfants et adolescents souffrant de LBP en comparaison à des sujets asymptomatiques avec: (1) une diminution des paramètres spatio-temporels, de la coordination du bassin et du thorax ainsi qu'une augmentation de l'activité des muscles lombaires pendant la marche à vitesse spontanée; (2) une capacité d'adaptation au changement de vitesse de marche diminuée au niveau de la coordination du thorax et du bassin ainsi que l'activité des muscles lombaires.

En comparaison au groupe contrôle, le groupe souffrant de LBP présente : (1) des paramètres spatio-temporels, cinématiques et EMG similaires pendant la marche à vitesse spontanée; (2) une adaptation au changement de vitesse de marche similaire au niveau des paramètres EMG et cinématiques malgré une diminution des paramètres spatio-temporels pendant la marche rapide.

L'observation d'une marche chez les enfants et adolescents souffrant de LBP similaire à celle de sujets pédiatriques asymptomatiques, ne supportent pas l'hypothèse de précaution (van der Hulst et al. 2010b) mise en avant dans la population adulte souffrant de LBP (Ghamkhar and Kahlaee 2015).

L'explication de l'augmentation de NEMG_LE en tant que stratégie de protection pour compenser l'instabilité spinale chez les adultes avec LBP (Ghamkhar and Kahlaee 2015) ne semble pas être observée chez les enfants et les adolescents. L'activité prolongée des muscles lombaires ESL interprétée comme une adaptation fonctionnelle du système neuromusculaire pour améliorer la stabilité observée chez les adultes souffrant de LBP n'est pas retrouvée chez les enfants et les adolescents atteints de NSCLBP de notre étude. Ces différences pourraient s'expliquer par le fait que les fibres musculaires n'ont pas encore été endommagées chez la population plus jeune alors que le déconditionnement physique a été rapporté chez les adultes souffrant de NSCLBP (Verbunt et al. 2003).

Il pourrait être intéressant d'étudier si une augmentation de l'activation musculaire pendant la marche documentée chez les adultes souffrant de lombalgie chronique (Ghamkhar and Kahlaee 2015) apparaît progressivement avec la chronicité de la maladie.

Analyse multifactorielle

L'objectif de cette étude (étude observationnelle IV) était d'identifier et de caractériser les possibles sous-groupes de participants souffrant de NSCLBP à partir de la combinaison des données psychosociales avec des données biomécaniques et physiques mesurées pendant l'exécution de tâches fonctionnelles des études observationnelles I, II et III. Il a été montré qu'il était possible d'identifier trois sous-groupes.

Le 1^{er} sous-groupe (n=11, 29% du groupe NSCLBP) présentait un âge plus faible (âge moyen=12 ans) en comparaison aux deux autres sous-groupes de participants NSCLBP (14.5 ans en moyenne) et que le groupe CTRL. De plus, en comparaison au groupe CTRL, il présentait un temps de maintien réduit avec une fatigue musculaire et perçue accélérée pendant le test d'endurance. Enfin, il présentait une vitesse de marche spontanée diminuée.

Le 2^{ème} sous-groupe, le plus grand (n=18, 47% du groupe NSCLBP), était similaire au groupe CTRL au niveau des paramètres biomécaniques et EMG avec comme seule différence significative un temps de maintien réduit pendant le test d'endurance du tronc.

Le 3^{ème} sous-groupe (n=9, 24% du groupe NSCLBP) présentait, en comparaison au groupe CTRL, un temps de maintien plus faible et fatigue musculaire et un effort perçu accélérés pendant l'endurance du tronc. Il présentait aussi une amplitude EMG augmentée pendant la marche à vitesse confortable et une capacité d'adaptation diminuée suite une augmentation de la vitesse de marche.

Il semble important de noter que l'absence du phénomène de flexion-relaxation, largement documenté dans la littérature pour discriminer les adultes avec et sans NSCBLP, n'était pas pertinente pour discriminer le groupe CTRL d'aucun des trois sous-groupes identifiés. Ces résultats préliminaires devront être validés sur une cohorte plus importante.

En complément, une analyse discriminante a été effectuée (Figure 40). Il a été montré que les variables évaluées pendant la tâche d'endurance des muscles extenseurs du tronc (A) discriminent les enfants et adolescents avec et sans NSCBLP avec la meilleure spécificité (83.9%) mais une sensibilité modérée (52.6%) (Figure 40), où la sensibilité est la capacité d'un test à donner un résultat positif lorsqu'une hypothèse est vérifiée (ici présence lombalgie) et la spécificité est la capacité d'un test à donner un résultat négatif lorsque l'hypothèse n'est pas vérifiée (ici absence de lombalgie). Les variables évaluées pendant la tâche de flexion du tronc (B) discriminent très mal les deux groupes avec une sensibilité de 0.0% associée à une spécificité de 100.0%. Enfin, les variables évaluées pendant la marche (C) discriminent les deux groupes avec une meilleure sensibilité que la tâche d'endurance du tronc (63.2%), mais une spécificité réduite (80.6%). En combinant ces deux dernières tâches (D), la sensibilité est améliorée (68.4%) avec une spécificité restant à 80.6%. La combinaison de la tâche de flexion du tronc avec chacune des deux autres tâches (E et F) ne modifie pas les valeurs de sensibilité (E : 52.5%, F : 63.2%) et spécificité (E : 83.9%, F : 80.6%). Finalement, la combinaison des trois tâches discrimine les deux groupes avec une sensibilité modérée (57.9%) et une bonne spécificité (83.9%).

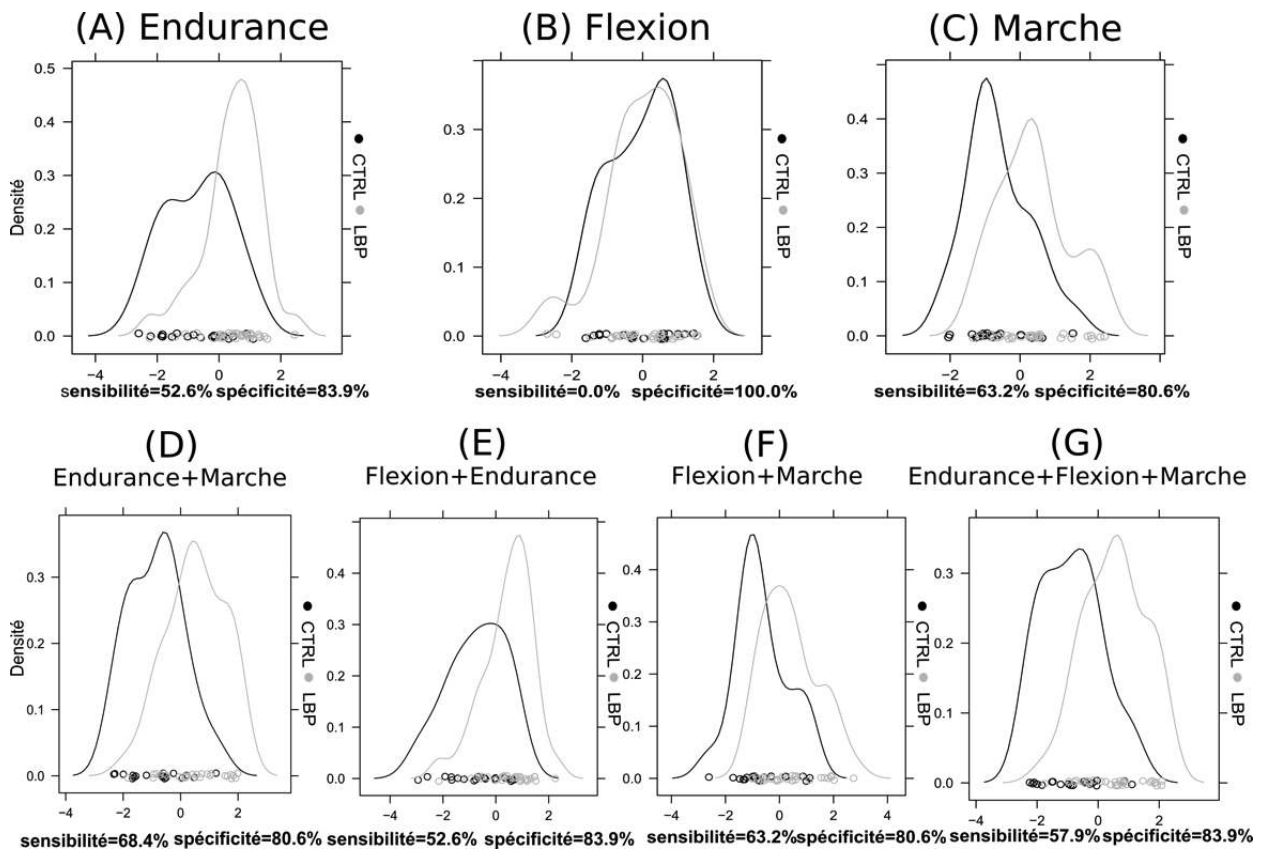


Figure 40 : Illustration des analyses discriminantes pour les trois tâches et leurs combinaisons respectives.

Ces résultats indiquent que les paramètres EMG et cinématiques enregistrés pendant les tâches d'endurance, de flexion et de marche, ainsi que leurs combinaisons discriminent les enfants et adolescents avec de ceux sans NSCLBP avec beaucoup de faux négatifs et peu de faux positifs. Ces résultats sont en accord avec les conclusions des études observationnelles de ce travail doctoral indiquant que les enfants et adolescents avec NSCLBP ont des caractéristiques EMG et cinématiques similaires à celles des sujets asymptotiques.

2) Discussion des résultats

Les résultats des six études de ce travail doctoral mettent en évidence que les enfants et adolescents présentent des caractéristiques cinématiques et EMG différentes de celles documentées dans la population adulte. En effet, mis à part un temps de maintien réduit et une fatigue musculaire plus rapide pendant le test d'endurance des muscles extenseurs du tronc, il a été observé une présence du FRP et une absence de validité de l'hypothèse de précaution pendant la marche. Ces observations diffèrent des celles faites chez l'adulte.

On peut noter que, même si les enfants et adolescents avec NSCLBP se fatiguent plus vite au niveau musculaire pendant la tâche d'endurance des muscles extenseurs du tronc, la pente de la fréquence médiane EMG normalisée en temps suggère une capacité de fatigue musculaire similaire aux sujets asymptotiques. Ces résultats ne sont pas en accord avec certaines observations faites sur l'adulte souffrant de NSCLBP montrant une capacité de fatigue musculaire réduite (pourcentage de diminution de la fréquence médiane) et une fréquence

médiane significativement réduite à 90% et 100% du temps de maintien (McKeon et al. 2006).

On pourrait faire l'hypothèse que les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP ont des muscles lombaires plus performants que les adultes. La présence du FRP en flexion maximale du tronc tout comme l'absence de validité de l'hypothèse de précaution pendant la marche montrent que les muscles lombaires semblent encore capables de se relâcher pendant ces tâches du quotidien.

Chez l'adulte souffrant de NSCLBP, l'absence/diminution du FRP a été mise en lien avec un déconditionnement physique (Verbunt et al. 2003, 2010). De même, le pattern de marche décrit par l'hypothèse de précaution reflète un manque de relâchement musculaire, appelé aussi fibres de « Cendrillon » qui ne s'arrêtent jamais de travailler (Hagg 1991; SoGaard 1995; Sjøgaard and Sjøgaard 1998). Cependant, le lien de causalité entre les douleurs et ce manque de relâchement pendant ces tâches du quotidien n'est pas clair. Effectivement, il n'est pas possible de conclure si ce manque de relâchement est la cause de chronicité de la douleur ou si la peur de la douleur est la cause de ce manque de relâchement (Colloca and Hinrichs 2005; Verbunt et al. 2010).

On peut proposer comme explication que la musculature du tronc des enfants et adolescents est moins atteinte que celle des adultes souffrant de NSCLBP. Effectivement, il a été documenté que les adultes souffrant de NSCLBP présentent un déconditionnement physique après des années de douleurs chroniques (Verbunt et al. 2003). Cependant, il est important de rappeler que le lien de cause à effet entre le déconditionnement et l'inactivité physique avec les douleurs lombaires n'est pas clair (Colloca and Hinrichs 2005; Verbunt et al. 2010).

On peut aussi noter que l'absence/diminution du FRP est réversible chez les adultes souffrant de NSCLBP. Effectivement, elle peut être corrigée après un traitement chirurgical (O'Shaughnessy et al. 2013) ou conservateur (Neblett et al. 2003; Lalanne et al. 2009). De plus, l'impact de la fatigue des muscles extenseurs du tronc sur le FRP a été documenté sur des participants adultes asymptomatiques en modifiant la durée de la période de silence musculaire avec une augmentation (Descarreaux et al. 2008) ou une réduction (Dickey et al. 2003) de cette période.

Il semble donc intéressant de lier ces observations avec le temps de maintien au test d'endurance des muscles extenseurs du tronc réduit chez l'enfant et l'adolescent (Salminen et al. 1992, 1995; McKeon et al. 2006; Bandpei et al. 2014; Abdelraouf and Abdel-Aziem 2016) tout comme chez l'adulte NSCLBP (Mayer et al. 1989; Roy et al. 1989; Kankaanpaa et al. 1998; Suter and Lindsay 2001; Paasuke et al. 2002). Nous pouvons faire l'hypothèse chez les adultes NSCLBP que ce temps de maintien réduit est lié à une fatigue augmentée des muscles extenseurs du tronc lié à un manque de relâchement pendant les tâches du quotidien. Cependant, cette hypothèse ne semble pas être vérifiée chez les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP qui ont un temps de maintien au test d'endurance des muscles extenseurs réduit malgré la présence du FRP et l'absence de l'hypothèse de précaution pendant la marche.

Pour expliquer ces résultats contradictoires, il semble pertinent de regarder l'influence de la souplesse, définie par une raideur active augmentée, sur ces résultats. Le lien entre un manque de souplesse de la colonne et l'altération du FRP a été documenté chez l'adulte (Hashemirad

et al. 2009). Aussi, l'augmentation de la rigidité du tronc chez les patients souffrant de NSCLBP a été documentée comme une stratégie de compensation probable pour diminuer les douleurs et le risque de blessure (Freddolini et al. 2014), même si des études supplémentaires sont nécessaires pour mieux comprendre la nature des altérations viscoélastiques observées. Il semble pertinent pour compléter cette hypothèse de mesurer dans de prochaines études cette raideur avec des outils comme l'élastographie ou une mesure électromécanique.

Pour tenter d'expliquer ces résultats, il semble intéressant de se pencher sur la maturité musculaire de cette population d'enfants et adolescents en pleine croissance. Il a été documenté que pendant l'adolescence le système musculo-squelettique croît d'abord en taille, avant de gagner en densité et force (Tanner 1962; Malina et al. 2004). La morphologie musculo-squelettique est en changement et diffère de celle des adultes. Pendant la croissance, le tronc grandit donc plus rapidement (Tanner 1962; Malina et al. 2004). De plus, il a été documenté que la souplesse est généralement augmentée chez les jeunes enfants par rapport aux adultes avec une amplitude de mouvement augmentée de la colonne lombaire (Tanz 1953; Hilton et al. 1979). Ces caractéristiques musculo-squelettiques spécifiques aux enfants et adolescents pourraient en partie expliquer la différence des caractéristiques EMG avec ceux documentés dans la population adulte même si le lien de causalité reste à être démontré. Une autre hypothèse pourrait être qu'il y a une laxité réduite de la colonne ostéoligamentaire, suggérant que cette population jeune peut utiliser les structures passives pendant les tâches de marche et de flexion du tronc.

Enfin il semble pertinent de mettre en lien ces observations avec les résultats de l'analyse de classification effectuée en combinant les paramètres EMG et cinématiques de ces trois tâches fonctionnelles avec le profil psychosocial des enfants et adolescents souffrant de NSCLBP.

Les présents résultats mettent en avant l'intérêt d'une classification chez les enfants et adolescents souffrant de LBP à partir de questionnaires relatifs à la douleur, du test d'endurance des extenseurs du tronc ainsi que de la marche à vitesse spontanée et rapide. Presque la moitié des enfants et adolescents souffrant de NSCLBP (sous-groupe 2, n=18 (47%)) présentaient des caractéristiques EMG similaires à celles observées chez les participants du groupe CTRL. Ce résultat explique en majorité la différence avec les résultats documentés chez l'adulte.

On peut remarquer que le sous-groupe 3 (n=9, 24% du groupe NSCLBP) présente des caractéristiques EMG similaires à celles d'adultes souffrant de NSCLBP lors de la marche à vitesse spontanée et rapide ainsi que pendant le test d'endurance des muscles extenseurs du tronc. Il est donc possible que ces enfants et adolescents soient plus à risque de continuer à souffrir de NSCLBP à l'âge adulte. Concernant le profil psychosocial de ce sous-groupe, ce qui le différencie des autres sous-groupes étaient des scores d'anxiété et de dépression augmentés. Ces scores semblent donc pertinents à identifier comme potentiels facteurs de risque de chronicité des douleurs.

Enfin, on peut noter que le sous-groupe 1 (n=11, 29% du groupe NSCLBP) présente des caractéristiques similaires à celles du sous-groupe 3 pendant le test d'endurance des muscles extenseurs du tronc et une vitesse de marche spontanée réduite. Ces caractéristiques semblent pouvoir être expliquées par un âge plus faible (12 ans contre 14 à 16 ans dans les autres groupes). Aussi, on peut questionner l'influence du genre. En effet, il s'agit du seul groupe

ayant environ la moitié de garçons et de filles tandis que les autres sont composés majoritairement de filles.

Dans la littérature existante, les valeurs de référence du temps de maintien au test d'endurance des muscles extenseurs du tronc sont réduites chez les garçons de 10 ans (filles=202.1+/-65.5s, garçons= 165.1+/-68.6s) par rapport à ceux de 14 ans (filles=197.5+/-72.5s, garçons=181+/-59.7s) avec un effet âge entre 7 et 14 ans significatif ($F(7737)=17.5$, $p<0.001$) (Dejanovic et al. 2012). Il a été documenté que les filles et garçons âgés entre 7 et 14 ans ont des profils d'endurance des muscles du tronc différents. Les filles présentent par rapport aux garçons une endurance augmentée dans le plan sagittal (extenseurs et fléchisseurs du tronc) et réduite dans le plan frontal (bridge test latéral) (Dejanovic et al. 2012). De plus, les filles développent une capacité d'endurance dans le plan sagittal plus tôt que les garçons âgés de 7 et 14 ans (Dejanovic et al. 2012). Il sera intéressant, avec une plus grande cohorte, d'évaluer l'influence du sexe dans ces sous-groupes.

3) Limites

Ce travail doctoral présente de nombreuses limites. Les premières sont en lien avec la méthodologie de la revue systématique de la littérature qui a posé le cadre théorique de ce travail. Ensuite, plusieurs limites sont à prendre en considération en lien avec la méthode de recrutement de la population évaluée. Enfin, plusieurs limites sont présentées en lien avec les outils de mesures électromyographiques et cinématiques ainsi qu'en lien avec le choix des tâches fonctionnelles évaluées.

