



Fatiga i patrons d'activació muscular en la lumbàlgia crònica inespecífica: valoració mitjançant electromiografia per superfície

Júlia Jubany Güell

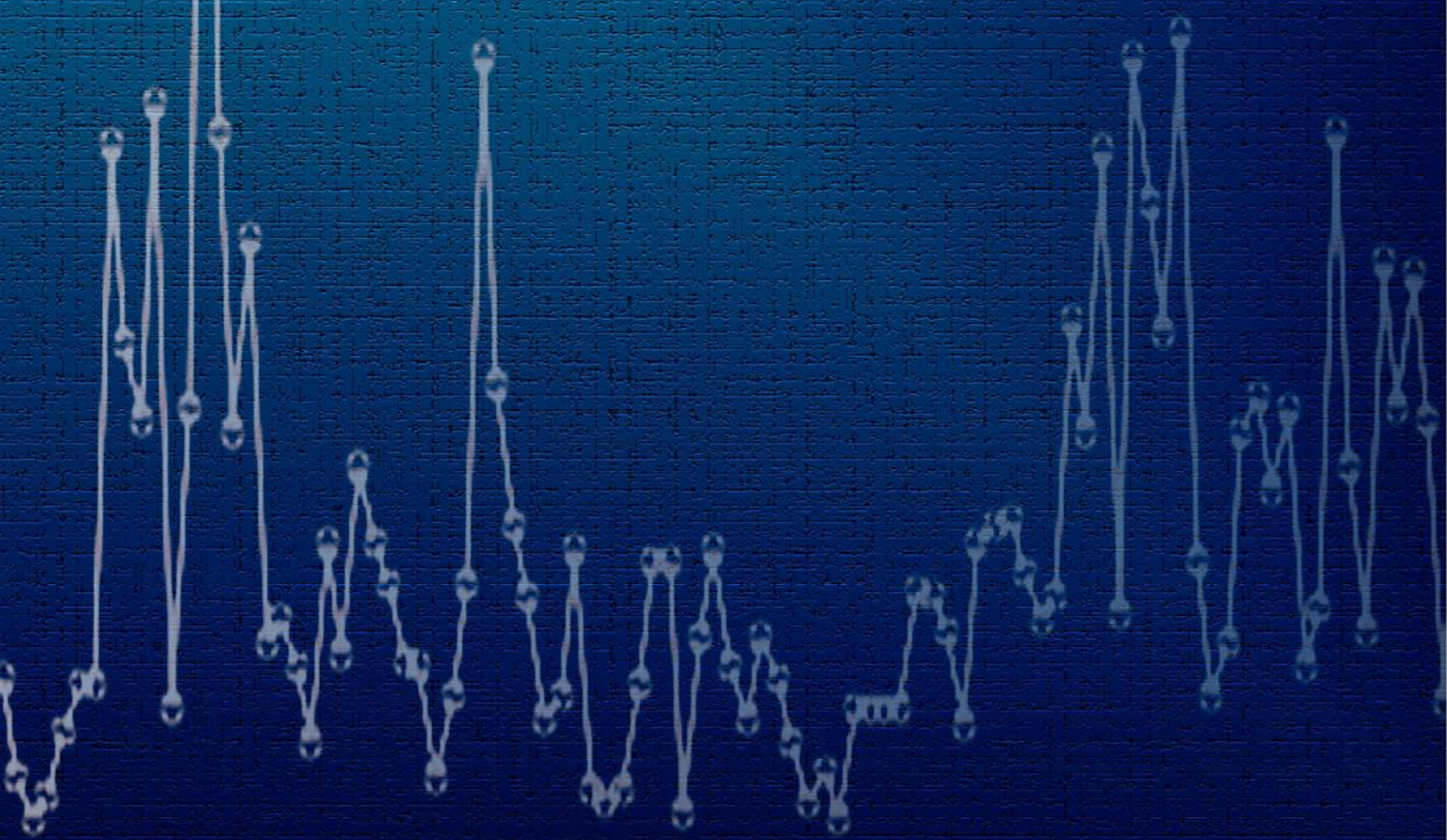
ADVERTIMENT. La consulta d'aquesta tesi queda condicionada a l'acceptació de les següents condicions d'ús: La difusió d'aquesta tesi per mitjà del servei TDX (www.tdx.cat) i a través del Dipòsit Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha estat autoritzada pels titulars dels drets de propietat intel·lectual únicament per a usos privats emmarcats en activitats d'investigació i docència. No s'autoritza la seva reproducció amb finalitats de lucre ni la seva difusió i posada a disposició des d'un lloc aliè al servei TDX ni al Dipòsit Digital de la UB. No s'autoritza la presentació del seu contingut en una finestra o marc aliè a TDX o al Dipòsit Digital de la UB (framing). Aquesta reserva de drets afecta tant al resum de presentació de la tesi com als seus continguts. En la utilització o cita de parts de la tesi és obligat indicar el nom de la persona autora.

ADVERTENCIA. La consulta de esta tesis queda condicionada a la aceptación de las siguientes condiciones de uso: La difusión de esta tesis por medio del servicio TDR (www.tdx.cat) y a través del Repositorio Digital de la UB (diposit.ub.edu) ha sido autorizada por los titulares de los derechos de propiedad intelectual únicamente para usos privados enmarcados en actividades de investigación y docencia. No se autoriza su reproducción con finalidades de lucro ni su difusión y puesta a disposición desde un sitio ajeno al servicio TDR o al Repositorio Digital de la UB. No se autoriza la presentación de su contenido en una ventana o marco ajeno a TDR o al Repositorio Digital de la UB (framing). Esta reserva de derechos afecta tanto al resumen de presentación de la tesis como a sus contenidos. En la utilización o cita de partes de la tesis es obligado indicar el nombre de la persona autora.

WARNING. On having consulted this thesis you're accepting the following use conditions: Spreading this thesis by the TDX (www.tdx.cat) service and by the UB Digital Repository (diposit.ub.edu) has been authorized by the titular of the intellectual property rights only for private uses placed in investigation and teaching activities. Reproduction with lucrative aims is not authorized nor its spreading and availability from a site foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository. Introducing its content in a window or frame foreign to the TDX service or to the UB Digital Repository is not authorized (framing). Those rights affect to the presentation summary of the thesis as well as to its contents. In the using or citation of parts of the thesis it's obliged to indicate the name of the author.

**FATIGA I PATRONS D'ACTIVACIÓ
MUSCULAR EN LA LUMBÀLGIA CRÒNICA
INESPECÍFICA: VALORACIÓ MITJANÇANT
ELECTROMIOGRAFIA PER SUPERFÍCIE**

**TESI DOCTORAL
JÚLIA JUBANY GÜELL
2014**



**Fatiga i patrons d'activació muscular en la lumbàlgia crònica
inespecífica: valoració mitjançant electromiografia per
superfície**

Júlia Jubany Güell

UNIVERSITAT DE BARCELONA

Facultat de Formació del Professorat

Institut Nacional d'Educació Física de Catalunya

Centre de Barcelona

Programa de doctorat EEES:

Activitat Física, Educació Física i Esport

**Fatiga i patrons d'activació muscular en la lumbàlgia crònica
inespecífica: valoració mitjançant electromiografia per
superfície**

Tesi doctoral presentada per

Júlia Jubany Güell

Dirigida per:

Dra. Rosa Angulo-Barroso

Per a optar al títol de: Doctor per la Universitat de Barcelona

Barcelona, 2014

Aquesta tesi es suporta per les següents presentacions/pòsters a conferències internacionals:

- Jubany J, Busquets A, Marina M, Cos F, Angulo-Barroso R. validity and reliability of an instrument manufactured from a hand-held dynamometer for measuring the strength of trunk muscles. A: 18th Annual Congress of the European College of Sport Science [Internet]. Barcelona; 26-29 de juny 2013. [Barcelona]: European College of Sports Science; 2013. [Consultat 18 desembre 2013]. Disponible a : <http://www.ecss-congress.eu/2013/13/index.php/scientific-programme/mini-oral-sessions>
- Jubany J, Angulo-Barroso R. Fatigability of trunk and limb muscles during the Sorensen test in low back pain: a methodological comparison. A: 8th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Pain. Dubai; MERC Ltd; 2013.p. 599
- Jubany J, Angulo-Barroso R. EMG pattern of trunk and limb muscles during the Sorensen test: Comparison between low back pain and healthy people. A: 8th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Pain. Dubai; MERC Ltd; 2013.p. 613

Índex

Resum	XIII
Abstract.....	XV
Abreviatures <i>Anglès/Català</i>	XVII
Estructura de la tesi	XXI
CAPÍTOL 1: Estat de la qüestió.....	1
1 Dolor crònic lumbar inespecífic (CLBP)	3
1 Força Isomètrica Màxima Voluntària (MVC)	6
1.1 Aparells per la valoració de la MVC	7
1.2 Relació entre electromiografia i força muscular.....	8
1.3 MVC: un valor discutit en CLBP	10
2 Fatiga muscular	10
2.1 Sorensen test.....	11
2.2 Electromiografia per avaluar la fatigability muscular	13
2.3 Fatigability muscular: disfunció associada al CLBP	15
3 Patrons d'activació muscular.....	16
3.1 Avaluació dels patrons muscular mitjançant electromiografia.....	16
3.2 Alteració dels patrons musculars en la població amb CLBP.....	17
4 Bibliografia	19
CAPÍTOL 2: Justificació i objectius	29
1 Justificació	31
2 Objectius	32
3 Bibliografia	33
CAPÍTOL 3: Reliability and validity of a custom-made instrument including a hand-held dynamometer for measuring trunk muscle strength	37
1 Introduction.....	41
2 Methodology	43
2.1 Instruments	43
2.2 Subjects.....	45
2.3 Data acquisition – Set-up.....	45
3 Statistical analysis	47

3.1	Reliability	47
3.2	Validity	48
4	Results	49
4.1	Reliability	50
4.2	Validity	52
5	Discussion	52
6	Limitations	55
7	Conclusion	55
8	References	55
CAPÍTOL 4: An algorithm for detecting electromyography onset/offset in trunk muscles during a reaction-stabilization test..... 61		
1	Introduction.....	65
2	Method	67
2.1	Subjects.....	67
2.2	Electromyographic recordings.....	68
2.3	Computer-based algorithm for determining burst onset/offset.....	69
2.4	Visual determination of onset/offset	73
2.5	Statistical analysis	74
3	Results	76
4	Discussion	80
5	Conclusion	84
6	Mode of availability	84
7	Acknowledgements	85
8	References	85
CAPÍTOL 5: Fatigability and motor pattern of trunk and limb muscles during the Biering-Sørensen test: comparison between subjects with and without low back pain and methodological comparison..... 89		
1	Introduction.....	93
2	Methodology	95
2.1	Subjects.....	95
2.2	Procedures	95
2.3	Predicted and Non-Predicted Sorensen Test	96
2.4	Surface EMG and data processing	97
2.5	Three-dimensional movement analysis system	99

2.6	Statistical analyses.....	99
3	Results.....	100
3.1	Test performance variables.....	100
3.2	Methodological Comparison of EMG variables.....	103
3.3	Group comparison of fatigability patterns.....	109
4	Discussion.....	111
4.1	Methodological Comparison: Predicted and Non-Predicted by group.....	111
4.2	Fatigability pattern of trunk and limb muscles during the Predicted Sørensen test: comparison between low back pain and healthy subjects.....	113
5	Conclusion.....	115
6	Acknowledgements.....	116
7	References.....	116
CAPÍTOL 6: Patró muscular utilitzat davant d'una pertorbació externa inesperada. Població amb dolor lumbar crònic, població sana i població sana fatigada.....		
1	Introducció.....	125
2	Metodologia.....	127
2.1	Subjectes.....	127
2.2	Procediments.....	127
2.3	Electromiografia per superfície i processament de dades.....	129
2.4	Sistema d'anàlisi del moviment tridimensional.....	131
2.5	Anàlisi estadístic.....	132
3	Resultats.....	133
3.1	Diferències entre grups: CLBP respecte H.....	135
3.2	Diferències entre condicions: With-F respecte Non-F.....	143
3.3	Patró comú entre grups i condicions.....	151
4	Discussió.....	151
4.1	Diferències entre grups: CLBP respecte H.....	152
4.2	Diferències entre condicions: With-F respecte Non-F.....	154
4.3	Comparació entre el patrons musculars: CLBP respecte With-F.....	156
4.4	Patró muscular comú entre grups i condicions.....	157
4.5	Limitacions i futures línies d'investigació.....	158
5	Conclusió.....	159
6	Agraiments.....	160
7	Bibliografia.....	160

CAPÍTOL 7: Discussió general.....	165
1 Eines i metodologies per l'avaluació de la musculatura del tronc.....	167
2 Patrons musculars i <i>fatigability</i>	170
3 Limitacions del present treball i futures línies de recerca.....	176
4 Bibliografia	178
CAPÍTOL 8: Conclusió.....	183
Agraïments:	187
ANNEXES	191
Annex 1: Informe favorable del Comitè d'Ètica del Concell Català de l'Esport de la Generalitat de Catalunya	193
Annex 2: Informe favorable del Comitè d'Ètica d'Investigació Clínica de la Fundació Unió Catalana d'Hospitals	197
Annex 3: Consentiment informat	201
Annex 4: Full de registre de la recollida de dades	209
Annex 5: Currículum vitae de l'autora	229

Índex de taules

[Capítol 3](#)

Table 1. Mean (M) and standard deviation (SD) calculated in each strength measurement (Trunk flexion, extension and lateral flexion) and instrument (hand-held dynamometer with custom-made structure (HHD+S), and Back-Check (BC))...... 49

Table 2. One-way ANOVAs with repeated measurements to examine trial effects in each instrument and trunk strength measurement..... 50

Table 3. Inter-trial reliability of trunk strength measurements using the hand-held dynamometer with custom-made structure (HHD+S) and Back-Check (BC). 51

Table 4. Trunk strength measurement correlations (r) between values obtained from the hand-held dynamometer with custom-made structure (HHD+S) and the Back-Check (BC) by trial selection method. 52

[Capítol 4](#)

Table 1. Burst and baseline signal detection by the gold standard and the algorithm..... 76

Table 2. Degree of concordance between the two methods, sensitivity, specificity, over-detection and under-detection by the algorithm, and PPV and NPV. 78

Table 3: One way ANCOVAs results and descriptive data corresponding to the comparisons of six muscle [spinal Erector (SE), right Multifidus (RM), left multifidus (LM), brachial biceps (BB), external oblique (EO) and internal oblique (IO)] in reliability indicators of the whole trial and pre-post ratio (PPR). 79

[Capítol 5](#)

Table 1: Sample and test description per group (healthy subjects and subjects with chronic low back pain (CLBP)) and significant values of t-test and chi-square test..... 101

Table 2: Description of clinic characteristics of CLBP group. Level of pain was analysed using the Visual Analogue Scale (VAS). Low pain was considered pain from 1 to 3.9 of VAS, moderate pain was considered from 4 to 7.9 of VAS and high pain was considered from 8 to 10 of VAS. 103

Table 3: RMSMean description per group (Healthy subjects and subjects with Chronic Low Back Pain (CLBP)) and per period (first 1/3 (T1); second 1/3 (T2) and third 1/3 (T3))..... 105

Table 4: Significant ANCOVA results corresponding to the comparisons between healthy subjects (H) and those with Chronic low back pain (CLBP) (group factor), between periods (periods factor) and with Maximum Voluntary Contraction (MVC) as a covariant. 106

Table 5: MFSlope and RMSSlope description per group (Healthy subjects and Chronic Low Back Pain subjects (CLBP)) and per period (first 1/3 (T1); second 1/3 (T2) and third 1/3 (T3))..... 107

Table 6: Significant ANOVA results corresponding to the comparisons between healthy subjects (H) and those with Chronic low back pain (CLBP) (group factor) and between periods (periods factor) for the EMG fatigability indices (RMSSlope and MFSlope)..... 108

Capítol 6

Taula 1: Descripció de la mostra per grup (H i CLBP) i valors de significança del t-test i del test khi quadrat. 134

Taula 2: Descripció de les característiques clíniques del grup amb CLBP. El nivell de dolor va ser analitzat utilitzant l'Escala Visual Analògica (EVA). El dolor baix va ser considerat un dolor que oscil·lés entre 1 i 3.9 de l'escala d'EVA, el dolor moderat va ser considerat entre 4 i 7.9 de l'escala d'EVA, i el dolor elevat va ser considerat entre 8 i 10 de l'escala d'EVA. 134

Taula 3: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard) i resultats de les ANOVAs mixtes 2 (grup) x 6 (múscul) i 2 (grup) x 3 (múscul) amb mesures repetides al factor múscul. Grup sa (H) i grup amb dolor lumbar crònic (CLBP)..... 137

Taula 4: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard expressat en % respecte el valor obtingut en la força màxima voluntària (MVC)) del grup amb dolor lumbar crònic (CLBP) i el grup sa (H) de la variable mitjana de l'arrel quadrada normalitzada (RMSNORM) prèvia i posterior a l'impacte i resultats de les ANCOVAs mixtes 2 (grup) x 2 (temps) amb mesures repetides al factor temps. S'utilitza com a covariable el valor de la mitjana de l'arrel quadrada del registre electromiogràfic obtingut de la MVC flexora o extensora. 140

Taula 5: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard) i resultats de la MANOVA de les variables de posició inicial i variables de l'amplitud de moviment del grup sa (H) respecte grup amb dolor lumbar crònic (CLBP)..... 142

Taula 6: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard) i resultats de les ANOVA 2 (grup) x 6 (múscul) i 2 (grup) x 3 (múscul) amb mesures repetides al factor múscul i al factor condició. Grup sa sense fatiga (Non-F) i grup sa amb fatiga (With-F). 144

Taula 7: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard expressat en % respecte el valor obtingut en la força màxima voluntària (MVC)) del grup sa sense fatiga (Non-F) i el grup sa amb fatiga /With-F) de la variable mitjana de l'arrel quadrada normalitzada (RMSNorm) prèvia i posterior a l'impacte i resultats de les ANCOVAs mixtes 2(condició) x 2 (temps) amb mesures repetides al factor condició i temps. S'utilitza com a covariable el valor de la mitjana de l'arrel quadrada del registre electromiogràfic obtingut de la MVC flexora o extensora..... 147

Taula 8: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard) i resultats de la MANOVA de les variables de posició inicial i variables de l'amplitud de moviment de la condició sense fatiga (Non-F) respecte a la condició de fatiga (With-F). 150

Índex de figures

[Capítol 1](#)

Figura 1. Hand-held dynamometre..... 7

Figura 2: Sorensen test 12

Figura 3. Representació dels quatre estats en què es pot trobar un múscul analitzant conjuntament la pendent d'amplitud (RMS slope) i de freqüència (MF Slope): Fatigue increase (increment de fatiga), Fatigue decrease (recuperació o disminució de la fatiga), Force increase (augment de la força) i Force decrease (disminució de la força). 15

Figura 4. Representació gràfica d'un registre electromiogràfic. Localització del punt on l'amplitud augmenta (muscle offset) o disminueix (muscle onset) tot sobrepasant un llindar prèviament definit..... 17

[Capítol 3](#)

Figure 1. *Hand-held dynamometer* with a custom-made structure (HHD+S). I. Components: (a) base, (b) vertical bar, (c) rectangular frame, (d) height adapter of the HHD, (e) support of the HHD, (f) support arm, (h) tape-measure and (i) *Hand-held dynamometer*. II. MVC of extension with HHD+S. III. Detail of individual components of the HHD+S..... 44

Figure 2. Measurement with laser: I. Sternum level. II. Trochanter level. Laser (g) and tape-measure (h). 44

[Capítol 4](#)

Figure 1. Task designed to evaluate the reaction speed of trunk muscles in response to a perturbation..... 69

Figure 2. Algorithm flow chart..... 70

Figure 3. Example of an EMG recording showing the detections made by the algorithm. The continue vertical line is the weight impact time, the dash line box is the pre-400-200 register zone, the white horizontal line indicates the threshold for the initial detection (mean plus 2 SD of the pre-400-200 values) and the black horizontal line is the threshold for final burst detection (mean of the pre-400-200 values). The bare black EMG signal corresponds to that considered by the algorithm as the baseline signal, the cross points indicates the initial (temporal) detection and the EMG signal with the vertical scratched below area refers to a burst. 72

Figure 4: Program main (interface) from which the user can choose the parameters for detecting initial (temporary) and final burst onsets and offsets between others..... 73

Figure 5. Example of an EMG recording in which the burst is determined visually by an experienced examiner. A: Raw recording. B: Recording subsequent to removal of the movement artefact and after smoothing the signal with a 3 ms RMS. The blue line is the weight impact time, the green line is the threshold of the mean plus 8 SD (noise removal) and the black lines indicate the location of bursts according to the experienced examiner. 74

Capítol 5

Figure 1: Modified Sorensen test. This figure shows the pulley system weight to reduce weight 96

Figure 2: A. Theoretical representation of four muscular conditions using RMSSlope and MFSlope values. B. Muscular conditions representation corresponding to group mean of RMSSlope and MFSlope of spinal erector (SE), right multifidus (RM), left multifidus (LM), rectus abdominal (RA), external oblique (EO), internal oblique (IO), major gluteus (G) and femoral biceps (FB) for three periods (first 1/3 (T1); second 1/3 (T2) and third 1/3 (T3)). Circles show RMSSlope values and asterisks show MFSlope values with significant differences between periods. Group significant differences for RMSSlope and MFSlope are showed in the bottom of the T1 graph. 110

Capítol 6

Figura 1: Posició adoptada per l'individu durant el test de reacció. A: fotografia real del test de reacció. B: Imatge esquemàtica que ofereix el software 3DXP Kwon Trial en el procés d'anàlisi d'angles, alçades i amplituds de moviment. 129

Figura 2: Esquema de la posició utilitzada durant el test de reacció i de la posició utilitzada per fatigar la musculatura del grup sacra en la segona sessió. La figura mostra els marcadors utilitzats pel control de la postura igualment que els angles calculats a partir d'aquests..... 131

Figura 3: Representació temporal de la mitjana dels valor dels bursts (requadres de color) i dels gaps (requadres blancs amb una creu) de cada múscul (Bíceps braquial (BB) erector espinal (SE), multifíd dret (RM), multifíd esquerra (LM), oblic extern (EO), oblic intern (IO)) per ambdós grups i per la condició de fatiga. A. Grup sense patologia lumbar (H); B. Grup amb dolor lumbar crònic inespecífic (CLBP); C. Condició de fatiga (With-F) (grup sense patologia lumbar després de realitzar un esforç mantingut en el temps). Les zones ratllades representen la part dels bursts que pertanyen a dos bursts diferents (solapament). 136

Capítol 7

Figura 1: Il·lustració gràfica del senyal electromiogràfic proporcionat pel programa informàtic amb els diferents llindars (línies horitzontals verda, groga i negra) i les porcions detectades com a burst (senyal electromiogràfic de color verd i groc) o com a gap (senyal electromiogràfic de color negre)..... 169

Figura 2: Il·lustració gràfica de l'augment de fatiga en funció del temps (fatigability) en la població amb CLBP i la població sana (H). S'il·lustra el possible estat neuromuscular inicial diferenciat entre ambdues poblacions..... 173

Resum

Introducció: El dolor lumbar és una síndrome d'etiologia multifactorial que afecta al 80% de la població com a mínim una vegada al llarg de la vida. Degut a la manca de coneixement de l'element causal del dolor, aquest també s'anomena lumbàlgia crònica inespecífica (CLBP). Existeixen en la literatura múltiples estudis respecte les disfuncions musculars de la població amb CLBP, però amb resultats molt diferents i fins i tot oposats. Per altra banda, no existeix una opció clara i unificada en la valoració i el control d'aquestes disfuncions.

Objectius: Presentar i valorar dues eines pel control i valoració de la musculatura del tronc: una eina per a valorar la força isomètrica màxima voluntària (MVC) i una eina per a valorar les múltiples i subtils activacions i desactivacions musculars que es donen en un procés d'estabilització muscular. Al mateix temps, revisar pràctiques metodològiques utilitzades freqüentment en la valoració de la població amb CLBP: utilització d'un pes proporcional a la MVC com a càrrega relativa a l'individu i utilització d'un pes calculat a partir de les mesures antropomètriques d'aquest. Posteriorment, valorar a partir de l'electromiografia (EMG) de superfície algunes de les disfuncions associades a la població amb CLBP que més controvèrsia mostren en la literatura: *fatigability* i patrons d'activació muscular alterats. Igualment, valorar la similitud d'algunes d'elles amb les disfuncions que la població sana pugui presentar en situació de fatiga.

Disseny: Estudi de validació i fiabilitat de les dues eines desenvolupades i comparació de les dues metodologies revisades en aquest treball. Igualment, estudi transversal amb grup control (comparació de CLBP vs població sana). Anàlisi mitjançant dos tests: un test de fatiga (contracció isomètrica mantinguda, Sorensen test) i un test per a valorar les característiques de reacció muscular davant d'una pertorbació sobtada. Enregistrament de la musculatura mitjançant EMG de superfície i control de la postura durant els tests amb un sistema d'enregistrament per càmeres de vídeo. Valoració de paràmetres electromiogràfics de fatiga, amplitud de senyal i latències d'activació de la musculatura de tronc i les extremitats, a la vegada que valoració d'angles, alçades i alienacions corporals.

Participants: 26 subjectes amb lumbàlgia crònica i 26 subjectes sans en edats compreses entre 25 i 55 anys.

Resultats: Ambdues eines van mostrar una alta fiabilitat i validesa comparativament al gold standard utilitzat en cada cas. Ambdues metodologies utilitzades van mostrar resultats oposats en la determinació de l'existència de *fatigability* en la població amb CLBP respectivament a la població sana. La població amb CLBP, a partir de la utilització de les eines presentades en aquest treball i el mètode considerat més adequat (càrrega relativa a partir de les mesures antropomètriques), va mostrar presentar nivells de *fatigability* similars a la població sana igualment que uns patrons musculars diferenciats a aquesta població tant en les seves característiques temporals (major latència d'activació entre altres) com en les seves característiques d'amplitud (major activitat muscular). El patró muscular utilitzat pels CLBP davant la càrrega inesperada, presentava similituds amb el patró muscular utilitzat per la població sana amb fatiga pel que fa a les característiques temporals.

Discussió i conclusions: Les eines i la metodologia desenvolupades en aquest treball representen una millora en l'estudi de la musculatura de la columna. A més a més, es demostra la importància de les metodologies utilitzades, ja que poden afectar en els resultats d'una forma considerable. El comportament muscular de la població amb CLBP, tant en una situació d'isometria mantinguda com en l'estabilització d'una pertorbació, es diferencia de la població sana podent ser una disfunció que porti a la cronificació del dolor. La població amb CLBP podria presentar un estat neuromuscular inicial als test similar a la població sana fatigada, tot i que la velocitat de fatigar-se durant un esforç isomètric (*fatigability*) no va mostrar diferències significatives entre poblacions.

Abstract

Introduction: Back pain is a syndrome with multifactorial etiology that affects 80% of the population at least once in their lifetime. Due to the lack of knowledge concerning its causal factors, it is also known as non-specific chronic low back pain (CLBP). There are multiple studies in research literature regarding muscle dysfunctions of CLBP subjects, but very different results have been observed, which can even be contradictory at times. Furthermore, there is no clear and unified direction regarding the assessment and monitoring of this dysfunction.

Objectives: To present and evaluate two tools for monitoring and assessing trunk muscles: a tool to evaluate maximum voluntary isometric strength (MVC) and a tool to evaluate the multiple subtle muscle activations and deactivations that occur during the process of muscular stabilization. At the same time, the study aims to review some of the methodological practices commonly used in the assessment of CLBP subjects: using a weight proportional to the MVC as the load to be applied to the individual and using a weight calculated from the individual's anthropometric measurements. Subsequently, some of the dysfunctions associated with CLBP subjects which are most controversial in research will be evaluated using surface electromyography (EMG) procedures: fatigability and altered muscle activation patterns. The study will equally address the similarity of some of these with dysfunctions which healthy subjects may experience in situations of fatigue.

Design: A validation and reliability study of the two tools developed, together with a comparison of the two methods are reviewed in this paper. At the same time, the study is transversal with the inclusion of a control group (CLBP subjects compared to healthy subjects). The analysis was carried out using two tests: a fatigue test (maintained isometric contractions, Sorensen test) and a test to evaluate the characteristics of muscular reaction to a sudden increased load. Muscles were recorded by surface EMG, and posture control during the tests was filmed by a video camera recording system. EMG fatigue parameters, EMG signal amplitude and latencies of trunk and limb muscle activation were evaluated together with body angles, heights and positions.

Participants: 26 subjects with chronic low back pain and 26 healthy subjects, all between the ages of 25 and 55.

Results: Both tools showed high reliability and validity in comparison to the gold standard used in each case. Both methodologies used showed opposite results in the determination of the existence of fatigability in CLBP subjects compared to healthy subjects. From the use of the tools presented in this work and the method considered most appropriate, (proportionate loads based on anthropometric measurements) CLBP subjects showed increased levels of fatigability similar to those of the healthy subjects, as well as demonstrating muscular patterns that were different from the healthy subjects both in their temporal characteristics (higher latency activation among others) and their amplitude characteristics (greater muscular activity). The muscular pattern used by CLBP subjects when faced with the unexpected load was similar to that of the fatigued healthy subjects fatigue as far as temporary characteristics were concerned.

Discussion and conclusions: The tools and methodology developed in this work represent an advance in the study of spinal muscles. Furthermore, the importance of the different methodologies used is demonstrated, as this can affect the results obtained in a significant way. The muscular behaviour of CLBP subjects, both in a maintained isometric situation as well as in the stabilization process following an increased load, differs from the healthy population, which could well be a dysfunction that leads to the pain becoming chronic. CLBP subjects present an initial neuromuscular state in the test which is similar to that of the fatigued healthy subjects, although the rate of fatigue during isometric effort (fatigability) showed no significant differences between the two groups.

Abreviatures *Anglès/Català*

AINEs	<i>Non-steroidal anti-inflammatory / Antiinflamatoris no esteroideos</i>
ANCOVA	<i>Analysis of covariance / Anàlisi de la covariància</i>
ANOVA	<i>Analysis of variance / Anàlisi de la variància</i>
BB	<i>Brachial biceps / Bíceps braquial</i>
BC	<i>Back-Check</i>
CLBP	<i>Chronic low back pain / Dolor crònic lumbar inespecífic</i>
CV	<i>Coefficient of variation / Coeficient de la variància</i>
E	<i>Distance from the ground to the manubrium of the sternum/ Distància des del terra fins al manubri esternal</i>
EMG	<i>Electromyography / Electromiografia</i>
EMVC	<i>Extensor Maximum Voluntary Contraction / Força màxima voluntària extensora</i>
EO	<i>External oblique / Oblic extern</i>
ES	<i>Thoracic erector spinae / Erector espinal toràcic</i>
FB	<i>Femoral biceps / Bíceps femoral</i>
FFBM	<i>Fat-free body mass / Massa corporal lliure de grassa</i>
FMVC	<i>Flexion Maximum Voluntary Contraction / Força màxima voluntària flexora</i>
FN	<i>False negatives / Falsos negatius</i>
FP	<i>False positives / Falsos positius</i>
F30	<i>The first 30 seconds period / Període dels primers 30 segons</i>
G	<i>Major gluteus / Gluti major</i>
H	<i>Healthy people / Població sana</i>
HHD	<i>Hand-held dynamometer / Dinamòmetre Manual</i>
HHD+S	<i>Hand-held dynamometer and a metallic structure / Dinamòmetre Manual i estructura metàl·lica</i>
Hz	<i>Hertz</i>
I	<i>Integration mean / Mitjana Integrada</i>
IC	<i>Confidence interval / Interval de confiança</i>
ICC	<i>Intra-class correlation / Correlació intra-classe</i>
IO	<i>Internal oblique muscle / Oblic intern</i>

LFMVC	<i>Lateral Flexion Maximum Voluntary Contraction</i> / Força màxima voluntària flexora lateral (inclinadora)
LM	<i>Left multifidus</i> / Multífids esquerres
LT	<i>Length of the trunk</i> / Llargada del tronc
MANOVA	<i>Multivariate analysis of variance</i> / Anàlisi multivariant de la variància
MDC	<i>Minimum detectable change</i> / Mínim canvi detectat
MF	<i>Median frequency</i> / Freqüència mediana
MFSlope	<i>Median frequency slope</i> / Pendent de la freqüència mediana
MMT	<i>Manual muscle test</i> / Test muscular manual
ms	<i>milliseconds</i> / milisegons
MVC	<i>Maximum voluntary contraction (isometric)</i> / Força màxima voluntària (isomètrica)
N	<i>Newtons</i>
Non-F	<i>Health subjects without fatigue</i> / Subjectes sans sense fatiga
Non-PST	<i>Non-Predicted Sorensen Test</i> / <i>Sorensen test</i> no predit
NPV	<i>Negative predictive value</i> / Valor predictiu negatiu
ns	<i>Non-significant</i> / No significatiu
OD	<i>Over-detection</i> / Sobre estimació
PENS	<i>Percutaneous electrical nerve stimulation</i> / Estimulació nerviosa elèctrica percutània
PMEM	<i>Predicted maximal extensor moment</i> / Moment extensor màxim predit
PPV	<i>Positive predictive value</i> / Valor predictiu positiu
PST	<i>Predicted Sorensen test</i> / <i>Sorensen test</i> predit
RA	<i>Rectus abdominal</i> / Recta abdominal
RM	<i>Right multifidus</i> / Multífids drets
RMS	<i>Root mean square</i> / Mitjana de l'arrel quadrada
RMSMean	<i>Mean of the different Root mean square values</i> / Mitjana dels diferents valors de la mitjana de l'arrel quadrada
RMSNorm	<i>Normalized Root mean square</i> / Mitjana de l'arrel quadrada normalitzada
RMSpost	<i>Root mean square post impact</i> / Mitjana de l'arrel quadrada posterior a l'impacte

RMSpost/RMSpre	<i>Root mean square post impact and root mean square pre impact ratio</i> / Quocients entre els dos valors d'amplitud (RMS) sense normalitzar anteriors i posteriors a l'impacte
RMSpre	<i>Root mean square pre impact</i> / Mitjana de l'arrel quadrada anterior a l'impacte
RMSSlope	<i>Root mean square slope</i> / Pendent de la mitjana de l'arrel quadrada
SD	<i>Standard Deviation</i> / Desviació estàndard
SEM	<i>Standard error of measurement</i> / Mesura de l'error estàndard
TEE	<i>Estimated error</i> / Error estimat
TM	<i>Distance from the ground to the greater trochanter</i> / Distància des del terra fins el trocànter major
TN	<i>True negatives</i> / Verdaders negatius
TP	<i>True positives</i> / Verdaders positius
T1, T2, T3	<i>Three periods of 1/3 of the whole fatigue test</i> / Els tres períodes d'1/3 de la totalitat del test de fatiga
UD	<i>Under-detection</i> / Infra detecció
WHO	<i>World Health Organization</i> / Organització Mundial de la Salut
With-F	<i>Health subjects with fatigue</i> / Subjectes sans amb fatiga

Estructura de la tesi

Aquesta tesi es troba estructurada en tres parts. La primera part presenta l'estat de la qüestió de la temàtica que ocupa aquesta tesi, portant a la justificació del present treball i dels seus objectius. La segona part presenta els quatre articles que representen el cos d'aquesta investigació (capítol 3, 4, 5 i 6). Cada capítol d'aquesta segona part es troba en format article amb els apartats corresponents (introducció, metodologia, resultats, discussió i conclusió). No s'ha realitzat un apartat general de metodologia ni de resultats ja que en cada capítol ja queda detallat i es va considerar que seria una duplicació innecessària d'informació. La tercera part presenta la discussió i les conclusions generals d'aquest tesi igualment que les limitacions i les futures línies d'investigació. Aquest treball ha estat escrit en català i s'ha fet ús de l'anglès en el capítol 3, 4 i 5 per respectar el format original de la proposta enviada a les revistes corresponents.

CAPÍTOL 1:

Estat de la qüestió

1 Dolor crònic lumbar inespecífic (CLBP)

El dolor lumbar és una síndrome d'etiologia multifactorial (física, social i psicològica) que afecta al 80 % de la població com a mínim una vegada al llarg de la vida [1]. Segons l'Organització Mundial de la Salut [1], aquesta síndrome és la major causa de discapacitat en la població adulta jove i té un impacte econòmic significatiu tant en els individus com en la societat. Tot i que molts dels dolors lumbar cursen disminuint la seva simptomatologia un cop passada la seva fase aguda, un 45% de les persones que han patit un primer episodi de dolor lumbar presenten recidives del dolor i un 26-37% tornen a requerir incapacitat laboral transitòria [2]. Existeix poca evidència científica de la prevalença del dolor lumbar crònic però segons la *European guidelines for the management of chronic nonsepcific low back pain* [2] s'estima una prevalença aproximada d'un 23% amb un 11-12% de la població incapacitada per dolor lumbar crònic.

La falta de coneixement en moltes de les ocasions de l'element causal de la simptomatologia fa etiquetar a molts dels dolors lumbar com a lumbàlgia crònica inespecífica [3]. S'estima que menys d'un 15 % dels casos de dolor lumbar crònic la causa és específica i coneguda [2]. Corroboren aquest fet tant la baixa associació existent entre la lumbàlgia crònica inespecífica i les anormalitats radiogràfiques o per ressonància magnètica [3], com l'existència d'una mateixa prevalença d'anomalies per imatge en la població sense dolor lumbar i en la població amb dolences lumbar [4]. Roland and Van Tulder van observar anormalitats radiològiques de degeneració i espondilosis/espondilolistesis en un 40-50% de la població sense dolor lumbar [4].

Segons la versió espanyola *Guía de práctica clínica del Programa Europeo COST B13* [5], la lumbàlgia inespecífica es defineix com el dolor localitzat entre el límit inferior de les costelles i el límit inferior de les natges, d'una intensitat variable en funció de les posicions i l'activitat física, habitualment acompanyat de limitació dolorosa del moviment i podent-se associar a dolor referit o irradiat. Igualment, no s'atribueix com a causa de la lumbàlgia inespecífica ni les fractures, ni els traumatismes directes, ni les malalties sistèmiques, ni l'existència de compressió radicular demostrada i subsidiària de tractament quirúrgic. En la mateixa *Guía de práctica clínica del Programa Europeo COST B13* [5] es va establir el tall entre lumbàlgia aguda i crònica en les 12 setmanes.

La predicció d'aquelles lumbàlgies inespecífiques agudes que poden passar a cròniques no és fàcil. De totes maneres, s'ha associat una certa predisposició a la cronificació de les dolences lumbar a la població amb una sèrie de factors psicosocials [3]. Les anomenades banderes grogues han estat desenvolupades com a indicadors d'ús clínic per a identificar els pacients amb dolor lumbar que tenen un major risc de cronificar [6, 7]. Aquests indicadors valoren: actituds, creences, comportaments, qüestions relatives a indemnitzacions, diagnòs i tractament, emocions, família i treball.

Les recomanacions que l'*European clinical Guidelines for diagnostic and treatment of chronic low back pain* [2] fa pel tractament del dolor crònic lumbar inespecífic (CLBP) són a tres nivells:

- Tractament conservador: teràpia cognitivo-conductual, exercicis supervisats, intervencions d'educació breus, tractaments multidisciplinars (biopsicosocial), escoles d'esquena (per millorar a curt termini) i períodes curs de manipulació/mobilització.
- Tractament farmacològic: AINEs i opioides dèbils a curt termini per disminuir el dolor, relaxants musculars, capsaïcina tòpica o fins i tot considerar l'administració d'antidepressius que actuen sobre la noradrenalina-serotonina o únicament sobre la noradrenalina.
- Tractaments invasius: tot i que la gran majoria d'ells no estan recomanats per la població amb CLBP, l'estimulació nerviosa elèctrica percutània (PENS) i la neuroreflexoteràpia es consideren vàlids. No es recomana la cirurgia als pacients amb CLBP a no ser que portin com a mínim dos anys de tractament conservador sense resultats (incloent estratègies multidisciplinars amb programes combinats d'intervenció cognitiva i exercicis) o que aquests tractaments no puguin realitzar-se. A més a més, solament es recomana la cirurgia en els casos que la persona tingui com màxim dos nivells de degeneració discal [2].

Pillastrini [8], en una revisió de 13 guies de pràctica clínic de CLBP del període 2002-2012 va observar la importància de subministrar informació al pacient respecte el curs esperat de la seva disfunció i les característiques d'aquestes, les possibilitats de prevenció efectiva i les opcions de cura d'un mateix. Igualment va donar una gran importància a aconsellar al pacient

a romandre actiu i continuar en la mesura que sigui possible les seves activitats normals. Respecte el tractament conservador no farmacològic, Pillastrini va evidenciar l'alta efectivitat de l'activitat física i els exercicis terapèutics, tot i que no fos clar quin tipus d'exercici i quina quantitat era la correcta. De totes maneres s'aconsellava un programa d'exercici actiu, supervisat, gradual i específic per a cada pacient i, en casos recurrents o d'alta discapacitat i/o alteracions psicològiques, intervencions multidisciplinàries amb combinació d'intervencions físiques i psicològiques.