Limites spécifiques à la revue systématique de la littérature

Concernant la revue systématique, on peut noter comme principale limite que les recommandations de Cochrane pour la sélection des langues des études incluses n'ont pas été suivies (Furlan et al. 2009). Il est en effet recommandé de ne pas réduire la recherche aux publications en langue anglaise mais de prendre en considération toutes les langues dans la mesure du possible. Pour des raisons pratiques, les recherches ont été réduites à la littérature en anglais, français et allemand. De plus, les mots clés ont été explorés seulement dans le titre et dans le résumé lorsque l'on a questionné la base de données EMBASE. Il se peut donc que d'autres études existent sur EMBASE et auraient pu être identifiées par le texte intégral. Cependant, même si c'est le cas, les connaissances restent limitées sur les comportements EMG des enfants et adolescents souffrant de NSCLBP, il semble pertinent de les compléter.

Limites spécifiques à la sélection des participants

Une autre limitation de ce travail doctoral concerne la sélection des participants. Les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP ont été inclus pendant la consultation au service d'orthopédie pédiatrique des Hôpitaux Universitaires de Genève. Cette stratégie de recrutement limite la généralisation des résultats à l'ensemble des enfants et adolescents souffrant de NSCLBP. Effectivement, une partie des enfants et adolescents ne consultent pas pour leurs douleurs chroniques ou consultent chez leurs généralistes ou chez des ostéopathes. De plus, les participants recrutés dans ce travail doctoral étaient modérément affectés (intensité des douleurs < 5/10 and score Oswestry < 21%). Les résultats pourraient être différents sur une population d'enfants et d'adolescents plus sévèrement affectés. De plus, il a été documenté que les adolescents atteints de lombalgie qui consultent chez un médecin

spécialisé ont une meilleure qualité de vie que leurs pairs symptomatiques qui consultent chez un médecin généraliste, mais rapportent un état clinique et fonctionnel plus mauvais [170]. Nous aurions pu élargir le recrutement à des cabinets généralistes, voir à d'autres villes pour améliorer la généralisation des résultats.

De plus, pour l'analyse de classification des enfants et adolescents souffrant de NSCBP, le nombre de participants pour faire des sous-groupes est faible (<10 pour 2 groupes). Le nombre de participants nécessaires de 30 par groupe calculé en début de protocole n'a pas été atteint. Il faudrait confirmer cette analyse une fois le nombre de sujets nécessaires atteint, soit 30 participants asymptomatiques et 30 participants souffrant de NSCLBP par sous-groupe.

Ce nombre de participants inférieur à celui espéré est directement lié à des difficultés de recrutement. En effet, malgré un bon d'achat de 75CHF offert à chaque participant, environ 30% des participants éligibles (critères d'inclusion valides) n'ont pas accepté de participer à l'étude. Les causes principales de refus étaient liées à un manque de disponibilité. Les potentiels participants étaient des enfants scolarisés, il était donc difficile de trouver un créneau de 2h en dehors des heures d'écoles et des nombreuses activités extrascolaires. Aussi, certains parents de participants éligibles avaient des contraintes liées à la garde de leurs autres enfants. Enfin, certains participants éligibles se déplaçaient de loin pour consulter. Il était donc compliqué pour eux de se déplacer seulement pour participer à l'étude.

En ce qui concerne la puissance statistique, elle a été évaluée supérieure à 80% pour les variables discriminant de façon significative les groupes avec et sans NSCLBP (temps de maintien, pente de la fréquence médiane EMG et de l'effort perçu pendant le test d'endurance des muscles extenseurs du tronc). Pour les variables ne discriminant pas les deux groupes de manière significative, la puissance statistique était inférieure à 80%. Une estimation de la taille de l'échantillon nécessaire pour discriminer les deux groupes de manière significative basée sur les tailles d'effet mesurées avec nos données a été effectuée. Il en ressort des groupes de 75 participants souffrant de NSCLBP pour la variable amplitude EMG mesurée pendant la marche à vitesse confortable, à 225 pour la variable pourcentage d'augmentation de l'amplitude EMG entre la marche à vitesse confortable avec la marche à vitesse rapide. Ces valeurs semblent confirmer que l'absence de différence significative ne semble pas être due à une taille d'échantillon trop faible. A noter que, dans la présentation de nos résultats, nous avons pris soin de reporter la taille de l'effet qui est indépendante de la taille de l'échantillon contrairement à la p-value (Sullivan and Feinn 2012).

Aussi, on peut noter que la classification hiérarchique ascendante et l'analyse en composantes principales sont des approches intuitives. En effet, le choix du nombre de sous-groupes ainsi que le choix du nombre de composantes principales sélectionnées ont été effectués de façon intuitive avec les méthodes utilisées. Ces résultats restent donc préliminaires et on pourrait s'attendre à des résultats différents avec plus de participants ou avec des méthodes différentes comme une analyse en cluster.

Enfin, les enfants et adolescents inclus dans ce travail doctoral présentent une hétérogénéité en termes d'âge, de taille, de poids et de niveau de maturité. Seulement l'âge chronologique a été documenté, il aurait été intéressant de mesurer la période pubertaire dans laquelle se trouve chaque participant (Tanner et al. 1962; Duke et al. 1980). Cependant, le nombre de participants recrutés dans ce travail doctoral est trop faible pour faire des analyses en fonction de l'âge, de la taille, du poids ou encore du niveau de maturité avec le nombre de participants.

Enfin, en vue de la répartition par sexe et la distribution des poids, l'information sur la maturité (Tanner, présence des règles...) fait défaut dans ce travail doctoral.

Limites spécifiques aux mesures EMG de surface

Plusieurs considérations méthodologiques sont à prendre en compte. Tout d'abord, l'utilisation d'électrodes EMG de surface pour mesurer l'activité musculaire des muscles lombaires multifidus est discutable. Stokes et al. (Stokes et al. 2003) ont montré que la mesure fiable de l'activité musculaire du multifidus nécessite des électrodes EMG intramusculaires. Cependant, ce travail doctoral a suivi les recommandations de la SENIAM pour le placement des électrodes de surface EMG pour les muscles lombaires (Hermens et al. 2000). Par ailleurs, les mesures de surface et intramusculaires pour ces muscles ont été évaluées comme fortement corrélées (Lee et al. 2005).

De plus, l'utilisation d'électrodes de surface EMG dans ce travail doctoral implique des limitations liées aux problèmes d'artefacts de mouvement causés par les mouvements des électrodes sur la peau pendant les tâches fonctionnelles (Turker 1993) pouvant influencer la qualité du signal EMG signal particulièrement lors de l'impact du pied au sol pendant la marche ainsi que pendant la flexion maximale du tronc. Pour limiter les biais résultant des signaux EMG bruités, les signaux bruités ont été visuellement exclus de l'analyse impliquant l'exclusion de 4/38 (11%) participants du groupe NSCLBP et 6/25 (24%) participants du groupe CTRL pour certaines tâches (tableau 6).

Aussi, la méthode de normalisation EMG utilisée pour interpréter l'amplitude du signal EMG dans ce travail doctoral, a été validée à une semaine d'intervalle seulement sur une cohorte d'adultes asymptomatiques (n=9) volontaires et a été appliquée à quatre muscles des membres inférieurs largement. Ces muscles font partie de ceux évalués dans le cadre des analyses quantifiées de la marche. Effectivement, en dehors du contexte de ce travail doctoral, cette étude valide la méthode de normalisation EMG basée sur le testing musculaire contre gravité avec comme objectif général d'appliquer cette méthode dans le contexte de l'analyse quantifiée de la marche.

Pour limiter ces biais, une sous-analyse de répétabilité intra-session de l'application de cette méthode aux muscles lombaires sur les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP a été ajoutée dans la partie méthodologique de ce travail doctoral. Les données de ce travail doctoral ont été évaluées lors d'une unique session. Ils seraient intéressant d'évaluer la répétabilité inter-session et inter-opérateur de cette méthode de normalisation appliquée aux muscles lombaires chez les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP.

Limites spécifiques aux données cinématiques

L'une des principales limitations concernant les données cinématiques sont liées au changement de système optoélectronique au cours de ce travail doctoral. Comme décrit dans la section méthodologie, ce changement présente principalement des effets majeurs sur l'acquisition des données brutes. En effet, la résolution des caméras a été augmentée. L'impact de cette différence principale sur le calcul de la cinématique du bassin et du tronc a été limité en effectuant les calculs avec un même outil : openMA (Leboeuf et al. 2016) pour tous les participants. Le placement et la taille des marqueurs sont restés identiques entre les deux systèmes.

Limites spécifiques aux tâches fonctionnelles évaluées

Spécifiquement à la tâche de flexion maximale du tronc, une vitesse spécifique a été imposée aux participants. Une vitesse spontanée aurait pu modifier les résultats de présence/absence du FRP. Dans la population adulte, il a effectivement été documenté qu'en accélérant la tâche de flexion, les participants souffrant de NSCLBP et les contrôles présentent des stratégies motrices différentes. Ce qui caractérise les patients souffrant de NSCLBP est un comportement de « freezing » lorsqu'ils effectuent le mouvement de flexion le plus rapidement possible (Bourigua et al. 2014).

Spécifiquement à la tâche d'endurance des muscles extenseurs et fléchisseurs du tronc, la principale limitation est que cette tâche est dépendante du poids du tronc. Comme il s'agit d'une population hétérogène en taille et poids, même si le statut pondéral entre les groupes était similaire, il aurait été intéressant de contrôler ce facteur en mesurant la masse du tronc. Cependant, avec les outils de mesure actuellement utilisés en routine clinique, il semble à ce jour encore compliqué de mesurer cette grandeur. En outre, aucune étude évaluant l'endurance des muscles extenseurs du tronc n'a documenté cette grandeur. Enfin, il aurait été intéressant d'effectuer un échauffement musculaire avant l'exercice ainsi que d'analyser l'évolution de l'amplitude EMG pendant l'exercice.

Spécifiquement à la tâche de marche, l'ordre des vitesses a été imposé par une vitesse spontanée en premier, puis rapide et enfin lente. Cet ordre a pu influencer les résultats. Une randomisation aurait pu être effectuée.

Enfin, le choix des tâches calqué sur l'adulte n'est pas forcément le plus pertinent. Effectivement, la sélection des tâches a été basée sur les données de la littérature existante chez l'adulte parmi celles les plus étudiées. Il aurait pu être intéressant d'évaluer d'autres tâches fonctionnelles comme le lever de charge, le passage de la position assise à debout, le mouvement latéral du tronc ou encore des mouvements de rotation maximale du tronc. Ces tâches fonctionnelles reflètent aussi les activités du quotidien et mériteraient d'être étudiées.

4) Perspectives

Compte tenu des limites présentées, il serait intéressant d'évaluer si et dans quelle mesure l'activité EMG d'autres muscles que ceux analysés dans ce travail doctoral (mettre les muscles) peuvent discriminer les enfants et adolescents avec et sans NSCLBP. Effectivement, pendant la tâche d'endurance des muscles extenseurs du tronc, certaines études suggèrent que le temps de performance au test de Biering-Sørensen pourrait être lié à la fatigue des muscles semitendinosus (Müller et al. 2010), gluteus maximus et biceps femoris (Kolur et al. 2011). De même, il a été suggéré que pendant la tâche de flexion antérieure maximale du tronc, les muscles semitendinosus (Sihvonen 1997) présentent aussi une absence du phénomène de flexion relaxation sur des adultes souffrant de NSCLBP.

Aussi, plusieurs autres tâches fonctionnelles semblent être intéressantes à évaluer dans ce contexte. Par exemple, pendant la tâche du lever de chaise, il a été documenté que les adultes souffrant de NSCLBP présentent une amplitude diminuée entre les hanches et la colonne lombaire ainsi qu'une vitesse de mouvement réduite (Shum et al. 2005). Ces limitations ont été associées à des mouvements de la colonne limités en lien avec une rigidité augmentée (Christe et al. 2016). De plus, pendant la tâche de lever de charges, il a été documenté que les

adultes souffrant de NSCLBP présentent des stratégies cinématiques spécifiques au niveau de la vitesse de mouvement ainsi que des flexions de genoux et hanches (Rudy et al. 2003) avec des patterns cinématiques moins variables que les adultes asymptomatiques (Seay et al. 2013). Cependant, il n'y a aucune étude qui a évalué l'activité EMG des muscles lombaires pendant cette tâche fonctionnelle. Une analyse EMG pourrait aider à mieux comprendre ces observations cinématiques.

De plus, il a récemment été rapporté l'importance d'évaluer chez l'adulte la relation entre les paramètres spino-pelviens dans le plan sagittal et les lombalgies (Tufo et al. 2012). L'équilibre sagittal de la colonne vertébrale est étroitement lié à la forme du bassin (Duval-Beaupère et al. 1992; Legaye et al. 1998). Un déséquilibre sagittal du complexe lumbo-pelvien peut donc entraîner des stratégies compensatoires statiques et dynamiques incluant une hyperlordose lombaire (Le Huec et al. 2005; Barrey et al. 2007). Il a été proposé que, pour un sous-groupe de patients souffrant de NSCLBP, l'origine des douleurs pourrait être due aux caractéristiques du bassin (incidence pelvienne, inclinaison du bassin et pente sacrée) (Le Huec et al. 2005). Une approche cinématique des paramètres lumbo-pelviens pourrait donc aider à améliorer la compréhension de la NSCLBP (Esola et al. 1996; Shum et al. 2005) en évaluant ces paramètres en position statique ainsi que pendant des tâches fonctionnelles comme la marche.

Il semble aussi pertinent d'évaluer par la suite la répétabilité inter-session et inter-opérateur de l'application de la méthode de normalisation EMG isoMMT3 aux muscles lombaires sur une population d'enfants et d'adolescents avec et sans NSCLBP.

Il semble nécessaire de réévaluer la cohorte lombalgique d'enfants et adolescents à l'âge adulte pour identifier si les profils mis en avant avec la classification sont liés à la persistance des douleurs à l'âge adulte. Si c'est le cas, l'identification de possibles facteurs de risque évalués pendant la croissance pourrait aider à développer des stratégies d'anticipation dès le plus jeune âge.

Enfin, il semble intéressant de mettre en place et d'évaluer l'efficacité de traitements personnalisés en fonction d'évaluations basées sur une analyse multidimensionnelle. L'hétérogénéité des patients souffrant de NSCLBP est un facteur majeur à prendre en compte dans les prochaines années pour améliorer la prise en charge thérapeutique.

5) Conclusion

Ce travail doctoral visait à étudier, lors de l'exécution de plusieurs tâches fonctionnelles, les caractéristiques électromyographiques des muscles lombaires d'une cohorte d'enfants et d'adolescents souffrant de NSCLBP en comparaison à celles observées chez des sujets asymptomatiques.

La problématique de NSCLBP dans la population d'enfants et d'adolescents est d'un grand intérêt compte tenu de sa fréquence, ainsi que de l'avenir de ces patients pouvant participer au contingent des adultes avec NSCLBP.

On peut noter comme points forts de ce travail doctoral l'analyse multidimensionnelle et multitâche d'une même cohorte. De plus, le nombre de sujets est proche de 40 pour le groupe de sujets souffrant de NSCLBP et supérieur à 20 pour les contrôles. Enfin, il s'agit de la

première étude évaluant des paramètres EMG, cinématiques et psychosociaux sur une population pédiatrique souffrant de NSCLBP.

Dans leur ensemble, les travaux de cette thèse de doctorat montrent que les phénomènes EMG reportés dans une population adulte avec NSCLBP ne sont pas retrouvés dans une population pédiatrique avec NSCLBP par rapport aux sujets asymptomatiques.

Les résultats de l'étude expérimentale I ont montré une faible proportion d'enfants et adolescents avec NSCLBP présentant une absence de FRP pendant la flexion maximale du tronc contrairement aux sujets adultes souffrant de NSCLBP.

Les résultats de l'étude expérimentale II ont montré un temps de performance réduit lors du test d'endurance des extenseurs du tronc sur la population NSCLBP. De plus, la fatigue musculaire diffère de celle observée chez les adultes avec NSCLBP. En effet les enfants et adolescents souffrant de NSCLBP se fatiguent plus rapidement mais avec la même intensité que les CTRL.

Les résultats de l'étude expérimentale III ont montré que lors de la marche à différentes vitesses, les sujets NSCLBP présentent une amplitude EMG des muscles lombaires similaire au groupe CTRL ainsi qu'une adaptation similaire de la coordination du tronc et du bassin à vitesse augmentée. Ainsi, ces résultats ne supportent pas l'hypothèse de précaution mise en avant dans la littérature sur la population adulte.

Enfin, l'étude expérimentale IV a montré qu'en associant les résultats des études I, II, III avec des paramètres psychosociaux, il est possible d'identifier 3 sous-groupes d'enfants et adolescents souffrant de NSCLBP.

Ces résultats remettent en question le diagnostic et la prise en charge actuelle des enfants et adolescents souffrant de NSCLBP, qui sont calqués sur le modèle adulte. En vue de ces résultats et de ceux présents dans la littérature, il semble pertinent d'avoir une approche multidimensionnelle dans la prise en charge des NSCLBP, et d'adapter les thérapies en fonction des sous-groupes traduisant l'hétérogénéité de cette population.

Des études supplémentaires sont toutefois nécessaires pour confirmer ces résultats sur une plus grande cohorte, pour définir de nouvelles stratégies thérapeutiques spécifiques, pour évaluer longitudinalement une même cohorte de l'enfance à l'âge adulte afin d'évaluer quels facteurs pourraient prédire l'apparition des phénomènes observés chez les adultes avec NSCLBP.

Même si le rôle de l'EMG pour mieux comprendre les NSCLBP est important dans la population adulte, on peut se demander si l'analyse EMG est la plus pertinente à évaluer dans cette population d'enfants et adolescents. D'autres domaines restent à explorer parmi les six domaines identifiés par Chiarotto et al. 2016 (Chiarotto et al. 2016) comme hautement pertinents à étudier pour améliorer la compréhension de NSCLBP: fonctionnement physique, intensité de la douleur, qualité de vie liée à la santé, fonctionnement psychologique et interférence avec la douleur.

Bibliographie

- Abboud J, Nougrou F, Page I, Cantin V, Massicotte D, Descarreaux M. Trunk motor variability in patients with non-specific chronic low back pain. *Eur J Appl Physiol*. 2014/09/01. 2014;114(12):2645–54.
- Abdelraouf OR, Abdel-Aziem AA. The Relationship Between Core Endurance and Back Dysfunction in Collegiate Male Athletes With and Without Nonspecific Low Back Pain. *Int J Sports Phys Ther*. 2016;11(3):337–44.
- Adams M, Mannion A, Dolan P. Personal risk factors for first-time low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1999 Dec 1;24(23):2497–505.
- Agostini V, Nascimbeni A, Gaffuri A, Imazio P, Benedetti MG, Knaflitz M. Normative EMG activation patterns of school-age children during gait. *Gait Posture*. 2010;32(3):285–9.
- Ahern DK, Follick MJ, Council JR, Laser-Wolston N. Reliability of lumbar paravertebral EMG assessment in chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 1986/10/01. 1986;67(10):762–5.
- Ahern DK, Follick MJ, Council JR, Laser-Wolston N, Litchman H. Comparison of lumbar paravertebral EMG patterns in chronic low back pain patients and non-patient controls. *Pain*. 1988;34(2):153–60.
- Ahlqwist A, Hagman M, Kjellby-Wendt G, Beckung E. Physical therapy treatment of back complaints on children and adolescents. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2008;33(20):E721–7.
- Airaksinen O, Brox JJ, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klüber-Moffett J, Kovacs F, et al. Chapter 4: European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *Eur Spine J*. 2006;15(SUPPL. 2):192–300.
- Al-Yahya E, Dawes H, Smith L, Dennis A, Howells K, Cockburn J. Cognitive motor interference while walking: A systematic review and meta-analysis. *Neurosci Biobehav Rev*. Elsevier Ltd; 2011;35(3):715–28.
- Alghadir A, Gabr S, Al-Eisa E. Mechanical factors and vitamin D deficiency in schoolchildren with low back pain: biochemical and cross-sectional survey analysis. *J Pain Res*. 2017;Volume 10:855–65.
- Allison GT, Marshall RN, Singer KP. EMG signal amplitude normalization technique in stretch-shortening cycle movements. *J Electromyogr Kinesiol*. 1993;3(4):236–44.
- Allison GT, Marshall RN, Singer KP, Godfrey P, Robinson G. EMG signal amplitude assessment during abdominal bracing and hollowing. *J Electromyogr Kinesiol*. 1998;8(1):51–7.
- Alschuler KN, Neblett R, Wiggert E, Haig AJ, Geisser ME. Flexion-relaxation and clinical features associated with chronic low back pain: A comparison of different methods of quantifying flexion-relaxation. *Clin J Pain*. 2009;25(9):760–6.

- Ambroz C, Scott A, Ambroz A, Talbott EO. Chronic low back pain assessment using surface electromyography. *J Occup Environ Med.* 2000;42(6):660–9.
- Andersen JC. Is immediate imaging important in managing low back pain? *J Athl Train.* 2011;46(1):99–102.
- Andersen LB, Wedderkopp N, Leboeuf-Yde C. Association between back pain and physical fitness in adolescents. *Spine (Phila Pa 1976).* 2006;31(15):1740–4.
- Anderson JA, Otun EO, Sweetman BJ. Occupational hazards and low back pain. *Rev Env Heal.* 1987;7(1–2):121–60.
- Ang C, Nairn BC, Schinkel-Ivy A, Drake JDM. Seated maximum flexion: An alternative to standing maximum flexion for determining presence of flexion-relaxation? *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2016;29(2):249–58.
- Arendt-Nielsen L, Graven-Nielsen T, Sværre H, Svensson P. The influence of low back pain on muscle activity and coordination during gait: a clinical and experimental study. *Pain.* 1996;64(2):231–40.
- Argüelles M, Benavides C, Fernández I. A new approach to the identification of regional clusters: Hierarchical clustering on principal components. *Appl Econ.* 2014;46(21):2511–9.
- Armand S, Bonnefoy-Mazure A, Hoffmeyer P, De Coulon G. Clinical gait analysis: user guide [Analyse quantifiée de la marche: mode d'emploi]. *Rev Med Suisse.* 2015;11(490):1916–20.
- Arnold AS, Anderson FC, Pandy MG, Delp SL. Muscular contributions to hip and knee extension during the single limb stance phase of normal gait: A framework for investigating the causes of crouch gait. *J Biomech.* 2005 Nov;38(11):2181–9.
- Astfalck R, O'Sullivan P, Straker L, Smith A. A detailed characterisation of pain, disability, physical and psychological features of a small group of adolescents with non-specific chronic low back pain. *Man Ther. Elsevier Ltd;* 2010a Jun;15(3):240–7.
- Astfalck R, O'Sullivan P, Straker L, Smith A, Burnett A, Caneiro J, et al. 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).* 2010b;35(14):1387–95.
- Auerbach JD, Ahn J, Zgonis MH, Reddy SC, Ecker ML, Flynn JM. Streamlining the evaluation of low back pain in children. *Clin Orthop Relat Res.* 2008;466(8):1971–7.
- Auvinen J, Tammelin T, Taimela S, Zitting P, Karppinen J. Associations of physical activity and inactivity with low back pain in adolescents. *Scand J Med Sci Sport.* 2008;18(2):188–94.
- Baker R. *Measuring walking : a handbook of clinical gait analysis.* 1st ed. Mac Keith Press, editor. Salford; 2013.
- Balagué F, Amaya Ochoa G, Genevay S. Conservative treatment of chronic low back pain: what is new in 2008? [Article in French]. *Rev Med Suisse.* 2009;194(5):560–4.

- Balagué F, Cedraschi C. Juvenile low back pain: clinical approach in 2010? [Article in French]. *Rev Med Suisse*. 2010;6(255):1351–4.
- Balagué F, Dutoit G, Waldburger M. Low back pain in schoolchildren. An epidemiological study. *Scand J Rehabil Med*. 1988;20(4):175–9.
- Balagué F, Ferrer M, Rajmil L, Pont Acuña A, Pellisé F, Cedraschi C. Assessing the association between low back pain, quality of life, and life events as reported by schoolchildren in a population-based study. *Eur J Pediatr*. 2012a;171(3):507–14.
- Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, Cedraschi C. Non-specific low back pain. *Lancet*. 2012b;379(9814):482–91.
- Balagué F, Nordin M. Back pain in children and teenagers. *Baillieres Clin Rheumatol*. 1992;6(3):575–93.
- Balagué F, Nordin M, Skovron M, Dutoit G, Yee A, Waldburger M. Non-specific low-back pain among schoolchildren: A field survey with analysis of some associated factors. *J Spinal Disord*. 1994;7(5):374–9.
- Balagué F, Troussier B, Salminen JJ. Non-specific low back pain in children and adolescents: risk factors. *Eur spine J*. 1999;8(6):429–38.
- Bandpei MAM, Rahmani N, Majdoleslam B, Abdollahi I, Ali SS, Ahmad A, et al. Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: An updated systematic review. *J Manipulative Physiol Ther*. 2014;37(7):510–21.
- Barre A, Armand S. Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data. *Comput Methods Programs Biomed*. 2014;114(1):80–7.
- Barrey C, Jund J, Nosedá O, Roussouly P. Sagittal balance of the pelvis-spine complex and lumbar degenerative diseases. A comparative study about 85 cases. *Eur Spine J*. 2007;16(9):1459–67.
- Barry BK, Enoka RM. The neurobiology of muscle fatigue: 15 years later. *Integr Comp Biol*. 2007;47(4):465–73.
- Beneck GJ, Baker LL, Kulig K. Spectral analysis of EMG using intramuscular electrodes reveals non-linear fatigability characteristics in persons with chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2012/08/14. 2013;23(1):70–7.
- Bernard JC, Bard R, Pujol A, Combey A, Boussard D, Begue C, et al. Evaluation musculaire de l'adolescent sain. Comparaison avec une population d'adolescents lombalgiques. *Ann Readapt Med Phys*. 2008;51(4):263–73.
- Bhatia NN, Chow G, Timon SJ, Watts HG. Diagnostic modalities for the evaluation of pediatric back pain: a prospective study. *J Pediatr Orthop*. 2008;28(2):230–3.
- Biering-Sørensen F. Physical measurement as risk indicators for low-back trouble over a one year period. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1984 Mar;9(2):106–19.
- Bogey R a, Barnes L a, Perry J. Computer algorithms to characterize individual subject EMG

- profiles during gait. *Arch Phys Med Rehabil.* 1992;73(9):835–41.
- Boone DC, Azen SP. Normal range of motion of joints in male subjects. *J Bone Joint Surg Am.* 1979;61(5):756–9.
- Bouisset S, Maton B. *Muscles, posture et mouvement: Bases et applications de la méthode électromyographie.* Paris: Hermann; 1996.
- Bourigua I, Simoneau EM, Leteneur S, Gillet C, Ido G, Barbier F. Chronic low back pain sufferers exhibit freezing-like behaviors when asked to move their trunk as fast as possible. *Spine J.* 2014;14(7):1291–9.
- Brattberg G. Do pain problems in young school children persist into early adulthood? A 13-year follow-up. *Eur J Pain.* 2004;8(3):187–99.
- Buchbinder R, van Tulder M, Öberg B, Costa LM, Woolf A, Schoene M, et al. Low back pain: a call for action. *Lancet.* 2018;
- Burden A. How should we normalize electromyograms obtained from healthy participants? What we have learned from over 25 years of research. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(6):1023–35.
- Burnett DR, Campbell-Kyureghyan NH, Cerrito PB, Quesada PM. Symmetry of ground reaction forces and muscle activity in asymptomatic subjects during walking, sit-to-stand, and stand-to-sit tasks. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(4):610–5.
- Burton AK, Clarke RD, McClune TD, Tillotson KM. The natural history of low back in adolescents. *Spine (Phila Pa 1976).* 1996;21(20):2323–8.
- Callaghan JP, Dunk NM. Examination of the flexion relaxation phenomenon in erector spinae muscles during short duration slumped sitting. *Clin Biomech.* 2002;17(5):353–60.
- Calvo-Muñoz I, Gómez-Conesa A, Sánchez-Meca J. Preventive physiotherapy interventions for back care in children and adolescents: a meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012;13(1):152.
- Calvo-Muñoz I, Gómez-Conesa A, Sánchez-Meca J. Physical therapy treatments for low back pain in children and adolescents: A meta-Analysis. *BMC Musculoskelet Disord.* 2013a;14:55.
- Calvo-Muñoz I, Gómez-Conesa A, Sánchez-Meca J. Prevalence of low back pain in children and adolescents: a meta-analysis. *BMC Pediatr.* 2013b;13:14.
- Caspersen CJ, Powell KE, Christenson GM. Physical activity, exercise, and physical fitness: definitions and distinctions for health-related research. *Public Health Rep.* 1985;100(2):126–31.
- Cattell RB. The scree test for the number of factors. *Multivariate Behav Res.* 1966;1(2):245–76.
- Cavarec F, Cantenot G. Étude comparative de l'efficacité de trois méthodes de renforcement statique du tronc [Article in French]. *Kinésithérapie, la Rev.* Elsevier Masson SAS; 2013

- Jan;13(135):41–8.
- Champagne A, Descarreaux M, Lafond D. Comparison between elderly and young males' lumbopelvic extensor muscle endurance assessed during a clinical isometric back extension test. *J Manipulative Physiol Ther.* Elsevier B.V.; 2009 Sep;32(7):521–6.
- Chen H-Y, Chen S-C, Chen J-JJ, Fu L-L, Wang YL. Kinesiological and kinematical analysis for stroke subjects with asymmetrical cycling movement patterns. *J Electromyogr Kinesiol.* 2005;15(6):587–95.
- Chiarotto A, Terwee CB, Ostelo RW. Choosing the right outcome measurement instruments for patients with low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol.* 2016;30(6):1003–1020.
- Chiu SL, Chang CC, Chou LS. Inter-joint coordination of overground versus treadmill walking in young adults. *Gait Posture.* 2015;41(1):316–8.
- Chou R, Fu R, Carrino JA, Deyo RA. Imaging strategies for low-back pain: systematic review and meta-analysis. *Lancet.* Elsevier Ltd; 2009;373(9662):463–72.
- 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;49(10):2060–7.
- 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;36(SUPPL. 44):69–74.
- Cifrek M, Medved V, Tonković S, Ostojić SS. Surface EMG based muscle fatigue evaluation in biomechanics. *Clin Biomech.* 2009;24(4):327–40.
- Cimolin V, Vismara L, Galli M, Zaina F, Negrini S, Capodaglio P. Effects of obesity and chronic low back pain on gait. *J Neuroeng Rehabil.* 2011;8(1):55.
- Coleman JL, Straker LM, Campbell A, Izumi H, Smith A. Biering-Sorensen test performance of Japanese young males: comparison with other ethnicities and relationship to electromyography, near-infrared spectroscopy and exertion ratings. *Ergonomics.* 2011;54(7):636–55.
- Colloca CJ, Hinrichs RN. The biomechanical and clinical significance of the lumbar erector spinae flexion-relaxation phenomenon: a review of literature. *J Manipulative Physiol Ther.* 2005;28(8):623–31.
- Conable KM, Rosner AL. A narrative review of manual muscle testing and implications for muscle testing research. *J Chiropr Med.* National University of Health Sciences; 2011;10(3):157–65.
- Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Vanderstraeten G. Assessment of the validity of the Biering-Sorensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(6):997–1005.
- Coquart JBJ, Lensel G, Garcin M. Exertion perception in children and teenagers: Measure and interests [Article in French: Perception de l'effort chez l'enfant et l'adolescent: mesure et

- interets]. *Sci Sport*. Elsevier Masson; 2009;24(3–4):137–45.
- Criswell E. *Cram's Introduction to Surface Electromyography*. 2d edition. Sonoma State University: Jones and Bartlett; 2011.
- Cuesta-Vargas AI, González-Sánchez M, Gonzalez-Sanchez M. Ability to discriminate between healthy and low back pain sufferers using ultrasound during maximum lumbar extension. *Arch Phys Med Rehabil*. 2014;95(6):1093–9.
- van Damme B, Stevens V, Van Tiggelen D, Perneel C, Crombez G, Danneels L. Performance based on sEMG activity is related to psychosocial components: differences between back and abdominal endurance tests. *J Electromyogr Kinesiol*. 2014;24(5):636–44.
- 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)*. 2006a;31(17):2017–23.
- Dankaerts W, O'Sullivan P, Burnett A, Straker L. Differences in sitting postures are associated with nonspecific chronic low back pain disorders when patients are subclassified. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006b;31(6):698–704.
- 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;34(15):1610–8.
- Dankaerts W, O'Sullivan P, Straker L, Burnett A, Skouen J. The inter-examiner reliability of a classification method for non-specific chronic low back pain patients with motor control impairment. *Man Ther*. 2006c;11(1):28–39.
- Dankaerts W, O'sullivan PB, Burnett AF, Straker LM, Danneels LA. Reliability of EMG measurements for trunk muscles during maximal and sub-maximal voluntary isometric contractions in healthy controls and CLBP patients. *J Electromyogr Kinesiol*. 2004;14(3):333–42.
- Davis RB, Ounpuu S, Tyburski D, Gage JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*. 1991;10(5):575–87.
- Davoine P. *Les troubles morphostatiques du tronc et les rachialgies chez l'enfant et l'adolescent scholarisés*. Mémoire DEA. Sciences et Technologies pour le Handicap. Grenoble, France: Elsevier Masson; 1994.
- Dedering Å, Németh G, Harms-Ringdahl K. Correlation between electromyographic spectral changes and subjective assessment of lumbar muscle fatigue in subjects without pain from the lower back. *Clin Biomech*. 1999;14(2):103–11.
- Dejanovic A, Cambridge EDJ, McGill S. Isometric torso muscle endurance profiles in adolescents aged 15-18: normative values for age and gender differences. *Ann Hum Biol*. 2014;41(2):151–6.
- Dejanovic A, Harvey EP, McGill SM. Changes in torso muscle endurance profiles in children aged 7 to 14 years: reference values. *Arch Phys Med Rehabil*. 2012 Dec;93(12):2295–

301.

- Delitto A, Erhard RE, Bowling RW. A treatment-based classification approach to low back syndrome: identifying and staging patients for conservative treatment. *Phys Ther.* 1995;75(6):470-485; discussion 485-489.
- Delitto A, George SZ, Van Dillen LR, Whitman JM, Sowa G, Shekelle P, et al. Low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2012;42(4):A1-57.
- Demoulin C, Crielaard J-MM, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard J-MM, Vanderthommen M, et al. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Jt Bone Spine.* 2006;73(1):43-50.
- Demoulin C, Verbunt JA, Winkens B, Knottnerus JA, Smeets RJ. Usefulness of perceived level of exertion in patients with chronic low back pain attending a physical training programme. *Disabil Rehabil.* 2010;32(3):216-22.
- Dercole AA, Dercole C, Gobbi M, Gobbi F. Technical, Perceptual and Motor Skills in Novice-Expert Water Polo Players. *J Strength Cond Res.* 2013 Dec;27(12):3436-44.
- Descarreaux M, Lafond D, Jeffrey-Gauthier R, Centomo H, Cantin V. Changes in the flexion relaxation response induced by lumbar muscle fatigue. *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;9:10.
- Descarreaux M, Lalonde C, Normand MC. Isometric force parameters and trunk muscle recruitment strategies in a population with low back pain. *J Manipulative Physiol Ther.* 2007/02/27. 2007;30(2):91-7.
- Deyo RA, Weinstein JN. Low back pain. *N Engl J Med.* 2001 Feb 1;344(5):363-70.
- Dickey JP, McNorton S, Potvin JR. Repeated spinal flexion modulates the flexion-relaxation phenomenon. *Clin Biomech.* 2003;18(9):783-9.
- Dickey JP, Pierrynowski MR, Bednar DA, Yang SX. Relationship between pain and vertebral motion in chronic low-back pain subjects. *Clin Biomech.* 2002;17(5):345-52.
- Van Dillen LR, Sahrman SA, Norton BJ, Caldwell CA, McDonnell MK, Bloom N. The effect of modifying patient-preferred spinal movement and alignment during symptom testing in patients with low back pain: A preliminary report. *Arch Phys Med Rehabil.* 2003;84(3 SUPPL. 1):313-22.
- Donnelly T, Bott A, Bui M, Goh S, Jaaniste T, Chapman C, et al. Common Pediatric Pain Disorders and their Clinical Associations. *Clin J Pain.* 2017;33(12):1131-1140.
- Downs SH, Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *J Epidemiol Community Health.* 1998;52(6):377-84.
- Dubois JD, Piche M, Cantin V, Descarreaux M. Effect of experimental low back pain on neuromuscular control of the trunk in healthy volunteers and patients with chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(5):774-81.