En els últims anys, amb l'intent de buscar causes del CLBP i descobrir què pot portar una dolença lumbar aguda a la cronificació, s'ha estudiat en múltiples direccions com la musculatura d'aquesta població difereix de la població sana. Diferents estudis han associat la població amb CLBP amb diferents alteracions musculars que semblen ser causa o conseqüència d'aquesta dolença crònica lumbar. Entre aquestes es poden trobar:

- Precocitat en l'aparició de fatiga de la musculatura extensora [9-11]
- Major cocontracció de la musculatura del tronc [12-14]
- Disminució de la força muscular [15]
- Disminució de la resistència muscular [16-22]
- Major proporció de fibres tipus II en la musculatura erectora de tronc [23-25]
- Augment de les infiltracions grasses a nivell de la musculatura erectora de tronc [26]
- Augment del teixit connectiu de la faixa abdominal [27]
- Disminució de l'equilibri [28]
- Retards en l'activació de la musculatura estabilitzadora del tronc com a conseqüència de la realització d'un gest voluntari (feedforward) [29-32]
- Retards en l'activació muscular posterior a perturbacions inesperades (feedback) [33, 34]
- Menor participació de la musculatura profunda en gests actius [35]

A continuació es detallen aquelles disfuncions relacionades amb la població amb CLBP en les que el present treball centra la seva recerca tot definint el concepte, exposant els mètodes de mesura que permeten avaluar-los i detallant les troballes que s'han fet en la població amb

CLBP respecte a la població sana. Igualment es presenten les discrepàncies existents en la literatura sobre les esmentades disfuncions.

1 Força Isomètrica Màxima Voluntària (MVC)

La força isomètrica màxima voluntària (MVC) és una tensió voluntària màxima enfront una resistència insalvable [36]. La valoració d'aquesta força, portada a terme mitjançant dinamòmetres, ens permet valorar les capacitats que té un múscul o grup muscular en una determinada posició. La capacitat de generar força ve determinada per múltiples factors: factors estructurals, factors neurals i factors relacionats amb les capacitats mecàniques del múscul. D'entre els factors estructurals hi trobem el nombre de ponts creuats de miosina que poden interactuar amb els filaments d'actina, el nombre de sarcòmers en paral·lel, la tensió específica o força que una fibra muscular pot exercir per unitat de secció transversal i la longitud i tipus de la fibra del múscul. D'entre els factors neurals hi trobem el nombre d'unitats motores actives, els augments en la freqüència d'estimulació que es donen en les motoneurons que governen les fibres musculars, el nombre de sarcòmers que s'activen, factors facilitadors i inhibidors de l'activació neuromuscular i les característiques del maneig del calci iònic a l'interior de la fibra. Finalment, l'angle articular on es genera la tensió muscular i la longitud del múscul en el moment de la MVC també influiran en la capacitat de generar força [37].

Tot i que conceptualment estem parlant d'un valor de força màxim, és a dir que no és possible realitzar un valor superior a aquest, s'ha comprovat que en aquesta acció hi intervenen moduladors centrals que regulen i controlen aquesta activitat muscular comportant una modulació del valor màxim teòric. Una mostra d'aquest procés és l'observació d'un nou pic de força si s'aplica una estimulació elèctrica sobreimposada al nervi motor que innerva un múscul durant la realització d'una MVC. Aquest experiment indica que durant el gest voluntari de MVC no hi ha una activació màxima de les unitats motores si no que queden algunes d'elles sense activar o no ho fan en la seva màxima freqüència a causa de regulacions neurals centrals [37, 38].

El gran control i l'absència de possibles riscos físics derivats de l'execució d'aquests tests fa que pugui realitzar-se tant en processos de rehabilitació com en l'estudi de la funció

neuromuscular en persones grans o amb problemes motrius [37]. En l'àmbit esportiu, l'ús d'aquesta valoració és utilitzada habitualment pel control de l'entrenament i/o per definir càrregues tot permetent utilitzar un valor relatiu a cada individu. Igualment, en estudis musculars on es valora l'amplitud del senyal electromiogràfic, si aquesta es vol comparar entre individus, és necessari realitzar una normalització de les dades tot utilitzant un paràmetre de referència recollit per a cada individu en les mateixes condicions de col·locació dels elèctrodes. L'ús de la MVC per aquesta finalitat és relativament freqüent [39-41].

1.1 Aparells per la valoració de la MVC

En la valoració de la MVC existeixen diferents aparells dinamomètrics que ofereixen la possibilitat d'aquesta valoració. Un dels més acceptats en els entorns clínics per la seva versatilitat, facilitat d'ús, les seves dimensions reduïdes i el baix cost econòmic és el *Hand-held dynamometre* (HHD) [42-46] (Figura 1). La valoració de la MVC a partir d'un HHD es realitza en unes posicions predeterminades on el subjecte realitza l'esforç en contra del HHD subjectat manualment per l'examinador. El HHD ens quantifica la força exercida per l'individu amb unitats de pes ja siguin kilograms, newtons o lliures. Després d'una revisió exhaustiva de la literatura relacionada amb la fiabilitat i la validesa del HHD, Stark et al. [47] va concloure que el HHD pot considerar-se com un estàndard de referència per la valoració de la força isomètrica màxima. Tot i que el HHD ha demostrat una alta fiabilitat en la valoració de la MVC de les extremitats superiors i en general d'aquells músculs amb baixa capacitat de generar nivell alts de tensió intramuscular [48-52], aquest instrument presenta una baixa fiabilitat/validesa en articulacions grans i/o amb alts nivells de força [47, 48, 51].



Figura 1. Hand-held dynamometre.

Altres aparells de mesures isomètriques més robusts són presents en la literatura, sobretot per aquelles articulacions i musculatures que necessiten d'una major estabilitat i resistència per a ser mesurades. Un exemple el trobem en el *Back-Check* (BC) de Dr. Wolff [53] o el *Triaxial Dynamometer* [54], ambdós instruments de mesura de la força màxima dissenyats específicament per a avaluar la musculatura del tronc.

1.2 Relació entre electromiografia i força muscular

Existeix una relació evident entre la força muscular i el senyal electromiogràfic, però aquesta no és una relació que es pugui descriure amb una equació simple. Com més força muscular exerceix un múscul més amplitud tendeix a veure's en el registre electromiogràfic, però és necessari tenir en compte una sèrie de factors extrínsec i intrínsec que hi tenen una influència no desestimable [55]. Entre els factors extrínsecs que influencien en l'amplitud trobem l'àrea i la forma de la superfície de l'elèctrode que determinà la quantitat d'unitats motores que seran enregistrades, la distància entre elèctrodes, la localització de l'elèctrode respecte al marge lateral del múscul (possibilitat d'enregistrar altres unitats motores d'altres músculs circumdants) i la localització de l'elèctrode respecte el tendó (menor amplitud prop d'aquest). Entre els factors intrínsecs trobem el nombre d'unitats motores actives en el moment i lloc precís del registre i la seva sincronització (superposició del senyal), el diàmetre de les fibres musculars, la velocitat de conducció del potencial d'acció que constitueix el senyal i la quantitat de teixit entre la superfície del múscul i l'elèctrode (major/menor filtratge del senyal). Aquest últim aspecte serà rellevant quan es busqui una comparació entre individus fet que comportarà un tractament especial dels valors si es vol fer aquesta comparació.

En una valoració electromiogràfica d'una contracció isomètrica, l'efecte dels anteriors factors es poden minimitzar i obtenir finalment un valor d'amplitud comparable entre individus si es realitza una normalització del senyal electromiogràfic. La forma més utilitzada per a realitzar la normalització d'aquest paràmetre és a partir de relacionar el senyal electromiogràfic que s'obté de la contracció muscular a estudiar amb el senyal electromiogràfic obtingut durant una MVC sense modificar la posició dels elèctrodes [39-41]. A partir d'aquesta normalització el valor d'amplitud obtingut no és un valor absolut, sinó un valor relatiu a un paràmetre de referència (Ex: amplitud d'un 50% de l'amplitud

obtinguda durant la realització de la MVC). A la literatura es troben altres opcions de normalització menys freqüents, com per exemple la normalització a partir de forces submàximes [13, 35, 56], tot i que en aquestes ocasions són necessaris sistemes de mesura addicionals si es vol fer un control acurat del test (galgues extensiomètriques, plataformes de pressió amb sistemes de feedback visual, etc.).

Els paràmetres més utilitzats en la bibliografia per calcular el valor d'amplitud del senyal electromiogràfic d'una contracció isomètrica són els següents:

Mitjana de l'Arrel Quadrada (*Root-mean-square, RMS*): Paràmetre basat en el càlcul de l'arrel quadrada i recomanat per De Luca entre altres paràmetres [55].

$$\text{RMS } \{m(t)\} = \left(\frac{1}{T} \int_t^{t+T} m^2(t) dt \right)^{1/2} \quad (\text{equació 1})$$

On la RMS és la mitjana de l'arrel quadrada, la "m" és el vector d'amplitud enregistrat durant l'experiment, el valor "t" és el vector de temps de l'experiment i el valor "T" és la durada de la finestra on s'està fent el càlcul

Mitjana Integrada (I): Paràmetre basat en el càlcul de l'àrea de sota del senyal electromiogràfic rectificat.

$$I\{|m(t)|\} = \int_t^{t+T} |m(t)| dt \quad (\text{equació 2})$$

Contràriament, quan la valoració electromiogràfica és d'una contracció isotònica les modificacions mecàniques, fisiològiques, anatòmiques i elèctriques afecten de forma substancial a la relació entre la força produïda pel múscul i el senyal electromiogràfic enregistrat fent que es requereixin altres mètodes de càlcul com l'amplitud instantània [57]. D'entre les modificacions que afecten a la relació força-senyal electromiogràfic d'una contracció isotònica trobem el canvi de les unitats motores que enregistra l'elèctrode a causa del moviment existent entre pell i múscul, la variació no lineal de la relació força-llargada del múscul i el canvi del braç de palanca que experimenta el múscul durant tot el gest dinàmic.

1.3 MVC: un valor discutit en CLBP

La MVC en poblacions amb CLBP és un paràmetre freqüentment utilitzat en la recerca, tant pel càlcul de càrregues relatives [21, 58] com per a la normalització de l'electromiografia (EMG) [39, 59]. Tot i ser una praxis molt extensa en els estudis d'aquesta població, és per altra banda una praxis criticada per alguns autors [58, 60] pel fet d'estar davant d'una MVC possiblement no màxima i per tant estar basant la càrrega o la normalització de l'EMG en un paràmetre no real. Kramer et al. en una població amb CLBP va arribar a trobar una MVC fins un 60% més baixa respecte a la població sana [15]. Igualment, altres autors van trobar valors de la MVC menors en la població amb CLBP respecte la població sana [21, 58, 61]. El fet d'estar davant d'una població amb dolor lumbar, el mateix dolor o la por a lesionar-se poden ser factors que portin al subjecte a no realitzar un esforç màxim, sinó un esforç submàxim.

2 Fatiga muscular

La fatiga muscular es defineix com la reducció de la capacitat de generar força muscular induïda per un exercici físic i de causa reversible [62]. Es dona a causa de l'alteració en la cadena d'esdeveniments bioquímics i elèctrics que es donen en una contracció muscular: l'activació inicial del còrtex primari motor, la propagació de l'ordre des del sistema nerviós central fins a la motoneurona (via piramidal), l'activació de la unitat motriu i músculs, la propagació neuromuscular (incloent propagació a la unió neuromuscular), l'acoblament excitació-contracció, la disponibilitat de substrats metabòlics, l'estat del medi intracel·lular, el comportament de l'aparell contràctil i finalment el flux sanguini [38].

Segons l'origen de les alteracions que ens portin a la fatiga es pot parlar de fatiga central o fatiga perifèrica. La fatiga central es defineix com una progressiva desactivació del múscul durant l'exercici i que engloba tots aquells fenòmens fisiològics supraespinals i espinals que poden induir a una disminució de l'excitabilitat de la motoneurona [38, 62]. Una mostra clara de la implicació d'aquesta disminució en el procés de fatiga és el fet que una estimulació elèctrica sobreimposada en el nervi motor que innerva el múscul provoca un augment de la força generada per aquest quan aquest ja es trobava disminuint la força a causa de la fatiga [37, 38, 63]. Aquest fet es dona amb major intensitat en els casos de forces submàximes o de baixa intensitat [38]. Per altra banda, la fatiga perifèrica es defineix com aquella fatiga

produïda per canvis a la zona de la unió neuromuscular o distal a aquesta unió [62]. Entre els fenòmens causants de la fatiga perifèrica s'hi troba un alentiment en la propagació del senyal (disminució de la velocitat de conducció del potencial d'acció) relacionat amb una acumulació de subproductes bioquímics (H^+ i àcid làctic) en el múscul [21] o més recentment relacionat amb la limitació dels ions de calci (implicats en moltes etapes de la contracció) a causa d'una acumulació de fosfat inorgànic i/o per una caiguda en les reserves d'adenosina trifosfat [38].

La fatiga muscular, al ser un procés complex resultant de canvis a diferents nivells del sistema neuromuscular, es veu influenciada per certs fenòmens que cal considerar quan se'n fa una anàlisi. La motivació, els ànims verbals o crits externs rebuts durant l'execució de l'esforç, la por a la lesió o la sensació de dolor que pot experimentar l'individu durant l'esforç modifiquen el llindar de tolerància de la fatiga provocant que l'individu obtingui temps de resistència majors o menors davant d'una tasca determinada [63-65].

Finalment, cal tenir en compte que el terme fatiga es refereix a la conseqüència fisiològica d'un exercici físic i que aquesta pot aparèixer d'una forma més a menys precoç davant d'un mateix esforç. El terme anglès "*fatigability*" defineix la precocitat de l'aparició d'aquesta i pretén valorar la musculatura segons aquest paràmetre. Així doncs, al llarg d'aquest treball es parlarà de *fatigability* quan es faci referència a la rapidesa de la musculatura a evidenciar signes de fatiga en una tasca física determinada.

2.1 Sorensen test

El 1964, Hansen [66] va desenvolupar un test específic per avaluar la resistència isomètrica de la musculatura extensora de tronc i per tant poder avaluar la *fatigability* d'aquesta musculatura. Aquest test consistia en col·locar-se en decúbit pro, amb la part baixa del cos fixada a una llitera i la part alta del cos erecte fora d'aquesta (Figura 2). El test consistia en aguantar en aquesta posició tant temps com fos possible. Després de l'estudi de Biering-Sorensen del 1984 publicat a la revista Spine [67], el test va guanyar popularitat i va passar a ser, des de llavors, conegut com el *Sorensen test*.



Figura 2: Sorensen test

Calculat com a un test que ofereix una càrrega mitjana d'un 40-45% de la MVC d'un individu [68], ha estat un dels més utilitzats per la valoració de la resistència de la musculatura extensora al llarg dels anys. En molts dels casos era utilitzat per discriminar la població amb CLBP de la població sana [9, 10, 16-20, 22, 61, 69-71], per predir el risc de patir dolor lumbar [67, 72], o fins i tot per veure diferències de *fatigability* entre diferents gèneres [18, 19, 72-76]. Per altra banda, autors posteriors han proposat variants d'aquest test tant pel que respecte a la posició dels braços, a la col·locació precisa de les espines ilíiaques antero-superiors al marge de la llitera, al nombre de fixacions de les extremitats inferiors, a la metodologia d'iniciació del test, al grau de flexió de malucs, al criteri per mantenir la horitzontal i al criteri de finalització del test [77].

Si inicialment era un test on s'avaluava el temps que l'individu era capaç d'aguantar la posició mitjançant la seva musculatura erectora de tronc, posteriorment s'ha incorporat l'EMG per a poder obtenir valors més allunyats de la multifactorialitat que afecta a la fatiga, sobretot aquells factors d'origen central. Mitjançant aquests estudis es va determinar que durant aquest test, en població sana, es registraven nivells de *fatigability* més elevats a nivell lumbar baix, zona de multífids o de l'erector lumbar [19, 76, 78], seguidament del toràxic llarg i en últim lloc l'iliocostal lumbar [78]. Igualment es van descriure patrons de fatiga muscular adoptats per població sana. Tot i ser, en aquest cas, un estudi realitzat amb un *Sorensen test* dinàmic (flexo-extensió de maluc) es van descriure majors activacions musculars del gluti major i del bíceps femoral a la part final del test com a estratègia per donar suport a la

musculatura erectora de tronc i augmentar, d'aquesta manera, la capacitat de resistir el test [79].

2.2 Electromiografia per avaluar la fatigability muscular

La *fatigability* es pot evidenciar mitjançant el registre del temps que una musculatura pot aguantar una contracció sostinguda. El problema d'utilitzar aquesta metodologia és que solament se sap el moment de *fatigability* quan ja s'ha produït, és imprescindible arribar a aquest moment per a la seva valoració i no es poden conèixer les característiques particulars de *fatigability* de cada múscul que intervé en l'esforç [55]. La utilització de l'EMG, per altra banda, permet avaluar els canvis neuromusculars que es produeixen en el múscul a mesura que aquest es va fatigant (disminució de la freqüència i sumació temporal de les unitats motores), permetent una anàlisi selectiva del múscul o regió muscular, sense necessitat d'arribar a nivells màxims, i desestimant en gran mesura processos de fatiga central.

El registre electromiogràfic muscular permet observar en situacions de forces submàximes dos fenòmens que indiquen un procés de fatiga muscular [80, 81]:

- a) Un increment de l'amplitud causada pel reclutament de noves unitats motores

- b) Una disminució de la freqüència a causa, principalment, de la disminució de la velocitat de conducció del potencial d'acció de la membrana muscular de moltes de les unitats motrius actives.

Com a indicador de l'increment de l'amplitud i la disminució de la freqüència del senyal electromiogràfic, s'utilitza el valor de la pendent de la regressió lineal que representen el conjunt de valors d'amplitud o freqüències dels diferents intervals de temps. Els valors d'amplitud s'aconsegueixen a partir de càlculs com la RMS o la integrada del registre electromiogràfic (apartat 2.2) i els valors de freqüència es poden quantificar a partir del seguiment d'alguns indicadors característics de l'espectre de potència (transformada de Fourier de l'espectre de freqüència). Entre els indicadors de l'espectre de potència en destaquen la mediana, la mitjana i el mode tot i que la mediana ha estat la més utilitzada per a aquest fi [11, 18, 39, 78]. Alguns autors com De Luca [55] han defensat fermament la mediana per ser la menys sensible al soroll, la menys sensible al *aliasing* (solapament) del

senyal, i en molts casos, més sensible als factors biomecànics i fisiològics que passen dins del múscul durant la contracció mantinguda.

Tot i que la pendent de la regressió dels valors d'amplitud (RMSSlope) i de freqüència (MFSlope) són ambdós paràmetres descriptius d'una condició de fatiga, el paràmetre de freqüència és més fiable, menys afectat pel patró de reclutament d'unitats motores [82] i més àmpliament utilitzat per aquesta finalitat. Per altra banda, en algunes ocasions s'han utilitzat els dos paràmetres per a descriure no tan sols la *fatigability*, sinó per descriure els quatre estats en què es pot trobar un múscul quan està activat perllongadament en el temps [83]: increment de fatiga, recuperació (disminució de la fatiga), augment de la força i disminució de la força (Figura 3). Aquests quatre estats musculars, tot i que solament són vàlids en les condicions musculars inferiors al 80% de la MVC per l'encara possibilitat de reclutament d'unitats motores [71, 84], descriuen l'evolució del múscul durant una contracció o una seqüència d'aquestes. Quan la càrrega externa és constant durant l'exercici es poden assumir les següents condicions:

- a) Un múscul amb ambdues pendents positives és indicatiu d'un augment de la contribució mecànica a la sustentació de la càrrega (major força a mesura que avança el temps).
- b) Un múscul amb ambdues pendents negatives és indicatiu d'una disminució de la contribució.
- c) Un múscul amb la pendent de l'amplitud positiva i la pendent de la freqüència negativa és indicatiu d'un reclutament d'unitats motores sense increment de la contribució mecànica (condició de fatiga).
- d) Un múscul amb una pendent d'amplitud negativa i una pendent de freqüència positiva és indicador d'una recuperació de l'estat de fatiga.

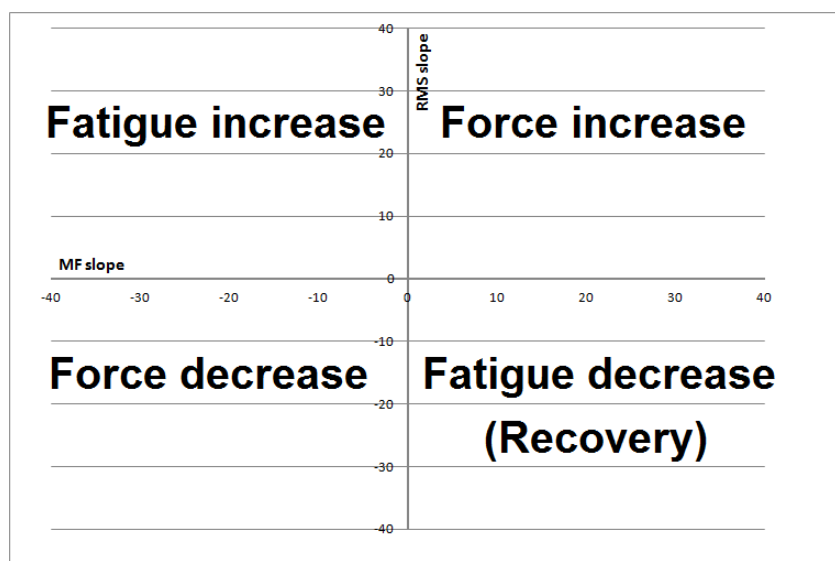


Figura 3. Representació dels quatre estats en què es pot trobar un múscul analitzant conjuntament la pendent d'amplitud (RMS slope) i de freqüència (MF Slope): Fatigue increase (increment de fatiga), Fatigue decrease (recuperació o disminució de la fatiga), Force increase (augment de la força) i Force decrease (disminució de la força).

2.3 *Fatigability muscular: disfunció associada al CLBP*

Clàssicament s'ha relacionat la població amb CLBP amb una major *fatigability* de la musculatura extensora. Inicialment, tot utilitzant la comptabilització del temps que l'individu era capaç d'aguantar en una posició mantinguda [16, 17, 20, 22] i, més recentment, a partir de l'anàlisi de la pendent formada per les diferents medianes de l'espectre de potència de les diferents finestres d'un registre electromiogràfic [9-11]. A partir de l'anàlisi electromiogràfic s'observava que la població amb CLBP presentava pendents més pronunciades en la regressió lineal dels valors d'amplitud i de freqüència respecte a la població sana. Tot i que aquesta disfunció associada a la població amb CLBP és acceptada per molts autors, diferents estudis han evidenciat troballes totalment oposades. Alguns d'ells han relacionat a la població amb CLBP amb pendents més planes [19, 58, 60, 85] i altres han evidenciat una absència d'aquesta diferència entre la població amb CLBP i els subjectes sans [61, 86, 87].

3 Patrons d'activació muscular

Els patrons musculars són organitzacions de l'activitat muscular controlades pel sistema nerviós central amb la finalitat de realitzar un moviment o mantenir una postura concreta. Alguns han definit el patró muscular com la representació neural de la postura o del moviment, considerant-se la solució del sistema nerviós central al problema de controlar múltiples músculs i articulacions del cos [88]. Un patró muscular es pot descriure a través de definir aspectes com la seqüència d'activació, la tipologia de la contracció o la quantitat d'activació muscular de cada un dels músculs participants en l'acció o postura. Aquests patrons es veuen influenciats per factors individuals, ambientals i de la pròpia tasca realitzada [89].

3.1 *Avaluació dels patrons muscular mitjançant electromiografia*

L'electromiografia per superfície, com ja s'ha explicat en anteriors capítols (apartat 2.2 i 3.2), ens permet avaluar l'activitat elèctrica del múscul i avaluar a partir dels diferents paràmetres (amplitud i freqüència) el nivell d'activació muscular igualment com l'estat muscular en què aquest es troba. Avaluant, doncs, aquests paràmetres és possible definir aspectes del patró muscular sobretot si les tasques analitzades tenen un caràcter isomètric. A partir d'aquesta anàlisi es pot evidenciar quina musculatura té una contribució més important a la tasca avaluada i com aquesta pot variar a mesura que la tasca es manté en el temps.

Un altre factor rellevant en la definició dels patrons musculars avaluable mitjançant EMG és la seqüència d'activació/desactivació que presenten els diferents músculs que participen en una determinada acció. La localització del punt, on el registre electromiogràfic sobrepassa un llindar d'amplitud prèviament definit, ens determina el moment que el múscul augmenta la seva participació en la tasca (*muscle onset*). Igualment, si aquest llindar és travessat novament per tornar a nivells inicials, pot determinar-se el moment en el qual aquest múscul disminueix la seva participació (*muscle offset*) (*Figura 4*). Tot i que hi ha certs factors que poden influir en la demora de la contracció respecte l'estímul elèctric analitzat (tipologia de fibres, propietats viscoelàstiques del múscul o del tendó...) un pot considerar que l'anàlisi de l'estímul elèctric esdevé molt similar al resultat final de contracció muscular. S'estipula que aquests retards poden oscil·lar en l'ordre d'uns pocs centenars de milisegons [55].

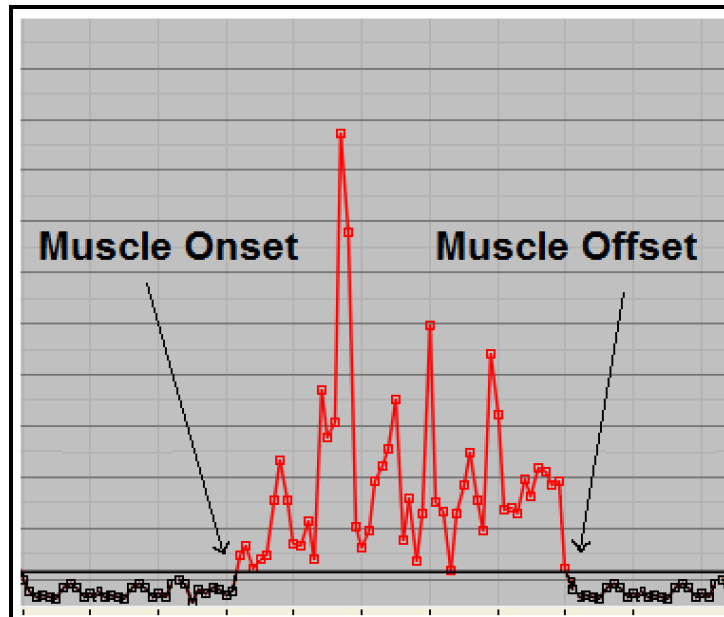


Figura 4. Representació gràfica d'un registre electromiogràfic. Localització del punt on l'amplitud augmenta (muscle offset) o disminueix (muscle onset) tot sobrepasant un llindar prèviament definit.

La metodologia per localitzar el punt del registre electromiogràfic on la musculatura augmenta la seva activitat o la disminueix respecte un senyal electromiogràfic previ (basal) ha estat variada segons els autors i segons les característiques de la musculatura i/o acció a analitzar. Una majoria d'autors utilitzen algorismes simples per definir el valor llindar que el senyal electromiogràfic haurà de creuar per ser considerat *muscle onset* o *muscle offset*. Aquests algorismes defineixen el llindar a partir de la mitjana i la desviació estàndard del senyal electromiogràfic basal rectificat [29, 90-92]. Per altra banda existeixen algorismes més complexos basats en propietats estadístiques del senyal. Un exemple el trobem en l'algorisme doble de doble llindar [93] dissenyat específicament per la marxa o l'anomenat *Generalised likelihood ratio* que permet detectar canvis sobtats mitjançant sistemes lineals variables al temps [94]. Finalment, destacar el mètode més recentment dissenyat per Merlo et al. ideat per identificar els potencials d'acció d'una única unitat motora, basat en el model físic de l'activació muscular [95].

3.2 Alteració dels patrons musculars en la població amb CLBP

S'han realitzat múltiples estudis a la població amb CLBP per a determinar disfuncions en els patrons d'activació muscular. Tot i la gran variabilitat d'estudis realitzats al respecte, aquests

es podrien classificar segons la tipologia de test que s'ha utilitzat: a) tests isomètrics, b) tests dinàmics lents, c) i tests on es provoca una pertorbació.

Durant les valoracions isomètriques a la població amb CLBP es poden destacar dues alteracions en el patró muscular: una major cocontracció de la musculatura del tronc [12, 14, 96] i una major activitat de la musculatura superficial respecte la profunda [35, 97, 98]. En ambdós casos, però, existeixen resultats contradictoris a la literatura. Alguns autors, utilitzant altres tests o valoracions, no van trobar aquestes disfuncions pel que es refereix a la cocontracció [35, 40, 99] o a l'activitat dels músculs superficials vers els profunds [13, 40].

En la valoració de tests dinàmics (aixecar una cama del terra des d'una posició de decúbit supí o aixecar una càrrega del terra en posició de bipedestació, entre d'altres) s'han observat variants en els patrons muscular utilitzats per la població amb CLBP respecte els sans [100-102] ja sigui a partir de mètodes estadístics o a partir de la inspecció qualitativa del registre electromiogràfic. Fins i tot s'han trobat patrons diferenciats en funció de si els individus amb CLBP presentaven un dolor més o menys elevat [102]. Finalment, en tests dinàmics lents, s'han evidenciat, també, nivells de cocontracció muscular més elevats per la població amb CLBP respecte la sana [13, 59].

Finalment, en situacions on s'aplicava una pertorbació als individus, ja sigui a través de demanar-li un gest ràpid d'una extremitat o a través de provocar una pertorbació externa, s'han detectat, també, algunes alteracions en els patrons musculars utilitzats per la població amb CLBP. Entre aquestes trobem una major activació muscular abans de la pertorbació [33, 41, 92] o una major cocontracció de la musculatura del tronc [34, 103, 104] com a resposta a aquesta respecte la població sana. En ambdós casos com a possible mecanisme de protecció per a aconseguir major rigidesa. Igualment s'han detectat en la població amb CLBP uns retards en l'activació de la musculatura quan es comparava amb subjectes sans. En les situacions on es demanava un moviment voluntari de l'extremitat superior, la musculatura del tronc de la població amb CLBP s'activava amb una demora respecte al deltoïdes. Aquest fet no es donava en la població sana on la musculatura del tronc mostrava una activació anticipada a la musculatura de les extremitats com a estratègia estabilitzadora [29-32, 105-107]. Finalment, en les situacions on s'aplicaven càrregues externes, ja sigui de forma esperada o inesperada, es van observar també, latències d'activació més grans en la població amb CLBP, comportant un aparent patró motor menys eficient en l'estabilització del tronc

[33]. Novament, no tots els estudis dels patrons d'activació muscular en els quals es provocava una pertorbació han observat aquests comportaments. Alguns, en la població amb CLBP respecte els sans, no van trobar signes d'una major activitat muscular [33, 108], van identificar menors cocontraccions com a resposta a la pertorbació [29] i no van detectar majors latències d'activació muscular [29, 92, 109].

4 Bibliografia

1. World Health Organization [Internet]. Geneva: WHO, 2013 [accés 12 Dec 2013] Chronic diseases and health promotion. Disponible a: <http://www.who.int/chp/topics/rheumatic/en/>.
2. Airaksinen O, Brox J, Cedraschi C, Hildebrandt J, Klaber-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:S192-300.
3. Koes B, van Tulder M, Thomas S. Diagnosis and treatment of low back pain. *BMJ.* 2006;332(7555):1430-4.
4. Roland M, van Tulder M. Should radiologists change the way they report plain radiography of the spine? *Lancet.* 1998;352(9123):229-30.
5. Grupo Español de Trabajo del Programa Europeo COST B13. Guía de páctica clínica lumbalgia inespecífica. Versión española de la guía de práctica clínica del programa europeo COST B13 [Internet]. Fund. Kovacs, 2005 [accés 2013 Dec 12].p.133. Disponible a: <http://www.kovacs.org/descargas/GUIADEPRACTICACLINICALUMBALGIAINESPECIFICA>.
6. Kendall FP, Kendall HO. Muscle, testing and function. 4a ed. Baltimore: The Williams & Wilkins Company; 1949.
7. Kendall N. Psychosocial approaches to the prevention of chronic pain: the low back paradigm. *Baillieres Best Pract Res Clin Rheumatol.* 1999;13(3):545-54.
8. Pillastrini P, Gardenghi I, Bonetti F, Capra F, Guccione A, Mugnai R, et al. An updated overview of clinical guidelines for chronic low back pain management in primary care. *Joint Bone Spine.* 2012;79(2):176-85.
9. Sung PS, Lammers AR, Danial P. Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain. *Spine J.* 2009;9(2):115-20.

10. Tsuboi T, Satou T, Egawa K, Izumi Y, Miyazaki M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1994;69(4):361-6.
11. Roy SH, De Luca C, Casavant D. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*. 1989;14(9):992-1001.
12. Nelson-Wong E, Callaghan JP. Is muscle co-activation a predisposing factor for low back pain development during standing? A multifactorial approach for early identification of at-risk individuals. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(2):256-63.
13. van Dieën JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*. 2003;28(8):834-41.
14. Kumar S, Prasad N. Torso muscle EMG profile differences between patients of back pain and control. *Clin Biomech*. 2010;25(2):103-9.
15. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(1):31-6.
16. Novy DM, Simmonds MJ, Olson SL, Lee CE, Jones SC. Physical performance: Differences in men and women with and without low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 1999;80(2):195-8.
17. Nicolaisen T, Jørgensen K. Trunk strength, back muscle endurance and low-back trouble. *Scand J Rehabil Med*. 1985;17(3):121-7.
18. Süüden E, Ereline J, Gapeyeva H, Pääsuke M. Low back muscle fatigue during Sørensen endurance test in patients with chronic low back pain: relationship between electromyographic spectral compression and anthropometric characteristics. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2008;48(3-4):185-92.
19. McKeon M, Albert W, Neary JP. Assessment of neuromuscular and haemodynamic activity in individuals with and without chronic low back pain. *Dyn Med*. 2006;5(1):6.
20. Holmstrom E, Moritz U, Andersson M. Trunk muscle strength and back muscle endurance in construction workers with and without low back disorders. *Scand J Rehab Med*. 1992;24:3 - 10.
21. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch of Phys Med Rehabil*. 1998;79(4):412-7.

22. Hultman G, Nordin M, Saraste H, Ohlsson H. Body composition, endurance, strength, cross-sectional area, and density of MM erector spinae in men with and without low back pain. *J Spinal Disorders*. 1993;6(2):114-23.
23. Mannion AF. Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 1999;9(6):363-77.
24. Mazis N, Papachristou DJ, Zouboulis P, Tyllianakis M, Scopa CD, Megas P. The effect of different physical activity levels on muscle fiber size and type distribution of lumbar multifidus. A biopsy study on low back pain patient groups and healthy control subjects. *Eur J Phys Rehabil Med*. 2009;45(4):459.
25. Mannion AF, Käser L, Weber E, Rhyner A, Dvorak J, Müntener M. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur Spine J*. 2000;9(4):273-81.
26. D'hooge R, Cagnie B, Crombez G, Vanderstraeten G, Dolphens M, Danneels L. Increased intramuscular fatty infiltration without differences in lumbar muscle cross-sectional area during remission of unilateral recurrent low back pain. *Man Ther*. 2012;17(6):584-8.
27. Whittaker J, Warner M, Stokes M. Comparison of the sonographic features of the abdominal wall muscles and connective tissues in individuals with and without lumbopelvic pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2013;43(1):11-9.
28. Henry S, Hitt J, Jones S, Bunn J. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clin Biomech*. 2006;21(9):881-92.
29. Mehta R, Cannella M, Smith SS, Silfies SP. Altered trunk motor planning in patients with nonspecific low back pain. *J Mot Behav*. 2010;42(2):135-44.
30. Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch of Phys Med Rehabil*. 1999;80(9):1005-12.
31. Hodges PW, Richardson CA. Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *J Spinal Disorders*. 1998;11(1):46-56.
32. Hodges P. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res*. 2001;141(2):261-6.

33. Magnusson ML, Aleksiev A, Wilder DG, Pope MH, Spratt K, Lee SH, et al. European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *Eur Spine J.* 1996;5(1):23-35.
34. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine.* 2000;25(8):947-54.
35. 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.
36. Gonzalez-Badillo J, Gorostiaga E. *Fundamentos del entrenamiento de la fuerza.* 2a ed. Barcelona: INDE; 1997.
37. Izquierdo M. *Biomecánica y bases neuromusculares de la actividad física y el deporte.* Madrid: Médica Panamericana; 2008.
38. Boyas S, Guével A. Neuromuscular fatigue in healthy muscle: Underlying factors and adaptation mechanisms. *Ann Phys Rehabil Med.* 2011;54(2):88-108.
39. Olson MW. Trunk muscle activation during sub-maximal extension efforts. *Man Ther.* 2010;15(1):105-10.
40. Ershad N, Kahrizi S, Abadi MF, Zadeh SF. Evaluation of trunk muscle activity in chronic low back pain patients and healthy individuals during holding loads. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2009;22(3):165-72.
41. Stokes I, Fox J, Henry S. Trunk muscular activation patterns and responses to transient force perturbation in persons with self-reported low back pain. *Eur Spine J.* 2006;15(5):658-67.
42. Sisto S, Dyson-Hudson T. Dynamometry testing in spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev.* 2007;44(1):123-36.
43. Bartali B, Frongillo E, Stipanuk M, Bandinelli S, Salvini S, Palli D, et al. Protein intake and muscle strength in older persons: does inflammation matter? *J Am Geriatr Soc.* 2012;60(3):480-4.
44. Krasnow D, Ambegaonkar JP, Stecyk S, Wilmerding M, Wyon M, Koutedakis Y. Development of a portable anchored dynamometer for collection of maximal voluntary isometric contractions in biomechanics research on dancers. *Med Probl Perform Art.* 2011;26(4):185-94.
45. Van der Ploeg R, Fidles V, Oosterhuis H. Hand-held myometry: reference values. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1991;54(3):244-7.

46. Nooijen CFJ, De Groot S, Postma K, Bergen MP, Stam HJ, Bussmann JBJ, et al. A more active lifestyle in persons with a recent spinal cord injury benefits physical fitness and health. *Spinal Cord*. 2012;50(4):320-3.
47. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R*. 2011;3(5):472-9.
48. Agre J, Magness J, Hull S, Wright K, Baxter T, Patterson R, et al. Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Arch Phys Med Rehabil*. 1987;68(7):454-8.
49. Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch of Phys Med Rehabil*. 1997;78(1):26-32.
50. Thorborg K, Petersen J, Magnusson S, Hölmich P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(3):493-501.
51. Wikholm J, Bohannon R. Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1991;13(4):191-8.
52. Hayes K, Walton JR, Szomor ZL, Murrell GAC. Reliability of 3 methods for assessing shoulder strength. *J Shoulder Elbow Surg*. 2002;11(1):33-9.
53. Ochs S, Froböse I, Trunz E, Lagerstrom D, Wicharz J. Einsatzmöglichkeiten und Perspektiven eines neuen Screeningsystems zur Objektivierung des Funktionszustandes der Rumpfmuskulatur (IPN-Back Check). *Gesundheitssport Und Sporttherapie*. 1998:114-49.
54. Lariviere C, Gagnon D, Gravel D, Bertrand Arsenaault A, Dumas J-P, Goyette M, et al. A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clin Biomech*. 2001;16(1):80-3.
55. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997;13(2):135-63.
56. Marras W, Davis K. A non-MVC EMG normalization technique for the trunk musculature: Part 1. Method development. *J Electromyogr Kinesiol*. 2001;11(1):1-9.
57. Beck T, Housh T, Johnson G, Cramer J, Weir J, Coburn J, et al. Electromyographic instantaneous amplitude and instantaneous mean power frequency patterns across a range of motion during a concentric isokinetic muscle action of the biceps brachii. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16(5):531-9.

58. Elfving B, Dederind Å, Németh G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clin Biomech.* 2003;18(7):619-30.
59. D'hooge R, Hodges P, Tsao H, Hall L, Macdonald D, Danneels L. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(1):173-81.
60. Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(4):305-18.
61. Candotti C, Loss J, Pressi A, Castro F, La Torre M, Melo Mde O, et al. Electromyography for assessment of pain in low back muscles. *Phys Ther.* 2008;88(9):1061-7.
62. Gandevia S. Spinal and supraspinal factors in human muscle fatigue. *Physiol Rev.* 2001;81(4):1725-89.
63. Wilmore J, Costill D. *Fisiología del esfuerzo y del deporte.* 2a ed. Barcelona: Paidotribo; 1999.
64. Enoka R. Mechanisms of muscle fatigue: Central factors and task dependency. *J Electromyogr Kinesiol.* 1995;5(3):141-9.
65. Amann M, Proctor L, Sebranek J, Pegelow D, Dempsey J. Opioid-mediated muscle afferents inhibit central motor drive and limit peripheral muscle fatigue development in humans. *J Physiol.* 2009;587(Pt 1):271-83.
66. Hansen JW. Postoperative management in lumbar disc protrusions. I. Indications, method and results. II. Follow-up on trained and an untrained grup of patients. *Acta Orthop Scand Suppl.* 1964;suppl 71:1-47.
67. Biering-Sorenson F. Physical measurements as risk indicators for low back trouble over a one-year period. *Spine.* 1984;9:106-19.
68. Mannion A, Dolan P. Electromyographic median frequency changes during isometric contraction of the back extensors to fatigue. *Spine.* 1994;19:1-7.
69. Latimer J, Maher C, 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.* 1999;24:2085-90.
70. 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.* 1989;14(9):986-91.