- Duke PM, Litt IF, Gross RT. Adolescents' self-assessment of sexual maturation. *Pediatrics*. 1980;66(6):918–20.
- Duthey B. Background Paper 6.24 Low back pain. *Priority Medicines for Europe and the World*. *Glob Burd Dis*. 2013;(March):1–29.
- Dutil. L'extensibilité musculaire: Perspective ontogénétique et assouplissement spécial souple. INSEP, editor. Paris, France; 1978.
- Duval-Beaupère G, Schmidt C, Cosson P. A Barycentremetric Study of the Sagittal Shape of Spine and Pelvis: The Conditions Required for an Economic Standing Position. *Ann Biomed Eng*. 1992;20(23):451–62.
- Ebrahimi S, Kamali F, Razeghi M, Haghpanah SA. Comparison of the trunk-pelvis and lower extremities sagittal plane inter-segmental coordination and variability during walking in persons with and without chronic low back pain. *Hum Mov Sci*. 2017;52:55–66.
- Ehrlich GE. Low back pain. *Bull World Heal Organ Int J Public Heal*. 2003;81(9):671–6.
- Ehrlich GE, Khaltaev NG. *Low Back Pain Initiative*. English. 1999;152.
- Eichler J. Methodological Errors in Documenting Leg Length and Leg Length Discrepancies. In: Springer-Verlag, editor. *Hunger DS (ed), Prog Orthop Surgery*, vol 1. Berlin, Germany; 1977. p. 29–40.
- Endean A, Palmer KT, Coggon D. Potential of Magnetic Resonance Imaging Findings to Refine Case Definition for Mechanical Low Back Pain in Epidemiological Studies. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011;36(2):160–9.
- 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;21(1):71–8.
- Fairbank JC, Couper J, Davies JB, O'Brien JP. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy*. 1980;66(8):271–3.
- Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, 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):175–91.
- Feigin VL, Kassebaum NJ, Arora M, Barber RM, Bhutta ZA, Brown J, et al. Global, regional, and national disability-adjusted life-years (DALYs) for 315 diseases and injuries and healthy life expectancy (HALE), 1990–2015: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2015. *Lancet*. 2016;388(10):1603–58.
- Feldman DS, Hedden DM, Wright JG. The Use of Bone Scan to Investigate Back Pain in Children and Adolescents. *J Pediatr Orthop*. 2000;20(6):790–5.
- Feldman DS, Straight JJ, Badra MI, Mohaideen A, Madan SS. Evaluation of an Algorithmic Approach to pediatric back pain. *J Pediatr Orthop*. 2006;26(3):353–7.
- Floyd WF, Silver PHS. The function of the erectores spinae muscles in certain movements

- and postures in man. *J Physiol.* 1955;129:184–203.
- Fontecha CG, Balagué F, Pellisé F, Rajmil L, Aguirre M, Pasarín M, et al. Low back pain in adolescents: is quality of life poorer in those seeking medical attention? *Spine (Phila Pa 1976)*. 2011 Aug 1;36(17):E1154-61.
- Foster NE, Anema JR, Cherkin D, Chou R, Cohen SP, Gross DP, et al. Prevention and treatment of low back pain: evidence, challenges, and promising directions. *Lancet*. 2018;
- Freddolini M, Strike S, Lee RYWW. Stiffness properties of the trunk in people with low back pain. *Hum Mov Sci.* 2014;36:70–9.
- Frigo C, Crenna P. Multichannel SEMG in clinical gait analysis: a review and state-of-the-art. *Clin Biomech.* 2009;24(3):236–45.
- Frimenko R, Goodyear C, Bruening D. Interactions of sex and aging on spatiotemporal metrics in non-pathological gait: A descriptive meta-analysis. *Physiother (United Kingdom)*. 2015;101(3):266–72.
- Fritz JM, George SZ, Delitto A. The role of fear-avoidance beliefs in acute low back pain: relationships with current and future disability and work status. *Pain.* 2001;94(1):7–15.
- Furlan AD, Pennick V, Bombardier C, van Tulder M. 2009 updated method guidelines for systematic reviews in the Cochrane Back Review Group. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(18):1929–41.
- 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;6(11):711–26.
- 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;7(JANUARY):519–26.
- Gombatto SP, Brock T, DeLork A, Jones G, Madden E, Rinere C. Lumbar spine kinematics during walking in people with and people without low back pain. *Gait Posture.* 2015;42(4):539–44.
- Groslambert A, Hintzy F, Hoffman MD, Dugue B, Rouillon JD, Duguél B, et al. Validation of a rating scale of perceived exertion in young children. *Int J Sports Med.* 2001;22(2):116–9.
- Gupta A. Analyses of myo-electrical silence of erectors spinae. *J Biomech.* 2001;34(4):491–6.
- Gutierrez EM, Bartonek Å, Haglund-Åkerlind Y, Saraste H. Centre of mass motion during gait in persons with myelomeningocele. *Gait Posture.* 2003;18(2):37–46.
- Hagg G. Static work loads and occupational myalgia- a new explanation model. *Electromyogr Kinesiol.* Elsevier; 1991. p. 141–4.
- Hägg GM. Comparison of different estimators of electromyographic spectral shifts during

- work when applied on short test contractions. *Med Biol Eng Comput.* 1991;1991(September):511–6.
- Harreby M, Hesselsøe G, Kjer J, Neergaard K. Low back pain and physical exercise in leisure time in 38-year-old men and women: A 25-year prospective cohort study of 640 school children. *Eur Spine J.* 1997;6(3):181–6.
- Harreby M, Neergaard K, Hesselsøe G, Kjer J. Are radiologic changes in the thoracic and lumbar spine of adolescents risk factors for low back pain in adults? A 25-year prospective cohort study of 640 school children. *Spine (Phila Pa 1976).* 1995;20(21):2298–302.
- Hartvigsen J, Christensen K. Active Lifestyle Protects Against Incident Low Back Pain in Seniors. *Spine (Phila Pa 1976).* 2007;32(1):76–81.
- Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, Louw Q, Ferreira ML, Genevay S, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet.* 2018a;.
- Hartvigsen L, Kongsted A, Vach W, Salmi L-R, Hestbæk L. Does a diagnostic classification algorithm help to predict the course of low back pain? A study of Danish chiropractic patients with one-year follow-up. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2018b;In press.
- Hashemirad F, Talebian S, Hatef B, Kahlaee AH. The relationship between flexibility and EMG activity pattern of the erector spinae muscles during trunk flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol.* 2009;19(5):746–53.
- Hayden J a, van Tulder MW, Malmivaara A, Koes BW. Exercise therapy for treatment of non-specific low back pain. *Cochrane database Syst Rev.* 2005;20(3):CD000335.
- Hayden JA, Cartwright JL, Riley RD, Vantulder MW. Exercise therapy for chronic low back pain: protocol for an individual participant data meta-analysis. *Syst Rev.* 2012;1:64.
- Hefford C. McKenzie classification of mechanical spinal pain: Profile of syndromes and directions of preference. *Man Ther.* 2008;13(1):75–81.
- Henchoz Y. Non-specific low back pain: are exercise and sporting activities recommended? [Article in French]. *Rev Med Suisse.* 2011;7:612–6.
- Heneweer H, Vanhees L, Picavet HSJ. Physical activity and low back pain: A U-shaped relation? *Pain.* 2009;143(1–2):21–5.
- Henschke N, Maher CG, Refshauge KM, Herbert RD, Cumming RG, Bleasel J, et al. Prevalence of and screening for serious spinal pathology in patients presenting to primary care settings with acute low back pain. *Arthritis Rheum.* 2009;60(10):3072–80.
- 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):361–74.
- Hermens HJ, Freriks B, Merletti R, Stegeman D, Blok J, Rau G, et al. European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy. *Roessingh Res Dev.* 1999;8–11.

- Hestbaek L, Leboeuf-Yde C, Kyvik KO, Manniche C. The course of low back pain from adolescence to adulthood: eight-year follow-up of 9600 twins. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006;31(4):468–72.
- Heydari A, Nargol AVF, Jones APC, Humphrey AR, Greenough CG. EMG analysis of lumbar paraspinal muscles as a predictor of the risk of low-back pain. *Eur Spine J*. 2010;19(7):1145–52.
- Hidalgo B, Detrembleur C, Hall T, Mahaudens P, Nielens H. The efficacy of manual therapy and exercise for different stages of non-specific low back pain: an update of systematic reviews. *J Man Manip Ther*. 2014;22(2):59–74.
- Higgins, JPT, Green S. *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions Version 5.1.0 [updated March 2011] [Internet]*. The Cochrane Collaboration. 2011. p. section 6.3.4. Available from: Available from www.cochrane-handbook.org.
- Hill JJ, Keating JL. Daily Exercises and Education for Preventing Low Back Pain in Children: Cluster Randomized Controlled Trial. *Phys Ther*. 2015;95(4):507–16.
- Hilton R. Systematic studies of spinal mobility and Schorml's nodes. In: Jayson M, editor. *lumbar spine back pain*. 2nd ed. London: Pitman; 1980. p. 115–34.
- Hilton RC, Ball J, Benn RT. In-vitro mobility of the lumbar spine. *Ann Rheum Dis*. 1979;38(4):378–83.
- Hislop HJ, Montgomery J, Brown M. Daniels and Worthingham's, *Muscle Testing, Techniques of manual examination*, 9th Edition. 9th editio. ELSEVIER SAUNDERS, editor. St. Louis (U.S.A); 2014.
- Hodges PW, Bui BH. A comparison of computer-based methods for the determination of onset of muscle contraction using electromyography. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1996;101(6):511–9.
- Hof AL. Scaling gait fata to body size. *Gait Posture*. 1996;4:222–3.
- Hong-Guang F, Jian W, Kankaanpaa M. Comparison of lumbar muscle sEMG between health and LBP patients during dynamic back extensions. *Conf Proc IEEE Eng Med Biol Soc*. 2005;7:7440–3.
- Hoogendoorn WE. High physical work load and low job satisfaction increase the risk of sickness absence due to low back pain: results of a prospective cohort study. *Occup Environ Med*. 2002;59(5):323–8.
- Hoogendoorn WE, Van Poppel MNM, Bongers PM, Koes BW, Bouter LM. Physical load during work and leisure time as risk factors for back pain. *Scand J Work Environ Heal*. 1999;25(5):387–403.
- Houghton KM. Review for the generalist: evaluation of low back pain in children and adolescents. *Pediatr Rheumatol Online J*. 2010;8(1):28.
- Hu Y, Siu SH, Mak JN, Luk KD. Lumbar muscle electromyographic dynamic topography during flexion-extension. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009/06/23. 2010;20(2):246–55.

- Hubleby-Kozey CL, Vezina MJ. Differentiating temporal electromyographic waveforms between those with chronic low back pain and healthy controls. *Clin Biomech.* 2002;17(9–10):621–9.
- Le Huec J, Basso Y, Mathews H, Mehbod A, Aunoble S, Friesem T, et al. The effect of single-level, total disc arthroplasty on sagittal balance parameters: a prospective study. *Eur spine J.* 2005;14(5):480–6.
- van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Hermens HJ. Lumbar and abdominal muscle activity during walking in subjects with chronic low back pain: Support of the “guarding” hypothesis? *J Electromyogr Kinesiol.* 2010a;20(1):31–8.
- van der Hulst M, Vollenbroek-Hutten MM, Rietman JS, Schaake L, Groothuis-Oudshoorn KG, Hermens HJ. Back muscle activation patterns in chronic low back pain during walking: a “guarding” hypothesis. *Clin J Pain.* 2010b;26(1):30–7.
- Hurwitz EL, Morgenstern H, Chiao C. Effects of recreational physical activity and back exercises on low back pain and psychological distress: findings from the UCLA Low Back Pain Study. *Am J Public Health.* 2005;95(10):1817–24.
- Hyttiäinen K, Salminen JJ, Suvitie T, Wickström G, Pentti J, Wilckström G, et al. Reproducibility of nine tests to measure spinal mobility and trunk muscle strength. *Scand J Rehabil Med.* 1991;23(1):3–10.
- 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;77:75–9.
- Jacob T, Baras M, Zeev A, Epstein L. Physical Activities and Low Back Pain: A Community-Based Study. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(1):9–15.
- Jeffries LJ, Milanese SF, Grimmer-Somers KA. Epidemiology of adolescent spinal pain: a systematic overview of the research literature. *Spine (Phila Pa 1976).* 2007 Nov 1;32(23):2630–7.
- Jensen MP, Karoly P, Braver S. The measurement of clinical pain intensity: a comparison of six methods. *Pain.* 1986;27(1):117–26.
- Jin S, Ning X, Mirka G a. An algorithm for defining the onset and cessation of the flexion-relaxation phenomenon in the low back musculature. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(3):376–82.
- Johanson E, Brumagne S, Janssens L, Pijnenburg M, Claeys K, Pääsuke M. The effect of acute back muscle fatigue on postural control strategy in people with and without recurrent low back pain. *Eur Spine J.* 2011;20(12):2152–9.
- Johnson OE, Mbada CE, Akosile CO, Agbeja OA. Isometric endurance of the back extensors in school-aged adolescents with and without low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2009 Jan;22(4):205–11.
- Jones GT, Macfarlane GJ. Epidemiology of low back pain in children and adolescents. *Arch Dis Child.* 2005;90(3):312–6.

- Jordan MD, Annaheim B. Habitudes alimentaires , activité physique et statut pondéral chez les élèves de 11 à 15 ans en Suisse . Situation en 2006 et évolution récente- Résultats de l'Enquête internationale Health Behaviour in School-aged Children (HBSC). Lausanne Inst suisse prévention l'alcoolisme autres Toxicom (ISPA). 2009;1-94.
- Josse J, Husson F. missMDA: A Package for Handling Missing Values in Multivariate Data Analysis. *J Stat Softw.* 2016;70(1):1-31.
- Jubany J, Marina M, Angulo-Barroso R. Electromyographic and Kinematic Analysis of Trunk and Limb Muscles During a Holding Task in Individuals With Chronic Low Back Pain and Healthy Controls. *PM R.* 2017;9(11):1106-16.
- Kaigle AM, Wessberg P, Hansson TH. Muscular and kinematic behavior of the lumbar spine during flexion-extension. *J Spinal Disord.* 1998;11(2):163-74.
- Kalichman L, Hunter DJ. The genetics of intervertebral disc degeneration.Familial predisposition and heritability estimation. *Jt Bone Spine.* 2008;75(4):383-7.
- Kamen G, Gabriel DA. Essentials of Electromyography. Human Kinetics, editor. Essentials of Electromyography. 2010.
- Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hanninen O, Airaksinen O, Kankaanpää M, et al. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch Phys Med Rehabil.* 1998;79(4):412-7.
- Kapandji A, Kandel M, Kapandji I. Physiology of the Joints: Lower Limb: Volume 2. 1988;
- Karayannis N V, Jull GA, Hodges PW. Physiotherapy movement based classification approaches to low back pain: comparison of subgroups through review and developer/expert survey. *BMC Musculoskelet Disord.* 2012;13:24.
- Karel YHJM, Verkerk K, Endenburg S, Metselaar S, Verhagen AP. Effect of routine diagnostic imaging for patients with musculoskeletal disorders: A meta-analysis. *Eur J Intern Med. European Federation of Internal Medicine.;* 2015;26(8):585-95.
- Karlsson JS, Gerdle B, Akay M. Analyzing surface myoelectric signals recorded during isokinetic contractions. *IEEE Eng Med Biol Mag.* 2001;20(6):97-105.
- Karlsson S, Yu J, Akay M. Time-frequency analysis of myoelectric signals during dynamic contractions: A comparative study. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2000;47(2):228-38.
- Keefe FJ, Hill RW. An objective approach to quantifying pain behavior and gait patterns in low back pain patients. *Pain.* 1985;21(2):153-61.
- Kent P, Keating J. Do primary-care clinicians think that nonspecific low back pain is one condition? *Spine (Phila Pa 1976).* 2004;29(9):1022-31.
- Kienbacher T, Fehrmann E, Habenicht R, Oeffel C, Kollmitzer J, Mair P, et al. Diagnostic value of trunk flexion-extension testing in old chronic low back pain patients. *Eur Spine J.* 2017;26(2):510-7.
- 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;23(2):387–93.
- King H. Back pain in children. Weinstein SL, editor. *The pediatric spine: Principles & practice.* Philadelphia: Lippincott W& W, editor. Weinstein SL, editor. *The pediatric spine: principles & practice.* 1994.
- King HA. Back pain in children. *Orthop Clin North Am.* 1999;30(3):467–74.
- Koes BW, van Tulder M, Lin C-WC, 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;19(12):2075–94.
- Kolur MK, Norasteh AA, Daneshmandi H. 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.* 2011;64(4):435–48.
- Konrad P, Ewy GA, Kern KB. The ABC of EMG. Noraxon INC USA. 2009;53(2):149–57.
- Von Korff M. Studying the natural history of back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 1994;19(18 Suppl):2041S–2046S.
- Kreipe R. Normal somatic adolescent growth and development. In: Saunders W, editor. *Textb Adolesc Med.* Philadelphia, Pennsylvania; 1994. p. 44–63.
- Kujala UM, Salminen JJ, Taimela S, Oksanen A, Jaakkola L. Subject characteristics and low back pain in young athletes and nonathletes. *Med Sci Sports Exerc.* 1992;24(6):627–32.
- Lalanne K, Lafond D, Descarreaux M. Modulation of the Flexion-Relaxation Response by Spinal Manipulative Therapy: A Control Group Study. *J Manipulative Physiol Ther.* 2009;32:203–9.
- Lamontagne A, Malouin F, Richards CL, Dumas F. Mechanisms of disturbed motor control in ankle weakness during gait after stroke. *Gait Posture.* 2002;15(3):244–55.
- Lamoth C, Beek P, Meijer O. Pelvis–thorax coordination in the transverse plane during gait. *Gait Posture.* 2002a;16(2):101–14.
- Lamoth C, 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.* 2006a;23(2):230–9.
- Lamoth C, Meijer O, Daffertshofer A, Wuisman P, Beek P. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: Changes in motor control. *Eur Spine J.* 2006b;15(1):23–40.
- Lamoth C, Meijer O, Wuisman P, van Dieën J, Levin M, Beek P. Pelvis-thorax coordination in the transverse plane during walking in persons with nonspecific low back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 2002b;27(4):E92–9.
- Lamoth C, Stins JF, Pont M, Kerckhoff F, Beek PJ. Effects of attention on the control of locomotion in individuals with chronic low back pain. *J Neuroeng Rehabil.* 2008;5:13.

- Lardon A, Leboeuf-Yde C, Le Scanff C, Wedderkopp N. Is puberty a risk factor for back pain in the young? A systematic critical literature review. *Chiropr Man Ther.* 2014;22(1):1–12.
- 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;35(22):E1178–86.
- Lariviere C, Forget R, Vadeboncoeur R, Bilodeau M, Mecheri H. The effect of sex and chronic low back pain on back muscle reflex responses. *Eur J Appl Physiol.* 2010/02/23. 2010;109(4):577–90.
- Lariviere C, Da Silva RA, Arsenault AB, Nadeau S, Plamondon A, Vadeboncoeur R. Specificity of a back muscle roman chair exercise in healthy and back pain subjects. *Med Sci Sports Exerc.* 2011;43(1):157–64.
- Latimer J, Maher CG, Refshauge K, Colaco I. 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).* 1999;24(20):2085–90.
- Lauer RT, Stackhouse CA, Shewokis PA, Smith BT, Tucker CA, McCarthy J. A time-frequency based electromyographic analysis technique for use in cerebral palsy. *Gait Posture.* 2007;26(3):420–7.
- Leboeuf F, Armand S, Barre A. OpenMA: A new open source library for working and altering the Conventional Gait Model. *Gait Posture.* 2016;49:260.
- Lee CE, Simmonds M, Novy DM, Jones SC. Functional self-efficacy, perceived gait ability and perceived exertion in walking performance of individuals with low back pain. *Physiother Theory Pract.* 2002;18(February):193–203.
- Lee CE, Simmonds MJ, Etnyre BR, Morris GS. Influence of pain distribution on gait characteristics in patients with low back pain: part 1: vertical ground reaction force. *Spine (Phila Pa 1976).* 2007;32(12):1329–36.
- Lee LJ, Coppieters MW, Hodges PW. Differential activation of the thoracic multifidus and longissimus thoracis during trunk rotation. *Spine (Phila Pa 1976).* 2005;30(8):870–6.
- Legaye J, Duval-Beaupère G, Hecquet J, Marty C. Pelvic incidence: A fundamental pelvic parameter for three-dimensional regulation of spinal sagittal curves. *Eur Spine J.* 1998;7(2):99–103.
- Lehman GJ. Clinical considerations in the use of surface electromyography: Three experimental studies. *J Manipulative Physiol Ther.* 2002;25(5):293–9.
- Lehman GJ, McGill SM. The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: A proof of principle. *J Manipulative Physiol Ther.* 1999;22(7):444–6.
- Leinonen V, Kankaanpää M, Vanharanta H, Airaksinen O, Hanninen O. Back and neck extensor loading and back pain provocation in urban bus drivers with and without low back pain. *Pathophysiology.* 2005;12(4):249–55.

- Liddell E, Sherrington C. Recruitment and some other Features of Reflex Inhibition. Proc R Soc London Ser B, Contain Pap aBiological Character,. 1925;97(686):488–518.
- Liu A, Wang ZJ, Hu Y. Network modeling and analysis of lumbar muscle surface EMG signals during flexion-extension in individuals with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol. 2011;21(6):913–21.
- De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. J Appl Biomech. 1997;13:135–63.
- Luoto S, Heliövaara M, Hurri H, Alaranta H. Static back endurance and the risk of low-back pain. Clin Biomech. 1995;10(6):323–4.
- Macias BR, Murthy G, Chambers H, Hargens AR. Asymmetric loads and pain associated with backpack carrying by children. J Pediatr Orthop. 2008 Jul;28(5):512–7.
- Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. Lancet. 2017;389(10070):736–47.
- Mak JNF, Hu Y, Cheng ACS, Kwok HY, Chen YH, Luk KDK. Flexion-relaxation ratio in sitting: application in low back pain rehabilitation. Spine (Phila Pa 1976). 2010;35(16):1532–8.
- Malina RM, Bouchard C, Bar-Or O. Growth, maturation, and physical activity. 2nd ed. Human Kinetics; 2004.
- Maluf K, Sahrman S, Van Dillen L. Use of a classification system to guide nonsurgical management of a patient with chronic low back pain. Phys Ther. 2000;80(11):1097–111.
- Mannion AF, Dolan P, Adams MA. Psychological questionnaires: do “abnormal” scores precede or follow first-time low back pain? Spine (Phila Pa 1976). 1996;21(22):2603–11.
- Mannion AF, O’Riordan D, Dvorak J, Masharawi Y. The relationship between psychological factors and performance on the Biering-Sørensen back muscle endurance test. Spine J. Elsevier Inc; 2011 Sep;11(9):849–57.
- Mannion AF, Taimela S, Muntener M, Dvorak J. Active therapy for chronic low back pain part 1. Effects on back muscle activation, fatigability, and strength. Spine (Phila Pa 1976). 2001;26(8):897–908.
- Massé-Alarie H, Beaulieu LD, Preuss R, Schneider C. Influence of chronic low back pain and fear of movement on the activation of the transversely oriented abdominal muscles during forward bending. J Electromyogr Kinesiol. 2016;27:87–94.
- Masson G, Pailhous J. Modulations of the optical flow did not induce locomotor pattern fluctuations in treadmill walking in man. Percept Mot Skills. 1994;78(3 Pt 1):755–67.
- Mayer TG, Kondraske G, Mooney V, Carmichael TW, Butsch R. Lumbar myoelectric spectral analysis for endurance assessment. A comparison of normals with deconditioned patients. Spine (Phila Pa 1976). 1989;14(9):986–91.
- Mayer TG, Neblett R, Brede E, Gatchel RJ. The quantified lumbar flexion-relaxation

- phenomenon is a useful measurement of improvement in a functional restoration program. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2009;34(22):2458–65.
- McKenzie R. Low back pain. *N Z Med J*. 1987;100(827):428–9.
- McKeon MD, Albert WJ, Neary JP. Assessment of neuromuscular and haemodynamic activity in individuals with and without chronic low back pain. *Dyn Med*. 2006;5(1993):6.
- Merletti AR, Torino P, Merletti R. Standards for Reporting EMG Data. *Int Soc Electrophysiol Kinesiol*. 1999;9(1):1–4.
- Michaleff ZA, Kamper SJ, Maher CG, Evans R, Broderick C, Henschke N. Low back pain in children and adolescents: a systematic review and meta-analysis evaluating the effectiveness of conservative interventions. *Eur Spine J*. 2014;23(10):2046–58.
- Van Middelkoop M, Rubinstein SM, Kuijpers T, Verhagen AP, Ostelo R, Koes BW, et al. A systematic review on the effectiveness of physical and rehabilitation interventions for chronic non-specific low back pain. *Eur Spine J*. 2011;20(1):19–39.
- van Middelkoop M, Rubinstein SM, Verhagen AP, Ostelo RW, Koes BW, van Tulder MW. Exercise therapy for chronic nonspecific low-back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol*. Elsevier Ltd; 2010;24(2):193–204.
- Mikkelsen LO, Nupponen H, Kaprio J, Kautiainen H, Mikkelsen M, Kujala UM. Adolescent flexibility, endurance strength, and physical activity as predictors of adult tension neck, low back pain, and knee injury: a 25 year follow up study. *Br J Sports Med*. 2006;40(2):107–13.
- Mikkonen P, Heikkala E, Paananen M, Remes J, Taimela S, Auvinen J, et al. Accumulation of psychosocial and lifestyle factors and risk of low back pain in adolescence: a cohort study. *Eur Spine J*. 2016;25(2):635–42.
- Millet G, Baquet G, Berthoin S, Malatesta D, Perrey S, Pradet M, et al. *L'endurance*. Editions R. Paris; 2006.
- Miura T, Sakuraba K. Properties of Force Output and Spectral EMG in Young Patients with Nonspecific Low Back Pain during Isometric Trunk Extension. *J Phys Ther Sci*. 2014/04/08. 2014;26(3):323–9.
- Moffroid MT, Haugh LD, Henry SM, Short B. Distinguishable groups of musculoskeletal low back pain patients and asymptomatic control subjects based on physical measures of the niosh low back atlas. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1994;19(12):1350–8.
- Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, Altman DG, The PRISMA Group (2009). Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta- Analyses: The PRISMA Statement. *PLoS One*. 2009;6(6):e1000097.
- Mohseni-Bandpei M. Application of surface electromyography in the assessment of low back pain: a literature review. *Phys Ther Rev*. 2000;5(2):93–105.
- Moissenet F, Armand S. Qualitative and quantitative methods of assessing gait disorders.

- Publ NS. Orthopedic Management of Children with Cerebral Palsy: A comprehensive approach; 2015. p. 215–39.
- Mueller S, Stoll J, Mueller J, Cassel M, Mayer F. Trunk muscle activity during drop jump performance in adolescent athletes with back pain. *Front Physiol.* 2017;8(5):1–9.
- 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):845–50.
- Nairn BC, Chisholm SR, Drake JDM. What is slumped sitting? A kinematic and electromyographical evaluation. *Man Ther.* Elsevier Ltd; 2013;18(6):498–505.
- Neblett R, Brede E, Mayer TG, Gatchel RJ. What is the best surface EMG measure of lumbar flexion-relaxation for distinguishing chronic low back pain patients from pain-free controls? *Clin J Pain.* 2013;29(4):334–40.
- Neblett R, Mayer TG, Gatchel RJ, Keeley J, Proctor T, Anagnostis C. Quantifying the lumbar flexion-relaxation phenomenon: theory, normative data, and clinical applications. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(13):1435–46.
- Negrini S, Carabalona R. Backpacks on! Schoolchildren's perceptions of load, associations with back pain and factors determining the load. *Spine (Phila Pa 1976).* 2002;27(2):187–95.
- Nelson-Wong E, Callaghan JP. Transient low back pain development during standing predicts future clinical low back pain in previously asymptomatic individuals. *Spine (Phila Pa 1976).* 2014;39(6):E379-83.
- Neuschwander TB, Cutrone J, Macias BR, Cutrone S, Murthy G, Chambers H, et al. The effect of backpacks on the lumbar spine in children: a standing magnetic resonance imaging study. *Spine (Phila Pa 1976).* 2010;35(1):83–8.
- New Zealand Accident Compensation Commission. New Zealand acute low back pain guide. Wellington, New Zealand; 1997.
- Newcomer K, Sinaki M. Low back pain and its relationship to back strength and physical activity in children. *Acta Paediatr Int J Paediatr.* 1996;85(12):1433–9.
- Nishijima Y, Kato T, Yoshizawa M, Miyashita M, Iida H. Application of the segment weight dynamic movement method to the normalization of gait EMG amplitude. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(3):550–7.
- Norcross MF, Troy Blackburn J, Goerger BM. Reliability and interpretation of single leg stance and maximum voluntary isometric contraction methods of electromyography normalization. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(3):420–5.
- Nourbakhsh MR, Arab AM. Relationship between mechanical factors and incidence of low back pain. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2002;32(9):447–60.
- O'Shaughnessy J, Roy JF, Descarreaux M. Changes in flexion-relaxation phenomenon and lumbo-pelvic kinematics following lumbar disc replacement surgery. *J Neuroeng Rehabil.* 2013;10.

- O'Sullivan P, Dankaerts W, Burnett A, Chen D, Booth R, Carlsen C, et al. Evaluation of the flexion relaxation phenomenon of the trunk muscles in sitting. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2006;31(17):2009–16.
- O'Sullivan PB. Masterclass. Lumbar segmental 'instability': clinical presentation and specific stabilizing exercise management. *Man Ther*. 2000;5(1):2–12.
- O'Sullivan SB. Perceived Exertion. A Review. *Phys Ther*. 1984;64(March):343–6.
- de Onis M, Lobstein T. Defining obesity risk status in the general childhood population: Which cut-offs should we use? *Int J Pediatr Obes*. 2010;5(6):458–60.
- de Onis M, Onyango AW, Borghi E, Siyam A, Nishida C, Siekmann J. Development of a WHO growth reference for school-aged children and adolescents. *Bull World Health Organ*. 2007;85(10):661–8.
- Õunpuu S, Winter DA. Bilateral electromyographical analysis of the lower limbs during walking in normal adults. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1989;72(5):429–38.
- Paasuke M, Johanson E, Proosa M, Ereline J, Gapeyeva H. Back extensor muscle fatigability in chronic low back pain patients and controls: Relationship between electromyogram power spectrum changes and body mass index. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2002;16(1):17–24.
- Pahkala K, Hernelahti M, Heinonen OJ, Raittinen P, Hakanen M, Lagström H, et al. Body mass index, fitness and physical activity from childhood through adolescence. *Br J Sports Med*. 2013;47(2):71–7.
- Pai M, McCulloch M, Gorman JD, Pai N, Enanoria W, Kennedy G, et al. Systematic reviews and meta-analyses: an illustrated, step-by-step guide. *Natl Med J India*. 2004;17(2):86–95.
- Pakzad M, Fung J, Preuss R. Pain catastrophizing and trunk muscle activation during walking in patients with chronic low back pain. *Gait Posture*. 2016;49(Sept):73–7.
- Patel D, Pratt H, Greydanus D. Adolescent growth, development, and psychosocial aspect of sport participation: An overview. *State of the art reviews. Adolesc Med*. 1998;9:425–40.
- Petersen T, Laslett M, Thorsen H, Manniche C, Ekdahl C, Jacobsen S. Diagnostic classification of non-specific low back pain. A new system integrating patho-anatomic and clinical categories. *Physiother Theory Pract*. 2003;19(4):213–37.
- Pincus T, Burton AK, Vogel S, Field AP. A systematic review of psychological factors as predictors of chronicity/disability in prospective cohorts of low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*. 2002;27(5):E109-20.
- Pitcher MJ, Behm DG, MacKinnon SN. Neuromuscular fatigue during a modified Biering-Sorensen test in subjects with and without low back pain. *J Sport Sci Med*. 2007;6(4):549–59.
- Pitcher MJ, Behm DG, MacKinnon SN. Reliability of electromyographic and force measures during prone isometric back extension in subjects with and without low back pain. *Appl*

- Physiol Nutr Metab. 2008 Feb;33(1):52–60.
- Purves D, Augustine GJ, Fitzpatrick D, Hall WC, LaMantia A-S, McNamara JO. Neurosciences. 3eme editi. De Boeck, editor. Bruxelles, Belgique; 2004.
- Raez MBI, Hussain MS, Mohd-Yasin F, Reaz M, Hussain MS, Mohd-Yasin F. Techniques of EMG signal analysis: detection, processing, classification and applications. Biol Proced Online. 2006;8(1):11–35.
- Rankin G, Stokes M. Reliability of assessment tools in rehabilitation: an illustration of appropriate statistical analyses. Clin Rehabil. 1998;12(3):187–99.
- Ravera EP, Catalfamo PA, Crespo MJ, Braidot AAA. Electromyography as an Important Parameter for a Proper Assessment of Dynamic Muscles Strength in Gait Analysis. Am J Biomed Eng. 2013;2(6):269–77.
- Reger SI, Shah A, Adams TC, Endredi J, Ranganathan V, Yue GH, et al. Classification of large array surface myoelectric potentials from subjects with and without low back pain. J Electromyogr Kinesiol. 2006;16(4):392–401.
- Reimann F, Cox JJ, Belfer I, Diatchenko L, Zaykin D V., McHale DP, et al. Pain perception is altered by a nucleotide polymorphism in SCN9A. Proc Natl Acad Sci. 2010;107(11):5148–53.
- Reneman MF, Poels BJJ, Geertzen JHB, Dijkstra PU. Back pain and backpacks in children: biomedical or biopsychosocial model? Disabil Rehabil. 2006;28(20):1293–7.
- Robalo L, Cruz E, Nunes C. Epidemiology of Non-Specific Back Pain in Children and Adolescents: a Systematic Review of Observational Studies. J Nov Physiother. 2015;5(3):266.
- Roberts C, Freeman J, Samdal O, Schnohr CW, Looze ME, Nic Gabhainn S, et al. The Health Behaviour in School-aged Children (HBSC) study: Methodological developments and current tensions. Int J Public Health. 2009;54(SUPPL. 2):140–50.
- Rodríguez-Oviedo P, Ruano-Ravina A, Pérez-Ríos M, García FB, Gómez-Fernández D, Fernández-Alonso A, et al. School children's backpacks, back pain and back pathologies. Arch Dis Child. 2012;97(8):730–2.
- Roemmich JN, Sinning WE, James N, Weight WES. Weight loss and wrestling training: effects on nutrition , growth , maturation , body composition , and strength. J Appl Physiol. 1997;82(6):1751–9.
- Roffey DM, Wai EK, Bishop P, Kwon BK, Dagenais S, Roffey DM, et al. Causal assessment of awkward occupational postures and low back pain: results of a systematic review. Spine J. 2010;10(1):89–99.
- Romkes J, Bracht-Schweizer K. The effects of walking speed on upper body kinematics during gait in healthy subjects. Gait Posture. 2017;54(May):304–10.
- Rose-Dulcina K, Vuillerme N, Tabard-Fougère A, Dayer R, Dominguez DE, Armand S, et al. Identifying subgroups of patients with chronic non-specific low back pain based on a

- multifactorial approach: protocol of a prospective study. *JMIR Res Protoc.* 2018;7(4):e104.
- Rossi DM, Morcelli MH, Cardozo AC, Denadai BS, Goncalves M, Navega MT. Discriminant analysis of neuromuscular variables in chronic low back pain. *J Back Musculoskeletal Rehabil.* 2014/08/30. 2015;28(2):239–46.
- Roy SH, De Luca CJ, Casavant DA. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 1989;14(9):992–1001.
- Roy SH, De Luca CJ, Snyder-Mackler L, Emley MS, Crenshaw RL, Lyons JP. Fatigue, recovery, and low back pain in varsity rowers. *Med Sci Sports Exerc.* 1990;22(4):463–9.
- Rubinstein SM, van Tulder M. A best-evidence review of diagnostic procedures for neck and low-back pain. Vol. 22, *Best Practice and Research: Clinical Rheumatology.* 2008. p. 471–82.
- Rudy TE, Boston JR, 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(1–2):319–26.
- Salminen J, Oksanen A, Maki P, Pentti J, Kujala U. Leisure Time Physical Activity in the Young. *Int J Sports Med.* 1993;14(07):406–10.
- Salminen J, Pentti J, Terho P. Low back pain and disability in 14-years-old schoolchildren. *Acta Paediatr.* 1992;81(12):1035–9.
- Salminen JJ. The adolescent back. A field survey of 370 Finnish schoolchildren. *Acta Paediatr Scand Suppl.* 1984;315:1–122.
- Salminen JJ, Erkintalo M, Laine M, Pentti J. Low back pain in the young. A prospective three-year follow-up study of subjects with and without low back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 1995;20(19):2101–7.
- Sánchez-Zuriaga D, López-Pascual J, Garrido-Jaén D, García-Mas MA. A comparison of lumbopelvic motion patterns and erector spinae behavior between asymptomatic subjects and patients with recurrent low back pain during pain-free periods. *J Manipulative Physiol Ther.* 2015;38(2):130–7.
- Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JDM. Evaluation of methods for the quantification of the flexion-relaxation phenomenon in the lumbar erector spinae muscles. *J Manipulative Physiol Ther.* 2013;36(6):349–58.
- Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JDM. 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;37(7):494–501.
- Schmid S, Schweizer K, Romkes J, Lorenzetti S, Brunner R. Secondary gait deviations in patients with and without neurological involvement: A systematic review. *Gait Posture.* 2013;37(4):480–93.

- Schwartz MH, Rozumalski A, Trost JP. The effect of walking speed on the gait of typically developing children. *J Biomech.* 2008;41(8):1639–50.
- 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(June 2015):944–53.
- Sekulic D, Medved V, Rausavljevi N, Medved V. EMG analysis of muscle load during simulation of characteristic postures in dinghy sailing. *J Sports Med Phys Fitness.* 2006;46(1):20–7.
- Shanklin SL, Brener N, McManus T, Kinchen S, Kann L. 2005 Middle School Youth Risk Behavior Survey. US department of health and human services. Centers for Disease Control and Prevention. Atlanta; 2007.
- Sheir-Neiss GI, Kruse RW, Rahman T, Jacobson LP, Pelli JA. The association of backpack use and back pain in adolescents. *Spine (Phila Pa 1976).* 2003;28(9):922–30.
- Shiavi R, Frigo C, Pedotti A. Electromyographic signals during gait: Criteria for envelope filtering and number of strides. *Med Biol Eng Comput.* 1998;36(2):171–8.
- Shirado O, Ito T, Kaneda K, Strax TE. Flexion-relaxation phenomenon in the back muscles. A comparative study between healthy subjects and patients with chronic low back pain. *Am J Phys Med Rehabil.* 1995;74(2):139–44.
- Shiri R, Karppinen J, Leino-Arjas P, Solovieva S, Viikari-Juntura E. The association between obesity and low back pain: A meta-analysis. *Am J Epidemiol.* 2010a;171(2):135–54.
- Shiri R, Karppinen J, Leino-Arjas P, Solovieva S, Viikari-Juntura E. The Association between Smoking and Low Back Pain: A Meta-analysis. *Am J Med.* 2010b;123(1):135–54.
- Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. Vol. 86, *Psychological bulletin.* 1979. p. 420–8.
- Shum GLK, Crosbie J, Lee RYW. 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;30(17):1998–2004.
- Sihvonen T. Flexion relaxation of the hamstring muscles during lumbar-pelvic rhythm. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(5):486–90.
- Sihvonen T, Partanen J, Hanninen O, Soimakallio S, Hänninen O, Soimakallio S. Electric behavior of low back muscles during lumbar pelvic rhythm in low back pain patients and healthy controls. *Arch Phys Med Rehabil.* 1991;72(13):1080–7.
- Silfies SP, Squillante D, Maurer P, Westcott S, Karduna AR. Trunk muscle recruitment patterns in specific chronic low back pain populations. *Clin Biomech.* 2005;20(5):465–73.
- da Silva RA, Vieira ER, Cabrera M, Altimari LR, Aguiar AF, Nowotny AH, et al. Back muscle fatigue of younger and older adults with and without chronic low back pain using two protocols: A case-control study. *J Electromyogr Kinesiol.* 2015;25(6):928–36.