71. Larivière 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.
72. Mannion AF, Connolly B, Wood K, Dolan P. The use of surface EMG power spectral analysis in the evaluation of back muscle function. *J Rehabil Res Dev.* 1997;34(4):427.
73. McGill SM, Childs A, Liebenson C. Endurance times for low back stabilization exercises: Clinical targets for testing and training from a normal database. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(8):941-4.
74. Alaranta H, Hurri H, Heliövaara M, Soukka A, Harju R. Non-dynamometric trunk performance tests: reliability and normative data. *Scand J Rehabil Med.* 1994;26(4):211-5.
75. Moffroid M, Reid S, Henry SM, Haugh LD, Ricamato A. Some endurance measures in persons with chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;20(2):81-7.
76. Mannion AF, Dumas GA, Stevenson JM, Cooper RG. The influence of muscle fiber size and type distribution on electromyographic measures of back muscle fatigability. *Spine.* 1998;23(5):576-84.
77. Demoulin C, Vanderthommen M, Duysens C, Crielaard JM. Spinal muscle evaluation using the Sorensen test: a critical appraisal of the literature. *Joint Bone Spine.* 2006;73(1):43-50.
78. Coorevits P, Danneels L, Cambier D, Ramon H, Vanderstraeten G. Assessment of the validity of the Biering-Sørensen test for measuring back muscle fatigue based on EMG median frequency characteristics of back and hip muscles. *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(6):997-1005.
79. Clark BC, Manini TM, Ploutz-Snyder LL. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine.* 2003;28(3):282-7.
80. González-Izal M, Malanda A, Gorostiaga E, Izquierdo M. Electromyographic models to assess muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(4):501-12.
81. Konrad P. *The ABD of EMG: A practical introduction to Kinesiological electromyography.* Version 1.0. Scottsdale: Noraxon INC.USA; 2005.
82. Nargol A, Jones A, Kelly P, Greenough C. Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. *Spine.* 1999;24(9):883-8.
83. Luttmann A, Jäger M, Laurig W. Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *Int J Ind Ergonom.* 2000;25(6):645-60.

84. Lariviere C, Da Silva RA, Arsenault AB, Nadeau S, Plamondon A, Vadeboncoeur R. Specificity of a back muscle exercise machine in healthy and low back pain subjects. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(3):592-9.
85. Peach JP, McGill SM. Classification of low back pain with the use of spectral electromyogram parameters. *Spine.* 1998;23(10):1117-23.
86. Humphrey AR, Nargol AVF, Jones APC, Ratcliffe AA, Greenough CG. The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-low-back-pain sufferers and normal subjects. *Eur Spine J.* 2005;14(2):175-84.
87. da Silva RA, Arsenault AB, Gravel D, Larivière C, de Oliveira E. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: A comparative study of 3 assessment protocols. *Arch of Phys Med Rehabil.* 2005;86(4):722-9.
88. Connolly B, Montgomery P. *Therapeutic exercise in developmental disabilities.* 3a ed. Thorofare USA: SLACK Incorporated; 2005.
89. Shumway-Cook A, Woollacott MH. *Motor control. Translating research into clinical practice.* 3a ed. Baltimore: Lippincott Williams & Wilkins.; 2007.
90. 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.
91. Vera-Garcia FJ, Brown SHM, Gray JR, McGill SM. Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech.* 2006;21(5):443-55.
92. Larivière 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;109(4):577-90.
93. Bonato P, D'Alessio T, Knaflitz M. A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1998;45(3):287-99.
94. Micera S, Sabatini AM, Dario P. An algorithm for detecting the onset of muscle contraction by EMG signal processing. *Med Eng Phys.* 1998;20(3):211-5.
95. Merlo A, Farina D, Merletti R. A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2003;50(3):316-23.
96. Pirouzi S, Hides J, Richardson C, Darnell R, Toppenberg R. Low back pain patients demonstrate increased hip extensor muscle activity during standardized submaximal rotation efforts. *Spine.* 2006;31(26):E999-E1005

97. Ng JKF, Richardson CA, Parnianpour M, Kippers V. EMG activity of trunk muscles and torque output during isometric axial rotation exertion: a comparison between back pain patients and matched controls. *J Orthop Res.* 2002;20(1):112-21.
98. O'Sullivan P, Twomey L, Allison G, Sinclair J, Miller K. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Aust J Physiother.* 1997;43(2):91-8.
99. Chen WJ, Chiou WK, Lee YH, Lee MY, Chen ML. Myo-electric behavior of the trunk muscles during static load holding in healthy subjects and low back pain patients. *Clinical Biomechanics.* 1998;13(1 Suppl 1):S9-S15.
100. Hubley-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.
101. Fabian S, Hesse H, Grassme R, Bradl I, Bernsdorf A. Muscular activation patterns of healthy persons and low back pain patients performing a functional capacity evaluation test. *Pathophysiology.* 2005;12(4):281-7.
102. Butler H, Lariviere C, Hubley-Kozey C, Sullivan M. 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):1508-16.
103. Gregory DE, Brown SHM, Callaghan JP. Trunk muscle responses to suddenly applied loads: Do individuals who develop discomfort during prolonged standing respond differently? *J Electromyogr Kinesiol.* 2008;18(3):495-502.
104. Cholewicki J, Greene HS, Polzhofer GK, Galloway MT, Shah RA, Radebold A. Neuromuscular function in athletes following recovery from a recent acute low back injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(11):568-75.
105. Thomas JS, France CR, Sha D, Vander Wiele N, Moenter S, Swank K. The effect of chronic low back pain on trunk muscle activations in target reaching movements with various loads. *Spine.* 2007;32(26):801-8.
106. Silfies SP, Mehta R, Smith SS, Karduna AR. Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch of Phys Med Rehabil.* 2009;90(7):1159-69.
107. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine.* 1996;21(22):2640-50.

108. Newcomer KL, Jacobson TD, Gabriel DA, Larson DR, Brey RH, An KN. Muscle activation patterns in subjects with and without low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2002;83(6):816-21.
109. Gubler D, Mannion A, Schenk P, Gorelick M, Helbling D, Gerber H, et al. Ultrasound tissue Doppler imaging reveals no delay in abdominal muscle feed-forward activity during rapid arm movements in patients with chronic low back pain. *Spine.* 2010;35(16):1506-13.

CAPÍTOL 2:

Justificació i objectius

1 Justificació

Múltiples estudis han relacionat diferents alteracions musculars amb el dolor lumbar crònic inespecífic (CLBP). Tot i l'elevat nombre d'estudis al respecte no existeix un coneixement clar de les característiques exactes d'aquestes disfuncions, de la rellevància clínica d'aquestes i del grau de presència segons situacions específiques. A més a més, existeixen conclusions contradictòries respecte els patrons musculars utilitzats per la població amb CLBP comparativament a la població sana, ja sigui en la rapidesa d'aparició de fatiga muscular (*fatigability*) o en el patró utilitzat davant d'un procés d'estabilització d'una càrrega externa. Tot i les discrepàncies en les disfuncions presents en aquesta població, actualment es plantegen tractaments variats d'exercici físic per a modificar aquestes alteracions i poder solucionar les dolences lumbar. Alguns dels més utilitzats són les propostes fetes per Richardson et al. [1], McGill [2] i Lindström [3]. Tot i que aquestes propostes han mostrat evidència clínica en la disminució del dolor i disfunció lumbar [4], no existeix evidència clara sobre el mecanisme d'actuació. Cal destacar, però, que tractaments amb activitat física no específics han mostrat també millora en la simptomatologia i la funcionalitat de les persones amb CLBP [5]. Assolir nivells més alts de comprensió de les alteracions trobades en aquesta població pot portar a crear tractaments més específics i poder entendre el mecanisme real d'actuació dels programes de tractament actiu actuals.

Per altra banda, certs aspectes de les metodologies de valoració poden ser causa de les nombroses discrepàncies trobades en la població amb CLBP respecte a la població sana. Un aspecte metodològic que el present estudi ha considerat com a possible causa, és la metodologia utilitzada per adjudicar una càrrega externa proporcional a les condicions físiques de l'individu en els tests de fatiga. El càlcul de la càrrega addicional externa, realitzat habitualment a partir d'un percentatge de la força isomètrica màxima voluntària (MVC), pot ésser una metodologia no equitativa entre ambdues poblacions, ja que la població amb CLBP podria fer MVC inferiors a les seves capacitats [6-9]. Aquest fet podria comportar una càrrega relativament més baixa a la població amb CLBP i per tant, la comparació entre grups seria en unes condicions no equitatives.

Respecte a les eines utilitzades en la literatura per a la valoració de la musculatura, s'observen dues mancances principals quan es volen avaluar alguns dels aspectes d'aquesta investigació. En primer lloc, el *hand-held dynamometre* (HHD), tot i el seu gran ús clínic i la

seva alta fiabilitat en la valoració de la MVC d'aquells músculs amb baixa capacitat de generar força [10-14], presentava una baixa fiabilitat i validesa en les articulacions amb força muscular elevada [10, 13, 15]. Així, doncs, el HHD no era vàlid pel present estudi, ja que en aquest es pretenia avaluar musculatura del tronc, amb una alta capacitat de generar força. Tot i l'existència d'altres equips en la literatura per a realitzar dinamometries específiques per aquesta finalitat [16, 17], aquests són de gran envergadura, difícils de transportar i costosos d'adquisició, comparativament al HHD. Una segona eina que resultava no ser adequada per l'estudi que es volia portar a terme en aquest treball, van ser els algorismes existents a la literatura per a la detecció de les activacions i desactivacions musculars que pot presentar un registre electromiogràfic. Aquests algorismes o es portaven a terme a partir de complexes metodologies de difícil aplicació, o no eren vàlids per enregistrar els múltiples polsos d'activitat muscular (*bursts*) de curta durada i poca amplitud que presentaven els registres electromiogràfics de la musculatura del tronc davant d'un procés d'estabilització. La construcció i validació d'una estructura metàl·lica que permetés fer ús del HHD en la MVC de la musculatura del tronc podria facilitar la valoració d'aquesta musculatura, tant a nivell clínic com a nivell de recerca. Igualment, el desenvolupament i validació d'un algorisme que fos sensible a petits canvis en l'activitat muscular, amb el software corresponent que el suportés, podria ésser una nova eina per a poder valorar els curts, subtils i múltiples *bursts* que es donen en la musculatura del tronc en un procés d'estabilització.

Aquestes limitacions i discrepàncies en la literatura actual han portat a la formulació dels objectius d'aquest treball.

2 Objectius

Els objectius principals d'aquest treball són:

- a) Construir i validar un suport físic que permeti fer ús del HHD per a la valoració de la musculatura del tronc (capítol 3).

- b) Desenvolupar i validar un algorisme que permeti valorar temporalment la seqüència de polsos (*bursts*) subtils i curts que es donen a la musculatura del tronc o de les extremitats superiors en un procés d'estabilització muscular (capítol 4).
- c) Avaluar la idoneïtat de dues metodologies per a la determinació de la càrrega a aplicar en un test de fatiga: metodologia de càlcul a partir de la MVC i metodologia de càlcul a partir de mesures antropomètriques (capítol 5).
- d) Investigar les diferències existents entre la població amb CLBP i la població sana en:
 - a. La *fatigability* muscular en una contracció isomètrica (capítol 5).
 - b. Els patrons musculars utilitzats en una contracció isomètrica perllongada (capítol 5).
 - c. Els patrons musculars utilitzats en un procés d'estabilització de la columna vertebral a causa d'una pertorbació externa (capítol 6).
- e) Detectar similituds i diferències entre les alteracions musculars que presenta la població sana quan aquesta presenta la musculatura fatigada i la població amb CLBP (capítol 6).

3 Bibliografia

1. Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain. 2nd ed. Edinburgh U.K.; 2004.
2. McGill SM. Low back disorders. 2nd ed. Canada: Human Kinetics; 2007.
3. Lindström I, Ohlund C, Eek C, Wallin L, Peterson L, Fordyce W, et al. The effect of graded activity on patients with subacute low back pain: a randomized prospective clinical study with an operant-conditioning behavioral approach. *Phys Ther.* 1992;72(4):279-90.
4. Haladay D, Miller S, Challis J, Denegar C. Quality of systematic reviews on specific spinal stabilization exercise for chronic low back pain. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2013;43(4):242-50.

5. Pillastrini P, Gardenghi I, Bonetti F, Capra F, Guccione A, Mugnai R, et al. An updated overview of clinical guidelines for chronic low back pain management in primary care. *Joint Bone Spine*. 2012;79(2):176-85.
6. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch of Phys Med Rehabil*. 1998;79(4):412-7.
7. Elfving B, Dederind Å, Németh G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clin Biomech*. 2003;18(7):619-30.
8. Candotti C, Loss J, Pressi A, Castro F, La Torre M, Melo Mde O, et al. Electromyography for assessment of pain in low back muscles. *Phys Ther*. 2008;88(9):1061-7.
9. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(1):31-6.
10. Agre J, Magness J, Hull S, Wright K, Baxter T, Patterson R, et al. Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Arch Phys Med Rehabil*. 1987;68(7):454-8.
11. Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch of Phys Med Rehabil*. 1997;78(1):26-32.
12. Thorborg K, Petersen J, Magnusson S, Hölmich P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sports*. 2010;20(3):493-501.
13. Wikholm J, Bohannon R. Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1991;13(4):191-8.
14. Hayes K, Walton JR, Szomor ZL, Murrell GAC. Reliability of 3 methods for assessing shoulder strength. *J Shoulder Elbow Surg*. 2002;11(1):33-9.
15. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R*. 2011;3(5):472-9.
16. Ochs S, Froböse I, Trunz E, Lagerstrom D, Wicharz J. Einsatzmöglichkeiten und Perspektiven eines neuen Screeningsystems zur Objektivierung des Funktionszustandes der Rumpfmuskulatur (IPN-Back Check). *Gesundheitssport Und Sporttherapie*. 1998:114-49.

17. Lariviere C, Gagnon D, Gravel D, Bertrand Arsenault A, Dumas J-P, Goyette M, et al. A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clin Biomech.* 2001;16(1):80-3.

CAPÍTOL 3:

Reliability and validity of a custom-made instrument including a hand-held dynamometer for measuring trunk muscle strength

Title: Reliability and validity of a custom-made instrument including a hand-held dynamometer for measuring trunk muscle strength

Authors: Júlia Jubany (corresponding author)
Albert Busquets
Michel Marina
Francesc Cos
Rosa Angulo-Barroso

Full affiliation: Institut Nacional d'Activitat Física de Catalunya Barcelona
(INEFC)
Avinguda de l'Estadi 12-22
Anella Olímpica
08038 Barcelona(Spain)

Fundació Universitària del Bages
Avinguda Universitària 4-6
08242 Manresa, Barcelona (Spain)

Present address of author: Institut Nacional d'Activitat Física de Catalunya Barcelona
Av. de l'Estadi 12-22
Anella Olímpica
08038 Barcelona (Spain)
Tel: (+34) 93 425 54 45

Keywords: Maximum voluntary contraction, Back strength, Dynamometer, custom-made instrument

Abstract:

BACKGROUND: Measuring maximum isometric strength is necessary in many areas of health and sport. However, trunk muscles have some particular characteristics that make them difficult to evaluate with simple, inexpensive instruments.

OBJECTIVE: To evaluate the reliability and validity of an instrument constructed with a *hand-held dynamometer* and a metallic structure (HHD+S) for measuring maximum isometric voluntary trunk muscle strength.

METHODS: Maximum isometric voluntary trunk muscle strength (extension, flexion and lateral flexion) was measured in 20 healthy individuals using the custom-made instrument (HHD+S) and the gold standard Back-Check (BC).

RESULTS: The results showed that the two instruments had high and similar intra-subject reliability. The validity of the HHD+S was demonstrated by the high Pearson coefficient correlation between the two instruments ($r \geq 0.78$).

CONCLUSIONS: Given the good trial reliability and the close correlation between the two instruments, we believe that the use of a *hand-held dynamometer* together with the custom-made metallic structure (HHD+S) allows an evaluation of the maximum isometric voluntary trunk muscle strength to be made, that is very similar in quality, accuracy and reliability to the BC.

1 Introduction

The evaluation of muscular strength is a necessity in many disciplines: medicine, physiotherapy, physical preparation, sport, etc. By measuring this physical capacity, the functional state of a muscle can be evaluated and this means that both improvements in recovery and training processes as well as the diagnosis of dysfunctions can be measured.

Muscle strength can be evaluated by means of static exercises, in which the participant is asked for a maximum isometric voluntary contraction (i.e. maximum isometric strength) [1, 2]. For this kind of evaluation there are several instruments, such as the *manual muscle test* (MMT), which do not require any apparatus [3]; simple dynamometers such as the *hand-held dynamometer* (HHD) [4, 5]; or more complex dynamometers designed for specific muscles, such as the Dr. Wolff Back-Check (BC) [6]. Each of these instruments has its own specific features which allow them to be suitable for certain research purposes.

The MMT provides an assessment of maximum isometric strength exerted against the manual resistance of the examiner in certain predetermined positions. Strength is evaluated through the perception of the examiner, on a scale from 0 (weakest) to 5 (strongest). It is very useful clinically because it is easy to operate and requires no additional instruments [7, 8]. However, MMT has been described as an instrument with little sensitivity to changes in maximum isometric strength, as the measurement depends on the examiner's judgment of the amount of resistance used during the test [9-11] and his/her strength capacity.

More accurate muscle evaluations require the use of systems based on dynamometry. The HHD is one of the most sought after systems in the clinical environment due to its versatility, ease of use, small size and low cost [12-16]. Maximum isometric strength is evaluated in certain predetermined positions (similar to the MMT) against a dynamometer held by the examiner. The HHD can measure strength in kilograms (kg), Newtons (N) or pounds (lb). After an exhaustive review of the literature on the reliability and validity of the HHD, Stark *et al.* [17] concluded that it can be considered a standard of reference for the evaluation of maximum isometric strength. During the assessment of the maximum isometric strength of the upper extremities and, in general, those muscles with little capacity for generating high levels of intramuscular contraction, the HHD shows great reliability [18-22], especially when the evaluation protocol is clearly described.

Herbison [9] showed that the HHD is more sensitive than the MMT system to changes in strength when these are slight to moderate. Some authors put forward the HHD as a good complement to achieve more accurate readings for measurements higher than 3 on the MMT [13]. Nevertheless, there are certain disadvantages concerning the use of the HHD: a) the method has to be described in great detail to ensure that the test is reproducible [12, 17]; (b) it has low reliability/validity in major joints and/or joints with high levels of force [17, 18, 21]; and (c) it obliges the tester to exert greater force than the muscle to be evaluated, with the aim of stabilizing body joints and segments in order to avoid compensations and to apply constant resistance throughout the test [8, 12, 17, 19].

To eliminate certain disadvantages in the evaluation of the flexor and extensor muscles of the knee (a joint that is usually able to generate high level of strength), some authors used supports, [23, 24]. Lu *et al.* [23] combining the HHD with a support attached to the floor. In this way, they were able to achieve an improvement in inter-examiner reliability, as well as showing that the support helped to obtain higher recorded strength.

The big muscle groups such as those of the trunk are difficult to evaluate with instruments like the HHD, as they are capable of generating great strength and do not only move in one direction, due to their multi-jointed nature. These drawbacks mean that trunk muscles are often not evaluated with this instrument [2, 15, 19] and there have only been very few occasions documented when the HHD has been used for this purpose [25]. Some authors have opted for designing their own instruments to measure the isometric force of the trunk muscles, such as the Dr Wolff BC [6], the Triaxial [26] or the Triaxial Isometric Measurement of Trunk Muscle Strength [27]. These instruments immobilize parts of the lower limbs and trunk, giving the test great stability. The examiner is not required to intervene to resist movement, as the structure of the instrument has the dynamometer incorporated. Thanks to their robustness, these systems are able to resist great force [6, 28-30]. On the other hand, however, these type of instruments which are used to measure trunk isometric strength tend to be bulky and heavy.

80% of the population is affected by back pain at least once during their lives [31]. As musculo-skeletal conditions are responsible for generating most incapacities in adults [32], they have become one of the most costly pathologies for the health systems of industrialized societies [31, 33]. The high incidence of lumbar pathology makes the optimization of

instruments which are capable of measuring maximum isometric trunk muscle strength an important goal, with the aim of making them more reliable and sensitive, while ensuring at the same time that they pose no risk to health. Having reliable, valid instruments to measure trunk muscular capacities is indispensable for good clinical diagnosis, as well as for the assessment, monitoring and optimization of sporting performance. Their reliability and validity are also relevant in the area of research as the use of maximum voluntary strength is very frequent for standardizing electromyographic data [34, 35]. Nevertheless, the lack of economic resources for purchasing specific instruments has meant that clinics and researchers have to use cheaper instruments in spite of their lower reliability and validity.

The objective of the present study was to evaluate the reliability and validity of an instrument to measure the maximum isometric voluntary trunk muscle strength, using an HHD built into a custom-made structure. The movement used was the extension, flexion and lateral flexion of the trunk in a standing position. To establish reliability and validity, the results obtained with this new instrument and the Dr. Wolff BC (considered the gold standard in this study) were compared [6].

2 Methodology

2.1 Instruments

2.1.1 Hand-held dynamometer with a custom-made structure (HHD+S)

The alternative instrument proposed in this article consisted of a *hand-held dynamometer* attached to a manufactured iron structure (HHD+S). The HHD model was the MicroFET2 (Hoggan Health Industries, West Jordan, UT, USA), with a $\pm 1\%$ accuracy, 0.0-136 kg measurement range, 15 cm in length, and a weight of 0.36 Kg. The iron structure had eight components: (a) base, (b) vertical bar, (c) rectangular frame, (d) HHD height adapter, (e) HHD support, (f) T-support arm, (g) laser with support and (h) tape measure (Figure 1, I and III, Figure 2). The structure can be adapted to the individual's body size, regulating the height of the pieces marked with letters *c* and *d*; and the depth of *e* and *f* (Figure 1, I and II). The custom-made structure and the HHD permitted isometric strength measurement of the flexion, extension and lateral flexion trunk muscles.

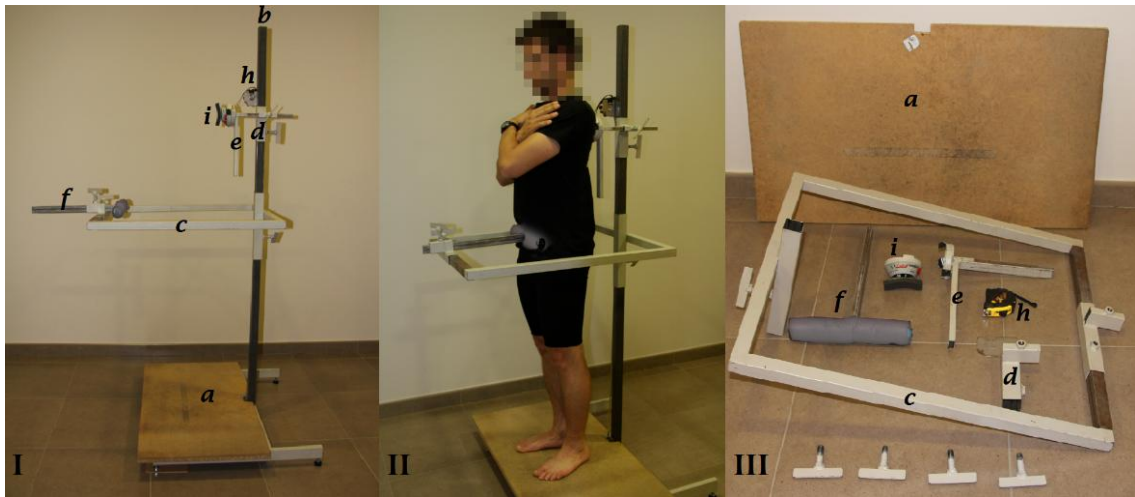


Figure 1. *Hand-held dynamometer* with a custom-made structure (HHD+S). I. Components: (a) base, (b) vertical bar, (c) rectangular frame, (d) height adapter of the HHD, (e) support of the HHD, (f) support arm, (h) tape-measure and (i) *Hand-held dynamometer*. II. MVC of extension with HHD+S. III. Detail of individual components of the HHD+S.

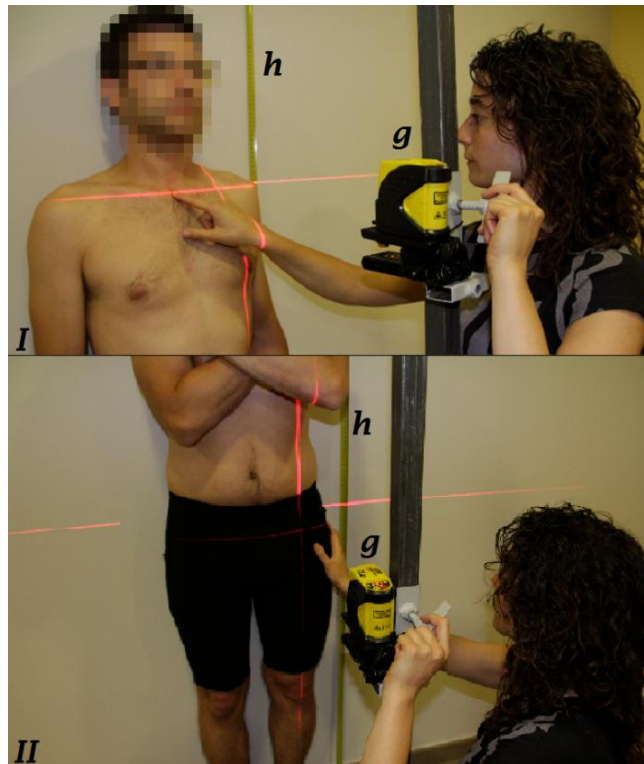


Figure 2. Measurement with laser: I. Sternum level. II. Trochanter level. Laser (g) and tape-measure (h).

2.1.2 Back-Check (BC)

The Dr. Wolff BC (Sports & Prevention GmbH, Arnsberg, Germany) is an instrument consisting of a quadrangular structure with five mobile arms. Three of these arms are used to stabilize the lower extremity (one for the knees and two for the pelvis) and the other two to stabilize and/or measure the upper part of the trunk. Equipped with 2 dynamometers, the BC has been used in several studies to evaluate maximum trunk muscle strength [7]. Its mobile arms allow the assessment of people with varied anthropometrical characteristics. In addition, isometric strength of diverse muscle groups can be measured, including flexor, extensor and lateral flexion muscles of the trunk or head, as well as chest, upper back, shoulder and hip muscles.

2.2 Subjects

A sample of 20 people, 45% of which were male, took part in this study (age 27.6 ± 10.10 ; height 172.49 ± 10.27 ; body mass 64.21 ± 11.53). None of the participants had been diagnosed with any sort of back pathology. All of them gave informed consent prior to enrollment. The project was approved by the Ethics Committee of the Catalan Sports Administration.

2.3 Data acquisition – Set-up

All the participants had their maximum isometric strength measured by the two instruments (HHD+S and BC) in a random order, and the trunk flexion, extension and lateral flexion muscle strength was assessed in both instruments. The measurements of flexion, extension and lateral flexion in each instrument followed the same order and were conducted on the same day and with an interval between the two instruments of 15-20 minutes. There was a different tester conducting the test for each instrument. The testers were not aware of the measurements recorded by the subject on the other instrument.

2.3.1 Hand-held dynamometer with a custom-made structure

Prior to the measurement of maximum isometric strength using the HHD+S, two anthropometrical measurements of each individual were recorded: 1) distance from the ground to the manubrium of the sternum (E) and 2) distance from the ground to the greater

trochanter (TM). These heights were obtained using a laser system with 0.04 mm/m accuracy (Stanley CL21 Cross Line Laser) (Figure 2) and used to decide the individual points of application of the HHD (letter *d* in Figure 1) and the T-support arm (letter *f* in Figure 1) based on the following equations. The application point of the HHD when measuring trunk extension strength was defined using equation 1 (90% of the length of the trunk, 90% LT); and when measuring trunk flexion and lateral flexion strength, the HHD was placed at the height corresponding to 80% of the length of the trunk (80% LT, equation 2). The T-support arm was placed in all three measurements at 10% of the length of the trunk (10% LT, equation 3).

$$\text{Equation 1: } 90\% \text{ LT} = 0.9E + 0.1TM$$

$$\text{Equation 2: } 80\% \text{ LT} = 0.8E + 0.2TM$$

$$\text{Equation 3: } 10\% \text{ LT} = 0.1E + 0.9TM$$

Once these positions (HHD and T-support arm) had been calculated, the subject was placed standing on the middle point of the base of the instrument and was asked to cross his or her hands at the height of his or her abdomen. From this position, first the HHD was positioned at the calculated height, touching the trunk lightly without affecting the patient's spontaneous posture. Then, the T-support arm was situated at the calculated height and drawn near to the subject, whilst exerting force causing the hip to move by about 5 cm from the vertical position adopted by the individual standing upright. The T-support arm provided the subject with support at the front of the pelvis (flexion), at the back of the pelvis (extension) and laterally (lateral flexion). This same procedure was followed in the three measurements of maximum isometric force (flexion, extension and lateral flexion), but modifying the position of the participant in relation to the HHD. The subject was positioned with the HHD at their back (Figure 1, II), face and side, to evaluate extension, flexion and lateral flexion, respectively.

2.3.2 Back Check

In the measurement of maximum isometric strength by the BC instrument, the position of the arms was determined by the location of various bone spurs. The subject was placed standing on the middle point of the base of the instrument with their lower limbs lightly apart and

hands crossed at the height of their abdomen. The position of the subject was locked from the bottom up (from knees to hip) using the available fixation arms. The knees were immobilized from behind, at the height of the popliteal area at about 20° flexion; the hips were stabilized by two firmly adjusted arms (in front and behind) at the height of the anterior superior iliac spines. Finally, the arms with dynamometers were placed on the back of the trunk at interscapular height to measure extensor strength and at the front of the trunk, at the height of the sternum, to measure flexor strength. To measure the force of lateral flexion, the subject was positioned side-on to the dynamometer, which was situated at the height of the proximal third of the arm. The knees were not stabilized in this measurement.

After adjusting the instruments to body measurements, subjects were asked to make an effort corresponding to their perception of 50% of maximum isometric strength so testers could check body alignment. When the subject's body was not aligned vertically, the tester readjusted the arms of the instruments. Then, maximum isometric strength was measured through three maximum efforts lasting 2-3 seconds [36, 37], with one minute rest between each effort in order to allow muscular recovery, but without modifying the initial position [38, 39]. These efforts were made whilst breathing out and while greater force was steadily applied with verbal encouragement by the testers. The testers asked for the end of the test as soon as the force values clearly dropped.

3 Statistical analysis

Shapiro-Wilks tests were administered to determine the normality of the data. In addition, the heteroscedasticity of the variables was assessed by means of Pearson coefficients correlating the mean from the two trials and their absolute difference. Appropriate transformations were used when normal distribution was not verified and/or the presence of heteroscedasticity was accepted [40].

To address the main purpose of this study, i.e. to assess the reliability and validity of the maximal isometric strength measurements using a HHD+S, the current investigation used a multiple approach proposed by several authors [41-46]. A multiple approach was deemed to be necessary in order for the reliability and validity assessment to be optimum.

3.1 Reliability

Reliability can be evaluated more comprehensively by statistics that assess systematic error (ANOVA for repeated measurements), relative reliability (coefficient of variation, CV, and intra-class correlation, ICC), absolute reliability (standard error of measurement, SEM) and minimum detectable change (MDC) [42, 46]. Systematic error in the trials performed by the subjects was studied by computing one-way ANOVAs with repeated maximum isometric strength measurements in the three trials. Greenhouse-Geisser correction was used when the sphericity assumption failed. When a significant effect was found, post-hoc analyses were carried out with the Bonferroni adjustment for multiple comparisons. Low systematic error and good reproducibility between subjects were inferred when no significant differences occurred.

Relative reliability reported on the participant's consistency within the group, when the test was performed several times. Following the suggestions of Ditroilo *et al.* [42], relative reliability was examined with the coefficient of variation (CV) in conjunction with the ICC. For each subject, CV were calculated as the ratio of the standard deviation (SD) and the mean value of the three trials and expressed as a percentage (%). The ICC was calculated in order to assess consistency across the three trials. ICC is considered more appropriate than Pearson's correlation (r) when three or more trials are used in the reliability study [43]. Good relative reliability was defined when small CV values (closer to 0) and large ICC values (higher than 0.8) occurred. The 95% confidence intervals (CI) were calculated for CV and ICC. The 95% CI provides a range of values with the specific probability to include "true" reliability [47].

Absolute reliability (i.e. inter-session reliability) was evaluated with the standard error of measurement (SEM) and was calculated according to Atkinson & Nevill [41]. SEM expresses the variations expected from trial to trial due to random error and low SEM values indicate greater reliability. Finally, the MDC in individual participants was calculated, in order to examine the minimum change over time that represents a true change [42, 46]. It was computed with Equation 4:

$$\text{Equation 4: SEM} \times 1.96 \times \sqrt{2}.$$

Percentage MDC (MDC%) was also computed to allow comparisons between measurements and other studies. The MDC% was calculated as the percentage ratio between MDC and the mean of all observations [45].

3.2 Validity

Pearson correlations (r) were conducted to analyze the validity of maximum isometric strength measurements when using an HHD+S. Data from the BC were considered gold standard. There is no one single and accepted way to calculate the mean of several maximum isometric strength measurements [48-50]. Therefore, the three most common ones were selected. The validity of the HHD+S was calculated using the mean of the strength measurements computed from: (a) the three trials, (b) the two closest trials and (c) the two best trials. Higher values of r indicate better validity.

4 Results

Table 1 shows the descriptive statistics (mean \pm SD) of each of the three attempts performed with both instruments. From these descriptive data it seemed that greater extensor strength was seen on both instruments, and higher measurement values were seen with BC than with the HHD+S, except in the trunk flexor musculature.

Table 1. Mean (M) and standard deviation (SD) calculated in each strength measurement (Trunk flexion, extension and lateral flexion) and instrument (hand-held dynamometer with custom-made structure (HHD+S), and Back-Check (BC)).

Instrument	SM	Trial 1 (kg)		Trial 2 (kg)		Trial 3 (kg)	
		M	SD	M	SD	M	SD
HHD+S	Extension	61.64	19.44	59.78	15.54	58.51	14.83
	Flexion	50.75	17.32	52.02	17.40	52.21	17.49
	Lateral flexion	51.53	18.52	54.1	17.64	52.61	16.43
BC	Extension	67.22	25.77	67.87	21.98	68.44	21.98
	Flexion	46.45	17.93	45.69	14.81	45.72	16.75
	Lateral flexion	55.44	20.36	56.6	20.72	58.32	19.34

4.1 Reliability

Six repeat-measurement ANOVAs results are presented in Table 2. Out of the six variables studied, significant differences were found only in the measurement of lateral flexion with the two instruments. In support of this observation, the size effects were large ($p\text{-}\eta^2$ equal to .284 and .368 for HHD+S and BC respectively). Nevertheless, the post-hoc analysis only showed significant differences in BC between the first and third trial.

Table 2. One-way ANOVAs with repeated measurements to examine trial effects in each instrument and trunk strength measurement (SM).

Instrument	SM	F	Df	p	$p\text{-}\eta^2$	Power	Post-hoc
HHD+S	Extension ^a	0.61	2.18	0.552	0.064	0.14	-
	Flexion ^b	0.85	2.18	0.444	0.086	0.18	-
	Lateral flexion	3.57	2.18	0.050	0.284	0.59	-
BC	Extension	0.65	2.15	0.536	0.080	0.14	-
	Flexion ^b	0.26	2.15	0.773	0.032	0.08	-
	Lateral flexion	4.96	2.15	0.020	0.368	0.73	Trial 1 < Trial 3

Hand-held dynamometer with custom-made structure (HHD+S), Back-Check (BC)

^a Data transformed using $1/x$

^b Data transformed using \ln

Relative (CV, ICC) and absolute reliability (SEM, MDC) values are presented in Table 3. As the high ICC values showed low relative error, there was high intra-subject reliability of the two instruments in all the measurements of strength. In addition to this, the lower limit of the confidence interval (95%) of the ICC was high (between 0.91 and 0.97), making the data more robust. When relative error was standardized through the Coefficient of Variation (CV, %), it could be seen that the mean percentage error never exceeded 8%. It should be added that the upper limit of the CV confidence interval never reached 10%. The lowest CV errors were always found with the HHD+S instrument, especially during the measurement of flexor strength (CV=5.26%). The absolute error calculated through the SEM yielded small numbers and therefore small errors for the two instruments and the three measurements of strength. The MDC ranged from 0.85 to 2.22 Kg. Considering the MDC values expressed as a percentage, a minimum change of between 1.64 and 3.70% is needed for the change in measurement to be considered an authentic change (Table 3).

Table 3. Inter-trial reliability of trunk strength measurements (SM) using the hand-held dynamometer with custom-made structure (HHD+S) and Back-Check (BC).

Instrument	SM	Mean	SD	Typical Error	CV (95% CI)	ICC (95%CI)	SEM	MDC	MDC (%)
HHD+S	Extension	59.97	16.49	3.95	6.31 (4.58-8.04)	0.96 (0.91-0.98)	0.80	2.22	3.70
	Flexion	51.66	17.12	2.68	5.26 (4.08-6.43)	0.99 (0.97-0.99)	0.31	0.85	1.64
	Lateral flexion	52.75	17.28	3.14	6.19 (4.82-7.57)	0.98 (0.97-0.99)	0.40	1.10	2.09
BC	Extension	67.28	22.97	4.15	6.96 (5.14-8.78)	0.98 (0.95-0.99)	0.63	1.74	2.59
	Flexion	45.80	16.25	3.23	6.57 (5.15-7.98)	0.98 (0.95-0.99)	0.49	1.36	2.96
	Lateral flexion	56.84	19.85	4.25	7.86 (6.00-9.73)	0.98 (0.96-0.99)	0.59	1.62	2.86

Mean, Standard deviation (SD), Typical error, Coefficient of Variation (CV), Interclass Correlation Coefficient (ICC), Standard Error of Measurement (SEM), and Minimal Detectable Change (MDC).

4.2 Validity

The Pearson correlation coefficients are presented in Table 4. The relationship between the measurements of the two instruments was high ($r \geq 0.78$), despite the averaging method used: the three attempts, the best two or the two closest to each other. The smallest estimated error (TEE) was seen in the flexors, while TEE ranged between 11.17 and 13.38 for the other strength measurements.

Table 4. Trunk strength measurement correlations (r) between values obtained from the hand-held dynamometer with custom-made structure (HHD+S) and the Back-Check (BC) by trial selection method.

SM (instrument)	3 trials			2 best trials			2 closer trials		
	r	p	TEE	r	p	TEE	r	p	TEE
Extension (HHD+S vs BC)	0.806	0.000	12.82	0.833	0.000	13.38	0.797	0.000	12.21
Flexion (HHD+S vs BC)	0.830	0.000	4.37	0.784	0.000	5.77	0.843	0.000	4.76
Lateral flexion (HHD+S vs BC)	0.964	0.000	11.17	0.800	0.000	11.37	0.932	0.000	12.23

Typical error of the estimate (TEE).

5 Discussion

The objective of this study was to evaluate the reliability and validity of a constructed instrument to measure maximum isometric trunk muscle strength. This instrument consisted of a HHD incorporated into a custom-made structure. The HHD+S was used to measure maximum isometric strength in flexion, extension and lateral flexion. The data obtained were compared with the results of the same tests conducted with the BC, considered the gold standard in this study.

The strength values obtained with the HHD+S were similar to those with the BC and confirmed that the extensor muscles are stronger than the rest of the trunk muscles, as is widely documented in relevant literature [27, 51-53]. All together, these results demonstrated that both instruments are suitable for distinguishing the greater strength of extensor muscles, compared to other trunk muscles.

When examining reliability, both instruments achieved highly satisfactory values of intra-subject reliability, which were similar or higher to other studies both with the HHD [19, 23] and with instruments similar to the BC [6, 27]. Traditional use of the HHD (applied manually by the examiner) has shown, in various studies measuring maximum isometric strength, high intra-subject reliability, with ICC values between 0.79 and 0.94 [19, 23]. Furthermore, measurement of maximum isometric trunk strength with an instrument similar to the BC (Triaxial Isometric Trunk Muscle Strength instrument) showed similar reliability values (ICC 0.69 - 0.91) [27].

Despite the good reliability achieved in this study by both instruments, the significant difference between trials in the lateral flexion measurements should be highlighted. Both instruments showed significant differences between the three attempts (i.e. systematic error). Of the three tests (extension, flexion and lateral flexion), the lateral flexion test was the most difficult, as lateral flexion has less range of motion and is accompanied functionally by rotation [54]. In addition, neither instrument provided support at knee level in performing lateral flexion, and this meant that the subjects' area of contact with the support arm and dynamometer was less in the measurement of lateral flexion than in the measurement of extension and flexion. The "complexity" of this movement, together with more inadequate stabilization, which could have avoided unsuitable movements, may have contributed to a learning effect in the lateral flexion test as the three tests were carried out.

Close correlation between the values of the two instruments for the validity results was expected. HHD validity studies comparing multiple upper extremity assessments with the results obtained using isokinetic instruments (gold standard), often show extremely close correlations [54-56]. To our knowledge, there are no other validity studies whereby maximum isometric trunk muscle strength is measured with both an HHD and gold standard instruments. The lack of specific results for reference and comparison make this study an original and useful contribution in the evaluation field of voluntary isometric trunk strength. Furthermore, validity between the HHD+S and the BC remained high for the three possible conditions: (a) three attempts, (b) the two closest attempts and (c) the two highest attempts. Given this and the good reliability between attempts, the use of the three conditions is valid for the assessment of maximum isometric strength, especially in flexion and extension. The use of just two attempts in the measurement of trunk flexion and extension represents a major

advantage in populations with poor physical condition, with history of lesion (i.e. people with back pain) or unaccustomed to considerable physical efforts.

The use of the HHD has shown some reliability and validity problems in previous studies, especially when used to measure the maximum isometric strength of joints that are large or have a major capacity to generate strength. Agre *et al.*, found larger absolute error (that is, poorer reliability) in the evaluations of the lower extremities (CV 11.3 - 17.8%) in relation to the absolute error of the upper extremities (CV 5.1% - 8.3%) [18]. It was concluded that the greater strength generated by the lower extremities and the greater difficulty to stabilize/position the subject's body were the causes of this difference [19]. Secondly, evidence exists regarding the use of the HHD with powerful muscles achieving much lower levels of inter-examiner reliability (not evaluated in this study) [23, 57], especially when exceeding 120 N force [21]. A third example is that the strongest examiners recorded the higher values of strength when the same muscle groups were measured. The stronger the muscle group was, the greater the difference between the values recorded by the examiners [21]. Fourth, Lu *et al.* [23] showed that the same HHD instrument could record higher strength values when fixed on a support during assessment of the knee flexor and extensor muscles and extrapolated the need to do this for other muscles such as those on the trunk or hip, using supports suited to the region to be assessed [23]. Finally, in validity studies of HHD and isokinetic machines, the closest correlations were found from muscles of the upper extremities and/or muscles with a relatively low capacity to generate force. Validity went down ($r=0.43-0.8$) when the joints to be measured generated high force levels [58-60]. Despite the aforementioned problems, Stark *et al.* [17] defined the HHD as a reliable and valid instrument for measuring muscular strength, except in big joints like the knee. Similarly, Lu *et al.* [23] highlighted that when support systems added to the HHD were used in the evaluation of muscles with high levels of force, the validity between HHD and isokinetic instruments shifted from poor-moderate to good-excellent [60].

In the present study, the HHD was used to assess muscle groups with a relatively high capacity for generating force, whilst its methodology was improved by means of a support. A structure to hold the HHD, which was constructed by the researcher, was used with the aim of improving three aspects: (a) to achieve greater stability, (b) to guarantee constant and consistent resistance and (c) to reduce the effect of examiner's characteristics (strength, skill, stability). Despite the HHD's historic tendency to lower reliability and validity when

evaluating big joints or ones with the ability to generate a lot of force, the fully satisfactory results of this study show that the HHD, when properly joined to a structural support, can also be useful in the evaluation of maximum isometric strength in joints with a high capacity for creating intramuscular contraction. Furthermore, the HHD's versatility, lightness and low cost make this instrument suitable and widely used in both clinical practice and research for measuring maximum isometric muscle strength [4, 5].

Instruments such as the BC [6] or the Triaxial Isometric Measurement of Trunk Muscle Strength [27] are instruments for measuring isometric trunk strength that, despite having demonstrated their reliability [6, 27], are extremely expensive, big in size and heavy to move. Unlike these, the HHD+S facilitates mobility because it can be disassembled and weighs relatively little. Unlike the BC instrument, although the HHD+S presented in this study has no support software for data analysis and interpretation, it is a reliable, valid, economic and functional system for measuring maximum isometric trunk muscle strength.

6 Limitations

When assessing the results of this study, it should be taken into account that the reliability and validity of the HHD+S was only evaluated in a healthy population that had no problems in their spinal column muscles. It should be noted that the sample used consisted of just 20 subjects, which are very few when extrapolating the sample to the population as a whole. In addition, the HHD+S is a custom-made instrument with less robustness than other instruments in the market such as the BC. Moreover, it has neither been designed to last as long, nor does it have the same functions (i.e. memory of recordings, data analysis, data presentation in graphic form) as the BC.

7 Conclusion

Given the good reliability between trials and close correlation between the two machines, we believe that the use of an HHD together with the custom-made structure presented in this

study allows maximum isometric voluntary trunk muscle strength to be evaluated with comparable quality, accuracy and reliability to that of the BC.

8 References

1. González LM, Querol F, Gallach JE, Gomis M, Aznar VA. Force fluctuations during the maximum isometric voluntary contraction of the quadriceps femoris in haemophilic patients. *Haemophilia*. 2007;13(1):65-70.
2. Meldrum D, Cahalane E, Conroy R, Fitzgerald D, Hardiman O. Maximum voluntary isometric contraction: Reference values and clinical application. *Amyotroph Lateral Scler*. 2007;8(1):47-55.
3. Kendall FP, Kendall HO. *Muscle, testing and function*. 4th ed. Baltimore: The Williams & Wilkins Company; 1949.
4. Fulcher M, Hanna C, Raina Elley C. Reliability of handheld dynamometry in assessment of hip strength in adult male football players. *J Sci Med Sport*. 2010;13(1):80-4.
5. Knols R, Aufdemkampe G, De Bruin E, Uebelhart D, Aaronson N. Hand-held dynamometry in patients with haematological malignancies: Measurement error in the clinical assessment of knee extension strength. *BMC Musculoskelet Disord*. 2009;10(1):31.
6. Ochs S, Froböse I, Trunz E, Lagerstrom D, Wicharz J. Einsatzmöglichkeiten und Perspektiven eines neuen Screeningsystems zur Objektivierung des Funktionszustandes der Rumpfmuskulatur (IPN-Back Check). *Gesundheitssport Und Sporttherapie*. 1998:114-49.
7. Cuthbert S, Goodheart G. On the reliability and validity of manual muscle testing: a literature review. *Chiropr Osteopat*. 2007;15(1):4.
8. Conable KM, Rosner AL. A narrative review of manual muscle testing and implications for muscle testing research. *J Chiropr Med*. 2011;10(3):157-65.
9. Herbison G, Isaac Z, Cohen M, Ditunno JJ. Strength post-spinal cord injury: myometer vs manual muscle test. *Spinal Cord*. 1996;34(9):543-8.
10. Frese E, Brown M, Norton BJ. Clinical reliability of manual muscle testing. *Phys Ther*. 1987;67(7):1072-6.
11. Bohannon RW. Manual muscle testing: does it meet the standards of an adequate screening test? *Clin Rehabil*. 2005;19(6):662-7.

12. Sisto S, Dyson-Hudson T. Dynamometry testing in spinal cord injury. *J Rehabil Res Dev.* 2007;44(1):123-36.
13. Bartali B, Frongillo E, Stipanuk M, Bandinelli S, Salvini S, Palli D, et al. Protein intake and muscle strength in older persons: does inflammation matter? *J Am Geriatr Soc.* 2012;60(3):480-4.
14. Krasnow D, Ambegaonkar JP, Stecyk S, Wilmerding M, Wyon M, Koutedakis Y. Development of a portable anchored dynamometer for collection of maximal voluntary isometric contractions in biomechanics research on dancers. *Med Probl Perform Art.* 2011;26(4):185-94.
15. Van der Ploeg R, Fidles V, Oosterhuis H. Hand-held myometry: reference values. *J Neurol Neurosurg Psychiatry.* 1991;54(3):244-7.
16. Nooijen CFJ, De Groot S, Postma K, Bergen MP, Stam HJ, Bussmann JBJ, et al. A more active lifestyle in persons with a recent spinal cord injury benefits physical fitness and health. *Spinal Cord.* 2012;50(4):320-3.
17. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R.* 2011;3(5):472-9.
18. Agre J, Magness J, Hull S, Wright K, Baxter T, Patterson R, et al. Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Arch Phys Med Rehabil.* 1987;68(7):454-8.
19. Bohannon RW. Reference values for extremity muscle strength obtained by hand-held dynamometry from adults aged 20 to 79 years. *Arch of Phys Med Rehabil.* 1997;78(1):26-32.
20. Thorborg K, Petersen J, Magnusson S, Hölmich P. Clinical assessment of hip strength using a hand-held dynamometer is reliable. *Scand J Med Sci Sports.* 2010;20(3):493-501.
21. Wikholm J, Bohannon R. Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1991;13(4):191-8.
22. Hayes K, Walton JR, Szomor ZL, Murrell GAC. Reliability of 3 methods for assessing shoulder strength. *J Shoulder Elbow Surg.* 2002;11(1):33-9.
23. Lu T, Hsu H, Chang L, Chen H. Enhancing the examiner's resisting force improves the reliability of manual muscle strength measurements: comparison of a new device with hand-held dynamometry. *J Rehabil Med.* 2007;39(9):679-84.

24. Koblbauer I, Lambrecht Y, Van der Hulst M, Neeter C, Engelbert R, Poolman R, et al. Reliability of maximal isometric knee strength testing with modified hand-held dynamometry in patients awaiting total knee arthroplasty: useful in research and individual patient settings? A reliability study. *BMC Musculoskelet Disord*. 2011;12(1):249.
25. Bohannon R, Cassidy D, Walsh S. Trunk muscle strength is impaired multidirectionally after stroke. *Clin Rehabil*. 1995;9:47-51.
26. Lariviere C, Gagnon D, Gravel D, Bertrand Arsenault A, Dumas J-P, Goyette M, et al. A triaxial dynamometer to monitor lateral bending and axial rotation moments during static trunk extension efforts. *Clin Biomech*. 2001;16(1):80-3.
27. Azghani M, Farahmand F, Meghdari A, Vossoughi G, Parnianpour M. Design and evaluation of a novel triaxial isometric trunk muscle strength measurement system. *Proc Inst Mech Eng H*. 2009;223(6):755-66.
28. Hasue M, Fujiwara M, Kikuchi S. A new method of quantitative measurement of abdominal and back muscle strength. *Spine*. 1980;5(2):143-8.
29. Küster M. [Effects of sports and media consumption on the trunk muscle strength, posture and flexibility of the spine in 12- to 14- year-old adolescents]. *Sportverletz Sportschaden*. 2004;18(2):90-6.
30. Slane SM. Computerized back testing: making formed choices about equipment needs. *Advance/Rehabilitation*. 1992;7/8:25-30.
31. Manhart RW. Am beispiel ruckenschmerz : das kreuz mit den leitlinien. *MMW Munch Med Wochenschr*. 1998;140(31/32):16-20.
32. Beattie P. MRI findings and low back pain. *Magazine of Physical Therapy*. 1997;5(6):68-76.
33. Martin BI, Deyo RA, Mirza SK, Turner JA, Comstock BA, Hollingworth W, et al. Expenditures and health status among adults with back and neck problems. *JAMA*. 2008;299(6):656-64.
34. Bolgla LA, Uhl TL. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *J Electromyogr Kinesiol*. 2007;17(1):102-11.
35. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech*. 1997;13(2):135-63.
36. Kamimura T, Ikuta Y. Evaluation of grip strength with a sustained maximal isometric contraction for 6 and 10 seconds. *J Rehabil Med*. 2001; 33(5):225-9.
37. Yamauchi J, Hargens A. Effects of dynamic and static handgrip exercises on hand and wrist volume. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 2008;103(1):41-5.

38. Nagata S, Arsenault A, Gagnon D, Smyth G, Mathieu P. EMG power spectrum as a measure of muscular fatigue at different levels of contraction. *Med Biol Eng Comput* 1990;28(4):374-8.
39. Oliveira A, Goncalves M. Neuromuscular recovery of the biceps brachii muscle after resistance exercise. *Res Sports Med*. 2008;16(4):244-56.
40. Nuzzo JL, Anning JH, Scharfenberg JM. The reliability of three devices used for measuring vertical jump height. *J Strength Cond Res*. 2011;25(9):2580-90.
41. Atkinson G, Nevill AM. Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Med*. 1998;26(4):217-38.
42. Ditroilo M, Forte R, McKeown D, Boreham C, De Vito G. Intra- and inter-session reliability of vertical jump performance in healthy middle-aged and older men and women. *J Sports Sci*. 2011;29(15):1675-82.
43. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Med*. 2000;30(1):1-15.
44. Olper L, Cervi P, De Santi F, Meloni C, Gatti R. Validation of the treadmill Six-Minute Walk Test in people following cardiac surgery. *Phys Ther*. 2011;91(4):566-76.
45. Webber SC, Porter MM. Reliability of ankle isometric, isotonic, and isokinetic strength and power testing in older women. *Phys Ther*. 2010;90(8):1165-75.
46. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res*. 2005;19(1):231-40.
47. Morrow JRJ, Jackson AW. How "significant" is your reliability? *Res Q Exerc Sport*. 1993;64(3):352-5.
48. Merletti R, Sabbahi M, De Luca CJ. Median frequency of the myoelectric signal. Effects of muscle ischemia and cooling. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1984;52(3):258-65.
49. Marina M, Torrado P, Busquets A, Ríos J, Angulo-Barroso R. Comparison of an intermittent and continuous forearm muscles fatigue protocol with motorcycle riders and control group. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013;23(1):84-93.
50. Byström S, Kilbom A. Physiological response in the forearm during and after isometric intermittent handgrip. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1990;60(6):457-66.
51. Langrana N, Lee CK. Isokinetic evaluation of trunk muscles. *Spine*. 1984;9(2):171-5.
52. 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*. 1989;14(9):986-91.

53. Alston W, Carlson KE, Feldman D, Grimm Z, Gerontinos E. Quantitative study of muscle factor in the chronic low back syndrome. *J Am Geriatr Soc.* 1996;14(10):1041-7.
54. May L, Burnham R, Steadward R. Assessment of isokinetic and hand-held dynamometer measures of shoulder rotator strength among individuals with spinal cord injury. *Arch Phys Med Rehabil.* 1997;78(3):251-5.
55. Magnusson S, Gleim G, Nicholas J. Subject variability of shoulder abduction strength testing. *Am J Sports Med.* 1990;18(4):349-53.
56. Noreau L, Vachon J. Comparison of three methods to assess muscular strength in individuals with spinal cord injury. *Spinal Cord.* 1998;36(10):716-23.
57. Bohannon R. Intertester reliability of hand-held dynamometry: a concise summary of published research. *Percept Mot Skills.* 1999;88(3 Pt 1):899-902.
58. Reinking M, Bockrath-Pugliese K, Worrell T, Kegerreis R, Miller-Sayer K, Farr J. Assessment of quadriceps muscle performance by a hand-held, isometric, and isokinetic dynamometer in patients with knee dysfunctions. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1996;24(3):154-9.
59. Deones V, Wiley S, Worrell T. Assessment of quadriceps muscle performance by a hand-held dynamometer and isokinetic dynamometer. *J Orthop Sports Phys Ther.* 1994;20(6):296-301.
60. Dittrich N, da Silva JF, Castagna C, de Lucas RD, Guglielmo LG. Validity of Carminatti's test to determine physiological indices of aerobic power and capacity in soccer and futsal players. *J Strength Cond Res.* 2011;25(11):3099-106.

CAPÍTOL 4:

*An algorithm for detecting
electromyography onset/offset in trunk
muscles during a reaction-stabilization
test*

Title: An algorithm for detecting electromyography onset/offset in trunk muscles during a reaction-stabilization test

Authors: Júlia Jubany (corresponding author)
Rosa Angulo-Barroso

Full affiliation: Institut Nacional d'Activitat Física de Catalunya Barcelona
(INEFC)
Avinguda de l'Estadi 12-22
Anella Olímpica
08038 Barcelona (Spain)

Fundació Universitària del Bages (FUB)
Avinguda Universitària 4-6
08242 Manresa, Barcelona (Spain)

Present address of author: Institut Nacional d'Activitat Física de Catalunya Barcelona
Av . de l'Estadi 12-22
Anella Olímpica
08038 Barcelona (Spain)
Tel: (+34) 93 425 54 45

Keywords: electromyography; muscle onset and offset detection; low back; sudden load

Abstract:

A software program suitable for detecting multiple and relatively small EMG bursts during a stabilization response was created and validated. Ninety EMG recordings randomly selected from 50 individuals (24 with chronic low back pain) were analysed by our algorithm based on means and standard deviations and an experienced examiner (as a gold standard). Concordance, sensitivity, specificity, positive predictive value and negative predictive value were considered to analyse reliability. Results showed a high degree of concordance between the two methods (87.2%), high sensitivity and specificity rates (79.5 and 89.2%), a moderate-low positive predicted value (66.9%) and a high negative predicted value (94.4%). The program provided is flexible and includes user and graphical interfaces. The selected parameters of the program were able to detect onset/offset EMG bursts and were valid for the purpose of this study with a negligible tendency to over-detect bursts.

1 Introduction

The analysis of electromyographic (EMG) signals has provided the scientific and clinical community with detailed information about how muscles behave. Indeed, by interpreting the signal which results from muscle activity it is possible to evaluate aspects such as fatigue or the level of electrical activity in a muscle [1]. The identification of a sudden change in this myoelectric activity (signal amplitude) can be used to determine the point in time when a given muscle is activated following a resting state, or the point when its activity increases. Both these situations are referred to as muscle onsets. Obviously, the identification of a sudden change can also serve to determine the inverse phenomenon, that is, the shift from a state of activity to one of rest, or the point when muscle activity diminishes considerably. These two situations are examples of muscle offset. Typically an EMG burst is then defined as the interval between the EMG onset and offset.

The validity of numerous studies that have been conducted in recent years rests on the precise detection of muscle onset and offset. This detection has allowed muscle activation patterns to be analysed in various situations, and researchers have been able to define not only physiological patterns of muscle activity but also the EMG characteristics of different pathologies or processes, for example, chronic neck pain [2], shoulder impingement [3], low back pain [4-6], the role of the rotator cuff at the shoulder [7] and patellofemoral pain syndrome [8].

The method used to determine the onset and offset of an EMG signal varies depending on the authors and the characteristics of the muscle and/or action that is analysed. Most authors use simple algorithms to define the threshold value above or below which the signal will be considered as muscle onset or offset respectively. The most widely used algorithms set the threshold on the basis of the mean and standard deviation (SD) of the rectified baseline EMG signal (either unfiltered or filtered), with the following parameters needing to be defined: the threshold value and the number of samples included in a sliding window [9]. The most common threshold values reported in the literature are in the range 1-3 standard deviations within a window of 10-50 ms [4, 9-11]. Other similar algorithms define the muscle activation threshold as a percentage of the peak contraction [12] or as a percentage of the maximal voluntary force [13]. However, these two latter algorithms are less widely used and have been questioned by some authors due to their reliance on the contraction magnitude

[9]. Finally, mention should also be made of more complex algorithms based on the statistical properties of the signal and developed to improve the accuracy and reliability of the detection process. One efficient method of this kind involves the double threshold detector algorithm [14], specifically developed for gait analysis. Another is the generalized likelihood ratio test, which can be used to detect sudden changes in time-varying linear systems [15]. Finally, there is the method developed by Merlo et al. (2003) to identify the action potentials of a single motor unit, and which is based on the physical model of muscle activation [16]. Nevertheless, we were not able to find suitable algorithms for detecting multiple and relatively small EMG bursts during a stabilization response.

Other authors have opted to detect muscle onset and offset by means of visual inspection carried out by an experienced examiner [2, 17-19] or examiners [6, 20]. Although this method is subjective and slow, and requires the participation of an expert, it has been shown to be highly repeatable across different days (Coefficient of variation of 0.42 and Root Mean Square Error of 24.79) [9] and to have an inaccuracy rate as low as ± 5 -10 ms [21, 22]. Consequently, it has been chosen as the gold standard for evaluating other methods and algorithms [9, 23].

A study published in 1996 by Hodges and Bui [9] compared a range of computer-based methods for detecting muscle onset in order to determine which of them was most similar to visual inspection. The authors focused particularly on those methods that define the threshold on the basis of the mean and standard deviation of the baseline signal. These methods were applied to trunk and limb muscles during a task that involved rapid voluntary arm movement. Different combinations of filter type and bandwidth, threshold value and number of samples included in the sliding window (50Hz/3 SD/25 ms, 50 Hz/1 SD/50 ms, 500 Hz/1 SD/10 ms) were used in order to identify the parameters that best reproduced the result obtained by an experienced examiner. The authors found that the onset values indicated by the majority of algorithms differed significantly from those obtained through visual inspection. They concluded that it was necessary to consider the characteristics of a specific EMG recording prior to deciding which parameter combination would be most suitable.

When seeking to determine muscle onset and offset, the greatest difficulty occurs when the recording presents artefacts [9]. This is the case of recordings derived from muscle actions

that show a subtle burst in activity, and the determination of onset/offset is even more complex with short bursts or when the muscle action is affected by previous muscle activity [9, 15]. There is one scenario in which all, or almost all, of these conditions are fulfilled: during processes of muscle stabilization in response to an external force the musculature often presents preparatory activation [5] and reacts suddenly by producing short and alternating contractions of agonist and antagonist muscles in order to stabilize the joint. Furthermore, in situations in which a dynamic gesture is produced the recording may be affected by the presence of a movement artefact that originates at the electrode-skin interface [24]. In recent years these stabilization processes have been studied in order to clarify their role in chronic or degenerative pain, especially as regards determining muscle reflex latencies in response to an external force [4, 17, 25, 26].

The present study describes and evaluates a software program and an algorithm designed to analyse trunk stabilization. The algorithm is based on means and standard deviations, as this approach is easy to understand and is widely used in the literature. The parameters of the algorithm were optimized specifically to detect the multiple, small and rapid changes that occur in the arm, abdominal, and paravertebral muscles during the process of stabilization that follows an external perturbation. In contrast to existing methods that have solely determined muscle reflex latencies in response to external perturbation [4, 17, 25, 26], the present algorithm aims to provide an effective method for determining burst onset and offset. Furthermore, it can detect burst onset and offset even when these are of short duration, repeated over time and with small gaps between them, and also when the musculature was not initially in a resting state. The algorithm is validated using visual inspection by an experienced examiner as the gold standard.

2 Method

2.1 Subjects

The analysis concerned 90 EMG recordings obtained from 50 individuals, of whom 24 suffered chronic low back pain (CLBP) (for more than two years) and 26 presented no back problems (H). The age (H= 39.11±8.73; CLBP=38.82±38.82 years), weight (H=

63.83±10.89; CLBP=66.52±13.69 kg) and height (H= 166.365±8.42; CLBP=165.20±8.54 cm) of these two groups were similar ($p>0.05$). All the participants gave their informed consent, and the study was approved by the ethics committee of the Catalan Ministry of Sport.

2.2 Electromyographic recordings

EMG recordings were obtained by means of surface electrodes (disposable Ag/AgCl, 30 mm diameter, 30 mm inter-electrode distance, Medico Lead-lok, India) placed on the trunk in parallel to the muscle fibres: right thoracic erector spinae (ES) (2 cm lateral to T-12) [27], right multifidus (RM) and left multifidus (LM) (above the line that joins the posterior superior iliac spine and the space between L1 and L2 at the level of L5) [27], the right external oblique muscle (EO) (2 cm lateral to the abdominal rectus (cranial to the ASIS) and the midpoint of the line that joins the iliac crest and the ribs) [27], right internal oblique muscle (IO) (midpoint between the ASIS of the pelvis and the midline, just above the inguinal ligament) [28], and the right brachial biceps (BB) (in the third proximal to the ulnar fossa, above the line that joins the latter with the acromion) [27]. Prior to placing the electrodes the skin was prepared in accordance with the recommendations of SENIAM [27]. Data were collected at 2000 Hz and band-pass Butterworth filtered between 8-500 Hz using the Biomonitor ME6000 (Mega Electronics Ltd, Finland) and MegaWin 2.4 software.

All the EMG recordings were obtained during a task designed to evaluate the reaction speed of trunk muscles in response to a perturbation. The subject stood with both feet on the ground and with the knees and hips slightly flexed (approximately 15° for both joints) (Figure 1). In this position the subject had to hold a tray with both hands, with elbows extended and arms perpendicular to the ground. A weight was then dropped, without warning and being seen, onto the tray, thereby producing a sudden perturbation in the direction of trunk flexion. The tray was equipped with a triaxial accelerometer (measurement range up to 10 G) which was synchronised with EMG. The applied perturbation was a weight dropped from 15 cm and corresponding to 3.5% of the predicted maximal extensor moment (PMEM) of each individual, using maximum and minimum values in the range 3-6 kg in order to ensure safety. The PMEM of the trunk was calculated by gender and according to the formula described by Mannion [29]:

$$\text{Females: PMEM} = 6.506 * \text{FFBM} - 47.2$$

$$\text{Males: PMEM} = 9.227 * \text{FFBM} - 172.9$$

where FFBM is fat-free body mass estimations based on the method of Durnin and Womersley [30]. Of the six attempts performed we analysed a sample chosen at random so that there was an equitable distribution as regards to subject, muscle and attempt.



Figure 1. Task designed to evaluate the reaction speed of trunk muscles in response to a perturbation.

2.3 Computer-based algorithm for determining burst onset/offset

Figure 2 presents the algorithm in the form of a flow chart. There were eight analogue channels as input. The first six corresponded to the muscles (ES, RM, LM, BB, EO and IO), while channels 7 and 8 were for the accelerometer. Channel 7 (measure of horizontal acceleration) was ignored as the information it provided was not relevant to the present study.

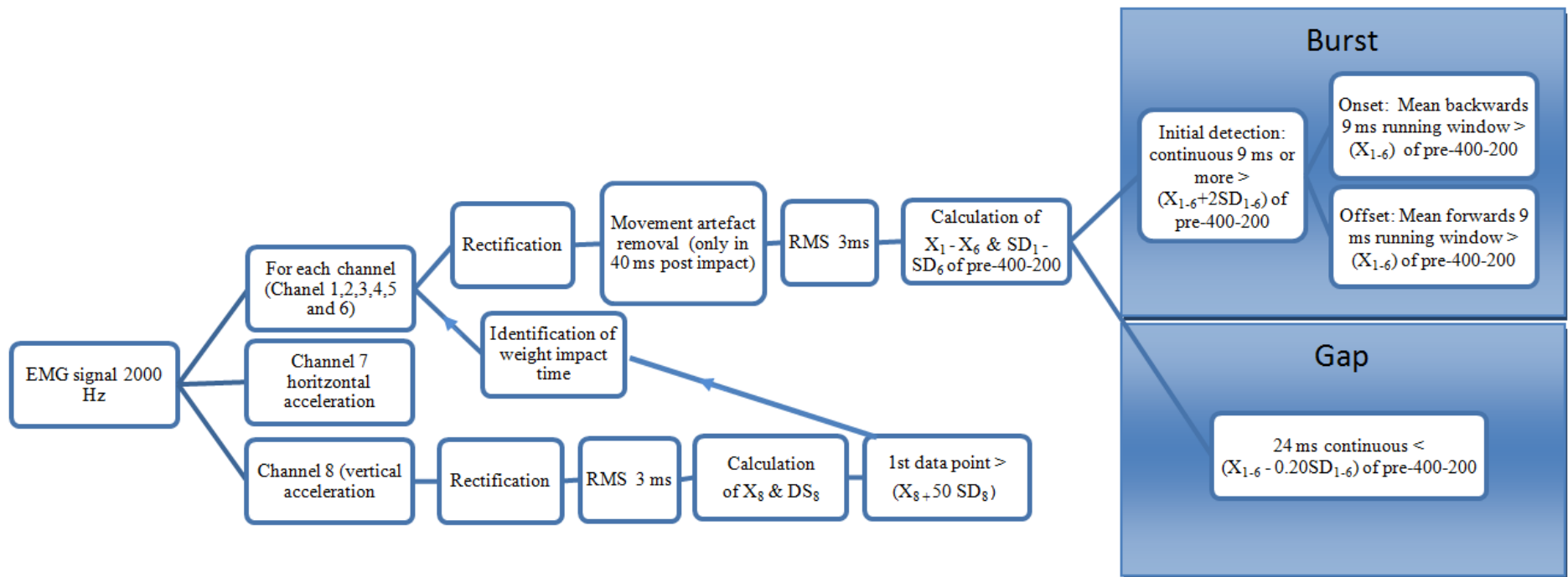


Figure 2. Algorithm flow chart.

Prior to burst detection it was necessary to determine the weight impact time and movement artefacts. For the former we used the vertical acceleration signal of channel 8 after having applied a 3 ms of root mean squared (RMS) (6 data points). The weight impact time is defined as the point at which the tray starts to fall, and it was located at the point at which the vertical acceleration signal was more than 50 SD from the mean of the values recorded when the tray was in the pre-impact position. This point was labelled as time 0 and was transferred to the other channels, such that two phases could be defined: pre-impact and post-impact.

Movement artefacts were removed from all the EMG channels during the 40 ms after the weight impact time. Specifically, we identified the values from this rectified fragment that were higher than the mean plus 8 SD of the pre-impact signal. The pre-impact signal was standardized as the signal detected between 400 ms and 200 ms prior to time 0 (pre-400-200). The values that passed the threshold (mean + 8 SD of pre-400-200) were replaced by the mean of the 10 consecutive values both before and after (a total of 20 values). Any consecutive values that were higher than the mean plus 8 SD of the pre-impact signal were not included in this mean value. The substituted values were included in order to obtain the mean at subsequent points.

Once movement artefacts had been removed, 3 ms RMS was applied to all the EMG signals. Burst onset and offset were detected during the 500 ms prior to and after the weight impact time. This detection comprised two steps: a) initial detection (corresponding to the cross points in Figure 3); and b) final onset and offset of the burst (corresponding to the vertical scratched section in Figure 3). Initial detection involved identifying all the continuous data that were higher than the mean plus 2 SD of the pre-400-200 values for at least 9 ms. This first step yielded a temporary definition of the burst segment duration and its corresponding temporary onset and offset burst points. In a second step, burst onset and offset were redefined. A final burst onset was defined by calculating the mean of the backwards 9 ms running window from the initial burst point. Final burst onset was established as the farthest point at which the window mean was higher than the pre-400-200 mean. Final burst offset was defined using the forwards 9 ms running window from the final burst point. Again, burst offset was established as the farthest point at which the window mean was higher than the pre-400-200 mean. All data between final burst onset and final burst offset were considered as burst data. The rest of the recording was considered as baseline signal. By way of an

example, Figure 3 shows an EMG recording in which the different detections made by the algorithm can be observed. Note the different thresholds used by the algorithm and the parts of the EMG recording identified as initial detection, as burst or as baseline signal.

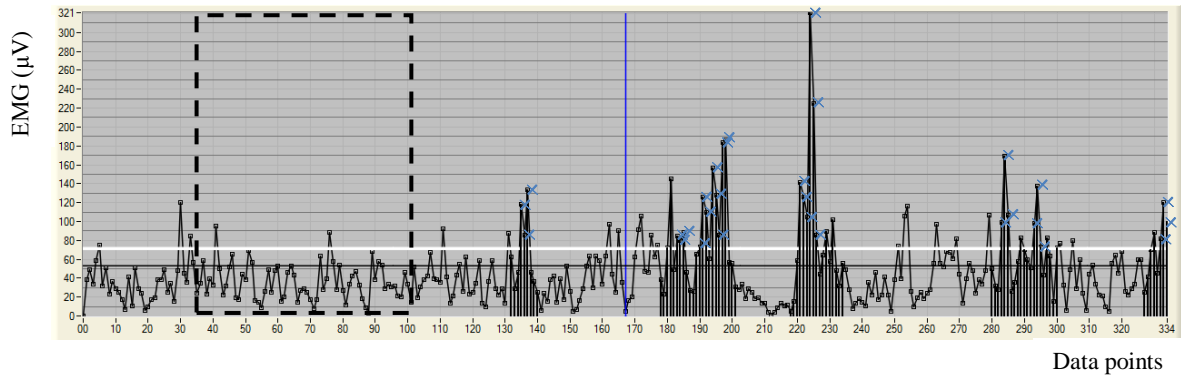


Figure 3. Example of an EMG recording showing the detections made by the algorithm. The continue vertical line is the weight impact time, the dash line box is the pre-400-200 register zone, the white horizontal line indicates the threshold for the initial detection (mean plus 2 SD of the pre-400-200 values) and the black horizontal line is the threshold for final burst detection (mean of the pre-400-200 values). The bare black EMG signal corresponds to that considered by the algorithm as the baseline signal, the cross points indicates the initial (temporal) detection and the EMG signal with the vertical scratched below area refers to a burst.

The algorithm was executed using a computer program created in Labwindows CVI2010 (National Instruments). This program runs in a Windows environment and with a processor Pentium IV or higher with 64Mb RAM. As seen in Figure 4, this program includes a main menu (interface) from which the user can choose the previously established parameters for detecting initial (temporary) and final burst onsets and offsets. It also offers the possibility of detecting areas of the EMG recording with activation levels below the pre-400-200 values referred to as a gap (included in the baseline in this study, and therefore not validated).

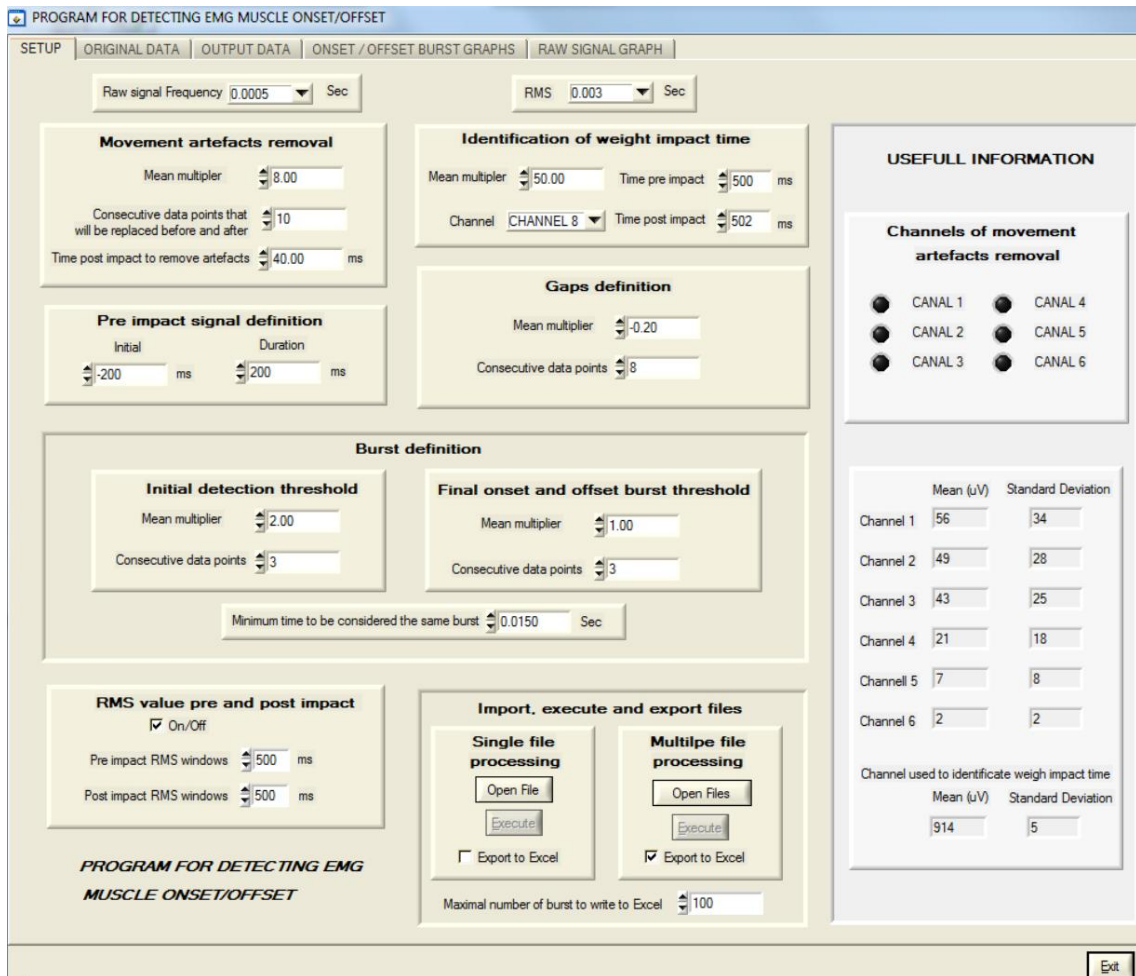


Figure 4: Program main (interface) from which the user can choose the parameters for detecting initial (temporary) and final burst onsets and offsets between others.

2.4 Visual determination of onset/offset

A kinesiologist with more than 20 years of experience visually determined the onset of EMG activity on the basis of the earliest rise in EMG activity beyond the baseline signal [9]. The examiner remained blind to algorithm output, group membership, and specific muscle while coding the EMG records. The offset of EMG activity was determined as the last decrease in EMG activity after each onset detected. For each recording to be interpreted the experienced examiner was shown the rectified raw signal (Figure 5A) and the same signal following noise removal and application of 3 ms RMS (Figure 5B). The examiner indicated the points in time that corresponded to the different burst onsets and offsets (Figure 5B), and these were then digitalized manually.

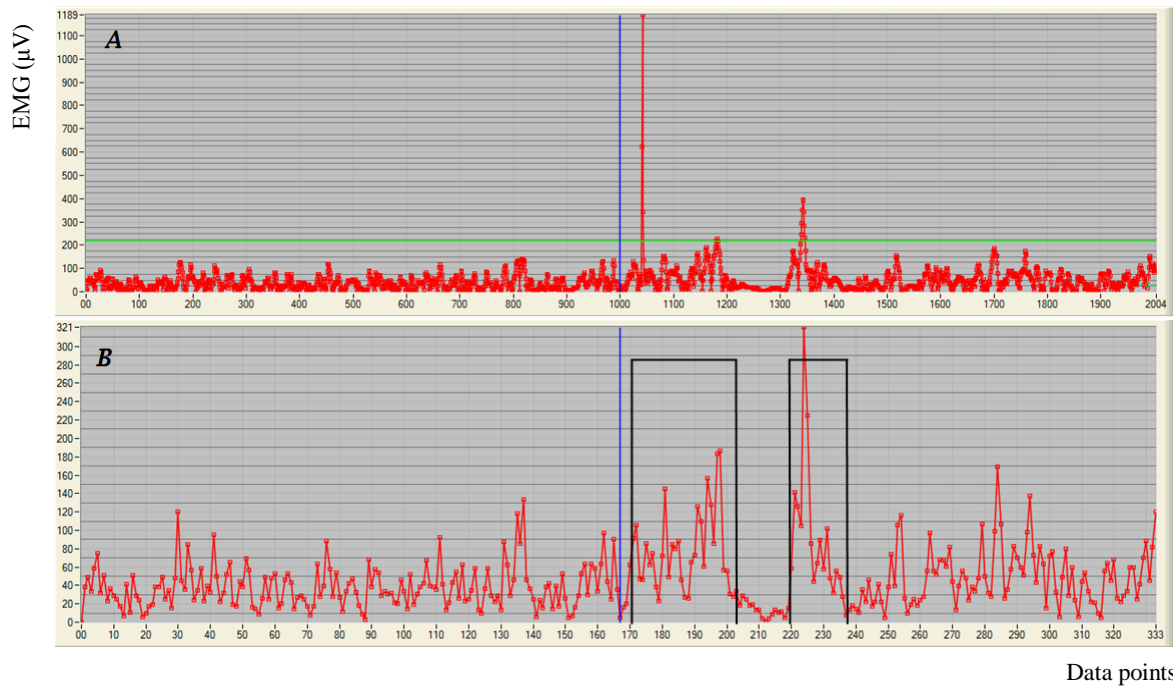


Figure 5. Example of an EMG recording in which the burst is determined visually by an experienced examiner. A: Raw recording. B: Recording subsequent to removal of the movement artefact and after smoothing the signal with a 3 ms RMS. The blue line is the weight impact time, the green line is the threshold of the mean plus 8 SD (noise removal) and the black lines indicate the location of bursts according to the experienced examiner.

2.5 Statistical analysis

In order to assess the reliability of the algorithm with respect to visual inspection by an experienced examiner (gold standard), four aspects were considered: a) the degree of agreement between the two systems (concordance); b) the sensitivity and specificity achieved by the algorithm; c) the degree of over-detection and under-detection by the algorithm; and d) the probability that a burst detected by the algorithm corresponds to a burst detected by the experienced examiner (positive predictive value), and the probability that a baseline signal detected by the algorithm corresponds to a baseline signal detected by the experienced examiner (negative predictive value). Prior to the reliability calculations all the data points of all the EMG recordings were classified as one of the following:

- True positives (TP): Recorded values classified as a burst by both the algorithm and the experienced examiner;

- True negatives (TN): Recorded values classified as a baseline signal by both the algorithm and the experienced examiner;
- False positives (FP): Recorded values classified as a burst by the algorithm but not by the experienced examiner;
- False negatives (FN): Recorded values classified as a burst by the experienced examiner but not by the algorithm.

Concordance was defined as the sum of the number of TP and the number of TN divided by the total number of data points. Sensitivity was calculated as the quotient between the number of TP and the sum of the TP and FN. Specificity was calculated as the quotient between the number of TN and the sum of the TN and FP. The degree of over-detection by the algorithm was defined as the quotient between the number of FP and the sum of the TP and FN. The degree of under-detection by the algorithm was defined as the quotient between the number of FN and the sum of the TN and FP. The positive predictive value (PPV) was calculated as the quotient between the number of TP and the sum of the TP and FP. Finally, the negative predictive value (NPV) was calculated as the quotient between the number of TN and the sum of the TN and FN.