- Simmonds M, Derghazarian T. Lower Back Pain Syndrome. ACSM's exercise management for persons with chronic diseases and disabilities. 3rd ed. Human Kinetics Publ, Champaign, IL; 2009.
- Simmonds MJ, Lee CE, Etnyre BR, Morris GS. The influence of pain distribution on walking velocity and horizontal ground reaction forces in patients with low back pain. *Pain Res Treat.* 2012;2012:1–10.
- Simmonds MJ, Olson SL, Jones S, Hussein T, Lee CE, Novy D, et al. Psychometric Characteristics and Clinical Usefulness of Physical Performance Tests in Patients With Low Back Pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 1998;23(22):2412–21.
- Sjøgaard G, Sjøgaard K. Muscle injury in repetitive motion disorders. *Clin Orthop Relat Res.* 1998;351(JULY):21–31.
- Sjolie AN. Associations between activities and low back pain in adolescents. *Scand J Med Sci Sport.* 2004;14(6):352–9.
- Skaggs DL, Early SD, D'Ambra P, Tolo VT, Kay RM. Back pain and backpacks in school children. *J Pediatr Orthop.* 2006;26(3):358–63.
- Smoll F, Smith R. Children and youth in sport: a biopsychosocial perspective. Madison WI: Brown & Benchmark, editor. 1996.
- Soderberg GL, Knutson LM. A guide for use and interpretation of kinesiological electromyographic data. *Phys Ther.* 2000;80(5):485–98.
- SoGaard K. Motor unit recruitment pattern during low-level static and dynamic contractions. *Muscle Nerve.* 1995;18(3):292–300.
- Spitzer W, LeBlanc F, Dupuis M. Scientific approach to the assessment and management of activity-related spinal disorders. A monograph for clinicians. Report of the Quebec Task Force on Spinal Disorders. *Spine (Phila Pa 1976).* 1987;12(Suppl 7):S1-59.
- Stallknecht SE, Strandberg-Larsen K, Hestbæk L, Andersen A-MN. Spinal pain and co-occurrence with stress and general well-being among young adolescents: a study within the Danish National Birth Cohort. *Eur J Pediatr.* 2017;176(6):807–14.
- Stokes IAF, Henry SM, Single RM. Surface EMG electrodes do not accurately record from lumbar multifidus muscles. *Clin Biomech.* 2003;18(1):9–13.
- Sullivan GM, Feinn R. Using Effect Size—or Why the P Value Is Not Enough. *J Grad Med Educ.* 2012;4(3):279–82.
- Sullivan M, Bishop S, Pivik J. The pain catastrophizing scale: development and validation. *Psychol Assess.* 1995;7(4):524–32.
- Sung PS, Lammers AR, Danial P. Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain. *Spine J.* 2008/02/19. 2009;9(2):115–20.
- Suter E, Lindsay D. Back muscle fatigability is associated with knee extensor inhibition in subjects with low back pain. *Spine (Phila Pa 1976).* 2001;26(16):E361–6.

- Suuden E, Ereline J, Gapeyeva H, Paasuke M. Low back muscle fatigue during Sorensen endurance test in patients with chronic low back pain: relationship between electromyographic spectral compression and anthropometric characteristics. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2008;48(3–4):185–92.
- Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S. Surface electromyography in paediatric patients with non-specific chronic low back pain: a systematic review. *Crit Rev Phys Rehabil Med*. 2016;28(3):203–14.
- 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 task and application to gait analysis. *Gait Posture*. 2018;60(4):6–12.
- Taimela S, Kujala U, Salminen J, Viljanen T. The prevalence of low back pain among children and adolescents. A nationwide, cohort-based questionnaire survey in Finland. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997;22(10):1132–6.
- Talebian S, Hosseini M, Bagheri H, Olyaei GR, Rezasoltani A. Trunk muscle fatigue in subjects with a history of low back pain and a group of healthy controls measured by similarity index. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2011;24(1):17–22.
- Talyor L, Twomey L. Sagittal and horizontal plane movement of the human lumbar vertebral column in cadavers and in living. *Rheumatol Rehab*. 1980;19:223–32.
- Tanner J. *Growth at adolescence*. 2nd ed. Oxford: Blackwell Scientific Publications; 1962.
- Tanner J, Whitehouse R, Healy M. *A New System for Estimating Skeletal Maturity from the Hand and Wrist, with Standards Derived from a Study of 2,600 Healthy British Children. Part II: The Scoring System*. Int Child Centre, Paris. 1962;
- Tanz S. Motion of the lumbar spine; a roentgenologic study. *Am J Roentgenol Radium Ther Nucl Med*. 1953;69(3):399–412.
- The Joanna Briggs Institute. *Joanna Briggs Institute Reviewer’s Manual: 2011 Edition*. 2011.
- Tortora G, Grabowski S. *Principes d’anatomie et de physiologie*. 2nd ed. De Boeck université, editor. Bruxelles; 1994.
- Triano J, Schultz A. Correlation of objective measure of trunk motion and muscle function with low-back disability ratings. Vol. 12, *Spine (Phila Pa 1976)*. 1987. p. 561–5.
- Tufo A, Desai GJ, Cox WJ. Psoas syndrome: a frequently missed diagnosis. *J Am Osteopath Assoc*. 2012;112(8):522–8.
- van Tulder M, Becker A, Bekkering T, Breen A, Del Real M, Hutchinson A, et al. Chapter 3: European guidelines for the management of acute nonspecific low back pain in primary care. *Eur Spine J*. 2006;15(SUPPL. 2):s169–91.
- Turker KS. Electromyography: Some Methodological Problems and Issues. *Phys Ther*. 1993;73(10):698–710.

- Turner PG, Green JH, Galasko CS. Back pain in childhood. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1989;14(8):812–4.
- Verbunt JA, Seelen HA, Vlaeyen JW, Van de Heijden GJ, Heuts PH, Pons K, et al. Disuse and deconditioning in chronic low back pain: Concepts and hypotheses on contributing mechanisms. *Eur J Pain*. 2003;7(1):9–21.
- Verbunt JA, Smeets RJ, Wittink HM. Cause or effect? Deconditioning and chronic low back pain. *Pain*. 2010;149(3):428–30.
- Vlaeyen JWS, Crombez G. La psychologie de la peur et de la douleur. *Rev Rhum*. 2009;76:511–6.
- Vlaeyen JWS, Linton SJ. Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: A state of the art. *Pain*. 2000;85(3):317–32.
- Vogler D, Paillex R, Norberg M, de Goumoëns P, Cabri J. Validation transculturelle de l'Oswestry disability index en français. *Ann Readapt Med Phys*. 2008;51(5):379–85.
- Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Comparison of angular lumbar spine and pelvis kinematics during treadmill and overground locomotion. *Clin Biomech*. 2002;17(2):162–5.
- Vogt L, Pfeifer K, Banzer W. Neuromuscular control of walking with chronic low-back pain. *Man Ther*. 2003;8(1):21–8.
- Vos T, Barber RM, Bell B, Bertozzi-Villa A, Biryukov S, Bolliger I, et al. 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;386(9995):743–800.
- Waddell G, Burton AK. Occupational health guidelines for the management of low back pain at work: evidence review. *Occup Med (Lond)*. 2001;51(2):124–35.
- Wai EK, Roffey DM, Bishop P, Kwon BK, Dagenais S. Causal assessment of occupational bending or twisting and low back pain: results of a systematic review. *Spine J*. 2010a;10(1):76–88.
- Wai EK, Roffey DM, Bishop P, Kwon BK, Dagenais S. Causal assessment of occupational lifting and low back pain: results of a systematic review. *Spine J*. 2010b;10(6):554–66.
- Ward JH. Hierarchical Grouping to Optimize an Objective Function. *J Am Stat Assoc*. 1963;58(301):236–44.
- Watson P, Chen A, Booker C, Main C. Surface Electromyography in the Identification of Patients with Chronic Low Back Pain and Assessment of Treatment Outcome. *Physiotherapy*. 1995;81(8):452.
- Watson PJP, Booker CKCK, Main CJC, Chen ACN. Surface electromyography in the identification of chronic low back pain patients: The development of the flexion relaxation ratio. *Clin Biomech*. 1997;12(3):165–71.
- Wei J, Zhao P, Zhou W, Xing HX. [Study on reliability of flexion-extension ratio in surface

- EMG for the diagnosis of nonspecific chronic low back pain]. *Zhongguo Gu Shang*. 2008;21(6):411–3.
- Werneke MW, Hart DL. Categorizing patients with occupational low back pain by use of the Quebec Task Force Classification system versus pain pattern classification procedures: discriminant and predictive validity. *Phys Ther*. 2004;84(3):243–54.
- White D, Leach C, Sims R, Atkinson M, Cottrell D. Validation of the Hospital Anxiety and Depression Scale for use with adolescents. *Br J Psychiatry*. 1999;175(5):452–4.
- Winter D a. A, Yack HJJ. EMG profiles during normal human walking: stride-to-stride and inter-subject variability. *Electroencephalogr Clin Neurophysiol*. 1987;67(5):402–11.
- Wirth B, Knecht C, Humphreys K. Spine Day 2012: spinal pain in Swiss school children-epidemiology and risk factors. *BMC Pediatr*. 2013;13(1):159.
- World Health Organisation.
 Accès:http://www.who.int/maternal_child_adolescent/topics/adolescence/fr/. Page Web.
 p. (consulté le 5.07.2014).
- World Health Organisation. International Classification of Functioning, Disability and Health: Children and Youth version. Edition. Vol. 1, Presses de l'EHESP. 2007.
- Wrobel J. Le catastrophisme dans tous ses états. *La Lett l'institut UPSA la douleur*. 2013;(41).
- Yang JF, Winter DA. Electromyographic amplitude normalization methods: improving their sensitivity as diagnostic tools in gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*. 1984;65(9):517–21.
- Yang S, Werner BC, Singla A, Abel MF. Low Back Pain in Adolescents. *J Pediatr Orthop*. 2017;37(5):344–7.
- Yocum A, McCoy SW, Bjornson KF, Mullens P, Burton GN. Reliability and Validity of the Standing Heel-Rise Test. *Phys Occup Ther Pediatr*. 2010;30(3):190–204.
- Zeni JA, Richards JG, Higginson JS. Two simple methods for determining gait events during treadmill and overground walking using kinematic data. *Gait Posture*. 2008;27(4):710–4.
- Zigmond A, Snaith R. The hospital anxiety and depression scale. *Acta Psychiatr Scand*. 1983;67(6):361–70.

Annexe I

Article scientifique concernant le protocole de classification fonctionnelle de lombalgies non-spécifiques publié dans le journal *JMIR Research Protocols*

Identifying subgroups of patients with chronic non-specific low back pain based on a multifactorial approach: protocol of a prospective study

Rose-Dulcina Kevin, PhD student ^{1,2,3}; Vuillerme Nicolas, PhD ^{2,3,4}; Tabard-Fougère Anne, PhD student ^{1,2,3,5}; Dayer Romain, MD ⁵; Dominguez E. Dennis, MD ⁶; Armand Stéphane, PhD ^{1,3}; Genevay Stéphane, MD ⁷

Abstract

Background: Low back pain, especially non-specific chronic low back pain (NSCLBP), which is the leading cause of disability worldwide, represents social and economic problems. Different therapeutic management techniques can be used, but their effects vary. Clinicians and researchers attribute this variation to the heterogeneity of the NSCLBP population, and they agree that NSCLBP must be sub-grouped.

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

Methods: One hundred NSCLBP patients and 30 healthy participants aged 18 to 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 composed of the flexibility of the hips, lumbar spine, lateral

thoraco-lumbar segment and trunk (extensor and flexor) muscle endurance. The subjects will perform functional daily life activities such as gait, 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 NSCLBP patients.

Results: The data collection has started in September 2017 and will be completed at the inclusion of all the participants (100 CNSLBP and 30 controls). The study results will be published in peer-reviewed journals and presented at relevant international conferences.

Conclusions: Numerous studies showed that the therapeutic management of NSCLBP is rather difficult and has inconstant effects caused by the complexity and heterogeneity of NSCLBP. Identifying subgroups with a multifactorial approach is more comprehensive and

closer to the pathophysiology of NSCLBP. 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.

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 industrialised countries [2]. LBP is defined as pain and discomfort of varying duration localised 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 representing 70 to 90% of the total LBP cost [6]. A recent study reported that chronic LBP (CLBP) treatment in the United States costs between 85 to 238 billion dollars annually [7]. In Switzerland, CLBP costs between 1.6 and 2.3 of the gross domestic product [8]. In France, CLBP is one of the most costly diseases with 6-month direct costs of 715.6€ per patient [9]. The World Health Organization has also recently reported that CLBP is one of the major causes of professional health-related absences [10]. Therefore, CLBP 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

Keywords: non-specific chronic low back pain, functional activities, psychological profile, electromyography, kinematics, subgrouping

be obtained in 10–15% of the cases [11,12]. Therefore, LPB is qualified most of the time as “non-specific”. Non-specific LBP is a constellation of symptoms not attributable to a known specific pathology (i.e. infection, tumour, osteoporosis, fracture, structural deformity, inflammatory disorder (e.g. ankylosing spondylitis), radicular syndrome and cauda equina syndrome) [2,11,13,14]. In addition, pathologies known as the possible causes of pain (e.g. osteoarthritis, disc disease or crack discs) do not explain the onset of symptoms by their own because a similar prevalence of these pathologies is found in asymptomatic subjects [2,15].

Non-specific chronic low back pain (NSCLBP) results from the interactions among biomechanical, psychosocial, physical, environmental, genetic and cultural factors [2]. The diversity of these factors and the complexity of their interaction could explain the difficulty in establishing a specific etiology of NSCLBP. In the absence of a clear diagnosis, physicians face a therapeutic challenge caused by the large number of available treatments (e.g. drugs, physiotherapy or physical exercise), for which the overall effect is small to moderate [16]. This poor efficiency is attributed to the heterogeneity of NSCLBP patients [17]. Therefore, identifying

NSCLBP patient subgroups is essential [18] and will help optimise therapeutic management [19–22]. This need for NSCLBP patient subgroups was highlighted by 84% of primary-care clinicians on a large-scale survey [18].

Prior Work

Numerous differences between NSCLBP patients and healthy subjects were reported in various clinical features. Regarding genetic factors, some studies reported that genes predispose to intervertebral disc degeneration [23] or can alter pain perception [24]. Psychological factors, such as pain catastrophizing, are present with a higher level in NSCLBP patients and can influence physical performance [25]. In terms of physical capacities, the NSCLBP population presented reduced endurance and higher fatigability of the trunk extensor muscles [26]. In addition, they presented lower hip and lumbar flexibility, which was correlated with NSCLBP severity [27]. As regards biomechanical factors, NSCLBP patients exhibited kinematics and muscle activity impairments [28,29]. When compared to healthy subjects, NSCLBP patients showed a decreased pelvis rotation during gait [29] and an increased stiffness of the spino-pelvic complex [30]. Moreover, NSCLBP patients presented decreased maximum range of motion and velocity between the lumbar spine and the hips during the sit-to-stand 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 less variability in kinematic patterns [34]. Alterations were also found in the trunk

and hip muscle surface electromyography (sEMG). NSCLBP subjects presented a higher global trunk muscle activity during gait [35] or lifting task [36]. Many studies highlighted an exacerbated lumbar erector spinae (ES) activity (absence of the flexion–relaxation phenomenon) at full trunk forward flexion [37–39].

NSCLBP patient subgroups were already identified based on biomechanical parameters. Slaboda et al. (2008) identified two subgroups based on lift kinematic patterns [40], whilst Dankearts et al. (2006) discriminated two subgroups based on sitting posture [20]. They also discriminated the subgroups on trunk muscle activity, posture and movement [20,41], which make the biomechanical analysis of NSCLBP patients relevant for a better understanding of this pathology and could help to discriminate different subgroups.

However, identifying subgroups only from a biomechanical analysis could not be comprehensive enough because pain causes emotional and behavioural consequences, which contribute to the persistence of pain and treatment outcomes, and because of the multi-factorial features of NSCLBP [42]. Anxiety and depression play a major role in pain chronicity in NSCLBP [43]. Psychosocial parameters were also 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. (2004)

showed that the fear of pain altered the muscle activity during gait, with a decrease of the ES sEMG mean amplitude [45]. Furthermore, the hip–spine coordination was more affected by the lower flexibility of the hamstring [31]. Thus, the identification of the NSCLBP subgroups should be based on the multifactorial parameters (i.e. biomechanical, physical and psychosocial data) linked to NSCLBP.

Aim

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

Methods

Study design

This study 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 18–60 year-old adults from Geneva area and is divided into two groups: patients suffering from NSCLBP (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: suffering from NSCLBP; duration of at least 3 months; pain intensity over 3/10 on a visual analogical scale; aged between 18 and 60 years; no pain on other parts of the body (except irradiation of NSCLBP); and no specific pathology such as infection, tumour, osteoporosis, fracture, structural deformity, inflammatory disorder (e.g. ankylosing spondylitis), radicular syndrome and cauda equina syndrome. The healthy participant inclusion criteria are as follows: aged between 18 and 60 years, no back pain for at least 6 months and no pain in any part of the body.

The subjects who present 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 [46] based on previous studies, which identified two NSCLBP subgroups from sEMG and posture variables. Dankaerts et al. (2006) found a greater lumbar multifidus activity during slumped sitting among the control group (n = 34), pooled NSCLBP group (n = 33) and two subgroups of NSCLBP (n = 20 and n = 13) [20]. Meanwhile, Astfalck et al. (2010) found a difference in the upper lumbar angle in the sitting posture between the control group (n = 28) and two

NSCLBP subgroups (n = 13 and n = 15) [47]. The number of participants per group should be from 17 to 21 for the comparison with healthy participants and 27 to 32 by NSCLBP subgroups to identify between two and three subgroups with a statistic power up to 80% and a 5% alpha error. Therefore, we will include 100 NSCLBP 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]. Based on the short version of the ICF [49], the assessment of physical capacities will be composed of the flexibility of the hips in flexion and extension, the lumbar spine in flexion, the thoraco-lumbar 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, sit-to-stand (and its reversed), 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 for the trunk extensor endurance test [51,52]. The participants will lie on the examining table in a prone position with the upper edge of the iliac crests aligned with the edge of the table. The lower body is fixed to the table by

three straps located at the level of the pelvis, knees and ankles. Meanwhile, the Shirado test will be performed for the trunk flexor endurance test [53]. The participants will be asked to lie on the examining table in a supine position and to raise their lower extremities until the 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 NSCLBP [54,55]. The arms are folded across the chest during the execution of both the trunk muscle endurance tests. The participants will also be asked to hold original positions as long as possible, 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 NSCLBP population will be evaluated using valid, reliable and largely used tests. The straight leg raise test will be used to assess the hamstring flexibility [17,56–58]. The Thomas test will be utilised to assess the hip flexor flexibility (psoas-iliacus and rectus femoris) [59–62], whilst the fingertip-to-thigh test will be used to measure the lateral trunk range of motion [63,64]. All flexibility tests will be performed according to the description of Norkin & White (2009) [65].