These indicators were calculated for both the pre-impact and post-impact phases, as well as for the signal as a whole, and finally the means were derived. For the pre-impact phase, the sensitivity, the degree of over-detection and the PPV were calculated by means of an alternative method, since it is impossible to perform a division with a zero denominator (from a total of 90 recordings this involved 71 recordings for sensitivity and degree of over-detection, and 40 recordings for the PPV). Specifically, the sensitivity, degree of over-detection and PPV in the pre-impact phase were calculated using a single quotient in which the numerator and the denominator were derived from the mean value for each recording. All the indicators are presented as percentages.

T-test were conducted to evaluate group differences in the reliability indicators obtained from people who suffered chronic low back pain (CLBP) and people who presented no back problems (H). Furthermore, one-way ANOVAs were executed to examine differences

between muscles in reliability indicators of the whole trial and pre-post ratio (PPR) (500ms RMS from EMG signal of pre-impact phases / 500ms RMS from EMG signal post-impact).

3 Results

Table 1 shows descriptive data (expressed as percentages) for the amount of bursts and baseline signals detected by the gold standard (visual inspection) and the algorithm. The performance of the two methods was similar, with the algorithm detecting slightly more bursts, not only in the analysis of the trial as a whole but also in the analyses of the pre-impact and post-impact phases. Both methods clearly revealed the trend for the pre-impact phase to be characterized predominantly by baseline signal, while the post-impact phase showed a relatively equal mix of both baseline signal and bursts.

Table 1. Burst and baseline signal detection by the gold standard and the algorithm.

	Burst				Baseline signal			
	Gold standard		Algorithm		Gold standard		Algorithm	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Total trial	22.41	12.45	26.43	14.45	77.59	12.45	73.57	14.45
Pre-impact	1.71	4.77	5.21	7.51	98.29	4.77	94.79	7.51
Post-impact	42.99	24.36	47.52	25.10	57.01	24.36	52.48	25.10

All data are expressed as percentage (%) of total EMG data points

The reliability of the algorithm was assessed according to the abovementioned indicators (concordance, sensitivity, specificity, degree of over-detection, degree of under-detection, PPV and NPV), which were calculated on the basis of what the gold standard had detected. As can be seen in Table 2 there was a high degree of concordance between the two methods, both for the trial as a whole and for the two phases (all close or above 80%). Similarly, sensitivity and specificity rates were high for the trial as a whole, while the lowest values corresponded to sensitivity and specificity occurred in the pre-impact phase and the post-impact phase, respectively. The degree of over-detection was considerably higher than the degree of under-detection for both phases and for the trial as a whole. The rate of over-

detection ranged between 41.67% and 232.16%, whereas the range of values for under-detection was 0.52-25.11%. The PPV was moderate for the trial as a whole ($66.91 \pm 25.01\%$) and in the post-impact phase ($70.32 \pm 24.61\%$), whereas it was low in the pre-impact phase (23.91%). Finally, the NPV was high for the trial as a whole and in both phases.

Group differences in reliability indicator were found only in UD and NPV values in the post-impact phase ($H=35.38 \pm 64.36$; $CLBP=11.05 \pm 15.75$; $p < 0.05$ and $H=80.26 \pm 22.45$; $CLBP=89.94 \pm 12.62$; $p < 0.05$, respectively) and in the whole trial ($H=7.76 \pm 10.27$; $CLBP=4.08 \pm 5.12$; $p < 0.05$ and $H=93.20 \pm 7.62$; $CLBP=96.04 \pm 5.13$ $p < 0.05$, respectively). In addition, some differences were found between muscles in whole trial reliability indicators and PPR (Table 3). Muscles SE, RM and LM obtained lower values of sensibility and higher values of specificity but only SE obtained lower values of NPV and higher values of UD. The PPR showed muscles differences so that RM and LM showed higher values than BB and IO (SE and EO obtained intermediate point values). Contrary, no differences were found in concordance, OD and PPV.

Table 2. Degree of concordance between the two methods, sensitivity, specificity, over-detection and under-detection by the algorithm, and PPV and NPV.

	Concordance (%)		Sensitivity (%)		OD (%)		PPV (%)		Specificity (%)		UD (%)		NPV (%)	
	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD	Mean	SD
Total trial	87.21	7.66	79.49	21.16	51.10	59.71	66.91	25.01	89.22	10.14	6.21	8.72	94.40	6.80
Pre-impact	95.58	6.58	*72.94		*232.16		*23.91		96.00	6.69	0.52	1.77	99.51	1.64
Post-impact	78.90	12.19	79.89	21.06	41.67	49.41	70.32	24.61	73.88	23.79	25.11	51.21	84.29	19.5

* Derived from a quotient based on the mean value of the true positives, the false negatives and the false positives of all attempts, since the standard methodology cannot be applied here.

PPV = positive predictive value

NPV = negative predictive value

OD = over-detection by the algorithm

UD= under-detection by the algorithm

All data are expresses as a percentage (%)

Table 3: One way ANCOVAs results and descriptive data corresponding to the comparisons of six muscle [spinal Erector (SE), right Multifidus (RM), left multifidus (LM), brachial biceps (BB), external oblique (EO) and internal oblique (IO)] in reliability indicators of the whole trial and pre-post ratio (PPR).

	SE		RM		LM		BB		EO		IO		gl	F	Sig(p)	Post-hoc
Concordance (%)	85.83	8.04	87.82	6.49	90.73	5.08	89.23	6.00	82.60	9.80	87.00	8.23	5(89)	2.181	ns	-----
Sensitivity (%)	68.50	21.01	62.17	21.82	66.37	21.53	96.54	5.07	89.88	12.46	91.38	10.33	5(85)	11.869	0.000	C1,C2,C3 < C4,C5,C6
OD (%)	27.92	31.58	31.12	31.36	47.70	32.45	40.34	42.79	76.29	73.71	83.61	96.94	5(85)	2.422	0.043	Ns pair comparison
PPV (%)	76.88	24.33	64.53	31.45	57.40	25.34	75.83	17.92	62.87	22.96	63.24	23.57	5(88)	1.469	ns	-----
Specificity (%)	92.38	7.95	94.27	4.57	94.4	4.05	86.19	8.21	81.11	14.95	86.39	10.53	5(89)	5.347	0.000	C1,C2,C3 > C5
UD (%)	12.03	10.09	9.92	13.53	5.51	4.67	1.85	3.07	4.04	5.69	3.47	6.24	5(89)	3.608	0.005	C1 > C4
NPV (%)	89.29	8.03	91.77	9.03	94.83	4.47	98.10	3.00	96.04	5.00	96.72	5.58	5(89)	4.223	0.002	C1 < C4, C6
PPR (%)	0.48	0.12	0.61	0.11	0.67	0.10	0.21	0.12	0.53	0.31	0.37	0.22	5(89)	13.335	0.000	C1,C2,C3,C5 > C4; C2,C3 > C6

PPV = positive predictive value
 NPV = negative predictive value
 OD = over-detection by the algorithm
 UD= under-detection by the algorithm

4 Discussion

The results confirmed that the algorithm presented in this paper is a valid method for detecting the multiple burst onsets and offsets that occur in the trunk and arm muscles during stabilization in response to a perturbation. The descriptive data regarding the amount of bursts and baseline signals detected by the gold standard (visual inspection) and the algorithm indicated that the two methods perform very similarly. Note, however, that the algorithm tends to classify more data points as bursts, either as a result of detecting a greater number of bursts or because the detected bursts have a longer duration, whether across the recording as a whole or in the two phases (pre and post impact) studied separately. Based on our reliability results, it can be stated that across the whole trial the two methods showed a notable degree of concordance, with high sensitivity and specificity, a higher rate of over-detection than under-detection, and a PPV that is lower than the NPV. Taken together, the data showed that for the trial as a whole the algorithm is a highly reliable method for detecting the different muscle bursts, though there is a slight tendency towards over-detection.

The algorithm described in this paper was specifically designed to detect the multiple bursts that occur during trunk stabilization in response to an external force. Most of the algorithms developed to date with a similar purpose have been limited to detecting the initial sudden change in signal amplitude so as to determine the latency of muscle activation or deactivation, rather than the whole sequence of rhythmic changes that take place during the process of stabilization [5, 10, 11, 26, 31, 32]. Indeed, it is only recently that we have seen the development of methods for evaluating muscle onsets/offsets that are capable of assessing not only the initial change but changes across the whole of a recording [33]. However, these methods are highly complex.

Those methods which define a threshold on the basis of the mean and standard deviation have used different combinations of filter type and bandwidth, threshold value and number of samples included in a sliding window, such that they are sensitive only to fluctuations of large magnitude or long duration, rather than to the constant changes that characterize our raw signal. In other words, previous methods used wide windows so as to ensure that a data point is not an erratic peak in the contraction, and/or used wide bandwidth filters to produce considerable smoothing of the signal fluctuation. Both options have proved useful for

identifying the point at which the signal as a whole increased its amplitude, but not for detecting small changes over a short period of time.

The present algorithm avoids the complexity of other methods and is based on parameters that are frequently used to detect muscle onsets and offsets (mean and SD), and yet it remains capable of detecting small variations in amplitude over time. This detection ability can be attributed to three aspects: a) the low filtering to which the EMG recordings were subjected: the signal was smoothed using a 3 ms root mean square; b) the movement artefacts were removed from the 40 ms subsequent to impact; and c) the use of a double threshold, the first for the initial detection of burst (locating large amplitudes) and the second to determine the burst onset and offset.

It should be noted that methods based on means and standard deviations need to be adapted to the specific musculature and action to be analysed so as to identify the threshold and optimum window in each case. This fact, which has been a target of criticism from some authors [33], prevents the establishment of a standardized analytic criterion. In this study the algorithm is presented alongside the computer program used to execute it automatically. The program is set up so as to enable the different parameters to be modified and adapted to different muscle conditions. It is also able to provide a graphical illustration of the recording, including the thresholds, the zones classified as 'initial detection', those which indicate burst and those which correspond to a baseline signal. This graphical output enables the user to check visually whether the parameters chosen match the opinion of an experienced examiner.

The greater detection of bursts by the algorithm presented in this paper could be of interest in studies that seek to achieve highly sensitive detection of any increase in muscle activity, it being accepted that on occasions the algorithm will classify as a burst an increase in signal amplitude that would not be large or long enough to convince an experienced examiner that a true burst had been observed. Therefore, if the aim was to detect only those bursts which would also be classified as such through visual inspection by an experienced examiner, it would be necessary to change the algorithm's parameters and raise its threshold. In such situations one would be aiming to achieve much greater specificity, probably at the expense of reduced sensitivity.

Despite the high agreement between the algorithm and the gold-standard when considering the trial as a whole, the reliability parameters may be distinctly impacted because there is a clear differentiation in the type of signal observed in the two phases: in the pre-impact phase both methods detected a predominance of baseline signal, whereas the post-impact phase showed a much more equal mix of both baseline signal and burst.

The pre-impact phase was characterized by a less than perfect concordance expected in an ideal situation of complete rest. In contrast to this ideal situation the pre-impact phase in the present study was characterized by considerable muscle activity as a result of two factors: a) the subject was standing with both feet on the ground and with the knees and hips slightly flexed; and b) the state of preparedness in which the subject was waiting for the imminent perturbation. This situation meant that the EMG signal corresponding to the pre-impact phase showed more oscillations in amplitude, and some of the resulting peaks could be interpreted and classified as a burst. Another factor that led to increased signal amplitude during the pre-impact phase was the electrical activity of the heart which was detected in the EO recording, this being due to the proximity of the corresponding electrode to the heart. Cardiac activity was evident at those points when muscle activity was minimal.

The remaining reliability indicators were also affected by the EMG characteristics of the pre-impact phase. This is particularly the case of sensitivity and specificity, which are calculated on the basis of the quotient between the detections made by the algorithm that coincide with those obtained through the gold standard (TP or TN) and all the detections made by the gold standard (TP + FN or TN + FP). If the TP + FN and the TN + FP, or in other words, if the number of positive detections (burst) and negative detections (baseline signal) made by the gold standard are equal, then the sensitivity and specificity will be parameters that vary by the same magnitude regardless of whether the method under study (the algorithm) detects more FP or more FN (as observed in the post-impact phase). By contrast in the pre-impact phase, the number of positive detections by the gold standard was much lower than the number of negative detections, then a small number of FN produced a notable decrease in sensitivity. Conversely, the same low number of FP only led to a subtle decrease in specificity. This effect is also produced when analysing the degree of over- and under-detection by the algorithm, since the denominator here also contained the number of detections made by the gold standard. The analyses of PPV and NPV were not affected in this way and can be interpreted without the aforementioned considerations.

In the pre-impact phase, the greater detection of muscle activity shown by the algorithm can be partially attributed to three factors: a) in order to calculate the mean and standard deviation the algorithm only used values from the recording between -400 and -200 ms. Although the examiner who performed the visual inspection was aware of this criterion it was nonetheless easy for him to be influenced by the whole of the 500 ms prior to impact, rather than just the part of the recording used by the algorithm. b) The examiner was aware of the task characteristics (weight released at time = 0) and knew the exact point in the recording where the weight made impact (indicated by a line). This meant that the examiner had an initial idea of the nature of this first fragment, that is, he expected to observe more baseline signal and, theoretically, a minimal presence of burst. c) The recordings with a notable increase in signal amplitude (normally those corresponding to the brachial biceps) could lead the examiner to overlook more subtle bursts. This aspect was heightened by the fact that the EMG printouts analysed visually by the examiner were on a scale proportional to the maximum magnitude of signal amplitude, the consequence being that the scale was less precise in the event of large increases in EMG amplitude

The small differences in the reliability obtained from people who suffered CLBP and healthy people in UD and NPV of the post-impact phase and whole trial could be a consequence of some muscle feature of CLBP. If CLBP demonstrated less activity after an impact (less data points of EMG detected as a burst), then lower UD and the higher NPV (better reliability) would be obtained. However, controversy exists regarding the level of EMG activity shown by CLBP after an impact. Some studies suggest increased co-contraction of trunk muscles in CLBP after an impact [26] while others seem to support a decrease in their activity [34]. The objective of our study was not to address this question, but future studies could examine this issue. Finally, significant differences between muscles were found in some whole trial reliability indicators and PPR. We found that muscles with higher PPR (RM, LM) had better (higher) specificity values and worse (lower) values of sensibility. In other words, bursts were more difficult to be detected than baseline signal in those muscles with higher background (muscle activity before the impact). On the other hand, muscles with relatively low background (BB, OI), the opposite was true. The same background effect in the onset/offset detection had been previously reported in some others algorithms [9, 35]. In general, it seems that those trunk muscles that are more involved in the maintenance of the posture tend to have a higher difficulty detecting burst, i.e. lower sensitivity. On the contrary, those trunk muscles that clearly react to the impact seem to have better burst detection and

therefore higher sensitivity. More complex algorithms, such those based on generalized likelihood ratio (AGLR)[35], minimize this background effect. Future studies should compare the proposed algorithm based on means and standard deviations (not complex algorithm) with more complex options.

Although our algorithm seemed to be a reliable and valid tool to detect EMG bursts during a trunk stabilization task, the use of an expert as the gold standard involves a limitation in this study. The expert may introduce potential biases given that he uses subjective criteria, such criteria depends on his level of expertise, and it may change over time. Furthermore, using only one expert is also a limitation. Future studies could further validate this algorithm by using multiple experts and by testing artificially generated EMG signals with known characteristics. Furthermore, caution regarding the results obtained from the multifidus muscles should be taken given that this study used surface EMG.

5 Conclusion

The algorithm described in this paper is able to detect burst onset and offset in an EMG derived from trunk and arm muscle activity recorded during trunk stabilization in response to a perturbation. The program provided is flexible and includes user and graphical interfaces. The selected parameters of the program were valid for the purpose of this study with a negligible tendency to over-detect bursts.

6 Mode of availability

Our program is available to readers who are interested in using this program by contacting the corresponding author through the following email address: jjubany@fub.edu. Input samples and a brief user manual are also available.

7 Acknowledgements

We would like to thank Josep Molina Sallent for his valuable support provided in setting up the software presented in this paper. We would also like to thank all subjects who participated in this study. This work was supported in part by grants from the Catalonia and Balears Medic and Health Scientific Academy (Catalano-Balear Society of Physiotherapy) and both full affiliations (INEFC and FUB).

8 References

1. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13(2):135-63.
2. Falla D, Jull G, Hodges PW. Feedforward activity of the cervical flexor muscles during voluntary arm movements is delayed in chronic neck pain. *Exp Brain Res.* 2004;157(1):43-8.
3. Cools AM, Witvrouw EE, Declercq GA, Danneels LA, Cambier DC. Scapular muscle recruitment patterns: trapezius muscle latency with and without impingement symptoms. *Am J Sports Med.* 2003;31(4):542-9.
4. Larivière 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;109(4):577-90.
5. MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW. People with recurrent low back pain respond differently to trunk loading despite remission from symptoms. *Spine.* 2010;35(7):818-24.
6. Hodges PW, Moseley GL, Gabrielsson A, Gandevia SC. Experimental muscle pain changes feedforward postural responses of the trunk muscles. *Exp Brain Res.* 2003;151(2):262-71.
7. Day A, Taylor NF, Green RA. The stabilizing role of the rotator cuff at the shoulder-responses to external perturbations. *Clin Biomech* 2012;27(6):551-6.
8. Aminaka N, Pietrosimone BG, Armstrong CW, Meszaros A, Gribble PA. Patellofemoral pain syndrome alters neuromuscular control and kinetics during stair ambulation. *J Electromyogr Kinesiol.* 2011;21(4):645-51.

9. 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.
10. Mehta R, Cannella M, Smith SS, Silfies SP. Altered trunk motor planning in patients with nonspecific low back pain. *J Mot Behav.* 2010;42(2):135-44.
11. Vera-Garcia FJ, Brown SHM, Gray JR, McGill SM. Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech.* 2006;21(5):443-55.
12. Klyne DM, Keays SL, Bullock-Saxton JE, Newcombe PA. The effect of anterior cruciate ligament rupture on the timing and amplitude of gastrocnemius muscle activation: a study of alterations in EMG measures and their relationship to knee joint stability. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(3):446-55.
13. Seitz AL, Uhl TL. Reliability and minimal detectable change in scapulothoracic neuromuscular activity. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(6):968-74.
14. Bonato P, D'Alessio T, Knaflitz M. A statistical method for the measurement of muscle activation intervals from surface myoelectric signal during gait. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1998;45(3):287-99.
15. Micera S, Sabatini AM, Dario P. An algorithm for detecting the onset of muscle contraction by EMG signal processing. *Med Eng Phys.* 1998;20(3):211-5.
16. Merlo A, Farina D, Merletti R. A fast and reliable technique for muscle activity detection from surface EMG signals. *IEEE Trans Biomed Eng.* 2003;50(3):316-23.
17. Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. External perturbation of the trunk in standing humans differentially activates components of the medial back muscles. *J Physiol.* 2003;547(2):581-7.
18. Pedersen MT, Essendrop M, Skotte JH, Jørgensen K, Fallentin N. Training can modify back muscle response to sudden trunk loading. *Eur Spine J.* 2004;13(6):548-52.
19. Worsley P, Warner M, Mottram S, Gadola S, Veeger HE, Hermens H, et al. Motor control retraining exercises for shoulder impingement: effects on function, muscle activation, and biomechanics in young adults. *J Shoulder Elbow Surg.* 2013;22(4):e11-9.
20. Vasseljen O, Dahl HH, Mork PJ, Torp HG. Muscle activity onset in the lumbar multifidus muscle recorded simultaneously by ultrasound imaging and intramuscular electromyography. *Clin Biomech.* 2006;21(9):905-13.

21. Horak FB, Esselman P, Anderson ME, Lynch MK. The effects of movement velocity, mass displaced, and task certainty on associated postural adjustments made by normal and hemiplegic individuals. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1984;47(9):1020-8.
22. Hallett M, Shahani BT, Young RR. EMG analysis of stereotyped voluntary movements in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*. 1975;38(12):1154-62.
23. Van Boxtel GJ, Geraats LH, Van den Berg-Lenssen MM, Brunia C. Detection of EMG onset in ERP research. *Psychophysiology*. 1993;30(4):405-12.
24. De Luca CJ, Gilmore LD, Kuznetsov M, Roy SH. Filtering the surface EMG signal: Movement artifact and baseline noise contamination. *J Biomech*. 2010;43(8):1573-9.
25. Cholewicki J, Silfies SP, Shah RA, Greene HS, Reeves NP, Alvi K, et al. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine*. 2005;30(23):2614-20.
26. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*. 2000;25(8):947-54.
27. Freriks B, Hermens H. SENIAM project: European Recommendations for Surface ElectroMyoGraphy: Roessingh Research and Development; 2000.
28. Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(1):10-6.
29. Mannion AF, Adams MA, Cooper RG, Dolan P. Prediction of maximal back muscle strength from indices of body mass and fat-free body mass. *Rheumatology*. 1999;38(7):652-5.
30. Durnin JV, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br J Nutr*. 1974;32(1):77-97.
31. Stokes I, Fox J, Henry S. Trunk muscular activation patterns and responses to transient force perturbation in persons with self-reported low back pain. *Eur Spine J*. 2006;15(5):658-67.
32. Gregory DE, Brown SHM, Callaghan JP. Trunk muscle responses to suddenly applied loads: Do individuals who develop discomfort during prolonged standing respond differently? *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(3):495-502.
33. Vannozzi G, Conforto S, D'Alessio T. Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(4):767-72.

34. Shenoy S, Balachander H, Sandhu J. Long latency reflex response of superficial trunk musculature in athletes with chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil.* 2013;26(4):445-50.
35. Lee TR, Kim YH, Sung PS. Spectral and entropy changes for back muscle fatigability following spinal stabilization exercises. *J Rehabil Res Dev.* 2010;47(2):133-42.

CAPÍTOL 5:

Fatigability and motor pattern of trunk and limb muscles during the Biering-Sørensen test: comparison between subjects with and without low back pain and methodological comparison

Title: Fatigability and motor pattern of trunk and limb muscles during the Biering-Sørensen test: comparison between subjects with and without low back pain and methodological comparison

Authors: Júlia Jubany (corresponding author)
Rosa Angulo-Barroso

Full affiliation: Institut Nacional d'Activitat Física de Catalunya Barcelona
(INEFC)
Avinguda de l'Estadi 12-22
Anella Olímpica
08038 Barcelona (Spain)

Fundació Universitària del Bages (FUB)
Avinguda Universitària 4-6
08242 Manresa, Barcelona (Spain)

Present address of author: Institut Nacional d'Activitat Física de Catalunya Barcelona
Av. de l'Estadi 12-22
Anella Olímpica
08038 Barcelona (Spain)
Tel: (+34) 93 425 54 45

Keywords: electromyography; fatigability, motor pattern; low back pain; Sorensen test

Abstract:

Despite the fact that the Biering-Sorensen test is widely used to evaluate the fatigability of back muscles, controversy exists regarding the differential behaviour of back muscles in people with chronic low back pain (CLBP). The potential causes of this discrepancy may lay in the methodology used. This study examined two aims: a) To contrast group difference results in EMG data using two Sorensen test methods, and b) to examine differences between CLBP and healthy subjects in trunk and limb muscles' fatigability patterns. Subjects with and without CLBP carried out two Sorensen tests on two separate days, one with 55% of their predicted Maximum Voluntary Contraction (MVC) and the other with 55% of their real MVC (non-predicted). The surface electromyography of trunk and limb muscles was recorded. The median frequency slope (MFSlope), the root mean square surface slope (RMSSlope) and the normalized root mean square (RMSMean) were analysed over the first 30 seconds period (F30) for each muscle and over three periods of 1/3 of the whole fatigue test (T1, T2, T3). Graphic representation of the MFSlope and RMSSlope were analysed over T1, T2 and T3. Group differences exist for time to fail while no differences were observed in muscle fatigability between CLBP and healthy subjects using the prediction load method. Flatter MFSlopes and RMSSlopes for CLBP in non-predicted tests may be a consequence of the methodology and not a feature of people with CLBP. Common motor patterns exist in both groups to resist the fatigue of body sustentation with some differences between groups. In both groups, the spinal erector, right multifidus and left multifidus muscles decreased their contribution along the test while the major gluteus and external oblique muscles seemed to increase it. People with CLBP used the multifidus muscle with less shift of the responsibility of body holding compared to H.

1 Introduction

Chronic low back pain (CLBP) is a multifactorial syndrome that will affect 80% of the population at least once in their lifetime (WHO) [1, 2]. This syndrome is the leading cause of disability in the young adult population and has a significant economic impact both for individuals as well as for society in general. Also known as chronic non-specific low back pain due to the lack of knowledge of the causal element behind the pain, it has been associated in recent times with different muscle dysfunctions. Among these, extensor muscle fatigability [3-5] or alteration of muscle patterns can be found [6, 7]. Although several studies have analysed the musculature of these conditions, there is still no unanimity on the matter today.

Muscle fatigability is defined as the speed by which the musculature shows signs of fatigue such as increased metabolic concentrations, change in the driving speed of muscle fibres, or the change in the number of recruited fibres [8]. This fatigability can be assessed from the analysis of the electromyographic signal (EMG). In situations of muscle fatigue, only in situations of submaximal force, the EMG signal experiences a frequency decrease and an amplitude increase [9]. The magnitude of these changes can be seen by calculating the slope derived from the different values of median frequency of the EMG power spectrum (MFSlope) and from the different Root Mean Square values (RMSSlope) over a given time span. Although the MFSlope and RMSSlope consist of descriptive parameters derived from a fatigue condition, the MFSlope parameter is more reliable, as it is less affected by the motor unit recruitment pattern [10] and so is more widely used for this purpose [11].

Classically, the use of MFSlope analysis had linked the CLBP population with increased extensor muscle fatigability (a steeper MFSlope) [3-5], but other studies found completely opposite findings for this particular group. Some of these linked subjects with CLBP to flatter MFSlopes [12-15] and others noted the absence of differences in this parameter between subjects with or without CLBP [16-18].

Notably, among studies of trunk extensor muscles' fatigability which compare the two groups, important methodological differences can be found which may explain this contradiction. One of these is the different criteria used to determine the loads applied to the individual during the test. Some use loads calculated from a percentage of the maximum

voluntary contraction (MVC) whose range varies between 40% and 80% of the MVC [5, 12, 13]. Others use loads that are directly related to body weight [16, 19, 20] or even others use loads of the same value for all individuals of the same sex [21]. Those studies which use a percentage of the MVC to determine the load may be applying loads which are significantly lower in subjects with CLBP, because in many studies this group has been shown to have reduced ability for generating MVC [12, 17, 22]. Kramer et al. [23] reported that the CLBP group had a 60 % lower MVC than the healthy group. Lower loads in the CLBP group may be the cause of a flatter MF Slope for the healthy group as less fatiability is attributed to the first group. Conversely, if the load applied in the test is directly related to body weight [16, 19, 20] bias can be given in the opposite direction. Those individuals with greater body mass (possibly the CLBP group) will receive higher loads and will therefore be more prone to early fatigue (steeper slope). Furthermore, limited information exists describing EMG fatigability patterns in subjects with and without CLBP. Recent evidence seems to reveal the existence of muscle patterns which are strategies to offset the fatigue of some muscle groups. EMG analysis has revealed that in efforts maintained from the lumbar extensor, the muscular contribution of some muscles like the spinal erector (SE) decreases [24-26] whereas other muscles like the major gluteus (G) [24, 25], the femoral biceps (FB) [24, 25] or the dorsal spinal erector may increase [26]. The sequence / timing of fatigability patterns could be altered in subjects with CLBP.

Using the Biering-Sørensen test (Sørensen test) as one of the most used for the evaluation of trunk muscle endurance, (a test described in 1984 in the journal *Spine* [27]), this study has two objectives: a) To contrast group difference results in EMG amplitude and frequency using two methods of calculating the load applied in the Sørensen test: one of them using a percentage of a real MVC and the other using the a percentage of a defined MVC from a prediction using anthropometric characteristics of the subject, and b) To examine differences between CLBP and healthy subjects in the fatigability patterns of trunk and limb muscles during the most appropriate Sørensen test method.

2 Methodology

2.1 Subjects

25 subjects with CLBP and 26 healthy subjects aged between 25 and 55 years were recruited. The inclusion criteria for subjects with CLBP were as follows: having experienced lumbar or lumbosacral pain either daily or almost daily for more than one year and at least 7 points of pain intensity in the Visual Analogue Scale in their worst periods. Those subjects who had been pregnant in the preceding two years or who had other health problems detected were not included and those subjects experiencing great pain were not allowed to participate on those days. The exclusion criteria for healthy people were as follows: acute back pain in the preceding two years, pregnancy in the preceding two years and other health problems. The CLBP subjects were recruited through the "Fundació Althaya" in Manresa, Spain and healthy subjects were recruited to match CLBP subjects so that age, sex, height and weight were as similar as possible (Table 1). All of them gave informed consent prior to enrollment. The project was approved by the Ethics Committee of the Catalan Sports Administration and the Ethics Committee of "Fundació Unió Catalana d'Hospitals".

2.2 Procedures

Two sessions were designed for full data collection. In each session the necessary anthropometric measurements were collected for the realization of the MVC and for the calculation of the load applied in the Sørensen test. At the same time, the MVC measurements were made and finally the Sørensen test was performed. There were 3 MVC attempts in the flexion, lateral bending and extension directions using the Hand Held Dynamometer + Structure (HHD+S) (Chapter 3). The value of the maximum effort was defined as the average of the two first attempts if the difference between them was less than 5%. If the difference was greater, the average of the two highest values of the three attempts was used. The MVC was carried out to ascertain two objectives: a) to determine exactly the maximum extensor moment that each subject was able to do to calculate the Non-Predicted Sørensen test load and b) to normalizing each EMG signal recorded during the tests. Subjects carried out two modalities of the Sørensen test in two different sessions in a random order: the Predicted Sorensen Test (PST) and the Non-Predicted Sorensen Test (Non-PST).

2.3 Predicted and Non-Predicted Sorensen Test

For both tests, the Biering-Sørensen test [27] was carried out with very few modifications. As can be seen in Figure 1, the subject was placed in the prone position with the two anterior superior iliac spines at the edge of the examination couch and with their legs strapped down. A rod was placed horizontally at the T7 level to indicate the height that the subject should maintain during the test. The height of the rod was defined as the distance between the ground and T7 of each subject in a prone position on the examination couch minus 3 centimetres. Before starting both tests, either a direct weight (to add weight) or a pulley system weight (to reduce weight) was placed at the level of 90% of the trunk length (approximately at the level of the armpits) based on the initial calculations of each test for each individual. The subject was asked to raise their trunk up to the horizontal rod placing their arms crossed in front of their face and to maintain this position as long as they could. The subject received instructions and encouragement from the examiner during the test.



Figure 1: Modified Sorensen test. This figure shows the pulley system weight to reduce weight

In the Non-PST, the weight was calculated so that during the test the subject would perform an extension moment which was 55% of their real MVC effort which they had previously carried out. On the contrary, in the PST test, the weight used was a load that represented 55% of the predicted maximum extension moment based on the anthropometric characteristics of the subject. The Predicted Maximum Extensor Moment (PMEM) was calculated from an initial calculation of the Fat-Free Body Mass (FFBM) according to Durnin and Womersley [28], a SIRI [29] and finally the Mannion proposed prediction [30]:

$$\text{density} = c - m * \log \text{skinfold (triceps + biceps + subscapular + supr-iliac)}$$

$$\% \text{ fat} = (4.95/\text{density} - 4.50) * 100$$

$$\text{FFBM} = \text{weight} \times (100 - \% \text{fat})/100$$

$$\text{PMEM females} = 6.506 \text{ FFBM} - 47.2$$

$$\text{PMEM males} = 9.227 \text{ FFBM} - 172.9$$

where “c” and “m” are constants defined by Durnin and Womersley according to age and sex, where "skinfold" is the sum of triceps, biceps, subscapular and supra-iliac skinfold and where the “% fat” is the percentage of estimated fat of each individual. Only for the PST, a threshold of a maximum weight of 6 kg was applied to ensure the subjects’ health.

2.4 Surface EMG and data processing

The electromyographic recording was made during the MVC and Sørensen tests. Five extensor muscles and three flexor muscles were recorded: the right thoracic erector spinae (SE) right multifidus (RM) and left multifidus (LM), major gluteus (G), femoral biceps (FB), rectus abdominal (RA), right external oblique (EO) and right internal oblique (IO). Surface electrodes were used (disposable Ag / AgCl, 30 mm diameter, 30 mm inter-electrode distance, Medico Lead-lok, India) placed according to SENIAM specifications [31] with the exception of the BB [32] and the IO [33]. The skin was prepared according to SENIAM specifications [31].

EMG data were collected at 2000 Hz and band-pass Butterworth filtered between 8-500 Hz using the Biomonitor ME6000 (Mega electronics Ltd, Finland) and Megawin 2.4 software. Each EMG signal was split in three equal periods (T1, T2 and T3) as well as isolating the first 30 seconds as another period (F30). Labwindows CVI2010 (National Instruments) was used to compute all values.

For the fourth periods and for each EMG recorded signal the root mean square (RMS) was quantified using a 1024 data points (0.5 seconds) running window. Each RMS value was

normalised by the higher RMS value (1024 data points running window) of the EMG signal from the corresponding MVC effort (extensor for SE, RM, LM, G and FB; flexor for RA; and largest value of flexor or lateral flexor for EO and IO). The Fast Fourier transformation algorithm was used to define the power spectrum and the median frequency (MF) was calculated as the value that divides the area of the spectrum into two equal parts. The following indicators were used to contrast group difference results using two methods: a) the mean of all RMS data (RMSMean) as a descriptor of the quantity of the EMG amplitude existing and b) the slope of the linear regression of all RMS data (RMSSlope) and c) the slope of the linear regression of all MF data (MFSlope) as descriptors of fatigability.

Otherwise, to examine differences between CLBP and healthy subjects in the fatigability pattern of trunk and limb muscles during the most appropriate Sørensen test method, some of the same indicators were used despite using a new approach. The joint evaluation of the MFSlope and the RMSSlope, allows the definition of four muscular states: fatigue increase, recovery (fatigue decrease), force increase, force decrease (Figure 2 A). These four muscular state and their representation were previously defined by Luttmann in a similar fashion [34]. Although these four muscular state are only valid in muscle contractions below 80% of the MVC because of the still existing possibility of motor unit recruitment [24, 26], they describe the muscle evolution during a contraction or a sequence of them. When the external load is constant during exercise (a condition of this study), the following statements can be considered to be true: a) a muscle with these two positive slopes is indicative of increased mechanical contribution to supporting the load (greater strength as time progresses), b) a muscle with these two negative slopes is indicative of a decreased contribution over the time, c) a muscle with a positive RMSSlope and a negative MFSlope is indicative of motor unit recruitment without increased mechanical support contribution (fatigability state), d) a muscle with a negative RMSSlope and positive MFSlope is indicative of a state of fatigue recovery. The analysis of the four muscular states was conducted using the average of the MFSlope and RMSSlope values of the different muscles for each group as well as the values for each individual subject alone. Those subjects whose results were less than 34 seconds were excluded from the statistical analysis and from the analysis of the four muscle states of the variables of the RMSSlope and MFSlope due to the high error of "linear regression" because of the limited data (3 subjects for the Non-PST and 4 subjects for the PST).

2.5 Three-dimensional movement analysis system

The Non-PST and PST were controlled by a three-dimensional movement analysis system using two conventional video cameras and 3DXP Kwon Trial Software. Of the 12 reflective markers placed, only those located in the T7, L3 and S2 spinous process were used. For posture control, 2 parameters were used: the mean lumbar angle along the whole test (the angle between the S2, L3 and T7 markers) and the lumbar angle movement range (the differential value between the maximum and minimum lumbar angle).

2.6 Statistical analyses

All statistical analyses were conducted with the statistical software package SPSS v20. The paired t-test was used to compare subject characteristics and test performance variables between groups. Previously, normal distributions of all subjects' characteristics and test performance data were tested and confirmed using a Wilk-Shapiro test and appropriate transformations were used when normal distribution was not verified. Two-way ANOVA (2x3 ANOVA) with repeated measures was used to compare groups (CLBP and H) and periods (T1, T2 and T3) on RMSSlope and MFSlope variables. Otherwise, analysis of covariance (ANCOVA) was used to compare the same groups and periods on RMSMean, using subjects' MVC as a covariable. Period F30 of RMSSlope and MFSlope was compared using the paired t-test and F30 of RMSMean was compared using one-way ANCOVA using subjects' MVC as a covariable too. RMSSlope and MFSlope data were represented in graphic presentation proposed by Luttmann [34]. When descriptive statistics of each muscle RMSMean yielded values above three standard deviations, these RMSMean and their associated RMSSlope variables were not included in the statistical analysis because they were considered to have been derived from normalization with incorrect MVC values.

3 Results

3.1 *Test performance variables*

CLBP and healthy groups were not different in terms of their subject characteristics except for back extensor MVC in both sessions (Table 1). Clinical characteristics of CLBP can be found in Table 2. When examining test performance variables, no group significant differences were found in time to failure for the Non-PST. On the other hand, there were significant differences between the groups in the PST ($p < 0.001$). For the PST test, the weights administered during the test were 2.42 ± 3.41 for healthy subjects and 2.17 ± 3.39 for the CLBP ($p > 0.05$). On the contrary, the weights used in the Non-PST test were significantly different between the subjects with and without CLBP ($p < 0.01$) showing a difference in weights of 8 Kg (Table 1). These results may be due to the MVC difference of the extensor muscles between groups. There were no differences between groups in the mean lumbar angle and range of this either for the PST or for the Non-PST (Table 1).

Table 1: Sample and test description per group (healthy subjects and subjects with chronic low back pain (CLBP)) and significant values of t-test and chi-square test.

	H	CLBP	95 % IC	Effect Size (Cohen's D)	Sig (p)
<u>Subjects' characteristics</u>					
N	26	25			
Sex [†] (Male%)	34.6	36.0	-0.24 0.27	0.014	ns
Age (years)	39.11 ± 8.73	38.96 ± 8.02	-4.57 4.87	0.02	ns
Height (cm)	166.31 ± 8.51	165.56 ± 8.21	-3.96 5.46	0.09	ns
Weight (Kg)	63.83 ±10.89	66.46 ±12.65	-9.27 4.00	-0.22	ns
Body Mass Index ^a	22.96 ± 2.71	24.16 ± 3.55	-0.12 0.02	-0.38	ns
Waist-hip ratio ^b	0.78 ± 0.08	0.8 ± 0.08	-0.04 0.11	-0.25	ns
International Physical Activity Questionnaire ^a	5303.95 ± 5590.88	7233.33 ± 1659.44	-0.85 0.57	-0.46	ns
Extensor MVC first session (Kg)	54.58 ± 16.53	43.04 ± 13.56	3.01 20.07	0.76	0.009
Flexor MVC first session (Kg) ^a	40.5 ± 11.97	36.44 ± 13.43	-0.06 0.33	0.32	ns
Lateral flexor MVC first session (kg) ^a	41.19 ± 11.89	35.28 ± 10.60	-0.01 0.033	0.52	ns
Extensor MVC second session (Kg)	55.27 ± 14.58	43.48 ± 13.20	3.53 20.05	0.85	0.006
Flexor MVC second session (Kg)	43.54 ± 12.22	37.33 ± 9.97	-0.46 12.87	0.55	ns
Lateral flexor MVC second session (kg)	42.77 ± 10.27	37.05 ± 11.24	-0.61 12.05	0.53	ns
<u>Test Performance Variable</u>					
Load in Non-PST (kg)	0.42 ± 6.55	-7.51 ± 6.71	4.20 11.66	1.20	0.000
Load in PST (kg)	2.42 ± 3.41	2.17 ± 3.39	-1.77 2.26	0.07	ns
Non-PST duration (s)	116.3 ± 63.57	114.53 ± 84.04	-40.40 43.93	0.02	ns
PST duration (s)	91.61 ± 42.63	50.54 ± 26.54	19.58 62.56	1.13	0.000

Non-PST lumbar angle	161.04 ±6.20	157.29 ±10.70	-1.21 8.70	0.44	ns
Non-PST lumbar angle range	4.28 ±3.87	2.81 ±1.39	-0.24 3.18	-0.19	ns
PST lumbar angle	159.10 ±9.67	156.43 ±12.86	-4.03 9.35	0.24	ns
PST lumbar angle range	3.13 ±1.61	3.85 ±2.01	-1.80 0.35	-0.40	ns

MVC: Maximum Voluntary Contraction; H: Healthy subjects; CLBP: subjects with Chronic Low Back Pain; PST: Predicted Sorensen test; Non-PST: Non-Predicted Sorensen test; ns: non-significant; IC: confidence interval

^a *Data transformed using ln because normality test failed*

^b *Data transformed using 1/x because normality test failed*

Values are mean ± standard deviation for continuous variables and n and % for categorical variables. ¹Chi-square for categorical variables.

Table 2: Description of clinic characteristics of CLBP group. Level of pain was analysed using the Visual Analogue Scale (VAS). Low pain was considered pain from 1 to 3.9 of VAS, moderate pain was considered from 4 to 7.9 of VAS and high pain was considered from 8 to 10 of VAS.

	Mean	SD	Maxim	Minim
Maximum level of low back pain in the past year	8.74	± 1.09	10	7
Number of days without pain in the past year	37.4	± 51.83	174	0
Number of days with low pain in the past year	160.48	±88.82	337	0
Number of days with moderate pain in the past year	113.96	±53.02	210	16
Number of days with high pain in the past year	52.64	±66.67	262	0
Oswestry Disability questionnaire(%) [35, 36]	17.93	±15.18	64	0
TAMPA Scale Kinesiophobia [37]	28.58	±6.63	41	14
Pain Catastrophizing Scale [38]	15.67	±15.01	50	0

3.2 Methodological Comparison of EMG variables

The 2 x 3 ANCOVA and 2 x 3 ANOVA to examine RMSmean and fatigue parameters (RMSSlope and MFSlope), respectively, yielded different results when comparing the groups using two methods to calculate the load in the Sørensen test. With the exception of G for RMSmean in the non-predicted test, none of the groups' results by time interactions was significant for any variable in either test. This exception meant a steeper increment of G RMSmean across periods for H when compared to CLBP.

When focusing on group differences, in the Non-PST test the RMSMean values did not show any differences between groups for any of the muscles evaluated. Conversely, in the PST, a difference between groups was observed for the SE, RM, LM, IO and G with higher values for subjects with CLBP (Tables 3 and 4). In the RMSSlope and MFSlope variables, differences between groups in the PST were not found with the exception of the LM in the RMSSlope. For the RMSSlope variable, the LM muscle showed a steeper slope in the CLBP group. In the Non-PST, both slopes (RMSSlope and MFSlope) showed differences between groups for the majority of the muscles. The CLBP group obtained: a) lower values of RMSSlope in all the extensor muscles recorded (5 muscles out of 8) and b) a flatter MFSlope in 4 of 8 recorded muscles including RA, LM, RM, and G (Table 5 and 6).

Our group findings for RMSmean and MFSlope were very similar when considering F30 alone and when T-tests were used: a) No difference between groups of the RMSMean for the Non-PST in contrast to the large number of muscles with a high value in the CLBP which were observed in the PST, and b) No difference between groups of the MFSlope for the PST unlike the high number of muscles with flatter slopes in the CLBP which were recorded in the Non-PST. c) No difference between groups in the RMSSlope for the PST in spite of the fact that in the Non-PST, the results of F30 failed to show the same group differences which were found when considering the three periods T1, T2 and T3.

When utilizing 2 x 3 ANCOVA and 2 x 3 ANOVA to examine RMSmean and fatigue parameters respectively, and examining differences across periods (T1, T2 and T3), similar results were observed for both tests in the three variables: RMSMean, RMSSlope and MFSlope. Only in the PST, did the RMSMean of the multifidus, G, and IO increase in value as the test progressed (Tables 3 and 4). The changes observed between T1, T2 and T3 in the RMSSlope were the RM and LM muscles for both tests and the SE only in the PST, all showing a decrease in value as the test progressed. Finally, the two tests showed flatter FMSlopes in T3 than in T1 for the extensor muscles, ie the SE in the PST and the RM and FB for the Non-PST (Tables 5 and 6).

Table 3: RMSMean description per group (Healthy subjects and subjects with Chronic Low Back Pain (CLBP)) and per period (first 1/3 (T1); second 1/3 (T2) and third 1/3 (T3)).

	Non-Predicted Sorensen test			Predicted Sorensen test		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3
<i>Healthy</i>						
Spinal erector	41.86 ±13.46	44.54 ±15.07	44.86 ±14.79	40.24 ±11.41	42.84 ±11.38	43.49 ±11.01
Right Multifidus	58.04 ±13.94	61.25 ±15.46	62.07 ±16.53	55.86 ±12.97	61.20 ±14.73	60.56 ±13.45
Left Multifidus	55.91 ±16.95	58.96 ±18.30	59.14 ±18.29	56.99 ±15.28	62.38 ±17.81	61.77 ±15.35
Rectus Abdominal	5.67 ±4.72	6.06 ±5.14	6.57 ±5.80	5.44 ±3.88	5.98 ±4.41	6.49 ±4.64
External Oblique	10.09 ±4.87	11.70 ±5.37	14.11 ±5.72	12.83 ±10.01	14.88 ±11.12	18.55 ±15.00
Internal Oblique	9.68 ±5.95	10.45 ±6.69	11.57 ±7.69	9.51 ±6.13	11.08 ±8.23	11.78 ±8.76
Major Gluteus	38.02 ±16.54	42.85 ±16.72	48.52 ±19.11	37.18 ±17.15	43.29 ±19.91	48.28 ±22.67
Femoral Biceps	47.18 ±14.60	47.29 ±16.75	49.59 ±18.06	51.63 ±20.76	51.59 ±23.52	51.55 ±23.19
<i>CLBP</i>						
Spinal erector	41.51 ±15.51	42.45 ±15.64	42.38 ±16.27	58.73 ±18.45	60.45 ±18.30	61.19 ±18.68
Right Multifidus	59.22 ±20.31	60.06 ±18.74	58.72 ±18.09	79.18 ±29.97	83.17 ±29.70	87.25 ±35.51
Left Multifidus	60.34 ±18.00	61.69 ±18.75	61.66 ±18.75	77.06 ±25.32	83.38 ±28.77	85.83 ±32.33
Rectus Abdominal	5.58 ±4.24	5.80 ±4.45	6.21 ±5.13	7.83 ±7.48	7.11 ±6.08	7.57 ±6.61
External Oblique	11.01 ±6.45	12.77 ±7.17	14.04 ±7.29	18.19 ±16.18	19.53 ±17.07	21.89 ±20.05
Internal Oblique	11.24 ±8.22	12.16 ±8.67	13.20 ±11.27	18.16 ±13.55	19.17 ±14.44	20.27 ±15.95
Major Gluteus	42.21 ±20.84	44.46 ±20.09	45.89 ±21.35	69.38 ±41.24	76.08 ±45.60	80.78 ±50.81
Femoral Biceps	69.09 ±64.23	69.19 ±75.02	64.37 ±48.65	72.75 ±41.56	73.23 ±42.18	71.74 ±38.51

Table 4: Significant ANCOVA results corresponding to the comparisons between healthy subjects (H) and those with Chronic low back pain (CLBP) (group factor), between periods (periods factor) and with Maximum Voluntary Contraction (MVC) as a covariant.

	Principal Effects	gl	F	Sig (p)	n ² p	Power	Post-hoc
<i>Non-Predicted</i>							
Major Gluteus	Group*period	2(44)	4.50	0.026	0.091	0.647	H=T1<T2<T3 CLBP= T1<T3
<i>Predicted</i>							
Spinal Erector	Group	1(42)	10.74	0.002	0.204	0.893	CLBP>H
	Covariable	1(42)	5.19	0.028	0.110	0.605	----
Right Multifidus	Group	1(41)	7.27	0.010	0.151	0.749	CLBP>H
	Period	2(40)	3.88	0.029	0.162	0.668	T1<T2,T3
	Covariable	1(41)	8.42	0.006	0.170	0.809	----
Left Multifidus	Group	1(42)	5.29	0.027	0.112	0.613	CLBP>H
	Period	2(41)	6.26	0.005	0.130	0.849	T1<T2,T3
	Covariable	1(42)	12.71	0.001	0.232	0.936	----
Rectus Abdominal	Covariable	1(40)	4.032	0.044	0.097	0.527	----
Internal Oblique	Group	1(41)	4.28	0.045	0.095	0.524	CLBP>H
	Period	2(40)	4.42	0.031	0.097	0.611	T1<T2<T3
Major Gluteus	Group	1(39)	5.79	0.021	0.129	0.650	CLBP>H
	Period	2(38)	5.90	0.010	0.131	0.763	T1<T2<T3
	Covariable	1(39)	7.33	0.010	0.158	0.752	----

Table 5: MFSlope and RMSSlope description per group (Healthy subjects and Chronic Low Back Pain subjects (CLBP)) and per period (first 1/3 (T1); second 1/3 (T2) and third 1/3 (T3)).

	MFSlope						RMSSlope					
	Non-Predicted			Predicted			Non-Predicted			Predicted		
	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3	T1	T2	T3
<i>Health</i>												
Spinal erector Right	-21.25 ±19.37	-12.52 ±11.46	-16.14 ±17.47	-22.2 ±18.57	-15.26 ±14.60	-14.74 ±12.06	10.35 ±13.51	6.61 ±11.82	0.71 ±9.30	7.46 ±11.53	4.55 ±17.42	-1.18 ±16.41
Multifidus Left	-31.49 ±26.43	-24.03 ±19.75	-19.96 ±16.76	-33.33 ±19.46	-23.91 ±18.65	-22.44 ±16.68	11.87 ±17.70	6.63 ±13.76	-0.24 ±17.49	14.99 ±16.30	5.37 ±22.60	-13.85 ±36.05
Multifidus Rectus	-28.51 ±25.84	-26.78 ±26.24	-20.02 ±17.36	-28.52 ±19.32	-29.64 ±20.60	-25.35 ±16.52	9.76 ±16.08	13.06 ±20.92	-0.98 ±24.53	12.83 ±16.27	10.03 ±24.60	-12.83 ±37.91
Abdominal External	-19.63 ±32.71	-9.3 ±12.15	-14.1 ±18.41	-10.16 ±23.51	-24.9 ±24.41	-13.07 ±22.18	0.9 ±2.26	0.84 ±2.43	1.3 ±3.44	1 ±1.89	1.44 ±3.85	1.46 ±2.20
Oblique Internal	-2.11 ±26.95	6.08 ±18.90	9.18 ±19.58	-1.03 ±45.72	6.99 ±33.16	2.24 ±22.67	1.08 ±6.32	4.82 ±6.42	9.51 ±10.75	2.55 ±9.62	7.29 ±15.36	8.67 ±22.35
Oblique	-18.42 ±34.49	-15.11 ±17.59	-18.16 ±23.79	-19.04 ±25.16	-20.27 ±21.92	-17.04 ±19.30	2.28 ±3.67	1.16 ±3.52	0.5 ±5.27	4.68 ±9.28	1.28 ±4.89	2.94 ±8.56
Major Gluteus Femoral	-12.46 ±19.72	-8.38 ±9.92	-8.8 ±15.01	-13.23 ±19.59	-8.92 ±14.12	-7.56 ±9.10	11.38 ±25.29	20.77 ±31.41	10.1 ±31.60	19.48 ±20.45	12.3 ±20.16	10.89 ±36.09
Biceps	-26.54 ±24.89	-15.82 ±14.40	-11.78 ±15.01	-30.01 ±23.71	-9.55 ±12.24	-15.36 ±16.08	6.85 ±24.13	5.63 ±19.49	7.31 ±26.15	-0.9 ±38.56	2.96 ±23.63	-7.81 ±40.36
<i>CLBP</i>												
Spinal erector Right	-13.6 ±19.44	-11.01 ±13.48	-11.21 ±15.84	-32.75 ±29.23	-17.81 ±21.42	-14.25 ±14.74	-2.02 ±21.74	1.94 ±16.38	-4.36 ±11.23	15.75 ±37.47	4.18 ±17.38	-1.06 ±30.22
Multifidus Left	-15.11 ±24.72	-15.07 ±29.41	-9.57 ±8.31	-22.83 ±37.54	-26.98 ±22.27	-14.16 ±14.71	-1.55 ±23.73	4.03 ±23.63	-14.38 ±21.21	14.97 ±38.42	18.73 ±33.90	3.53 ±48.28
Multifidus Rectus	-9.58 ±28.91	-14.61 ±16.15	-11.1 ±21.13	-25.73 ±36.00	-16.94 ±13.95	-20.26 ±23.80	0.01 ±28.14	5.77 ±19.09	-11.31 ±22.40	25.85 ±27.68	15.06 ±25.32	6.24 ±48.41
Abdominal External	-5.04 ±27.19	3.03 ±28.49	-12.88 ±25.42	2.08 ±48.73	-13.13 ±22.18	-24.04 ±32.41	-0.42 ±2.17	1.22 ±3.29	3.94 ±17.32	2.01 ±5.67	1.47 ±2.20	0.56 ±2.87
Oblique Internal	2.14 ±32.83	10.15 ±33.81	9.09 ±32.41	7.18 ±49.21	-2.96 ±38.04	-0.51 ±59.54	3.6 ±7.44	4.71 ±9.58	6.61 ±18.24	7.65 ±23.82	3.79 ±30.07	12.69 ±15.19
Oblique	-10.56 ±22.71	-6.99 ±24.61	-23.92 ±66.64	-16.86 ±48.52	-2 ±35.03	-9.04 ±41.11	1.33 ±4.05	1.21 ±6.22	10.23 ±49.66	-3 ±26.85	7.77 ±16.22	-3.33 ±14.02
Major Gluteus Femoral	-0.48 ±14.94	-6.67 ±15.58	-1.2 ±17.68	-3.48 ±28.26	-2.77 ±20.18	-3.77 ±21.24	7.46 ±15.95	1.44 ±12.28	-5.47 ±27.51	22.74 ±88.62	18.33 ±49.50	28.97 ±47.91
Biceps	-15.58 ±12.33	-8.62 ±19.53	-7.24 ±16.24	-19.73 ±28.99	-19.18 ±25.37	-20.97 ±28.31	-7.61 ±20.98	-5.68 ±29.40	0.59 ±17.98	25.25 ±104.21	-12.85 ±76.08	-14.26 ±44.29

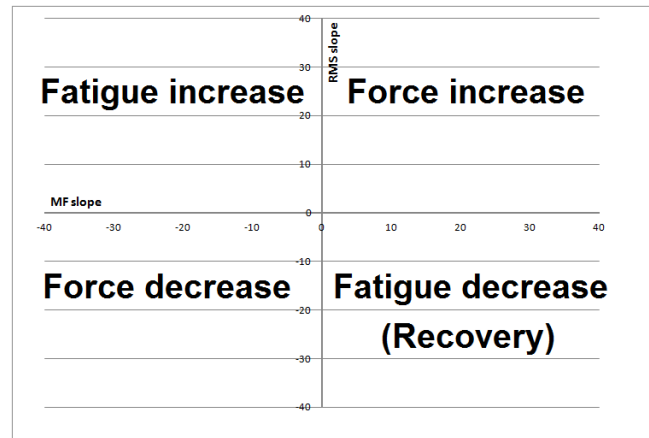
Table 6: Significant ANOVA results corresponding to the comparisons between healthy subjects (H) and those with Chronic low back pain (CLBP) (group factor) and between periods (periods factor) for the EMG fatigability indices (RMSSlope and MFSlope).

	Principal Effects	gl	F	Sig (p)	n ² p	Power	Post-hoc
<i>MFSlope</i>							
<u><i>Non-Predicted</i></u>							
Right Multifidus	Group	1(44)	5.56	0.023	.112	0.64	CLBP>H
	Period	2(43)	3.86	0.029	.152	0.67	T1<T3
Left Multifidus	Group	1(44)	5.29	0.026	.107	0.61	CLBP>H
Rectus Abdominal	Group	1(44)	4.65	0.037	.096	0.56	CLBP>H
Major Gluteus	Group	1(44)	5.73	0.021	.115	0.65	CLBP>H
Femoral Biceps	Period	2(43)	9.92	0.000	.316	0.98	T1<T2<T3
<u><i>Predicted</i></u>							
Spinal Erector	Period	2(39)	11.16	0.000	.364	0.99	T1<T2,T3
<i>RMSSlope</i>							
<u><i>Non-Predicted</i></u>							
Spinal Erector	Group	1(43)	7.39	0.009	.147	0.757	CLBP<H
Right Multifidus	Group	1(43)	8.60	0.005	.167	0.818	CLBP<H
	Period	2(42)	5.06	0.011	.194	0.790	T1,T2>T3
Left Multifidus	Group	1(43)	5.44	0.024	.112	0.625	CLBP<H
	Period	2(42)	5.00	0.011	.192	0.785	T1,T2>T3
Major Gluteus	Group	1(43)	6.34	0.016	.129	0.692	CLBP<H
Femoral Biceps	Group	1(43)	4.15	0.048	.088	0.513	CLBP<H
<u><i>Predicted</i></u>							
Spinal Erector	Period	2(38)	3.34	0.046	.150	0.597	T1>T3
Right Multifidus	Period	2(37)	4.15	0.030	.098	0.630	T1>T3
Left Multifidus	Group	1(39)	4.73	0.036	.108	0.564	CLBP>H
	Period	2(38)	5.50	0.009	.124	0.795	T1>T3

3.3 Group comparison of fatigability patterns

As the PST is based on objective data which are not influenced by the CLBP condition, it was considered to be the most appropriate test to assess fatigability patterns (see discussion for details). As can be observed in figure 2 B and according to the analysis of the four muscular states given by the RMSSlope and MFSlope, in T1 both groups showed a situation of increased fatigue for the trunk erector muscles (minus the FB for CLBP) and a relatively stable state of RMSSlope (close proximity to the x-axis) for the abdominal muscles. In T3, the SE, the RM and LM in both groups changed into the "Force decrease" quadrant or came close to this. The muscles which came close were the RM and the LM in the CLBP group. For both periods, the LM muscle of the CLBP group showed higher RMSSlope values than the H group, that is, a higher position than H in the Y axis throughout the test. The abdominal muscles, the G and the FB didn't show statistically significant changes throughout the test in the RMSSlope and MFSlope for either group. This means that the changes observed for these muscles between T1 and T3 in figure 2 B cannot be interpreted. The analysis of the four muscular states conducted for each subject individually resulted in some common pattern matches described above for the quadrant change of "Fatigue increase" to "Force decrease" or a move towards the latter: SE in 39.02 % of the cases, RM in 45% of cases; LM in 53.66% of cases.

A



B

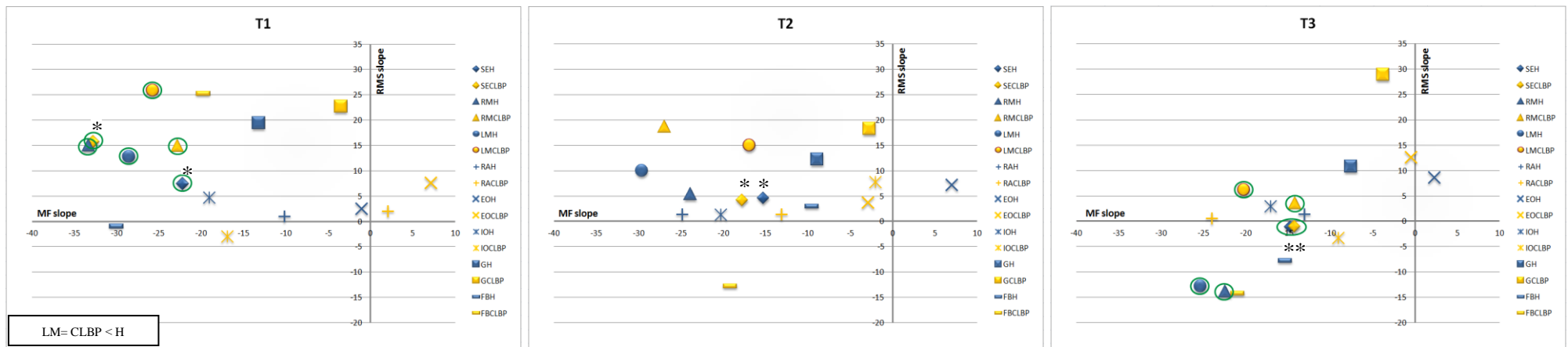


Figure 2: A. Theoretical representation of four muscular conditions using RMSSlope and MFSlope values. B. Muscular conditions representation corresponding to group mean of RMSSlope and MFSlope of spinal erector (SE), right multifidus (RM), left multifidus (LM), rectus abdominal (RA), external oblique (EO), internal oblique (IO), major gluteus (G) and femoral biceps (FB) for three periods (first 1/3 (T1); second 1/3 (T2) and third 1/3 (T3)). Circles show RMSSlope values and asterisks show MFSlope values with significant differences between periods. Group significant differences for RMSSlope and MFSlope are showed in the bottom of the T1 graph.

4 Discussion

4.1 Methodological Comparison: Predicted and Non-Predicted by group

The first objective of this study was to compare the differences existing in the results of the comparison of the two groups (CLBP and H) using the Sørensen test with two different methods of calculating the applied load. According to the results of this study, the great influence that these can have has been shown, to the extreme of giving completely opposite results.

By carefully analysing the Non-PST using the RMSMean, the RMSSlope and the MFSlope values, both for the entire test as well as the first 30 seconds, a situation can be observed whereby subjects with CLBP, for a similar time of isometric contraction (entire test and F30), for a similar lumbar position and for a similar muscle activation relative to their MVC (RMSMean) had less extensor muscle fatigability (most showed a flatter MFSlope and a lower RMSSlope). In the F30 only one exception was found in the RMSSlope as far as differences between the groups were concerned and this was probably due to the fact that it related to the initial part of the test where changes due to fatigue are less obvious. So, for the CLBP group other factors seem to exist such as fatigue of central origin or the avoidance of pain that lead the CLBP subjects to abort the test with lower levels of muscle fatigue. Analysing the loads applied to the test which were based on the MVC performed, significantly lower values were found for the CLBP group, meaning that these subjects were in a possibly advantageous position with respect to the subjects without CLBP. A lower load may cause the type I fibres to work more specifically [39] and lead to lower fatigue levels. From these facts, it may be concluded that experiencing less fatigability is not a characteristic of the CLBP subjects, but a consequence of the methodology affecting the test experimental conditions for the two groups. Therefore, the results of those experiments using the MVC for calculating the load applied in the test, comparing subjects with and without CLBP which obtained flatter MF slopes for CLBP subjects, could be explained by the fact that smaller loads were applied for CLBP groups [12-14, 23]. Although some authors gave the same explanation for the phenomenon [12, 14], others considered other options: a) morphological changes of trunk extensor muscles as selective atrophy of type II fibres [23]

or b) load distribution to the spine muscles more uniformly as a strategy to minimize local fatigue in CLBP [13].

Conversely, another situation can be described in the PST whereby CLBP subjects for a lesser time of isometric contraction (full test), a similar lumbar position and a higher level of muscle activation relative to their MVC showed similar fatigability to healthy subjects in the three periods. Although the RMSSlope of the LM showed differences between the two groups, there was not sufficient evidence to associate the condition of greater fatigability to the CLBP group. Similarly, when looking at the same amount of time (F30), the interpretation of the MFSlope and RMSSlope also leads us back to the conclusion of the non-existence of differences between groups as far as muscle fatigability is concerned. One possible cause of their lower time to failure may be, as also happened in the Non-PST, the early decision to abort the test (central origin fatigue or avoidance of pain). The findings in the PST are supported by several authors who found similar findings between two populations in different assessment tests regarding extensor muscle fatigability [16, 17, 24, 26, 40, 41]. Although some of these studies calculated the load based on an MVC %, no differences were observed in either the MVC values or the muscle fatigability among subjects with or without CLBP [24]. One may think that the lack of group differences in fatigability between the two groups would be easier if they start with similar MVC values. Likewise, similar group fatigability could also be found when a partial body weight is used to determine the load to apply in the test [26, 40, 41]. Furthermore, lack of group differences in fatigability has been found even when using a methodology based on % MVC where these values were different per group [16, 17].

Therefore, there are several reasons to determine the Non-PST as less appropriate and the PST as the most appropriate method to assess fatigability comparison between CLBP and H. Firstly, our results indicated in the Non-PST less fatigability in healthy people which is contrary to the traditional view of more fatigability in CLBP [4, 5, 21]. Furthermore, our results of PST agreed with many more recent studies [16, 17, 24, 26, 40, 41]. Secondly, Non-PST places both groups in very different experimental conditions conversely to the PST which by using a charge calculation based on the FFBM, imposes for both groups experimental conditions which are not dependent on the condition of having CLBP or not. Thirdly, there is evidence contrary to type II fibre atrophy in CLBP which would not explain the less fatigability experienced by the CLBP subjects in the Non-PST test [42]. Finally, no

evidence exists about the more balanced contribution of trunk muscles in the CLBP subjects when compared to the H ones during a Sørensen test, which would equally not explain the less fatigability of CLBP in the Non-PST. Even though the predicted method, our selection choice, showed no differences between the groups, and the non-predicted method yielded less fatigability in CLBP, the existence of studies cannot be ignored which claim that despite an apparent fairness of the load applied in the different groups or even a greater load in healthy individuals, the CLBP showed higher rates of fatigability either in the lumbar muscle [4, 5, 21], the gluteal muscles [22] or the “thoracic erector spinae muscle group” [3].

4.2 Fatigability pattern of trunk and limb muscles during the Predicted Sørensen test: comparison between low back pain and healthy subjects

The second objective of this study was to examine the fatigability pattern of the trunk and lower limb muscles during the PST in subjects with and without CLBP. Using the parameters of the RMSSlope and MFSlope and the analysis of the four muscular states, while demonstrating the existence of a similar fatigability between groups, there was also a difference between T1 and T3 of the EMG signal with T2 values having an intermediate value (although not significantly different in the case of the RMSSlope variable).

Both groups at the beginning (T1) showed increased extensor muscle fatigue (a negative MFSlope and a positive RMSSlope) (except FB) unlike the abdominal muscles. These findings were totally expected because the extensor musculature is the greatest contributor in holding the upper body in the Sørensen test. As the test progressed, the SE, RM and LM muscles (in T3 and to some extent in T2) showed a RMSSlope and MFSlope compatible with lower contributions to supporting the upper body (a "force decrease" quadrant or close to this). This muscle pattern seemed to respond to the possible fatigue reached by these muscles (principal extensors of the trunk) and could be a strategy of the central nervous system to delay the increasing muscle failure experienced, and in this way increase the duration of the Sørensen test. This smaller contribution was less evident for the multifidus muscles of the CLBP group when compared with the H subjects, as can be seen with the following results: a) the multifidus of the CLBP group showed higher RMSSlope values throughout the test (despite not showing significant changes, the RM showed a trend in the same direction $p =$

0.094), b) although the multifidus RMSSlope averages decreased, they did not cause a change to the "force decrease" quadrant in CLBP (Figure 2 B) and c) the post-hoc multifidus muscles showed a decrease in the RMSSlope in T3 only for the healthy group, although there was no significant interaction between group and period. The greater difficulty of the CLBP group to reduce the contribution of the multifidus efforts at the end of the test as a strategy to increase the duration of the test, can contribute to the earlier time to failure value observed for the CLBP subjects.

In a situation of muscle chain isometry, if a muscle decreases its contribution to the global resulting effort, it can be expected that the synergistic muscles will make up for this decline. Similarly, if this decrease in contribution compromises stability, we would expect the antagonist muscle contribution to increase, thus obtaining a co-contraction effect at the same time as greater stability. The G, FB and abdominal musculature which could have these functions attributed to them respectively, showed no change in their RMS or FM slopes for either group. Even so, the average value of the subjects in both groups for G muscle remained in the fatigue increase quadrant in a position very close to the force increase quadrant. This could suggest a behaviour of progressively and increasing contribution to the position maintenance effort (a greater increase of active motor units rather than decreasing frequency) with this muscle being one of the synergistic muscles which counteracts the decreasing participation of the SE and multifidus muscles. Even so, in the individual analysis of the four states, a similar pattern compatible with an increase of participation effort (fatigue increase or force increase) for the three periods was only observed in 52.6% of cases. Similarly, the EO obtained average group values in all periods located in force increase or fatigue increase but very close to force increase. These results might suggest that this antagonist muscle increases its contribution as a lumbar stabilizer. It is also worth mentioning that the consistency of this trend in the individual analyses was also important (48.8%). The other muscles analysed for averages did not show any consistent trend which would allow a certain behaviour to be defined.

Similar strategies were found by other authors. Clark et al. [25] observed a substantial decrease or stop in the increase of SE recruitment at L4 level in the second half of a dynamic trunk extensor fatigue test associated with an increase in G and FB activity in healthy subjects. Furthermore in subjects with and without CLBP, Laribiere et al. [26] described a common strategy for both groups in a dynamic fatigue test of the extensor muscles. In this

case, an increase in the RMS slopes was observed in the erector spine (T10), which took on the role of compensating the decreasing recruitment of lumbar erectors. In the present study, although the same motor strategy could also be found for both populations, the CLBP seems to use a motor pattern with less decreased contribution of RM and LM in holding the body in a horizontal position.

In a similar way, the CLBP subjects showed higher RMSMean values in most of the muscles in the Predicted test with the possibility of being a strategy involving more energy expenditure for this group. Since RMSMean values were normalized with the MVC, these must be interpreted with caution as the CLBP performed some lower MVC values (these MVC were possibly not real). To overcome this limitation, the MVC was used as a covariable in statistical analysis. Other limitations that should be considered in this work are: a) the relatively small sample size given the heterogeneity of the CLBP subjects. To minimize the effect of a moderate size characteristics were monitored in both groups ensuring that these were matched according to age, sex, weight and height, and b) the non-inclusion in this study of the analysis of dorsal spinal erector or other synergistic muscles may have meant that muscles with a role in the fatigability pattern or muscles that may have a different behaviour between the two groups have been overlooked.

5 Conclusion

Group differences exist for time to fail while no differences were observed in fatigability of muscles between CLBP and H subjects using the prediction load method. Flatter MF slopes for CLBP in Non-PST may be a consequence of the methodology and not a feature of CLBP.

Examining together RMSSlope and MFSlope, a common fatigability pattern seemed to exist in both groups. While SE, RM and LM decreased their contribution along the test, G as an agonist and EO as an antagonist seemed to increase their contribution to hold the weight of the body and maintain the spine stability. This fatigability pattern could be a strategy to rescue the muscles with a greater initial contribution. Despite the common pattern, CLBP subjects seem to use this motor pattern with less shift of the responsibility of body holding by the RM and LM (due to having higher values of RMSSlope on RM and LM) compared to H. Furthermore, CLBP subjects show higher RMS Mean values in most of the evaluated

muscles. The higher RMS Mean values and the less shift of the responsibility of body sustention by RM & LM could be a disadvantage for CLBP people when facing a fatigue effort.

6 Acknowledgements

We would like to thank Josep Molina Sallent for his valuable support provided in setting up the software to compute datas of this study. We would also like to thank all subjects who participated in this study. This work was supported in part by grants from the Catalonia and Balears Medic and Health Scientific Academy (Catalano-Balear Society of Physiotherapy) and both full affiliations (INEFC and FUB).

7 References

1. World Health Organization [Internet]. Geneva: WHO, 2013 [cited 12 Dec 2013] Chronic diseases and health promotion. Available from: <http://www.who.int/chp/topics/rheumatic/en/>.
2. Martin BI, Deyo RA, Mirza SK, Turner JA, Comstock BA, Hollingworth W, et al. Expenditures and health status among adults with back and neck problems. *JAMA*. 2008;299(6):656-64.
3. Sung PS, Lammers AR, Danial P. Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain. *Spine J*. 2009;9(2):115-20.
4. Tsuboi T, Satou T, Egawa K, Izumi Y, Miyazaki M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1994;69(4):361-6.
5. Roy SH, De Luca C, Casavant D. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*. 1989;14(9):992-1001.
6. van Dieën JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*. 2003;28(8):834-41.

7. O'Sullivan P, Twomey L, Allison G, Sinclair J, Miller K. Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Aust J Physiother.* 1997;43(2):91-8.
8. Adam A, De Luca C. Firing rates of motor units in human vastus lateralis muscle during fatiguing isometric contractions. *J Appl Physio.* 2005;99(1):268-80.
9. González-Izal M, Malanda A, Gorostiaga E, Izquierdo M. Electromyographic models to assess muscle fatigue. *J Electromyogr Kinesiol.* 2012;22(4):501-12.
10. Nargol A, Jones A, Kelly P, Greenough C. Factors in the reproducibility of electromyographic power spectrum analysis of lumbar paraspinal muscle fatigue. *Spine.* 1999;24(9):883-8.
11. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13(2):135-63.
12. Elfving B, Dederind Å, Németh G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clin Biomech.* 2003;18(7):619-30.
13. Peach JP, McGill SM. Classification of low back pain with the use of spectral electromyogram parameters. *Spine.* 1998;23(10):1117-23.
14. Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(4):305-18.
15. McKeon M, Albert W, Neary JP. Assessment of neuromuscular and haemodynamic activity in individuals with and without chronic low back pain. *Dyn Med.* 2006;5(1):6.
16. Humphrey AR, Nargol AVF, Jones APC, Ratcliffe AA, Greenough CG. The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-low-back-pain sufferers and normal subjects. *Eur Spine J.* 2005;14(2):175-84.
17. Candotti C, Loss J, Pressi A, Castro F, La Torre M, Melo Mde O, et al. Electromyography for assessment of pain in low back muscles. *Phys Ther.* 2008;88(9):1061-7.
18. da Silva RA, Arsenault AB, Gravel D, Larivière C, de Oliveira E. Back muscle strength and fatigue in healthy and chronic low back pain subjects: A comparative study of 3 assessment protocols. *Arch of Phys Med Rehabil.* 2005;86(4):722-9.
19. Roy SH, De Luca CJ, Emley M, Buijs RJ. Spectral electromyographic assessment of back muscles in patients with low back pain undergoing rehabilitation. *Spine.* 1995;20(1):38-48.

20. Novy DM, Simmonds MJ, Olson SL, Lee CE, Jones SC. Physical performance: Differences in men and women with and without low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 1999;80(2):195-8.
21. Biedermann HJ, Shanks GL, Forrest WJ, Inglis J. Power spectrum analyses of electromyographic activity. Discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain. *Spine.* 1991;16(10):1179-84.
22. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch of Phys Med Rehabil.* 1998;79(4):412-7.
23. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(1):31-6.
24. Lariviere C, Da Silva RA, Arsenault AB, Nadeau S, Plamondon A, Vadeboncoeur R. Specificity of a back muscle exercise machine in healthy and low back pain subjects. *Med Sci Sports Exerc.* 2010;42(3):592-9.
25. Clark BC, Manini TM, Ploutz-Snyder LL. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine.* 2003;28(3):282-7.
26. Larivière 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.
27. Biering-Sorenson F. Physical measurements as risk indicators for low back trouble over a one-year period. *Spine.* 1984;9:106-19.
28. Durnin JV, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br J Nutr.* 1974;32(1):77-97.
29. Siri W. Body volumen measurement by gas dilution. A: Brozek J, Henschel a, editor. *Techniques for measuring body composition: Proceedings of a conference, quartermaster, research and engineering center, Natick, Massachusetts, January 22-23, 1959.* Washington: DC: National Academy of Science; 1961.
30. Mannion AF, Adams MA, Cooper RG, Dolan P. Prediction of maximal back muscle strength from indices of body mass and fat-free body mass. *Rheumatology.* 1999;38(7):652-5.
31. Freriks B, J.Hermens H. SENIAM projecte: European recommendations for surface electromyography: Roessingh Research and Development; 2000.

32. Cram JR, Kasman GS. Introduction to surface electromyography. Maryland: Aspen; 1998.
33. Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol.* 2010;20(1):10-6.
34. Luttmann A, Jäger M, Laurig W. Electromyographical indication of muscular fatigue in occupational field studies. *Int J Ind Ergonom.* 2000;25(6):645-60.
35. Florez-Garcia M, Garcia-Pérez MA, Garcia-Pérez F, Armenteros-Pedrerros J, Alvarez-Prado A, Martinez-Lorente MD. Adaptación transcultural a la población española de la escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilitación.* 1995;29(2):138-45.
36. Fairbank J, Pynsent P. The Oswestry Disability Index. *Spine.* 2000;25(22):2940-53.
37. Gómez-Pérez L, López-Martínez AE, Ruiz-Párraga GT. Psychometric properties of the Spanish version of the Tampa Scale for Kinesiophobia (TSK). *J Pain.* 2011;12(4):425-35.
38. Sullivan MJL, Bishop SR, Pivik J. The Pain Catastrophizing Scale: development and validation. *Psychol Assess.* 1995;7:524-32.
39. Lieber RL. Skeletal muscle structure, function, & plasticity. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins; 1992.
40. Beneck G, Baker L, Kulig K. Spectral analysis of EMG using intramuscular electrodes reveals non-linear fatigability characteristics in persons with chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(1):70-7.
41. Süüden E, Ereline J, Gapeyeva H, Pääsuke M. Low back muscle fatigue during Sørensen endurance test in patients with chronic low back pain: relationship between electromyographic spectral compression and anthropometric characteristics. *Electromyogr Clin Neurophysiol.* 2008;48(3-4):185-92.
42. Mannion AF, Käser L, Weber E, Rhyner A, Dvorak J, Müntener M. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur Spine J.* 2000;9(4):273-81.

CAPÍTOL 6:

***Patró muscular utilitzat davant d'una
pertorbació externa inesperada.***

***Població amb dolor lumbar crònic,
població sana i població sana fatigada***

Títol: Patró muscular utilitzat davant d'una pertorbació externa inesperada. Població amb dolor lumbar crònic, població sana i població sana fatigada.

Autors: Júlia Jubany (autor corresponent)
Rosa Angulo-Barroso

Afiliació: Institut Nacional d'Activitat Física de Catalunya Barcelona
(INEFC)
Avinguda de l'Estadi 12-22
Anella Olímpica
08038 Barcelona (Espanya)

Fundació Universitària del Bages (FUB)
Avinguda Universitària 4-6
08242 Manresa, Barcelona (Espanya)

Adreça present de l'autor: Institut Nacional d'Activitat Física de Catalunya Barcelona
Av. de l'Estadi 12-22
Anella Olímpica
08038 Barcelona (Espanya)
Tel: (+34) 93 425 54 45

Paraules clau: electromiografia; patró motor; pertorbació sobtada; dolor crònic lumbar; fatiga

Resum:

A la literatura existeixen múltiples controvèrsies respecte les diferències que presenta la població amb dolor lumbar crònic (CLBP) respecte la població sana en el patró muscular utilitzat per estabilitzar una pertorbació. Igualment, quan s'analitza població sana respecte a ella mateixa amb la musculatura fatigada (With-F) apareixen discrepàncies similars. Aquest estudi pretén evidenciar les diferències existents entre ambdues poblacions (CLBP i With-F) i la població sana sense fatigar, igualment que valorar les similituds entre les diferències presentades per les poblacions CLBP i With-F. Finalment, aquest estudi pretén valorar la possible existència d'una seqüència d'activació muscular comuna en tot els casos. Es van avaluar 24 subjectes amb CLBP i 26 subjectes sans mentre realitzaven un test de reacció. Els subjectes es col·locaven subjectant una safata amb els braços estirats mentre, de forma inesperada, se li deixava caure un pes sobtadament sobre la safata. Es registrava electromiogràficament la musculatura erectora de tronc, multífida dreta i esquerra, bíceps braquial, oblic extern i oblic intern. Igualment, es controlaven els principals angles del cos mitjançant un sistema tridimensional de control del moviment. El grup amb CLBP utilitzava un patró muscular diferenciat del grup sa de característiques temporals similars a la condició With-F. Les majors latències musculars d'activació (característica temporal més representativa) que presenten ambdós grups (CLBP i With-F) respecte al grup sa semblen ser compensades per un augment d'activitat muscular en el grup amb CLBP, i una posició corporal amb més tensió de les estructures passives en la condició With-F. Mentre el patró muscular utilitzat en els CLBP podria ser una causa de cronificació del dolor, el patró utilitzat per la població sana amb fatiga podria predisposar a la lesió dels teixits lligamentosos, capsulars i/o discals. Tot i les diferències entre grups i condicions, la musculatura abdominal mostrava una activitat muscular més constant, a diferència de la musculatura posterior del tronc, que mostrava una activitat més fragmentada i amb major presència de períodes de desactivació.

1 Introducció

Durant els últims anys s'ha estudiat àmpliament l'activitat electromiogràfica derivada de la contracció muscular en diferents situacions, i com aquesta difereix en la població amb lumbàlgia crònica inespecífica (CLBP). S'han associat retards en la reacció de la musculatura del tronc en la població amb CLBP, ja sigui en gests voluntaris [1-3] o en pertorbacions externes provocades de forma inesperada [4, 5]. Igualment, s'han associat a aquesta població nivells d'activació muscular i de cocontracció de la musculatura del tronc més elevats [4, 6, 7]. Algunes d'aquestes alteracions del senyal electromiogràfic no tan sols s'han relacionat amb la població amb CLBP sinó també amb poblacions amb antics episodis de dolor lumbar durant períodes de total remissió de la seva simptomatologia [7-9] o, fins i tot, s'han associat aquestes alteracions a una major possibilitat de desenvolupar dolor lumbar [10].

Paral·lelament, diferents hipòtesis interpreten aquestes alteracions electromiogràfiques i com estan relacionades amb el CLBP. Segons conclouen diferents autors, sembla que els retards d'activació muscular puguin estar relacionats amb la causa de la cronificació del CLBP per ser una deficiència neuromuscular que provoca inestabilitat vertebral [11, 12]. Igualment, s'han associat les estratègies de major cocontracció amb l'intent de millorar l'estabilitat lumbar, tot i la possible sobrecàrrega per accés de compressió vertebral que aquesta sembla ocasionar [4, 13-15]. Panjabi [12], un dels autors reconeguts en aquest camp, conclou que en la població amb CLBP podem estar davant d'una lesió menor dels lligaments i dels seus mecanoreceptors, causat per un únic trauma o per una acumulació de microtraumatismes. Els mecanoreceptors lesionats podrien generar senyals de transducció alterats i portar a un patró de resposta muscular alterat produït per la unitat de control neuromuscular. Aquesta resposta alterada comportaria un estrés i estirament anormal dels lligaments, dels mecanoreceptors i de la musculatura, tot donant una càrrega excessiva a les articulacions facetàries i una posterior degeneració de les facetes articulars, disc vertebral i, en la cronicitat, una afectació del teixit neural. Tot i la força d'algunes d'aquestes teories per a explicar el mecanisme de cronificació del dolor lumbar, alguns estudis recents semblen no apuntar en la mateixa direcció i mostren una absència de diferències en les latències d'activació de la musculatura del tronc en la població amb CLBP [16, 17].