Balance

The balance of the participants will be evaluated in standing and sitting postures. For the sitting condition that limits the influence of the lower limb, the participants will be seated with the middle

of the thighs to the edge of an adjustable stool and the feet, dangling. For the standing posture, the participants will stand with 10 cm between the heels and a self-select angle between the feet [66]. For both postures, the participants must erect the trunk, fix the head in a neutral position, look ahead, keep arms along the trunk and move as less as possible. The participants will be placed on a force plate, and four conditions will be performed (eyes closed/opened and stable/unstable support) with three repeated trials of 30 s per condition. The conditions with the eyes closed tend to avoid visual compensations [67] and unstable conditions (50 cm length × 41 cm width × 6 cm thickness, Airex balance pad) to challenge the participants' balance [68].

Usual postures

The usual sitting and standing postures will be evaluated. For the sitting posture, the participants will be seated in a self-selected position on a stool placed on a force plate and the feet on one other 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, the participants will stand in a self-selected upright position with the feet on the force plates. For both usual static postures, the participants will have to look ahead, and 10 s will be recorded.

Gait

The participants will be asked to walk barefoot at three different speeds (i.e. self-selected, fast and slow) along a 10 m walkway. Data will be collected for at least

10 gait cycles for each participant and speed.

Lifting task

Two lifting tasks will be performed. For both tasks, the participants will start in an upright standing position on a force plate, go down to lift a box and return to the upright standing position with 90° flexion of elbows, maintain this posture for 4 s, then go down to put the box to the ground before returning to the initial posture. Three trials will be performed per condition with 2 m of rest between each condition. The weight of the box will be adjusted for both conditions at 10% of the participant's weight. The participant will then be instructed to stay on the force plate.

The first condition is a usual lift, where the participants are asked to lift the box with a self-selected strategy, and no more indication will be given [69]. The second one is a standardised lift based on deadlift methods [70] to compare the muscle strategies for the same movement between the subjects. The usual lift will be performed before the standardised lift to avoid behavioural adaptations.

Trunk forward bending

The participants will start in an upright standing position (standing phase), flex the trunk forward as far as possible with the knees extended (flexion phase), maintain the trunk full-flexion position (full flexion phase), then return to the 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 sit-to-stand tasks (STS) will be performed under the following three conditions: (1) usual STS, (2) standardised STS (sSTS) and (3) the five consecutive STS (5CSTS).

In the usual condition, the participants will sit in a self-selected position on a stool placed on a force plate and the feet on another force plate. No more instructions on posture will be given for this condition. In the sSTS, the participants will be asked to sit upright barefoot on a stool placed on the first force plate with their trunk straight and arms crossed on the chest. The participant's feet will be placed on the 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 sSTS, the participants will have to 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 these tasks.

For the 5CSTS task that provides information on the global capacity of the participant to perform the task, the participants will be positioned like that in sSTS. The participants will be asked to perform five consecutive STS movements as fast as possible. An investigator will stand near the participant to prevent falls. The starting and end points of the task will be defined by the mean value of the

anterior–posterior centre of the pressure displacement during the usual sitting before and after the task to evaluate the total task duration [72].

Psychosocial profile

The psychosocial profile will be explored using patient-reported outcomes for the evaluation of anxiety, depression, functional disability, fear of pain, avoidance belief and physical activity. All the questionnaires presented below will be self-completed prior to the experiments, except for the physical activity questionnaire that will be completed with and by the experimenter.

Anxiety and depression

Anxiety and depression are parameters playing important roles 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 Lepine et al. [76], which was also used in other studies on French-speaking populations [77–79].

Functional capacity

The functional capacity evaluation is recommended in 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 recognised 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 herein.

Pain catastrophizing

A systematic review shows that pain catastrophizing predicts the degree of pain, disability and mediated treatment efficacy in the NSCLBP 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 NSCLBP 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

Physical activity (PA) has an important role in the prevention of NSCLBP. The participant's weekly PA will be assessed using the Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ) developed by the World Health Organization [91] and already used in the NSCLBP population [92].

Pain

Pain is a key symptom in NSCLBP. Therefore, its evaluation is recommended [49,93]. The intensities of the current pain, last 24 h pain, last week pain, last month pain and last 3 months' pain will be quantified with a visual analogue scale

largely used in the NSCLBP population [29,94–96].

Materials and parameters

Electromyographic activity

The sEMG will be bilaterally collected from three back muscles (i.e. lumbar multifidus, iliocostalis lumborum and lumbar erector spinae), two abdominal muscles (i.e. transverse fibres of the abdominal external oblique and rectus abdominus), gluteus medius, semi-tendinosus and the rectus femoris muscle. Sixteen active surface electrodes (model Trigno, Delsys Inc., Boston, MA, USA) will be used to collect the sEMG signals at a 1000 Hz sampling frequency. The skin at the electrode sites will be shaved, abraded and cleaned with alcohol. The electrodes will then be positioned with regard to the muscle fibre direction following the surface EMG for non-invasive assessment of muscles (SENIAM) project recommendations [97].

The sEMG activation pattern, time of cocontraction (TCC) and cocontraction index (CCI) [98] will be calculated for gait, STS and lift task. The TCC is the time of the 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 co-activation for a pair of muscle groups over a specified number of data points. They will characterise muscle coordination. The flexion–relaxation ratio will be calculated to detect and quantify an exacerbated back muscle activity for the trunk forward bending [71]. The muscle

fatigability of the back and abdomen muscles will be evaluated based on the sEMG median frequency evolution during the endurance tasks [100].

Kinematics

The kinematic parameters will be recorded using a 12-camera motion analysis system (Oqus7+, Qualisys, Göteborg, Sweden) set at a 100 Hz sampling frequency. The participants will be equipped with 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].

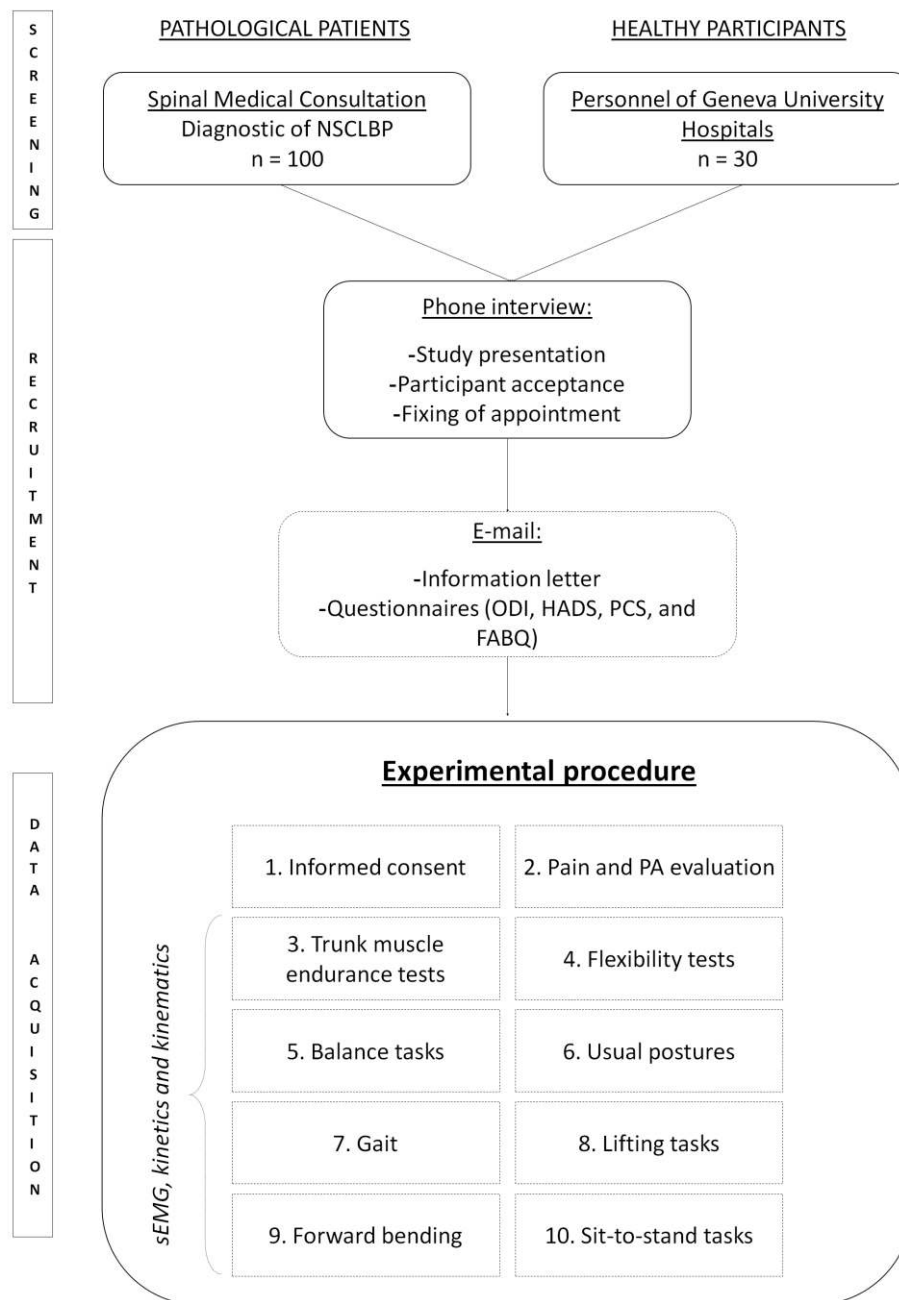
The thorax, lumbar, pelvis, hip, knee and ankle kinematics (maximum angle, range of motion and speed) will be calculated in three plans for all tasks. The lumbar/hip ratio will be calculated for the trunk forward bending, STS and lift tasks [104,105]. The relative phase between the pelvis and the thorax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

Kinetics

Two force plates (AMTI Accugait, Watertown, NY, USA) at a 1000 Hz sampling frequency will be used to measure the ground reaction forces. The centre 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 synchronised together.

Experimental procedure

To introduce the study, a phone interview will be realised by the operator after NSCLBP is diagnosed by a spinal consultant. An information letter is sent to the patient (by email or post) once he/she agrees to voluntarily participate in this study. An appointment will then be fixed. Upon arrival, the participants will complete HADS, ODI and PCS questionnaires. The GPAQ and Pain Evaluation will be filled up by the operator by interviewing the participant. All sEMG sensors will be placed after skin preparation. The participants will then perform the flexor endurance, extensor endurance and flexibility tests. All reflective markers will be placed, and the participants will perform the functional tasks in the order listed 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, with the current pain used as the reference. The total duration of this protocol (Figure 1) will be 120 min per participant.

Figure 1: Flow diagram of the study

Data analysis

The joint kinematics and kinetics will be computed using Visual3D (C-Motion, Inc, Germantown, MD). 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 methods will be used to identify the NSCLBP subgroups. The

clustering classification methods will be determined according to the data. In addition, a statistical inference test (parametric or non-parametric depending on the normality of the data distribution) will be applied to compare the patients with healthy participants and the different patient subgroups ($p < 0.05$).

Results

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

Discussion

Principal Consideration

This study also presents the originality and the opportunity to connect a large amount of data referring to different features on various conditions with the same population sample. The results should allow a better understanding of non-specific low back pain. The perspective of this study is expected to support clinicians for a more adapted therapeutic management for each subgroup. Furthermore, this study could provide a reference protocol for functional tasks when NSCLBP is studied.

Limitations

Limitation of this study may include missing data due to the participant and/or to the material. For example, NSCLBP patient may not be able to perform all the tasks required because of their functional

capacity or pain level. Considering materiel, Surface EMG may contain artefacts which alter analysis of the muscle activity. Moreover, patients will be recruited in orthopaedic and rheumatology service of Geneva University Hospital which limits generalization of the results to the global NSCLBP population. Finally, because previous studies find two NSCLBP subgroups, we fixed a number of 3 subgroups in the sample size calculation to find at least two subgroups but more groups may be found in the clustering analysis.

Conclusions

Therapeutic management of NSCLBP is rather difficult and has inconstant effects because of the complexity and the heterogeneity of NSCLBP. Identifying the subgroups in the NSCLBP population represents benefit interests and a challenge both clinically and socially. This study aims to identify the subgroups in NSCLBP participants by crossing biomechanical, physical and psychosocial data to enhance the targeted therapy.

References

1. Vos T, Barber RM, Bell B, et al. 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;
2. Balagué F, Mannion AF, Pellisé F, et al.. Non-specific low back pain. *Lancet* 2012;379:482-491.
3. van Tulder M, Becker A, Bekkering T, et al.. Chapter 3. European guidelines for the

management of acute nonspecific low back pain in primary care. *Eur Spine J* 2006 Mar;15 Suppl 2:S169-91.

4. Andersson GBJ. *Epidemiological features of chronic low-back pain*. 1999;

5. Koes BW, Tulder M Van, Lin CC, et al. *An updated overview of clinical guidelines for the management of non-specific low back pain in primary care*. 2010;2075–2094.

6. Waldburger M, Stucki RF, Balagué F, et al. [Early multidisciplinary approach in lumbar pain to prevent development of chronicity]. *Rev Med Suisse Romande* 2001 Aug;121(8):581–4.

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 pa*. *Arch Phys Med Rehabil*; 2014;95(5):986–995.

8. Wieser S, Horisberger B, Schmidhauser S, et al. *Cost of low back pain in Switzerland in 2005*. *Eur J Health Econ* 2011 Oct;12(5):455–67.

9. Depont F, Hunsche E, Abouelfath 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):101–8.

10. Jäger P, Griefhan B, Arbeitsschutz B. *La prévention des troubles musculo-squelettiques sur le lieu de travail*. 2004; Available from: http://www.who.int/entity/occupational_health/publications/en/pwh5f.pdf

11. Deyo RA, Weinstein JN. *Low back pain*. *N Engl J Med* 2001 Feb 1;344(5):363–70.

12. Krismer M, van Tulder M. *Low back pain (non-specific)*. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2007;21(1):77–91.

13. Airaksinen O, Brox JI, Cedraschi C, et al. *Chapter 4. European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain*. *Eur Spine J* 2006 Mar;15 Suppl 2:S192-300.

14. Chiarotto A, Deyo RA, Terwee CB, et al. *Core outcome domains for clinical trials in non-specific low back pain*. 2015;1127–1142.

15. Waddell G. *The Back Pain Revolution*. 2004.

16. Balagué F, Amaya Ochoa G, Genevay S. *Conservative treatment of chronic low back pain: what is new in 2008?* *Rev Med Suisse* 2009;(14200):560–564.

17. Hayden J, Cartwright JL, Riley RD, et al. *Exercise therapy for chronic low back pain: protocol for an individual participant data meta-analysis*. *Syst Rev Systematic Reviews*; 2012;1(1):64.

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

19. Leboeuf-Yde C, Lauritsen JM, Lauritsen T. *Why has the search for causes of low back pain largely been nonconclusive?* *Spine (Phila Pa 1976)* 1997 Apr;22(8):877–81.

20. Dankaerts W, O’Sullivan P, Burnett A, et al. *Altered patterns of superficial trunk muscle activation during sitting in nonspecific chronic low back pain patients: importance of subclassification*. *Spine (Phila Pa 1976)* 2006;31(17):2017–2023.

21. Kent P, Keating JL, Leboeuf-Yde C. *Research methods for subgrouping low back pain*. *BMC Med Res Methodol* 2010;10:62.

22. Billis E, McCarthy CJ, Roberts C, et al. Sub-grouping patients with non-specific low back pain based on cluster analysis of discriminatory clinical items. *J Rehabil Med* 2013;45:177–185.
23. Kalichman L, Hunter DJ. The genetics of intervertebral disc degeneration. Familial predisposition and heritability estimation. *Joint Bone Spine* 2008 Jul;75(4):383–7.
24. Reimann F, Cox JJ, Belfer I, et al. Pain perception is altered by a nucleotide polymorphism in SCN9A. *Proc Natl Acad Sci* 2010 Mar 16;107(11):5148–5153.
25. Larivière C, Bilodeau M, Forget R, et al. Poor back muscle endurance is related to pain catastrophizing in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 2010;35(22):E1178–E1186.
26. Demoulin C, Crielaard J-M, Vanderthommen M. Spinal muscle evaluation in healthy individuals and low-back-pain patients: a literature review. *Jt Bone Spine* 2007;74(1):9–13.
27. Radwan A, Bigney KA, Buonomo HN, 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;
28. Laird RA, Gilbert J, Kent P, et al. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC Musculoskelet Disord BioMed Central*; 2014
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):1009–14.
30. Lamothe CJC, Meijer OG, Daffertshofer A, et al. Effects of chronic low back pain on trunk coordination and back muscle activity during walking: Changes in motor control. *Eur Spine J* 2006;15:23–40.
31. Shum GLK, Crosbie J, Lee RYW. 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;30(17):1998–2004.
32. Christe G, Redhead L, Legrand T, et al. Multi-segment analysis of spinal kinematics during sit-to-stand in patients with chronic low back pain. *J Biomech* 2016;49(10):2060–2067.
33. Rudy TE, Boston RJ, Lieber SJ, et al. Body motion during repetitive isodynamic lifting: a comparative study of normal subjects and low-back pain patients. *Pain* 2003;105(1):319–326.
34. Seay JF, Sauer SG, Frykman PN, et al. A history of low back pain affects pelvis and trunk mechanics during a sustained lift/lower task. *Ergonomics* 2013;56(June 2015):944–53.
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 American Academy of Physical Medicine and Rehabilitation*; 2015;1–8.
36. Falla D, Gizzi L, Tschapek M, et al. 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.
37. Geisser ME, Ranavaya M, Haig AJ, et al. Meta-Analytic Review of Surface Electromyography Among Persons With Low Back Pain and Normal, Healthy Controls. *J Pain* 2005;6(11):711–726.
38. Kim M hee, Yoo W gyu, Choi B ram. 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;23(2):387–393.
39. Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JDM. 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 National University of Health Sciences*; 2014;37(7):494–501.
40. Slaboda JC, Boston JR, Rudy TE, et al. Classifying Subgroups of Chronic Low Back Pain Patients Based on Lifting Patterns. *Arch Phys Med Rehabil* 2008;89(8):1542–1549.
41. Dankaerts W, O’Sullivan P, Burnett A, et al. 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;34(15):1610–1618.
42. Linton SJ, Shaw WS. Impact of psychological factors in the experience of pain. *Phys Ther* 2011;91(5):700–711.
43. Shaw WS, Hartvigsen J, Woiszwilllo MJ, et al. 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;
44. Butler HL, Lariviere C, Hubley-Kozey CL, et al. 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;19(9):1508–1516.
45. Lamothe CJC, Daffertshofer A, Meijer OG, et al. Effects of experimentally induced pain and fear of pain on trunk coordination and back muscle activity during walking. *Clin Biomech* 2004;19(6):551–563.
46. Faul F, Erdfelder E, Lang A-G, 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):175–91.
47. Astfalck RG, O’Sullivan PB, Straker LM, et al. 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)* 2010;35(14):1387–1395.
48. World Health Organisation. International Classification of Functioning, Disability and Health. *Int Classif Funct Disabil Heal*. 2001.
49. Cieza A, Stucki G, Weigl M, et al. ICF Core Sets for low back pain. *J Rehabil Med* 2004;36:69–74.
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;20(5):845–850.
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):106–19.
52. Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, et al. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: A critical appraisal of the literature. *Jt Bone Spine* 2006;73:43–50.
53. Ito T, Shirado O, Suzuki H, et al. Lumbar trunk muscle endurance testing: An inexpensive alternative to a machine for evaluation. *Arch Phys Med Rehabil* 1996;77(January):75–79.
54. Calmels P, Jacob J., Fayolle-Minon I, et al. Use of isokinetic techniques vs standard