L'activació muscular i les latències d'activació muscular davant d'una pertorbació s'han estudiat també en una situació de fatiga. Quan s'exposaven individus sans a una pertorbació

sobrada, i aquests estaven exposats prèviament a un esforç que els portava a un estat de fatiga muscular, mostraven augments d'amplitud electromiogràfica en el primer *burst* posterior a la pertorbació com a estratègia per compensar la pèrdua de producció de força [18, 19]. Igualment, en aquesta mateixa població i en situacions similars, s'han observat patrons musculars amb menor cocontracció de la musculatura del tronc [20] podent ser causa d'una vulnerabilitat de l'estabilitat espinal. Respecte a les latències d'activació muscular posterior a una pertorbació, algunes discrepàncies semblen existir en la literatura. Mentre alguns autors no van trobar diferències entre els individus sans en situació basal respecte als mateixos individus en situació de fatiga [18, 19, 21-23], altres van observar majors latències en la condició de fatiga muscular [24, 25]. Aquests últims interpretaven les majors latències com un deteriorament de la capacitat de resposta i precisió del sistema de fusos neuromusculars i ser potencialment una causa d'obstaculització de la protecció de la columna vertebral.

L'heterogeneïtat de la població amb CLBP i/o la dependència de la tasca sol·licitada per a manifestar un tipus de disfunció electromiogràfica poden ser la causa de la gran variabilitat de resultats en les troballes electromiogràfiques quan s'estudien els subjectes amb CLBP o els efectes de la fatiga. Per altra banda, la gran majoria dels estudis realitzats per analitzar la reacció muscular posterior a una pertorbació externa sobre els individus amb CLBP o sobre subjectes sota l'efecte de la fatiga, han estat portats a terme valorant únicament la latència i/o l'amplitud de la primera reacció de la musculatura, deixant sense anàlisi la resta del procés d'estabilització. Igualment, no existeixen estudis (sota el coneixement de l'autora) on hagin avaluat en un mateix experiment les reaccions musculars posteriors a una pertorbació de la població amb CLBP, la població sana i la població sana fatigada (With-F). Així doncs, el present estudi pretén analitzar la seqüència d'activacions i desactivacions musculars derivades dels reflexes d'estirament de curta latència (20-50ms), dels reflexes d'estirament de llarga latència (< 100 ms) i les respostes voluntàries (> 100 ms) fins a assolir un punt d'equilibri de la columna vertebral, i no solament la primera reacció muscular. Igualment, pretén analitzar-ho sota unes mateixes condicions, tant en la població amb CLBP, com en la població sana sense fatiga (Non-F) i la població With-F. D'aquesta manera, a partir d'una situació al màxim funcional possible, el present estudi té els següents objectius principals: a) valorar les diferències existents entre la població sana (H) i els subjectes afectats de CLBP en la seqüència i amplitud d'activacions/desactivacions muscular que es produeixen durant els 500 mil·lisegons anteriors i posteriors a una pertorbació en una situació funcional com la recepció manual d'una càrrega en posició de semiflexió en bipedestació i; b) valorar les

diferències existents en la mateixa situació funcional però entre la població sana en situació basal (Non-F) i en situació de fatiga muscular (With-F). Com a objectiu secundari aquest estudi pretén evidenciar, malgrat les diferències entre grups (H i CLBP) i condicions (Non-F i With-F) que puguin trobar-se, l'existència d'una seqüència d'activació muscular comuna en tot els casos.

2 Metodologia

2.1 Subjectes

Es van reclutar 24 subjectes amb CLBP i 26 subjectes sans d'edats compreses entre 25 i 55 anys. Els criteris d'inclusió pels subjectes amb CLBP van ser els següents: dolor lumbar o lumbo-sacre sempre o gairebé sempre durant més d'un any i que la intensitat d'aquest dolor en els períodes de més dolor fos de com a mínim 7 en l'Escala Visual Analògica. Es van excloure aquells subjectes que haguessin donat a llum en els dos últims anys i aquells que presentessin altres problemes de salut. Aquells subjectes que en el moment de la recollida de dades presentessin dolor moderat-alt van ser citats en dies posteriors. Els criteris d'exclusió per a la població sana van ser els següents: dolor lumbar o dorsal durant els dos últims anys, haver donat a llum en els dos últims anys i presentar altres problemes de salut. Els subjectes amb CLBP van ser reclutats de la Fundació Althaia de Manresa (Espanya) i els subjectes sans van ser reclutats de forma aparellada amb els subjectes amb CLBP de manera que l'edat, el sexe, l'alçada i el pes fossin tan similars com sigui possible (Taula 1). Tots ells van signar un consentiment informat prèviament a la recollida de dades. El projecte va ser aprovat pel Comitè d'Ètica del Consell Català de l'Esport i el Comitè d'Ètica de la Fundació Unió Catalana d'Hospitals.

2.2 Procediments

Es van dissenyar tres sessions per a la recollida de les dades. En cada sessió es recollien les mesures antropomètriques necessàries per la realització de la força màxima isomètrica voluntària (MVC) i pel càlcul del pes aplicat en el test de reacció (Figura 1A). Igualment, prèviament al test de reacció es van realitzar les mesures de la MVC per normalitzar els

registres EMG. Es portaven a terme 3 intents de MVC en sentit de la flexió (FMVC), de la inclinació lateral (LFMVC) i de la extensió (EMVC) utilitzant el *Hand Held Dynamometer + Structure* (capítol 3). Es va definir el valor d'esforç màxim com la mitjana dels dos primers intents si la diferència entre aquests era menor a un 5%. Si la diferència era major s'utilitzava la mitjana entre els dos valors més alts dels tres intents. Finalment els 6 intents del test de reacció van ser portats a terme separats cada un d'ells per un període de 30 segons. Com es pot veure en la Figura 1A, es va demanar al subjecte de mantenir-se en una posició bípeda davant de l'instrument que alliberava la càrrega tot col·locant-se en posició d'*squat* (genolls i malucs lleugerament flexionats amb la zona lumbar dibuixant una lleugera lordosis segons es mostrava amb un dibuix exemple). Es demanava col·locar-se de forma que l'acromi assolís l'alçada del 94% de l'alçada de l'individu en bipedestació (indicat per una barra horitzontal). En aquesta posició el subjecte havia de subjectar una safata amb les dues mans, amb els colzes estirats i els braços perpendiculars al terra. Després d'assolir la posició correcta, mentre sonava el so d'un timbre, i de forma aleatòria, es deixava caure sobre la safata un pes sense avís i sense poder ser vist, tot provocant una pertorbació sobtada en la direcció de la flexió. La safata estava equipada amb un acceleròmetre (interval de mesura de 10G) que va ser sincronitzat amb l'EMG. La pertorbació aplicada va ser un pes alliberat des de 15 cm de la safata i corresponia al 3.5% del moment extensor màxim predit (PMEM) de cada individu. S'utilitzaven uns valors màxims i mínims de 3-6 kg pels homes i 3-4.5 kg per les dones per garantir la seguretat dels participants. La PMEM de tronc va ser calculada segons gènere i seguin la fórmula descrita per Mannion [26]:

$$\text{Dones: PMEM} = 6.506 * \text{FFBM} - 47.2$$

$$\text{Homes: PMEM} = 9.227 * \text{FFBM} - 172.9$$

on la FFBM és la massa lliure de grassa estimada segons el mètode de Durnin i Womersley [27]. Solament en la segona sessió i solament pel grup sa es va realitzar un test de resistència després dels 6 intents del test de reacció. Aquest test de fatiga va ser portat a terme en la mateixa posició del test de reacció, però en aquesta ocasió es demanava a l'individu de mantenir un pes, corresponent al 40% de la PMEM i aplicat de forma suau, sobre la safata. Es va utilitzar un valor màxim de 9 kg per garantir la seguretat dels participants. Després del test de fatiga es van realitzar novament 6 intents del test de reacció separats cada un d'ells

novament per 30 segons. El primer test de reacció posterior a la fatiga es va portar a terme entre 30 i 40 segons després del test de fatiga.

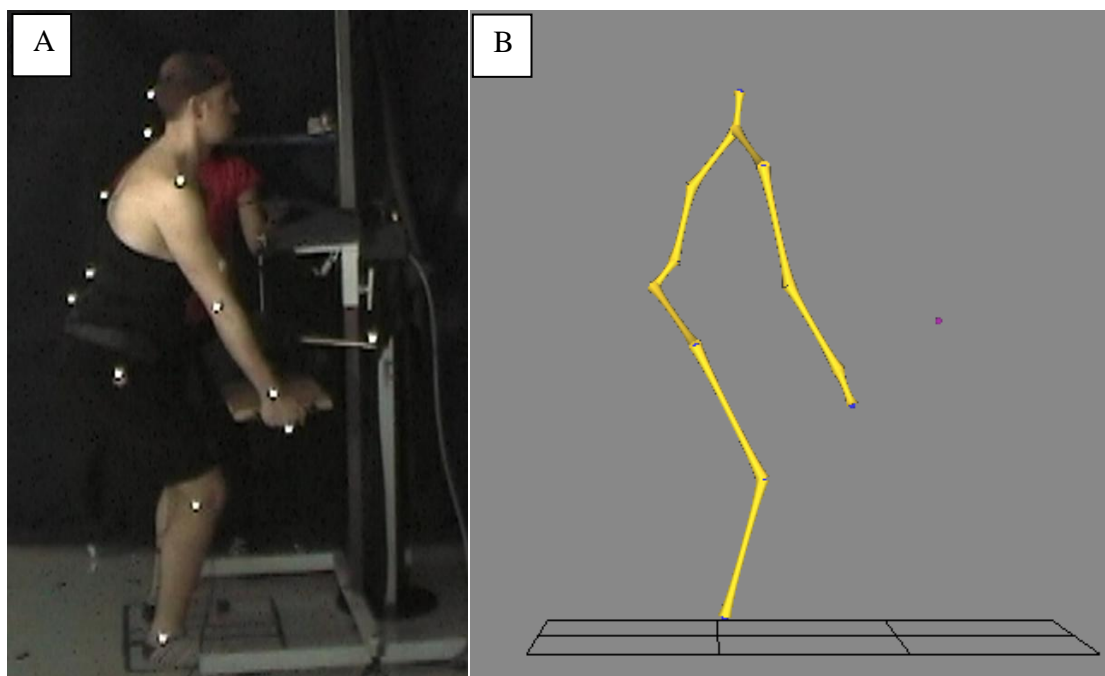


Figura 1: Posició adoptada per l'individu durant el test de reacció. A: Fotografia real del test de reacció. B: Imatge esquemàtica que ofereix el software 3DXP Kwon Trial en el procés d'anàlisi d'angles, alçades i amplituds de moviment.

2.3 Electromiografia per superfície i processament de dades

Es van portar a terme registres electromiogràfics durant els esforços de MVC i durant tots els intents del test de reacció. Es van enregistrar sis músculs: l'erector espinal toràcic dret (SE), el multífid dret (RM) i l'esquerre (LM), el bíceps braquial dret (BB), l'oblic extern dret (EO) i l'oblic intern dret (IO). Es van utilitzar elèctrodes de superfície (d'un sol ús, Ag/AgCl, 30 mm de diàmetre, 30 mm de distància interelèctrode, Medico Lead-lok, India) col·locats segons especifica SENIAM [28] amb l'excepció de l'IO [29]. Es va preparar la pell segons especificacions del SENIAM [28]. La recollida electromiogràfica es va realitzar a 2000 Hz i amb un filtratge de pas de banda Butterworth entre 8-500 Hz, utilitzant el Biomonitor ME6000 (Mega Electronics Ltd, Finland) i el software MegaWin2.4.

Un acceleròmetre situat a la part inferior de la safata era l'indicador de la caiguda del pes. El moment que l'acceleració de la safata superava la mitjana del registre obtingut moments previs a l'impacte en 50 desviacions estàndards era considerat com el moment d'impacte (temps 0). Va utilitzar-se l'algorisme basat en mitjanes i desviacions estàndards de l'amplitud del registre basal (entre 400 ms i el 200 ms anteriors a l'impacte) dissenyat i validat pel propi investigador (capítol 4). L'algorisme registrava els punts on l'amplitud del registre: a) augmentava respecte el registre basal, b) disminuïa per retornar al nivell del registre basal, c) disminuïa respecte el registre basal i d) augmentava per retornava al nivell del registre basal. La localització d'aquests quatre punts determinaven zones considerades de major activació muscular que el registre basal, anomenades *bursts*, i zones de menor activitat, anomenades *gaps*. Prèviament a la detecció dels *bursts* i els *gaps* es va realitzar un *root mean square* (RMS) de 3 ms a tots els registre electromiogràfics i al registre de l'acceleròmetre. Els *bursts* que estiguessin separats per un temps inferior a 15 ms van ser considerats com un mateix *burst* igualment que es van desestimar els *bursts* d'una durada inferior a 15 ms.

Per valorar els patrons d'activació muscular utilitzats durant la recepció de l'impacte d'ambdós grups (subjectes amb dolor lumbar crònic (CLBP) i subjectes sans (H)) i per ambdues condicions (subjectes sans sense fatiga (Non-F) i subjectes sans amb fatiga (With-F)) es van analitzar dues categories de variables: les variables que descrivien la temporalitat dels *bursts* i dels *gaps* i les variables que descrivien la quantitat d'activitat muscular. En la primera categoria (temporalitat) es van incloure: a) inici del primer *burst*, b) inici del segon *burst*, c) inici del primer *gap*, d) durada del primer *burst*, e) durada del segon *burst*, f) durada del primer *gap* i g) nivells de cocontracció posterior a l'impacte existents entre SE i EO, entre SE i IO i entre EO i IO. Pel càlcul de la cocontracció es van comptabilitzar els mil·lisegons que els diferents parells de músculs estaven a la vegada en una situació de *burst*. L'anàlisi de cocontracció es va realitzar per a les diferents finestres consecutives de 10 mil·lisegons existents en els 500 mil·lisegons posteriors a l'impacte.

En la segona categoria (quantitat d'activació) es van incloure: a) RMSNorm: RMS de l'amplitud del senyal electromiogràfic dels 500 mil·lisegons previs (RMSpre) i posteriors (RMSpost) a l'impacte tot normalitzant-ho amb el valor més elevat de la RMS (finestra corredissa de 1024 dades) del corresponent esforç de MVC (EMVC pel SE, RM i LM; i FMVC o LFMVC pel EO i IO), b) nombre de *bursts* posteriors a l'impacte, c) nombre de *gaps* posteriors a l'impacte i d) RMSpost/RMSpre: quocients entre els dos valors d'amplitud

sense normalitzar (valoració de l'increment relatiu de cada musculatura posterior a l'impacte). Per a totes les variables es va calcular, com a valor representatiu de cada individu, la mediana de tots els intents realitzats (18 intents per a cada individu en la comparativa entre CLBP vs H i 6 intents per a la condició With-F vs Non-F). Solament es van considerar vàlides les variables que eren provinents de la mediana de com a mínim la meitat dels intents. És a dir i com a exemple, aquells individus que no presentaven el segon *burst* en més de la meitat del intents es desestimava el valor.

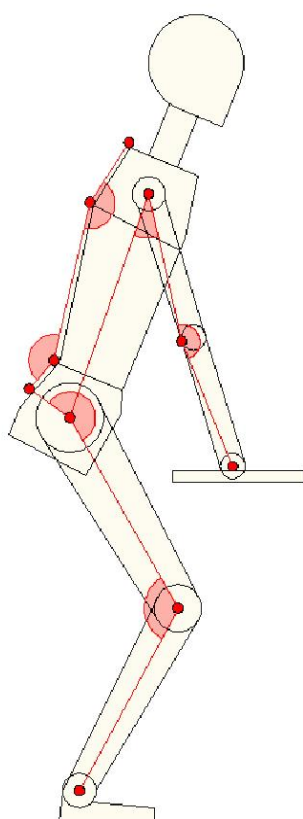


Figura 2: Esquema de la posició utilitzada durant el test de reacció i de la posició utilitzada per fatigar la musculatura del grup sa en la segona sessió. La figura mostra els marcadors utilitzats pel control de la postura igualment que els angles calculats a partir d'aquests.

2.4 Sistema d'anàlisi del moviment tridimensional

El test de reacció va ser controlat per un sistema d'anàlisi del moviment tridimensional utilitzant dues càmeres de vídeo convencionals i el Software 3DXP Kwon Trial (Figura 1B). Es van utilitzar 10 marcadors reflectants col·locats a C7, D7, L3, S2, acromi, epicòndil

lateral humeral, cara dorsal del canell, trocànter major, epicòndil lateral femoral i mal·lèol peroneal. Per a controlar la posició inicial del subjecte i la modificació de la posició del cos que experimentava aquest durant el test (amplitud de moviment) es van utilitzar les següents variables: a) angles inicials: dorsal, lumbar, maluc, genoll, colze, angle tronc-braç; b) amplitud dels angles i alçades al llarg de la durada del test: angle dorsal, angle lumbar, angle del maluc, angle del genoll, angle del colze, angle tronc-braç, alçada del pes i alçada de C7 (Figura 2). Es va agafar la mediana dels intents com a valor representatiu de cada subjecte i per cada condició.

2.5 Anàlisi estadística

Les diferències demogràfiques entre grups es van estudiar mitjançant el *t-test* independent per les variables paramètriques i un Khi quadrat per les variables no paramètriques. Es va aplicar la transformació adient a totes aquelles variables que no complien la distribució normal. Per l'anàlisi entre grups (CLBP vs H), donat que no es disposava de la suficient mostra per a poder analitzar conjuntament totes les variables d'electromiografia amb una MANOVA, van analitzar-se cada una d'elles mitjançant ANOVAs mixtes 2 (grup) x 6 (múscul) o 2 (grup) x 3 (múscul) amb mesures repetides al factor múscul [1, 30, 31] exceptuant la variable RMSNorm. Per analitzar la significança en el factor múscul van realitzar-se *Posthoc* mitjançant correccions de *Tukey*, per analitzar la significança en la interacció del grup per múscul van utilitzar-se anàlisis de factor simple i finalment van realitzar-se *Posthoc* amb correccions de *Bonferroni* per analitzar la significança entre el factor simple amb grup fixe. Per la variable RMSNorm amb factor temps (pre i post impacte), es va analitzar cada múscul per separat a través de ANOVAs mixtes 2 (grup) x (temps) amb mesures repetides al factor temps i amb la covariable EMVC per a la musculatura SE, RM i LM i la covariable FMVC per a la musculatura EO i IO per minimitzar el biaix que pot portar el fet que les MVC realitzades pels CLBP hagin estat significativament més baixes. Al no disposar de la MVC del BB, i per tant de la variable RMSNorm, no va realitzar-se la ANCOVA per aquest múscul. Per les variables cinemàtiques va utilitzar-se una MANOVA amb 14 variables de posició inicial i de l'amplitud de moviment i finalment les diferències entre grups van ser examinades mitjançant *Posthocs* amb correccions de *Tukey*. Per l'anàlisi entre condicions (With-F vs Non-F) van utilitzar-se els mateixos procediments estadístics que l'anàlisi entre grups exceptuant el fet que el factor condició (a diferència que el factor grup) es va tractar en tots els casos com a mesures

repetides. Igualment, l'anàlisi de la variable RMSNorm va realitzar-se sense covariable pel fet que la normalització entre ambdues condicions s'havia utilitzat el mateix valor de MVC. En tots els anàlisis de variància es va considerar el valor de *eta partial square* com a estimació de la grandària de l'efecte. En l'apartat de resultats s'han reportat tots aquells valors significatius (<0.05) i les tendències a la significança (<0.99) per esser aquest estudi un estudi amb una població molt heterogènia (CLBP) i utilitzar una mostra, que tot i ser similar a altres estudis actuals d'aquesta tipologia [16, 18, 31], pot esdevenir insuficient per evitar l'error tipus II.

3 Resultats

El grup de CLBP i els H no van mostrar diferències respecte a les seves característiques excepte pels valors de MVC realitzades al llarg dels tres dies tant de la musculatura extensora, flexora, com flexora lateral. La similitud entre les característiques antropomètriques va comportar que els pesos aplicats durant el test no fossin diferents entre ambdós grups (Taula 1). Les característiques específiques del CLBP es poden trobar a la Taula 2.

Taula 1: Descripció de la mostra per grup (H i CLBP) i valors de significança del t-test i del test khi quadrat.

	H	CLBP	Sig (p)
N	26	24	
Sexe [†] (Home%)	34.6	37.5	ns
Edat (anys)	39.11 ± 8.73	38.82 ± 8.16	ns
Alçada (cm)	166.31 ± 8.51	165.20 ± 8.45	ns
Pes (Kg)	63.83 ± 10.89	66.52 ± 13.69	ns
Índex de Massa Corporal ^a	22.96 ± 2.71	24.30 ± 4.23	ns
Quocient Cintura Maluc ^b	0.78 ± 0.08	0.81 ± 0.09	ns
Qüestionari d'Activitat Física Internacional ^a	5303.95 ± 5590.88	8490.82 ± 11835.015	ns
EMVC (Kg)	55.46 ± 15.47	42.71 ± 14.66	0.000
FMVC (Kg)	42.07 ± 12.61	36.83 ± 12.56	0.015
LFMVC (kg)	41.72 ± 11.06	34.94 ± 10.86	0.000
Pes administrat	3.97 ± 1.29	4.28 ± 1.34	ns

MVC: Força isomètrica màxima voluntària; H: subjectes sans; CLBP: subjectes amb dolor lumbar crònic; ns: no significatiu; Els valors per les variables contínues són la mitjana i la desviació estàndard, i n i % per les variables categòriques. [†] Khi quadrat per les variables categòriques.

^a Transformació de les dades utilitzant ln ja que el test de normalitat va fallar

^b Transformació de les dades utilitzant 1/x ja que el test de normalitat va fallar

Taula 2: Descripció de les característiques clíniques del grup amb CLBP. El nivell de dolor va ser analitzat utilitzant l'Escala Visual Analògica (EVA). El dolor baix va ser considerat un dolor que oscil·lés entre 1 i 3.9 de l'escala d'EVA, el dolor moderat va ser considerat entre 4 i 7.9 de l'escala d'EVA, i el dolor elevat va ser considerat entre 8 i 10 de l'escala d'EVA.

	Mitjana	SD	Màxim	Mínim
Màxim nivell de dolor lumbar de l'any passat	8.81	± 1.13	10	7
Nombre de dies sense dolor de l'any passat	37.04	± 51.82	174	0
Nombre de dies amb dolor baix de l'any passat	149.37	± 86.12	303	0
Nombre de dies amb dolor moderat de l'any passat	119.29	± 51.94	210	22
Nombre de dies amb dolor elevat de l'any passat	57.04	± 68.72	262	0
Qüestionari d'incapacitat d' Oswestry (%) [32, 33]	17.93	± 15.18	64	0
Escala de kinesiòfòbia TAMPA [34]	29.22	± 6.55	41	14
Escala del catastrofisme del dolor [35]	16.72	± 15.20	50	0

3.1 Diferències entre grups: CLBP respecte H

Com a resum de les variables temporals, les figures 3A i 3B presenten de forma gràfica les mitjanes de les variables inici del primer i segon *burst* igualment que les seves durades pel grup CLBP i el H. L'anàlisi estadístic de les variables temporals van mostrar una interacció significativa entre el factor grup i el factor múscul en la latència d'aparició del primer *gap* (ANOVAs 2 (grup) x 3 (múscul)). El grup H mostrava tenir una aparició del primer *gap* més demorada pel múscul SE respecte el RM a diferència del grup CLBP que no mostrava diferències d'aquesta variable entre els diferents músculs. En l'anàlisi del factor simple, deixant fix el factor múscul, el grup CLBP va mostrar una menor latència d'aparició del primer *gap* ($p=0.066$) en comparació a l'altre grup. Per altra banda, en l'anàlisi de la ANOVA 2 (grup) x 6 (múscul), la comparativa entre grups va mostrar una tendència molt propera a la significança ($p=0.056$) en la variable inici del primer *burst* mostrant unes latències majors en els músculs analitzats del grup CLBP. Igualment per aquest grup (CLBP) es va trobar una lleugera tendència (0.089) a presentar el segon *burst* de l'EO més curt comparat amb el grup H (Taula 3). L'anàlisi de les variables quantitatives d'activitat muscular, analitzant per ANCOVAs 2 (grup) x 2 (temps), va mostrar per a la musculatura LM i IO una major activació prèvia i posterior a l'impacte (RMSNORM) pel grup CLBP comparativament al grup H, i amb una tendència a la significança en la mateixa direcció pel RM ($p=0.061$). La covariable va ser significativa pel múscul LM. Igualment, l'IO i el LM va mostrar una interacció entre grup i temps per la variable RMSNorm (significatiu per l'IO i tendència pel LM) evidenciant-se pel grup CLBP un major increment d'amplitud post impacte mentre que aquest increment era menor pel grup H (Taula 4). Les variables de posició no van mostrar diferències significatives entre ambdós grups (Taula 5).

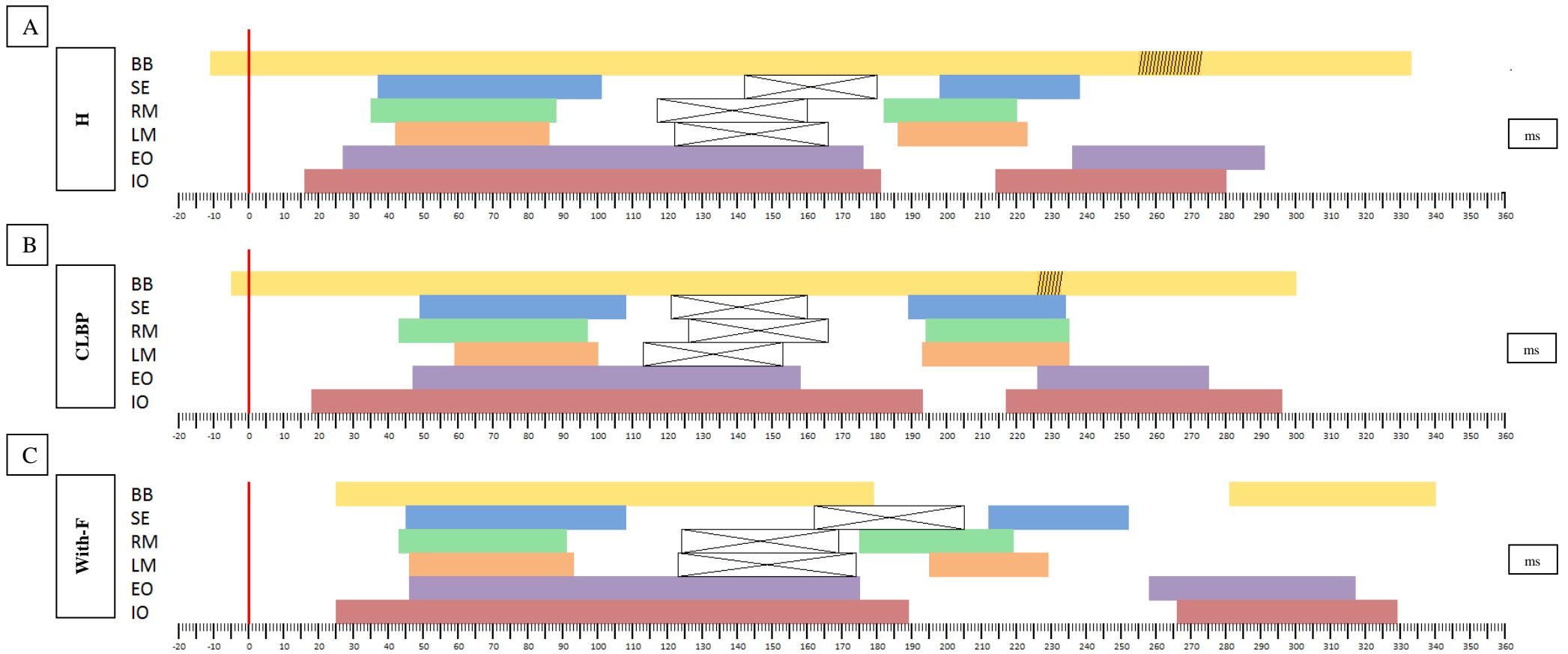


Figura 3: Representació temporal de la mitjana dels valor dels *bursts* (requadres de color) i dels *gaps* (requadres blancs amb una creu) de cada múscul (Bíceps braquial (BB) erector espinal (SE), multifid dret (RM), multifid esquerra (LM), oblic extern (EO), oblic intern (IO)) per ambdós grups i per la condició de fatiga. A. Grup sense patologia lumbar (H); B. Grup amb dolor lumbar crònic inespecífic (CLBP); C. Condició de fatiga (With-F) (grup sense patologia lumbar després de realitzar un esforç mantingut en el temps). Les zones ratllades representen la part dels *bursts* que pertanyen a dos *bursts* diferents (solapament).

Taula 3: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard) i resultats de les ANOVAs mixtes 2 (grup) x 6 (múscul) i 2 (grup) x3 (múscul) amb mesures repetides al factor múscul. Grup sa (H) i grup amb dolor lumbar crònic (CLBP).

	H	CLBP	Efectes principals	gl	F	Grup Sig (p)	n2p	Power	Posthoc/Factor simple
Inici 1r Burst (ms)									
Erector espinal	37.62 ±19.91	48.65 ±19.09	Grup	47(1)	3.834	0.056	0.075	0.483	CLBP>H
Multífid dret	34.90 ±16.60	42.78 ±20.08	Múscul		58.069	0.000	0.553	1.000	BB<IO<SE,RM,LM,EO
Multífid esquerre	41.94 ±30.60	50.87 ±26.00	Interacció		0.555	0.686	0.012	0.179	
Bíceps braquial	-11.77 ±24.14	-5.22 ±24.91							
Oblic extern	26.88 ±21.18	40.70 ±22.60							
Oblic intern	16.44 ±21.98	18.33 ±24.55							
Inici 2n Burst (ms)									
Erector espinal	198.08 ±42.14	189.62 ±23.09	Grup	34(1)	0.270	0.607	0.008	0.080	
Multífid dret	182.13 ±44.41	193.85 ±42.61	Múscul		5.250	0.002	0.134	0.933	BB,EO>SE,RM,LM
Multífid esquerre	186.08 ±58.91	193.15 ±27.52	Interacció		0.565	0.651	0.016	0.168	
Bíceps braquial	255.24 ±56.76	225.97 ±86.46							
Oblic extern	236.45 ±55.11	226.24 ±61.16							
Oblic intern	214.34 ±82.40	217.24 ±92.60							
Inici 1r Gap (ms)									
Erector espinal	142.43 ±38.56	121.24 ±36.67	Grup	42(1)	0.698	0.408	0.016	0.129	
Multífid dret	117.07 ±27.14	125.61 ±44.09	Múscul		2.091	0.136	0.091	0.406	
Multífid esquerre	122.86 ±30.11	113.87 ±41.21	Interacció		3.602	0.036	0.146	0.635	H= SE>RM

Durada 1r Burst (ms)

Erector espinal	63.40 ±21.00	58.43 ±17.55
Multífid dret	53.02 ±17.90	54.52 ±17.88
Multífid esquerre	43.67 ±12.43	48.85 ±23.10
Bíceps braquial	284.19 ±131.94	238.63 ±147.44
Oblic extern	148.96 ±78.09	117.52 ±54.84
Oblic intern	165.17 ±107.60	174.91 ±125.34

Grup	47(1)	1.038	0.314	0.022	0.170	
Múscul		58.160	0.000	0.553	1.000	BB>EO,IO>SE>LM;
Interacció		1.009	0.378	0.021	0.240	RM<BB>EO,IO

Durada 2n Burst (ms)

Erector espinal	40.03 ±8.95	40.76 ±6.59
Multífid dret	37.66 ±7.38	40.68 ±9.79
Multífid esquerre	35.37 ±8.24	37.32 ±6.75
Bíceps braquial	79.11 ±30.23	66.71 ±14.87
Oblic extern	55.03 ±11.87	49.15 ±11.31
Oblic intern	65.53 ±27.45	79.68 ±33.88

Grup	34(1)	0.010	0.919	0.000	0.051	
Múscul		33.709	0.000	0.498	1.000	BB,IO>EO>SE,RM,LM
Interacció		2.408	0.089	0.066	0.508	H=BB,IO,EO>SE,RM,LM; CLBP=BB,IO>SE,RM,EO

Durada 1r Gap (ms)

Erector espinal	37.57 ±13.89	38.61 ±14.67
Multífid dret	42.00 ±19.09	40.89 ±12.25
Multífid esquerre	43.16 ±16.25	39.07 ±13.80

Grup	43(1)	0.156	0.695	0.004	0.067
Múscul		1.488	0.237	0.066	0.300
Interacció		0.455	0.638	0.021	0.119

Nom Bursts post impacte

Erector espinal	2.67 ±.66	2.37 ±0.71
Multífid dret	2.79 ±0.74	2.54 ±0.82
Multífid esquerre	2.46 ±0.79	2.65 ±0.86
Bíceps braquial	2.40 ±0.71	2.59 ±0.82

Grup	47(1)	0.271	0.605	0.006	0.080
Múscul		1.596	0.181	0.033	0.469
Interacció		1.596	0.181	0.033	0.469

Oblic extern	2.35 ±0.49	2.48 ±0.73							
Oblic intern	2.90 ±0.71	2.61 ±0.71							
Nom Gaps post imp									
Erector espinal	1.33 ±0.66	1.54 ±0.50	Grup	47(1)	0.389	0.536	0.008	0.094	
Multífid dret	1.50 ±0.75	1.61 ±0.69	Múscul		96.578	0.000	0.673	1.000	SE,RM,LM>BB,EO,IO
Multífid esquerre	1.67 ±0.73	1.54 ±0.71	Interacció		0.761	0.510	0.016	0.204	
Bíceps braquial	0.13 ±0.33	.11 ±0.30							
Oblic extern	0.31 ±0.57	.48 ±0.70							
Oblic intern	0.12 ±0.36	.13 ±0.34							
PrePostRatio									
Erector espinal	1.72 ±0.32	1.66 ±0.27	Grup	47(1)	0.976	0.328	0.020	0.162	
Multífid dret	1.59 ±0.27	1.60 ±0.35	Múscul		39.166	0.000	0.455	1.000	BB>IO>EO>RM,LM; LM<SE<BB>IO;
Multífid esquerre	1.51 ±0.16	1.57 ±0.36	Interacció		0.425	0.618	0.009	0.111	
Bíceps braquial	4.84 ±1.85	5.56 ±4.66							
Oblic extern	1.90 ±0.69	2.07 ±0.78							
Oblic intern	2.88 ±1.83	3.31 ±2.05							
Cocontracció post imp (ms)									
SE &EO	81.54 ±36.79	65.21 ±32.15	Grup	48(1)	1.587	0.214	0.032	0.235	
SE & IO	91.15 ±37.82	85.00 ±39.80	Múscul		71.833	0.000	0.599	1.000	SE&EO < SE&IO < EO&IO
EO & IO	175.38 ±78.98	152.29 ±75.97	Interacció		0.554	0.499	0.011	0.120	

Nom bursts post impe: Nombre de bursts posterior a l'impacte; Nom Gaps post imp: nombre de gaps posteriors a l'impacte; PrePostRatio: quocient entre el valor de la mitjana de l'arrel quadrada (RMS) del registre electromiogràfic posterior a l'impacte i el valor de la RMS previ a l'impacte; Cocontracció post imp: Cocontracció posterior a l'impacte SE: erector espinal; EO: oblic extern; IO: oblic intern

Taula 4: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard expressat en % respecte el valor obtingut en la força màxima voluntària (MVC)) del grup amb dolor lumbar crònic (CLBP) i el grup sa (H) de la variable mitjana de l'arrel quadrada normalitzada (RMSNorm) prèvia i posterior a l'impacte i resultats de les ANCOVAs mixtes 2 (grup) x 2 (temps) amb mesures repetides al factor temps. S'utilitza com a covariable el valor de la mitjana de l'arrel quadrada del registre electromiogràfic obtingut de la MVC flexora o extensora.

	H		CLBP		Efecte principal	gl	F	Sig (p)	n ² p	Power	Post hoc
	Previ impacte	Posterior impacte	Previ impacte	Posterior impacte							
SE	22.75 ±7.72	38.47 ±11.91	22.75 ±7.72	49.50 ±18.44	Grup	42(1)	2.043	0.160	0.046	0.287	
					RMS		29.787	0.000	0.415	1.000	Pre<Post
					Interacció		.508	0.480	0.012	0.107	
					Covariable		1.879	0.178	0.043	0.268	
RM	25.64 ±6.80	40.00 ±9.47	35.24 ±14.12	55.31 ±20.96	Grup	42(1)	3.696	0.061	0.081	0.468	CLBP>H
					RMS		30.307	0.000	0.419	1.000	Pre<Post
					Interacció		1.560	0.219	0.036	0.231	
					Covariable		3.501	0.068	0.077	0.448	
LM	23.73 ±6.76	35.22 ±9.45	37.97 ±18.02	56.10 ±23.74	Grup	42(1)	7.440	0.009	0.150	0.760	CLBP>H
					RMS		42.443	0.000	0.503	1.000	Pre<Post
					Interacció		4.040	0.051	0.088	0.502	CLBP(ΔPre,Post)>H((ΔPre,Post)
					Covariable		6.239	0.017	0.129	0.685	
EO	10.58 ±6.77	17.82 ±8.88	12.22 ±10.38	22.46 ±14.68	Grup	42(1)	.351	0.557	0.008	0.089	
					RMS		10.832	0.002	0.205	0.895	Pre<Post
					Interacció		1.446	0.236	0.033	0.217	
					Covariable		.887	0.352	0.021	0.151	

IO	6.22 ±4.63	14.92 ±7.76	9.53 ±6.05	23.21 ±10.90	Grup	42(1)	5.791	0.021	0.121	0.652	CLBP>H
					RMS		24.026	0.000	0.364	0.998	Pre<Post
					Interacció		5.045	0.030	0.107	0.593	Post CLBP>H
					Covariable		2.472	0.123	0.056	0.336	

SE: erector espinal; RM. multifid dret; LM. multifid esquerre; EO: oblic extern; IO: oblic intern

Taula 5: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard) i resultats de la MANOVA de les variables de posició inicial i variables de l'amplitud de moviment del grup sa (H) respecte grup amb dolor lumbar crònic (CLBP).

	H		CLBP		gl	F	Group Sig (p)	p-n ²	Power	MANOVAS Sig (p)
Angle inicial lumbar (°)	165.93	±5.29	165.52	±7.96	48 (1)	0.046	0.831	0.001	0.055	0.869
Angle inicial maluc (°)	198.98	±8.45	198.39	±9.18	48 (1)	0.057	0.812	0.001	0.056	
Angle inicial genoll (°)	140.92	±7.28	141.32	±7.36	48 (1)	0.037	0.848	0.001	0.054	
Angle inicial colze (°)	165.68	±5.81	163.52	±5.27	48 (1)	1.906	0.174	0.038	0.272	
Angle inicial dorsal (°)	156.50	±5.18	157.17	±7.07	48 (1)	0.145	0.705	0.003	0.066	
Angle inicial tronc-braç (°)	32.59	±4.06	31.76	±5.29	48 (1)	0.390	0.535	0.008	0.094	
Amplitud angle lumbar (°)	2.99	±1.01	3.22	±1.30	48 (1)	0.464	0.499	0.010	0.102	
Amplitud angle maluc (°)	2.08	±0.92	2.54	±1.16	48 (1)	2.329	0.134	0.046	0.322	
Amplitud angle genoll (°)	2.39	±1.42	3.19	±2.25	48 (1)	2.252	0.140	0.045	0.313	
Amplitud angle colze (°)	4.84	±2.21	5.54	±1.45	48 (1)	1.754	0.192	0.035	0.255	
Amplitud angle dorsal (°)	2.58	±0.99	3.11	±1.04	48 (1)	3.277	0.077	0.064	0.426	
Amplitud angle tronc-braç (°)	3.61	±2.25	3.61	±1.29	48 (1)	0.000	0.995	0.000	0.050	
Amplitud pes (cm)	19.26	±2.71	20.69	±2.97	48 (1)	1.962	0.168	0.039	0.279	
Amplitud C7 (cm)	0.61	±0.52	0.72	±0.65	48 (1)	0.472	0.495	0.010	0.103	

3.2 Diferències entre condicions: *With-F* respecte *Non-F*

Com a resum de les variables temporals, les figures 3A i 3C presenten de forma gràfica les mitjanes del grup H (sense fatiga) i la condició *With-F* de les variables inici del primer i segon *burst* igualment que les seves durades. L'anàlisi estadístic de les variables temporals, realitzat a partir d'ANOVAs 2 (condició) x 6 (múscul), la condició *With-F* va mostrar un retard significatiu del primer *burst* respecte a la condició *Non-F* (Taula 6). Aquest retard es va donar només per la musculatura SE, BB i IO (interacció, $p=0.093$). Igualment la condició *With-F* va mostrar una menor llargada significativa del primer *burst* respecte la condició *Non-F* (Taula 6). Aquesta menor llargada, en l'anàlisi factor simple amb el factor múscul fixe, va mostrar ser solament pel múscul BB. Per altra banda, els nivells de cocontracció (sincronització temporal), utilitzant ANOVAs 2 (condició) x 3 (parelles de músculs), van mostrar diferències significatives entre les dues condicions mostrant valors més baixos en la condició *With-F* respecte la *Non-F* (Taula 6). Les diferències en les variables quantitatives d'activitat muscular van evidenciar-se en les variables nombre de *bursts* post impacte, PrePostRatio (ANOVAs 2 (condició) x 6 (múscul)) i la variable RMSNorm (ANOVAs 2 (condició) x 2 (temps)). La condició *With-F* respecte la *Non-F* va mostrar un menor nombre de *bursts* post impacte (significança en el factor principal condició) tot i que la presència d'una tendència a la significança de la interacció (0.053) mostrava que el menor nombre de *bursts* era solament per la musculatura SE, IO i EO. Igualment, el mateix grup, va mostrar un valor menor en la variable PrePostRatio (significança en el factor principal condició) amb una interacció significativa que mostrava que les diferències eren solament per la musculatura SE i BB (Taula 6). Finalment, la variable RMSNorm va mostrar, pel múscul EO i el SE, una tendència a la interacció entre el factor condició i el factor temps tot mostrant en la condició *With-F* un menor augment d'activació muscular post impacte respecte als *Non-F* (SE; $p=0.041$ i EO; $p=0.060$) (Taula 7).