- physiotherapy in patients with chronic low back pain. Preliminary results. *Ann Réadaptation Médecine Phys* 2004;47(1):20–27.
55. Evans K, Refshauge KM, Adams R. Trunk muscle endurance tests: Reliability, and gender differences in athletes. *J Sci Med Sport* 2007;10:447–455.
56. Miller ER, Schenk RJ, Karnes JL, et al. A Comparison of the McKenzie Approach to a Specific Spine Stabilization Program for Chronic Low Back Pain. *J Man Manip Ther* 2005;13(2):103–112.
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;90(1):127–135.
58. Corkery MB, O ’rourke B, Viola S, et al. An Exploratory Examination of the Association Between Altered Lumbar Motor Control, Joint Mobility and Low Back Pain in Athletes. *Asian J Sport Med* 2014;5(4).
59. Winters M V, Blake CG, Trost JS, et al. Passive Versus Active Stretching of Hip Flexor Muscles in Subjects With Limited Hip Extension: A Randomized Clinical Trial. *800 Phys Ther* 2004;84(9).
60. Handrakis JP, Friel K, Hoeffner F, et al. Key Characteristics of Low Back Pain and Disability in College-Aged Adults: A Pilot Study. *Arch Phys Med Rehabil* 2012;93(7):1217–1224.
61. Hislop H, Avers D, Brown M. Daniels and Worthingham’s Muscle Testing: Techniques of Manual Examination and Performance Testing. 2013. Available from: <https://books.google.com/books?hl=fr&lr=&id=peNOAQAAQBAJ&pgis=1ISBN:0323266371>
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;3194(905):444–455.
63. Mellin GP. Accuracy of measuring lateral flexion of the spine with a tape. *Clin Biomech*; 1986 May 5;1(2):85–9.
64. Lindell O, Eriksson L, Strender L-E. 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 BioMed Central*; 2007;8:31.
65. Norkin CC, White DJ. Measurement of Joint Motion: A Guide to Goniometry. 2009. Available from: <https://books.google.com/books?hl=fr&lr=&id=mWv2AAAAQBAJ&pgis=1ISBN:080362347X>
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;17:1177–1184.
67. Murans G, Gutierrez-Farewik EM, Saraste H. Kinematic and kinetic analysis of static sitting of patients with neuropathic spine deformity. *Gait Posture Elsevier B.V.*; 2011;34(4):533–538.
68. Schellendorfer S, Ernst MJ, Rast FM, et al. Low back pain and postural control, effects of task difficulty on centre of pressure and spinal kinematics. *Gait Posture* 2015;41(1):112–118.
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;17(2):89–98.
70. Legeard E. *Force: entraînement & musculation*. 2005; Available from: <https://books.google.ch/books?hl=fr&lr=&id=4JRhwdH6Ie8C&oi=fnd&pg=PA49&dq=soul+evé+de+terre+musculation&ots=38M5Xo5abL&sig=nO03skJNT9TqiAJHgg1AaMHFVTg>
71. Schinkel-Ivy A, Nairn BC, Drake JDM. Evaluation of methods for the quantification of the flexion-relaxation phenomenon in the lumbar erector spinae muscles. *J Manipulative Physiol Ther [Internet] National University of Health Sciences*; 2013;36(6):349–358.
72. Pijnenburg M, Brumagne S, Caeyenberghs K, 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.
73. Zigmond AS, Snaith RP. The hospital anxiety and depression scale. *Acta Psychiatr Scand* 1983 Jun;67(6):361–70.
74. Bjelland I, Bjelland I, Dahl A a, et al. The validity of the Hospital Anxiety and Depression Scale: an updated literature review. *J Psychosom Res* 2002;52:69–77.
75. Turk DC, Dworkin RH, Trudeau JJ, et al. Validation of the Hospital Anxiety and Depression Scale in Patients With Acute Low Back Pain. *J Pain* 2015 Oct;16(10):1012–21.
76. Lépine JP, Godchau M, Brun P, et al. [Evaluation of anxiety and depression among patients hospitalized on an internal medicine service]. *Ann médico-psychologiques* 1985 Feb;143(2):175–89.
77. Savard J, Laberge B, Gauthier JG, et al. Evaluating anxiety and depression in HIV-infected patients. *J Pers Assess* 1998 Dec;71(3):349–67.
78. Friedman S, Samuelian JC, Lancrenon S, et al. 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):247–57.
79. Untas A, Aguirrezabal M, Chauveau P, et al. [Anxiety and depression in hemodialysis: validation of the Hospital Anxiety and Depression Scale (HADS)]. *Néphrologie & thérapeutique* 2009 Jun;5(3):193–200.
80. Ehrlich GE, Khaltaev NG, Team WHOCD and A. *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;25(24):3100–3.
82. Fairbank JC, Couper J, Davies JB, et al. The Oswestry low back pain disability questionnaire. *Physiotherapy* 1980 Aug;66(8):271–3.
83. Calmels P, Béthoux F, Condemine A, et al. Low back pain disability assessment tools. *Ann Readapt Med Phys* 2005;48:288–297.
84. Vogler D, Paillex R, Norberg M, et al. [Cross-cultural validation of the Oswestry disability index in French]. *Ann Readapt Med Phys* 2008 Jun;51(5):379–85.
85. Wertli MM, Burgstaller JM, Weiser S, et al. Influence of catastrophizing on treatment outcome in patients with nonspecific low back pain: a systematic review. *Spine (Phila Pa 1976)* 2014;39(3):263–73.
86. Sullivan M, Bishop S, Pivik J. The pain catastrophizing scale: development and validation. *Psychol Assess* 1995; Available

from:

<http://psycnet.apa.org/journals/pas/7/4/524/>

87. French DJ, Noël M, Vigneau F, et al. L'Échelle de dramatisation face à la douleur PCS-CF Adaptation canadienne en langue française de l'échelle « Pain Catastrophizing Scale ». *Rev Can des Sci du Comport* 2005;37:181–192.

88. Wertli MM, Rasmussen-Barr E, Weiser S, et al. The role of fear avoidance beliefs as a prognostic factor for outcome in patients with nonspecific low back pain: a systematic review. *Spine J Elsevier Inc*; 2013;14(5):816–36.e4.

89. Waddell G, Newton M, Henderson I, et al. 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):157–68.

90. Chaory K, Fayad F, Rannou F, et al. Validation of the French Version of the Fear Avoidance Belief Questionnaire. *Spine (Phila Pa 1976)* S. Poiraudreau, Serv. Reeduc./Readapt. Appareil L., Paris 75014, France; 2004 Apr 15;29(8):908–913.

91. Armstrong T, Bull F. Development of the World Health Organization Global Physical Activity Questionnaire (GPAQ). *J Public Health (Bangkok)* 2006 Mar 2;14(2):66–70.

92. Schaller A, Dejonghe L, Haastert B, et al. Physical activity and health-related quality of life in chronic low back pain patients: a cross-sectional study. *BMC Musculoskelet Disord* 2015;16:1–8.

93. Dworkin RH, Turk DC, Farrar JT, et al. Core outcome measures for chronic pain clinical trials: IMMPACT recommendations. *Pain* 2005 Jan;113(1–2):9–19.

94. Mazaheri M, Heidari E, Mostamand J, et al. Competing Effects of Pain and Fear of Pain on Postural Control in Low Back Pain? *Spine (Phila Pa 1976)* 2014;39(25):E1518–E1523.

95. Caffaro RR, França FJR, Burke TN, et al. Postural control in individuals with and without non-specific chronic low back pain: A preliminary case-control study. *Eur Spine J* 2014;23:807–813.

96. Kahraman T, Ozcan Kahraman B, Salik Sengul Y, et al. 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 Int Zeitschrift für Rehabil Rev Int Rech réadaptation* 2016 Jun;39(2):165–70.

97. Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, et al. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10(5):361–374.

98. Lewek MD, Snyder-Mackler L, et al. Control of Frontal Plane Knee Laxity during Gait in Patients with Medial Compartment Knee Osteoarthritis. 2004;12(9):745–751.

99. Konrad P. *The ABC of EMG*. 2006. Available from: <http://www.noraxon.com/docs/education/abc-of-emg.pdf> ISBN:0977162214

100. Bandpei MAM, Rahmani N, Majdoleslam B, et al. Reliability of surface electromyography in the assessment of paraspinal muscle fatigue: An updated systematic review. *J Manipulative Physiol Ther*. 2014. p. 510–521.

101. Davis R, Ounpuu S, Tyburski D, et al. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci* 1991

102. Schmid S, Studer D, Hasler C-C, et al. *Using Skin Markers for Spinal Curvature Quantification in Main Thoracic Adolescent Idiopathic Scoliosis: An Explorative Radiographic Study*. *PLoS One Public Library of Science*; 2015;10(8):e0135689.
103. Mahallati S, Rouhani H, Preuss R, et al. *Multisegment Kinematics of the Spinal Column: Soft Tissue Artifacts Assessment*. *J Biomech Eng American Society of Mechanical Engineers*; 2016 Jun 7;138(7):71003.
104. Esola M a, McClure PW, Fitzgerald GK, et al. *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. p. 71–78.
105. Henchoz Y, Tétreau C, Abboud J, et al. *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):1263–72.
106. Lamothe CJC, Daffertshofer A, Meijer OG, et al. *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;23:230–239.
107. Van Daele U, Hagman F, Truijen S, et al. *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;35(5):583–589.
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;20(3):358–368.
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 BioMed Central Ltd*; 2011;12(1):162.
110. Barre A, Armand S. *Biomechanical ToolKit: Open-source framework to visualize and process biomechanical data*. *Comput Methods Programs Biomed* 2014

Contributions personnelles

Articles de revue à comité de lecture (acceptés)

Dayer R, Alzahrani M, Saran N, Ouellet JA, Journeau P, Tabard-Fougère A, Martinez-Alvarez S, Ceroni D.

Spine infections in children: a multicentre retrospective study. *Bone and Joint Surgery* (In press, 2018)

Tabard-Fougère A, Dayer R, Armand S, Vuillerme N.

Flexion-relaxation phenomenon among children and adolescents with and without non-specific chronic low back pain: an electromyographic and kinematic cross-sectional comparative study. *Spine (Phila Pa 1976)* (In press, 2018)

Rose-Dulcina K, Vuillerme N, Tabard-Fougère A, Dayer R, Dominguez DE, Armand S, Genevay S. Identifying subgroups of patients with chronic non-specific low back pain based on a multifactorial approach: protocol of a prospective study. *JMIR Research Protocol*, (In press, 2018)

Juchler C, Spyropoulou V, Wagner N, Merlini L, Dhouib A, Manzano S, Tabard-Fougère A, Samara E, Ceroni D. The Contemporary Bacteriologic Epidemiology of Osteoarticular Infections in Children in Switzerland. *The journal of Pediatrics*, 2018, 194:190-196.

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 task and application to gait analysis. *Gait & Posture*, 2017 60(4):6–12.

Dhouib A, Tabard-Fougère A, Hanquinet S, Dayer R. Diagnostic accuracy of MR imaging for direct visualization of lumbar pars defect in children and young adults: a systematic review and meta-analysis. *European Spine Journal*, 2017 [In press]

Tabard-Fougère A, Genevay S, Tavcar Z, Vuillerme N, Armand S. Effect of unstable shoes on trunk posture during standing and gait in chronic low back pain. *Movement & Sport Sciences - Science & Motricité*, 2017, 98:59-65.

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S. Surface electromyography in paediatric patients with non-specific chronic low back pain: a systematic review. *Critical Review of Physical and Rehabilitation Medicine*, 2016, 28(3):203–214.

Tabard-Fougère A, Bonnefoy-Mazure A, Hanquinet S, Lascombes P, Armand S, Dayer R. Validity and Reliability of Spine Rasterstereography in Patients with Adolescent Idiopathic Scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 2016, 41:1–9.

Articles de revue à comité de lecture (Soumis)

Maggio AB, Martin XE, Tabard-Fougère A, Delhumeau C, Ceroni D.

Do teenagers return to normal levels of physical activity after limb fractures? A longitudinal, accelerometry-based, activity monitoring study. *Journal of Strength and Conditioning Research* (Soumis, Fev. 2018)

Maggio AB, Martin XE, Tabard-Fougère A, Delhumeau C, Ceroni D.

Recovery of bone mineral mass upper-limb fractures in teenagers. *Journal of Bone and Joint Surgery* (En revision, Fev.. 2018)

Valaikaite R, Samara E, Saran N, Tabard-Fougère A, Ceroni D.

A retrospective epidemiological study of pediatric femoral fractures. *Pediatrics* (Soumis, Jan. 2018)

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S.

Muscle fatigue and perceived exertion during trunk endurance tests among children and adolescents with and without non-specific chronic low back pain (NSCLBP): a cross-sectional comparative study. *European Spine Journal* (Soumis, Nov. 2017)

Communications de congrès internationaux

Tabard-Fougère A, Bonnefoy-Mazure A, Armand S, Dayer R. Comparison and reliability of two radiation-free measurement tools for spinal sagittal angles evaluation in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Eurospine Annual Meeting 2016*, Berlin, Allemagne. (Présentation orale)

Tabard-Fougère A, Dayer R, Vuillerme N, Armand S. Influence of paediatric non-specific low back pain on pelvis-thorax coordination during gait at comfortable and fast speed. *ESMAC 2016 (European Society of Movement Analysis for Adults and Children)*; Seville; Espagne. (Présentation poster flash)

Tabard-Fougère A, Genevay S, Tavcar Z, Vuillerme N, Armand S. Effect of unstable shoes on gait kinematic among chronic low back pain patients: A randomized controlled study. *Congress of European Society of Biomechanics 2016*, Lyon, France. (Présentation poster flash)

Tabard-Fougère A, Bonnefoy-Mazure A, Lascombes P, Armand S, Dayer R. Comparison of inclinometer and rasterstereography for spinal sagittal plane evaluation in patients with

adolescent idiopathic scoliosis. *EFORT 2016 (European Fed. Natl. Assoc. Orthop. Traumatol.)*, Genève, Suisse. (Poster)

Tabard-Fougère A, Bonnefoy-Mazure A, Lascombes P, Armand S, Dayer R. Validity and Reliability of Spine Raster-stereography in Adolescent Idiopathic Scoliosis Patients. *Global Spine Congress 2016*, Dubai, Émirats arabes unis. (Présentation orale)

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S. Normalization of EMG amplitude using manual muscle testing: Perspective in clinical gait analysis. *ESMAC 2015 (European Society of Movement Analysis for Adults and Children)*, Heidelberg, Allemagne. (Poster)

Communications de congrès nationaux

Tabard-Fougère A, Dayer R, Vuillerme N, Armand S. La marche chez les enfants et adolescents souffrant de lombalgie non-spécifique chronique est-elle similaire à celle de sujets pédiatriques asymptomatiques? *SOFAMEA 2018 (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte)*; Toulouse; France. (Présentation orale)

Dhouib A, Tabard-Fougère A, Dayer R. Validité diagnostic de l'imagerie par résonance magnétique pour le diagnostic de la spondylolyse chez les enfants et les jeunes adultes: une revue systématique et méta-analyse. *SOFOT 2017 (Société Française de Chirurgie Orthopédique et Traumatologie)*, Paris, France. (Présentation orale)

Tabard-Fougère A, Dhouib A, Bonnefoy-Mazure A, Armand S, Dayer R. Comparison and reliability of two radiation-free measurement tools for spinal sagittal angles evaluation in patients with adolescent idiopathic scoliosis. *Swiss society of Orthopaedics and Traumatology annual Congress 2017*, St-Gallen, Suisse. (Présentation orale)

Dhouib A, Tabard-Fougère A, Dayer R. Diagnostic accuracy of magnetic resonance imaging for diagnosis of spondylolysis in children and young adults: a systematic review and meta-analysis. *Swiss society of Orthopaedics and Traumatology annual Congress 2017*, St-Gallen, Suisse. (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. (Présentation poster Flash)

Tabard-Fougère A, Pittet V, Dayer R, Vuillerme N, Armand S .

Electromyographie de surface chez l'enfant et l'adolescent atteint de lombalgie chronique non-spécifique: Une revue systématique. *Journée de la recherche médicale 2016*; Grenoble; France. (Poster)

Tabard-Fougère A, Bonnefoy-Mazure A, Lascombes P, Armand S, Dayer R. Validité et reproductibilité d'un système de mesure rasterstéréographique chez les patients atteints de scoliose idiopathique de l'adolescent. *SoFOP 2016 (Société Française d'Orthopédie Pédiatrique)*, Toulouse, France. (Présentation orale)

Tabard A, Bonnefoy-Mazure A, Lascombes P, Armand S, Dayer R. Résultats pilotes de reproductibilité du système Formetric-4D sur des patients atteints de scoliose adolescente idiopathique. *SOFAMEA 2015 (Société Francophone d'Analyse du Mouvement chez l'Enfant et l'Adulte)*, Genève, Suisse. (Poster)

Résumé grand public

Français

La lombalgie (LBP) est un problème de santé public dont 80% de la population adulte souffre une fois dans sa vie. La plupart des cas adultes (85%) n'ont pas de cause identifiée pour expliquer ces douleurs. On parle alors de lombalgie chronique « non-spécifique » (NSCLBP). Chez l'enfant et l'adolescent, la prévalence de la NSCLBP est semblable à celle de l'adulte.

Des caractéristiques électromyographiques (EMG) des muscles du bas du dos spécifiques aux patients souffrant de NSCLBP ont été bien établies chez l'adulte. La question est désormais de savoir ce qu'il en est chez l'enfant et l'adolescent souffrant de NSCLBP.

Dans leur ensemble, les travaux de cette thèse de doctorat ont montré que les phénomènes EMG reportés dans une population adulte avec NSCLBP ne sont pas retrouvés dans une population pédiatrique avec NSCLBP. Ces résultats remettent en question le diagnostic et la prise en charge actuelle des enfants et adolescents souffrant de NSCLBP, qui sont à l'heure actuelle, calqués sur le modèle adulte.

English

Low back pain (LBP) is a common painful condition that is most of the time (85% of all cases) classified as “non-specific” (NSCLBP) with an absence of identified cause. The prevalence of NSCLBP in children and adolescents is comparable to adults.

Valid and sensitive surface electromyography (EMG) of low back muscles characteristics have been reported for adults suffering of NSCLBP in comparison to asymptomatic subjects. However, the findings have not yet been confirmed on children and adolescents suffering of NSCLBP.

Taken together, the EMG characteristics frequently reported for NSCLBP in adults were absent or reduced in children and adolescent suffering of NSCLBP as highlighted in conclusion section of this doctoral work. These present observations could result in more suitable therapeutic programs which are currently based on the adult model.