Taula 6: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard) i resultats de les ANOVA 2 (grup) x 6 (múscul) i 2 (grup) x 3 (múscul) amb mesures repetides al factor múscul i al factor condició. Grup sa sense fatiga (Non-F) i grup sa amb fatiga (With-F).

	Non-F	With-F	Efecte principal	gl	F	Grup Sig (p)	n2p	Power	Posthoc/Factor simple
Inici 1r Burst (ms)									
Erector espinal	32.46 ±22.80	45.42 ±26.29	Condició	24(1)	4.739	0.040	0.165	0.552	With-F > Non-F
Multífid dret	33.90 ±19.66	43.20 ±36.25	Múscul		9.279	0.000	0.279	0.996	BB<SE,RM,; IO<LM; BB<EO SE= With-F > Non-F
Multífid esquerre	48.60 ±46.18	45.24 ±30.96	Interacció		2.234	0.093	0.085	0.540	BB= With-F > Non-F IO= With-F > Non-F
Bíceps braquial	-13.08 ±28.03	24.60 ±62.43							
Oblic extern	31.14 ±59.39	46.44 ±64.78							
Oblic intern	13.98 ±28.27	24.84 ±23.95							
Inici 2n Burst (ms)									
Erector espinal	208.50 ±57.62	211.65 ±50.39	Condició	9 (1)	0.693	0.427	0.071	0.116	
Multífid dret	183.90 ±67.80	174.75 ±58.45	Múscul		3.228	0.057	0.264	0.571	
Multífid esquerre	208.65 ±90.50	195.15 ±63.64	Interacció		0.623	0.568	0.065	0.146	
Bíceps braquial	280.95 ±93.89	281.55 ±104.24							
Oblic extern	215.55 ±73.02	258.45 ±81.58							
Oblic intern	228.60 ±107.52	266.40 ±105.69							
Inici 1r Gap (ms)									
Erector espinal	146.29 ±68.88	162.86 ±70.47	Condició	20(1)	1.130	0.300	0.053	0.173	
Multífid dret	107.43 ±49.00	124.14 ±38.49	Múscul		7.467	0.004	0.440	0.901	SE>RM
Multífid esquerre	120.21 ±31.46	123.21 ±46.97	Interacció		0.523	0.542	0.025	0.118	

Durada 1r Burst (ms)

Erector espinal	67.56 ±22.97	62.22 ±21.63
Multífid dret	53.22 ±22.87	48.06 ±17.45
Multífid esquerre	43.44 ±12.63	48.24 ±11.27
Bíceps braquial	286.02 ±147.20	154.08 ±89.87
Oblic extern	149.34 ±80.55	128.88 ±82.85
Oblic intern	161.34 ±114.02	163.98 ±107.19

Condició	24(1)	15.726	0.001	0.396	0.967	With-F < Non-F
Múscul		42.055	0.000	0.637	1.000	BB>EO>SE>RM,LM; IO>SE>RM,LM
Interacció		8.794	0.001	0.268	0.963	BB= HF < Non-F

Durada 2n Burst (ms)

Erector espinal	35.85 ±4.03	40.65 ±8.73
Multífid dret	39.00 ±8.19	44.25 ±10.57
Multífid esquerre	36.45 ±7.81	33.60 ±7.82
Bíceps braquial	73.50 ±40.14	59.10 ±24.81
Oblic extern	55.80 ±28.94	58.05 ±26.02
Oblic intern	105.60 ±127.10	62.40 ±30.92

Condició	9(1)	1.214	0.299	0.119	0.167
Múscul		3.023	0.098	0.251	0.413
Interacció		1.570	0.242	0.149	0.240

Durada 1r Gap (ms)

Erector espinal	38.36 ±14.80	41.86 ±18.64
Multífid dret	40.21 ±14.98	45.50 ±21.71
Multífid esquerre	48.93 ±22.40	51.29 ±29.94

Condició	20(1)	2.079	0.165	0.094	0.279
Múscul		2.156	0.143	0.185	0.386
Interacció		0.203	0.818	0.021	0.077

Nom Burt post imp

Erector espinal	2.70 ±0.74	2.12 ±0.71
Multífid dret	2.74 ±0.79	2.48 ±0.73
Multífid esquerre	2.54 ±0.97	2.44 ±0.89
Bíceps braquial	2.52 ±0.88	2.72 ±0.89

Condició	24(1)	7.679	0.011	0.242	0.758	With-F < Non-F
Múscul		1.574	0.198	0.062	0.422	
Interacció		2.509	0.053	0.095	0.661	SE= With-F < Non-F EO= With-F < Non-F

Oblic extern	2.58 ±0.75	2.10 ±0.83									IO= With-F < Non-F
Oblic intern	2.98 ±0.84	2.64 ±0.73									
Nom Gaps post imp											
Erector espinal	1.46 ±0.76	1.28 ±0.74	Condiçió	24(1)	0.000	1.000	0.000	0.050			
Multífid dret	1.70 ±0.82	1.42 ±0.75	Múscul		37.489	0.000	0.610	1.000	SE,RM,LM>BB,EO,IO		
Multífid esquerre	1.64 ±0.91	1.64 ±0.85	Interacció		1.380	0.255	0.054	0.359			
Bíceps braquial	0.18 ±0.45	0.36 ±0.84									
Oblic extern	0.48 ±0.87	0.66 ±0.85									
Oblic intern	0.08 ±0.24	0.18 ±0.50									
PrePostRatio											
Erector espinal	1.75 ±0.35	1.66 ±0.32	Condiçió	24(1)	28.323	0.000	0.541	0.999	With-F < Non-F		
Multífid dret	1.59 ±0.31	1.51 ±0.24	Múscul		20.182	0.000	0.457	1.000	BB,IO>EO>LM; BB,IO>SE>RM,LM		
Multífid esquerre	1.51 ±0.17	1.48 ±0.19	Interacció		13.798	0.000	0.365	0.992	SE= With-F < Non-F		
Bíceps braquial	4.99 ±3.00	1.91 ±0.91							BB= With-F < Non-F		
Oblic extern	1.87 ±0.55	1.77 ±0.62									
Oblic intern	3.11 ±2.58	2.77 ±1.29									
Cocontracció post imp (ms)											
SE & EO	85.00 ±37.33	62.20 ±37.17	Condiçió	24(1)	4.625	0.042	0.162	0.542	With-F < Non-F		
SE & IO	93.60 ±38.87	71.40 ±40.63	Múscul		33.856	0.000	0.585	1.000	SE&EO,SE&IO<EO&IO		
EO & IO	166.60 ±75.48	154.00 ±101.53	Interacció		0.399	0.577	0.016	0.098			

Nom bursts post imp: Nombre de bursts posterior a l'impacte; Nom Gaps post imp: nombre de gaps posteriors a l'impacte; PrePostRatio: quocient entre el valor de la mitjana de l'arrel quadrada (RMS) del registre electromiogràfic posterior a l'impacte i el valor de la RMS previ a l'impacte; Cocontracció post imp: cocontracció posterior a l'impacte; SE: erector espinal; EO: oblic extern; IO: oblic intern

Taula 7: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard expressat en % respecte el valor obtingut en la força màxima voluntària (MVC)) del grup sa sense fatiga (Non-F) i el grup sa amb fatiga /With-F) de la variable mitjana de l'arrel quadrada normalitzada (RMSNorm) prèvia i posterior a l'impacte i resultats de les ANCOVAs mixtes 2(condició) x 2 (temps) amb mesures repetides al factor condició i temps. S'utilitza com a covariable el valor de la mitjana de l'arrel quadrada del registre electromiogràfic obtingut de la MVC flexora o extensora.

	Non-F		With-F		Principal Effects	gl	F	Sig (p)	n ² p	Power	Post hoc
	RMSpreN	RMSpostN	RMSpreN	RMSpostN							
SE	25.80 ±19.07	44.04 ±31.89	26.52 ±21.64	42.36 ±33.93	Grup	24(1)	0.312	0.582	0.013	0.084	
					RMS		38.900	0.000	0.618	1.000	Pre<Post
					Interacció		4.669	0.041	0.163	0.545	With-F(ΔPre,Post)<Non-F((ΔPre,Post)
RM	32.68 ±33.20	49.26 ±48.01	33.49 ±38.70	48.82 ±53.40	Grup	24(1)	0.023	0.881	0.001	0.052	
					RMS		26.881	0.000	0.528	0.999	Pre<Post
					Interacció		2.649	0.117	0.099	0.346	
LM	29.45 ±31.67	44.82 ±52.69	30.38 ±37.48	45.31 ±58.06	Grup	24(1)	0.336	0.567	0.014	0.086	
					RMS		12.986	0.001	0.351	0.933	Pre<Post
					Interacció		0.428	0.519	0.018	0.096	
EO	10.90 ±6.38	18.22 ±9.89	10.94 ±7.01	16.70 ±8.91	Grup	24(1)	2.117	0.159	0.081	0.287	
					RMS		45.910	0.000	0.657	1.000	Pre<Post
					Interacció		3.886	0.060	0.139	0.473	With-F(ΔPre,Post)<Non-F((ΔPre,Post)

IO	5.93 ±4.45	15.06 ±9.70	6.53 ±5.04	15.69 ±9.67	Grup	24(1)	0.611	0.442	0.025	0.117	
					RMS		51.946	0.000	0.684	1.000	Pre<Post
					Interacció		0.001	0.980	0.000	0.050	

SE: erector espinal; RM. multífid dret; LM. multífid esquerre; EO: oblic extern; IO: oblic intern

Les variables de posició van mostrar diferències mínimes entre condicions ($p=0.099$). Quatre dels seus angles van mostrar una lleugera tendència a una posició inicial amb menys flexió d'extremitats inferiors però amb major flexió de tronc. Igualment, tres valors indicadors de la amplitud de moviment durant tot el procés de recepció de l'impacte van mostrar una tendència a ser majors en la condició With-F (angle lumbar, angle tronc-braç i alçada C7) (Taula 8).

Taula 8: Taula descriptiva (mitjana i desviació estàndard) i resultats de la MANOVA de les variables de posició inicial i variables de l'amplitud de moviment de la condició sense fatiga (Non-F) respecte a la condició de fatiga (With-F).

	Non-F		With-F		gl	F	Condició Sig (p)	p-n ²	Power	MANOVAS Sig (p)
Angle inicial lumbar (°)	165.57	±7.26	165.90	±6.71	21(1)	0.094	0.762	0.004	0.060	<u>0.099</u>
Angle inicial maluc (°)	192.86	±11.96	195.92	±11.50	21(1)	12.702	<u>0.002</u>	0.377	0.925	
Angle inicial genoll (°)	140.31	±8.69	142.17	±8.26	21(1)	5.519	<u>0.029</u>	0.208	0.611	
Angle inicial colze (°)	163.94	±5.93	163.88	±5.66	21(1)	0.008	0.931	0.000	0.051	
Angle inicial dorsal (°)	155.31	±5.51	153.44	±7.01	21(1)	8.043	<u>0.010</u>	0.277	0.772	
Angle inicial tronc-braç (°)	32.46	±5.03	30.67	±4.67	21(1)	7.227	<u>0.014</u>	0.256	0.727	
Amplitud angle lumbar (°)	3.11	±1.33	3.70	±1.90	21(1)	3.814	<u>0.064</u>	0.154	0.462	
Amplitud angle maluc (°)	2.05	±0.87	2.27	±1.19	21(1)	0.710	0.409	0.033	0.127	
Amplitud angle genoll (°)	2.33	±1.65	2.00	±0.90	21(1)	1.161	0.293	0.052	0.177	
Amplitud angle colze (°)	5.99	±2.84	5.36	±3.13	21(1)	1.015	0.325	0.046	0.161	
Amplitud angle dorsal (°)	2.66	±1.00	2.75	±1.27	21(1)	0.141	0.711	0.007	0.065	
Amplitud angle tronc-braç (°)	3.75	±2.25	4.50	±2.94	21(1)	5.824	<u>0.025</u>	0.217	0.634	
Amplitud pes (cm)	20.58	±3.04	19.68	±3.19	21(1)	1.149	0.296	0.052	0.176	
Amplitud C7 (cm)	0.59	±0.56	0.75	±0.54	21(1)	4.546	<u>0.045</u>	0.178	0.530	

3.3 Patró comú entre grups i condicions

L'anàlisi de les variables temporals i les quantitatives d'activitat muscular van mostrar per ambdós grups i per ambdues condicions un patró muscular comú davant un impacte extern inesperat. El BB era el primer en activar-se seguidament o conjuntament a l'IO. En un segon ordre s'activava la resta de musculatura (SE, RM, LM, EO). La musculatura BB, EO i IO va mostrar en aquest primer *burst* tenir una durada més llarga respecte a la resta. El segon *burst* va tenir per la musculatura BB i EO una aparició més tardana i pel BB, EO i IO una major llargada respecte el SE, RM i LM (ambdues variables significatives en la comparativa entre CLBP vs H i tendència a la significança a la comparativa entre Non-F vs With-F). En ambdós grups i condicions la musculatura SE, RM i LM van mostrar tenir un nombre de *gaps* major a la resta de musculatura. La musculatura SE, RM i LM va mostrar tenir de mitjana un nombre de *gaps* superior a 1 a diferència de la resta que era inferior a aquest valor. Respecte el canvi existent entre l'activació prèvia i posterior a l'impacte (RMSNorm pre i post impacte i PrePostRatio), tots els músculs van mostrar canvis en la seva activitat com a reacció a l'impacte, tot i que els músculs que van canviar més la seva activitat van ser els músculs BB, IO i EO. Els valors de cocontracció (sincronització temporal) van ser alts per a la parella muscular EO & IO i més baixa per les parelles SE & EO i SE & IO. Finalment, i solament com a patró comú entre els sans estiguessin o no fatigats (H i Non-F), el primer *gap* de la musculatura SE es donaven amb més demora que la del multífid del mateix costat (RM). En la Figura 3 (A B i C) es poden observar de forma gràfica les característiques comunes dels patrons musculars d'ambdues poblacions i condicions.

4 Discussió

El present estudi demostra que la població amb CLBP utilitzaven un patró muscular diferenciat de la població sana en el moment de reaccionar a una càrrega externa inesperada. Igualment, davant d'una mateixa situació, la població sana fatigada, respecte a aquesta mateixa sense fatigar, també diferia en el patró muscular utilitzat. Tot i les diferències existents en la comparativa d'ambdós grups i d'ambdues condicions, es van observar un seguit de característiques comunes en els patrons musculars utilitzats en els dos grups i en les dues condicions que comportava poder fer una descripció del rol que cada múscul representava en l'estabilització de la càrrega externa inesperada.

4.1 Diferències entre grups: CLBP respecte H

La població amb CLBP, respecte a la població sana, va mostrar una major activació muscular prèvia i posterior a l'impacte en la musculatura profunda del tronc (RM, LM, IO) a la vegada que l'IO i el LM mostraven un major increment de l'activació muscular posterior a l'impacte. Tot i que la diferència de la major activació muscular prèvia i posterior a l'impacte va ser significativa o va tenir una tendència a la significança solament pels músculs esmentats, tota la resta de la musculatura analitzada mostrava uns valors promitjos que indicaven un mateix fenomen. Altres estudis també van mostrar en la població amb CLBP una major activitat muscular en alguns dels grups musculars. Alguns van observar-ho en tasques similars al present estudi [6, 16, 21], i altres en mobilitzacions actives de la columna vertebral en diferents sentits [7, 15]. En les tasques voluntàries no sobtades s'observava una major activitat agonista i antagonista tot atribuint a aquesta població una major cocontracció muscular. Models teòrics i experiments pràctics han determinat que la cocontracció a nivells més elevats posa de manifest un increment de l'estabilització de la columna tot i que a costa d'un augment de les forces compressives de la columna vertebral [14, 23, 36]. El present estudi, tot i existir indicis clars d'un augment de l'activitat agonista i antagonista, no va evidenciar-se pel grup amb CLBP una major cocontracció a partir del càlcul de la sincronització dels *bursts* dels diferents parells de músculs analitzats duanat els 500 mil·lsegons posteriors a l'impacte. Contràriament, les mitjanes de cocontracció del grup amb CLBP van ser més baixes (tot i no ser significatiu). Mehta [30], d'acord amb els resultats d'aquest estudi, va analitzar la coincidència en el temps del primer *burst* de la musculatura del tronc com a conseqüència d'un moviment de l'extremitat superior mostrant una menor sincronització en la població amb CLBP. Contràriament, Radebold [4] i Cholewicki [9] van concloure a partir d'uns experiments on es retirava una càrrega sobtada del tronc, una major cocontracció en el grup amb CLBP. Radebold i Cholewicki van determinar una major cocontracció ja que observaven una menor desactivació de la musculatura agonista un cop retirada la càrrega, comportant un major nombre de músculs agonistes i antagonistes actius respecte la població sana. Analitzant les dades del present estudi i els resultats de la bibliografia, hom podria concloure que la presència de cocontracció és una estratègia utilitzada per la població amb CLBP per augmentar l'estabilitat de la columna vertebral, tot i que no és present en totes les tipologies de tasques. Sembla que aquelles tasques que requereixen un augment de l'activitat muscular sobtada per a l'estabilització vertebral (el present estudi entre altres[30]), el retràs en l'activació muscular (explicat detalladament més

endavant) podria impossibilitar la sincronització i per tant la major cocontracció. Contràriament, en tasques lentes [7, 15] o en tasques amb una contracció inicial considerable [4, 9], la major lentitud en la reacció muscular no impediria l'estratègia de major cocontracció.

Per altra banda, tot i mostrar només un valor de significació de 0.056, el grup amb CLBP va mostrar un retard en l'activació de la seva musculatura recolzant la teoria de Panjabi [12] i altres autors [11, 31]. Aquests descriuen els retards d'activació com un fenomen que disminueix l'estabilitat de la columna vertebral i pot ser causa de la cronificació del dolor. A més a més, la població amb CLBP va mostrar una aparició precoç del primer *gap* en l'SE i una tendència a presentar el segon *burst* de l'EO més curt, semblant ser, novament, mostra d'una disfunció en la temporalització. La latència de la primera reacció muscular ha estat estudiada amb anterioritat i ha mostrat en variades ocasions resultats similars a aquest estudi (major latència) [1-5, 37, 38]. Alguns autors, però, no han evidenciat aquesta diferència [16, 17]. Finalment, destacar que la temporalitat en el seguit d'activacions i desactivacions posteriors a la primera reacció muscular no ha estat pràcticament estudiada. Segons coneixença de l'autora, solament en una ocasió s'ha estudiat una característica similar. Mehta et al [30], utilitzant un test on la pertorbació era a partir d'un moviment voluntari del braç, va valorar el temps de finalització del primer *burst* sense observar diferències entre la població amb CLBP i la població sana. Les discrepàncies presents en la literatura i les discrepàncies d'aquesta amb el present estudi podrien ser explicades tant per les característiques específiques de la tasca (posició del cos i metodologies per a crear una pertorbació), com per la metodologia utilitzada en la detecció de l'activació muscular (electromiografia [37] o imatge tissulars d'eco-dobler [17]) o com per la subtileza de la presència de la disfunció en la població amb CLBP. La realització d'estudis on s'analitzés una mateixa població amb diferents tasques i metodologies podria ajudar a resoldre aquesta qüestió.

Finalment, es pot concloure que la població amb CLBP davant d'un procés d'estabilització de la columna vertebral a causa d'una pertorbació externa, i sense presentar diferències rellevants en la posició del cos, podria estar presentant unes deficiències en la temporalització de les activacions i desactivacions musculars que comprometen l'estabilitat vertebral. Per altra banda, com a estratègia de compensació i intent d'estabilitzar la columna vertebral, podrien estar utilitzant un augment de l'activació muscular prèvia i posterior a l'impacte de la musculatura agonista i antagonista del tronc. Aquests fenòmens podrien

implicar que el patró muscular utilitzat per la població amb CLBP sigui ineficaç i que pugui ser una causa de cronificació d'aquesta dolença.

4.2 Diferències entre condicions: With-F respecte Non-F

La població en la condició With-F va mostrar, respecte a la mateixa població però en la condició Non-F i per les variables temporals, un retard en la primera activació muscular (primer *burst*) en la globalitat de la musculatura (solament significatiu en la musculatura BB, SE i IO), una menor llargada d'aquesta primera activació (solament significatiu en el BB), i una major desincronització entre la musculatura (menor cocontracció). Aquestes alteracions en la temporalització dels diferents *bursts* semblen ser un patró muscular menys capaç d'estabilitzar la columna vertebral [12, 31] i ser una disfunció que no només afecta a la primera reacció muscular. Cal destacar, però, que en la literatura s'ha estudiat solament la primera reacció muscular (segons coneixement de l'autora), deixant sense anàlisi el seguit de reaccions posteriors. Així doncs, els resultats d'aquest estudi es poden contrastar únicament per la variable de latència del primer *burst* tot i que novament amb resultats contradictoris. En ocasions es van evidenciar majors latències d'activació muscular [25] contràriament a altres que no van trobar aquesta alteració [18, 21-23]. Possibles causes d'aquesta discrepància poden ser tant els nivells de fatiga assolits previs al test de reacció, com la tasca utilitzada per provocar fatiga [39], com la metodologia utilitzada per generar la pertorbació, ja que tots els anteriors estudis mostraven diferències entre ells en aquests aspectes i diferien tots ells de la situació proposada en aquest treball. Cada situació de fatiga pot comportar una magnitud d'alteració igualment que ser evidenciada solament per una musculatura en concret.

Per altra banda, respecte les variables quantitatives d'activitat muscular, i a diferència de la població amb CLBP, la condició With-F no van mostrar indicis d'una major activació muscular com a possible estratègia d'incrementar l'estabilitat. Contràriament, tot i no mostrar diferències en el còmput total d'amplitud del senyal electromiogràfic previ i posterior a l'impacte, aquesta població va mostrar indicis d'una menor activitat posterior a l'impacte, ja que es va observar una menor quantitat de *bursts* post impacte (significatiu per la musculatura SE, EO i IO) i un menor augment de l'activació muscular posterior al impacte respecte la que hi havia inicialment (significatiu pel BB i l'SE quan analitzem la variable PrePostRatio i pel SE i EO quan analitzem la variable RMSNorm). Com a indicadors de l'activitat muscular posterior a una pertorbació, altres estudis en condicions similars van

analitzar l'amplitud de la primera reacció muscular a la pertorbació evidenciant alguns d'ells una major activació de la musculatura com a intent de compensar la pèrdua de força i d'estabilitat [18, 19] mentre altres no van trobar diferències [23, 40]. Igualment, en algunes ocasions, s'han comptabilitzat el nombre de músculs que reaccionaven a la pertorbació mostrant una menor activitat [20]. A diferència dels anteriors estudis, el present estudi ha analitzat l'activació muscular en la globalitat d'un procés més llarg (500 mil·lisegons anteriors o posteriors a l'impacte) deixant sense anàlisi tant l'amplitud del primer *burst* com el nombre de músculs reactius. Aquestes diferències en les variables analitzades podria ser un motiu de les aparents discrepàncies.

Respecte a la posició adoptada durant el test, la condició With-F va mostrar comparativament a la condició Non-F una posició inicial lleugerament de major decaïment postural (major flexió dorsal i major extensió d'extremitats inferiors) comportant una possible posició amb major estabilitat a causa de la major posada en tensió de les estructures passives (l·ligaments, càpsula i disc vertebral) [41]. Igualment, en la condició With-F va observar-se, en tres de les amplituds de moviment durant el test, un major valor respecte la condició Non-F comportant de nou una possible major posada en tensió de les estructures passives. Ambdues característiques podrien compensar la menor estabilitat que suposa l'alteració temporal de l'activitat muscular posterior a l'impacte que es va observar en la condició With-F. Un major moviment en l'eix vertical de la posició del cos podria explicar parcialment les majors distàncies entre *bursts* que presenten alguns músculs com el BB en la condició With-F (major temps de suspensió del pes).

Segons les troballes d'aquest estudi, el patró utilitzat pels subjectes fatigats, amb unes activacions musculars més tardanes, unes desactivacions musculars més precoces i una major desincronització entre *bursts* (menor cocontracció), podria ser un patró muscular ineficient davant l'estabilització de la columna vertebral. Altrament, sembla que per a la condició With-F no s'evidenciï una compensació a partir d'una major amplitud de la musculatura agonista i antagonista si no que contràriament sembla donar-se el contrari. La postura amb major decaïment postural i la major amplitud de moviment realitzat durant la recepció de l'impacte, podria ser una estratègia utilitzada per mantenir l'estabilitat. La fatiga, a causa de l'alteració en la temporalització i un ús accentuat de les estructures passives pot ser un factor que predisposa a la lesió en la població sana [42]. Finalment, tot i haver utilitzat una posició freqüentment utilitzada en les tasques diàries (posició d'*squat*), el present estudi no ha avaluat

accions més dinàmiques com poden ser moltes de les accions diàries. Això comporta que no es pugui fer una extrapolació directa dels resultats d'aquest estudi a les conseqüències que les càrregues externes poden tenir a la columna vertebral en situacions on la musculatura està fatigada, però en pot ser una aproximació.

4.3 Comparació entre el patrons musculars: CLBP respecte With-F

Els patrons musculars descrits per la població amb CLBP i els With-F tenien unes característiques comunes que els diferenciaven de la població sana sense la condició de fatiga (H o Non-F), sobretot en relació a les variables temporals. La característica temporal comuna més evident entre ambdues poblacions (CLBP i With-F) va ser la major latència en l'activació del primer *burst*. Per altra banda, es mostraven unes precocitats en la desactivació del primer *burst* del múscul BB i una major desincronització dels parells de músculs SE & EO i SE & IO i EO & IO. Aquestes últimes similituds eren significativament diferents a la població sana solament per la condició With-F, tot i que el grup amb CLBP mostrava una tendència en les seves mitjanes en el mateix sentit. Aquestes similituds entre grups (With-F i CLBP) podria indicar un comportament similar, tot i que menys diferenciat en la població amb CLBP. Contràriament, existeixen unes disfuncions temporals només presentades per la població amb CLBP sent solament característiques d'aquesta població.

Les alteracions temporals comunes de la població amb CLBP i de la condició With-F podrien ser conseqüència d'un estat neuromuscular inicial similar. Altres estudis, han demostrat per ambdues poblacions unes característiques també similars. L'alteració de la propiocepció ha estat evidenciada tant en la població amb CLBP [43] com la població With-F [44]. Finalment, el fet que les alteracions temporals comunes siguin menys significatives en la població amb CLBP, podria ser causa de la major heterogeneïtat que aquesta població pot presentar en les seves característiques o podria ser que realment aquesta disfunció comuna sigui més subtil en la població amb CLBP. De totes maneres, cal ser conscients, que l'alteració muscular en la població amb CLBP es presenta de forma mantinguda en el temps a diferència de la població With-F que té aquesta un caràcter temporal.

Davant de l'alteració temporal dels patrons motors, ambdues poblacions semblen compensar la falta d'estabilitat amb diferents estratègies. Si per a la població amb CLBP sembla que aquesta alteració pugui ser compensada per un augment de l'activitat muscular agonista i

antagonista, la població sana en situació de fatiga sembla que la modificació de la postura (augment de tensió de les estructures passives) sigui l'estratègia utilitzada per a compensar l'alteració temporal.

4.4 Patró muscular comú entre grups i condicions

Segons els resultats d'aquest estudi, cada grup muscular analitzat durant el test de reacció va comportar-se per ambdós grups i per ambdues condicions amb unes característiques comunes. Aquest comportament comú, tot i les diferències exposades anteriorment, mostrava per a cada grup muscular un rol particular davant del procés d'estabilització sol·licitat en aquest estudi. El BB va ser el primer múscul en activar-se per frenar la caiguda del pes (tot i que en la condició With-F els retards d'activació van provocar que aquest s'igualés a l'IO). En l'estudi de Moseley [45], on s'analitzava una situació similar, el BB va mostrar també ser el primer en reaccionar, tot i mostrar unes latències més llargues (22ms) respecte a la pertorbació comparativament a aquest estudi. El present estudi, contràriament, mostrava una anticipació del BB a la caiguda del pes en dos dels grups (H i CLBP). Cal considerar que la metodologia utilitzada en aquest treball per a la detecció del punt d'impacte pot ser un clar motiu d'aquesta diferència. El temps d'impacte en el present estudi era localitzat a partir del càlcul del punt on la safata que subjectava l'individu havia superat una acceleració determinada. Aquest punt, tot i ser comparable entre individus, totalment sincronitzat amb la EMG i ser representació dels primers instants de recepció del pes, no era el primer mil·lisegon de contacte entre el pes i la safata i per tant podria ser motiu de les menors latències o anticipacions. Per altra banda, un altre motiu que explicaria aquesta diferència en el temps de reacció seria el fet que en el present estudi, a diferència de Moseley [45], no es van desestimar els intents que mostraven una anticipació. Com a estratègia objectiva per minimitzar els valors extrems es va optar per utilitzar el valor de la mediana dels 18 o 6 intents. La major precocitat d'activació en aquest estudi no va ser solament pel múscul BB, si no que la resta de musculatura analitzada també presentava latències més curtes en comparació a altres estudis [21, 31, 45] conseqüència probablement dels motius exposats anteriorment.

A diferència dels gests voluntaris del braç on acostuma a existir una anticipació de la musculatura abdominal i/o musculatura posterior profunda a la musculatura del braç [1, 30, 46, 47], en els casos de càrrega externa inesperada (el present estudi) no sembla poder-se

donar aquesta anticipació a causa de la mancança d'informació exteroceptiva prèvia a la pertorbació. De totes maneres, si que es va evidenciar l'anticipació de la musculatura abdominal profunda (IO) a la musculatura posterior de columna. Així doncs, no des d'un primer moment però si en aquesta segona etapa, es veu evident el rol estabilitzador del tronc de la musculatura abdominal. Enforteix aquesta hipòtesi el fet que l'IO i l'EO, en l'anàlisi de tots els 500 mil·lisegons posterior a la pertorbació, van mostrar a diferència de la musculatura posterior de tronc, uns *bursts* més llargs (primer i segon), una menor presència de *gaps* i un major augment de l'activitat posterior a l'impacte. Una activitat més constant i més precoç sembla ser conseqüència del rol estabilitzador que se li atorga a aquesta musculatura [48-50].

La musculatura posterior de tronc, el tercer grup muscular en activar-se, no va mostrar diferències entre els tres músculs enregistrats en la temporalitat de la seva primera activació posterior a l'impacte. Altres estudis, en situacions similars, van mostrar una activació prèvia de l'SE respecte els multífids [45]. Qüestions metodològiques podrien explicar les subtils diferències. En l'anàlisi dels 500 mil·lisegons posteriors a la pertorbació aquesta musculatura va mostrar activacions musculars (*burst*) més curtes i una major presència de *gaps* respecte a la musculatura abdominal i el BB. Així doncs, a diferència de la musculatura estabilitzadora abdominal, la musculatura posterior de tronc, mitjançant activacions i desactivacions guiades per sistemes de *feedback* i *feedforward*, sembla complir el rol específic, precís i acomodatiu de frenant el pes i restablir la posició original del cos.

4.5 Limitacions i futures línies d'investigació

La població amb dolor lumbar crònic és una població molt heterogènia i plurifactorial. Aquest fet comporta que per a poder extrapolar les troballes experimentals a la població farien falten mostres molt grans. Tot i això, en el present estudi, s'han utilitzat mostres similars, i en ocasions mostres superior, a les que actualment s'estan portant a terme en aquesta tipologia d'estudis [16, 18, 31]. Igualment, s'ha de tenir en compte que el present estudi, tot i buscar una posició funcional, s'ha avaluat una tasca estàtica i molt concreta que no és representativa de les múltiples tasques dinàmiques que la població fa en el seu dia a dia.

Respecte l'anàlisi electromiogràfic i concretament en l'anàlisi de l'amplitud del senyal electromiogràfic, s'ha de tenir en compte que aquest comporta un procés de normalització. Tot i que l'ús de la MVC com a valor electromiogràfic per a la normalització és el mètode més freqüentment utilitzat [51, 52], implica que en poblacions com les que presenten CLBP pugui existir un biaix ja que és discutit que aquesta població sigui realment capaç de fer un esforç màxim [53-56]. Tot i que el present estudi ha utilitzat mètodes estadístics que controlen aquest aspecte (ANCOVA amb la MVC com a covariable), s'ha de ser cautelós a l'hora d'interpretar els resultats d'amplitud. Finalment, dos aspectes importants cal tenir en compte en la interpretació de les dades electromiogràfiques temporals. El primer aspecte és la dificultat que una activitat muscular inicial (la posició inicial d'aquest estudi implicava certa activitat muscular) presenta en la detecció dels *bursts*. Tot i la utilització d'un algorisme dissenyat específicament per aquest fi, la major activitat muscular inicial pot comportar una major variabilitat en els resultats. En segon lloc, cal ser conscients que no s'està enregistrant la contracció muscular, si no l'activitat elèctrica del múscul. Segons la tipologia de les fibres del múscul, les propietats viscoelàstiques d'aquest o del tendó, la distància de l'elèctrode al centre de la zona d'innervació entre altres, pot comportar certes diferències entre els registres de l'activitat elèctrica dels diferents músculs i la demora que existeix en la contracció final [52].

No s'han avaluat en aquest estudi l'existència d'efecte aprenentatge per no ser objectiu d'estudi, igualment que no s'han estudiat les diferències en la variabilitat de les dades extretes d'ambdós grups i condicions. Les dues característiques podrien mostrar aspectes diferenciadors entre grups i condicions que podrien ser estudiats en posteriors estudis.

5 Conclusió

La població amb CLBP utilitzava un patró muscular diferenciat a la població sana en el moment d'estabilitzar una càrrega externa inesperada. Igualment, davant d'una mateixa situació, la població sana fatigada respecte a aquesta mateixa sense fatigar també diferia en el patró muscular utilitzat. La població amb CLBP mostrava unes característiques temporals similars a la població sana fatigada i unes característiques de quantitat de contracció diferenciades. Les majors latències musculars d'activació respecte la població sana (característica temporal més representativa) que presentaven ambdues poblacions (CLBP i

With-F) semblen ser compensades per un augment d'activitat muscular en la població amb CLBP i una posició corporal amb més tensió de les estructures passives en la població sana fatigada. Mentre el patró muscular utilitzat en els CLBP podria ser una causa de cronificació del dolor, el patró utilitzat per la població sana amb fatiga podria predisposar a la lesió dels teixits lligamentosos, capsulars i discals. Tot i les diferències entre grups i condicions, la musculatura abdominal mostrava un rol més estabilitzador respecte el rol més precís i acomodatiu per restablir la posició original del cos que presentava la musculatura posterior.

6 Agraïments

Voldríem agrair a Josep Molina Sallent pel seu valuós suport en la creació del software utilitzat en aquest estudi. Voldríem també agrair a tots els subjectes que van participar en aquest estudi. Aquest treball està suportat en part per l'Acadèmia de Ciències Mèdiques i de la Salut de Catalunya i de les Balears (Societat Catalano-Balear de Fisioteràpia) i les dues afiliacions (INEFC i FUB).

7 Bibliografia

1. Silfies SP, Mehta R, Smith SS, Karduna AR. Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch of Phys Med Rehabil.* 2009;90(7):1159-69.
2. Thomas JS, France CR, Sha D, Vander Wiele N, Moenter S, Swank K. The effect of chronic low back pain on trunk muscle activations in target reaching movements with various loads. *Spine.* 2007;32(26):801-8.
3. Hodges P. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res.* 2001;141(2):261-6.
4. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine.* 2000;25(8):947-54.

5. Magnusson ML, Aleksiev A, Wilder DG, Pope MH, Spratt K, Lee SH, et al. European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *Eur Spine J.* 1996;5(1):23-35.
6. Stokes I, Fox J, Henry S. Trunk muscular activation patterns and responses to transient force perturbation in persons with self-reported low back pain. *Eur Spine J.* 2006;15(5):658-67.
7. D'hooge R, Hodges P, Tsao H, Hall L, Macdonald D, Danneels L. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 2013;23(1):173-81.
8. MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW. People with recurrent low back pain respond differently to trunk loading despite remission from symptoms. *Spine.* 2010;35(7):818-24.
9. Cholewicki J, Greene HS, Polzhofer GK, Galloway MT, Shah RA, Radebold A. Neuromuscular function in athletes following recovery from a recent acute low back injury. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2002;32(11):568-75.
10. Cholewicki J, Silfies SP, Shah RA, Greene HS, Reeves NP, Alvi K, et al. Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine.* 2005;30(23):2614-20.
11. Hodges P, van den Hoorn W, Dawson A, Cholewicki J. Changes in the mechanical properties of the trunk in low back pain may be associated with recurrence. *J Biomech.* 2009;42(1):61-6.
12. Panjabi M. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J.* 2006;15(5):668-76.
13. van Dieën JH, Selen LPJ, Cholewicki J. Trunk muscle activation in low-back pain patients, an analysis of the literature. *J Electromyogr Kinesiol.* 2003;13(4):333-51.
14. Vera-Garcia FJ, Brown SHM, Gray JR, McGill SM. Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech.* 2006;21(5):443-55.
15. van Dieën JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine.* 2003;28(8):834-41.
16. Larivière 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;109(4):577-90.

17. Gubler D, Mannion A, Schenk P, Gorelick M, Helbling D, Gerber H, et al. Ultrasound tissue Doppler imaging reveals no delay in abdominal muscle feed-forward activity during rapid arm movements in patients with chronic low back pain. *Spine*. 2010;35(16):1506-13.
18. Dupeyron A, Perrey S, Micallef J, Pélissier J. Influence of back muscle fatigue on lumbar reflex adaptation during sudden external force perturbations. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(3):426-32.
19. Herrmann C, Madigan M, Davidson B, Granata K. Effect of lumbar extensor fatigue on paraspinal muscle reflexes. *J Electromyogr Kinesiol*. 2006;16(6):637-41.
20. Chow DH, Man JW, Holmes AD, Evans JH. Postural and trunk muscle response to sudden release during stoop lifting tasks before and after fatigue of the trunk erector muscles. *Ergonomics*. 2004;47(6):607 - 24.
21. Gregory DE, Brown SHM, Callaghan JP. Trunk muscle responses to suddenly applied loads: Do individuals who develop discomfort during prolonged standing respond differently? *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(3):495-502.
22. Allison GT, Henry SM. The influence of fatigue on trunk muscle responses to sudden arm movements, a pilot study. *Clinical Biomechanics*. 2002;17(5):414-7.
23. Granata KP, Slota GP, Wilson SE. Influence of fatigue in neuromuscular control of spinal stability. *Hum Factors*. 2004;46(1):81-91.
24. Fallentin N, Maikala R, Banks J, O'Brien N, Rivard A. Specificity of back muscle response to submaximal fatiguing contractions. *Work*. 2012;41:2539-44.
25. Wilder DG, Aleksiev AR, Magnusson ML, Pope MH, Spratt KF, Goel VK. Muscular response to sudden load: A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine*. 1996;21(22):2628-39.
26. Mannion AF, Adams MA, Cooper RG, Dolan P. Prediction of maximal back muscle strength from indices of body mass and fat-free body mass. *Rheumatology*. 1999;38(7):652-5.
27. Durnin JV, Womersley J. Body fat assessed from total body density and its estimation from skinfold thickness: measurements on 481 men and women aged from 16 to 72 years. *Br J Nutr*. 1974;32(1):77-97.
28. Freriks B, Hermens H. SENIAM project: European recommendations for surface electromyography: Roessingh Research and Development; 2000.
29. Vera-Garcia FJ, Moreside JM, McGill SM. MVC techniques to normalize trunk muscle EMG in healthy women. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(1):10-6.

30. Mehta R, Cannella M, Smith SS, Silfies SP. Altered trunk motor planning in patients with nonspecific low back pain. *J Mot Behav*. 2010;42(2):135-44.
31. Liebetrau A, Puta C, Anders C, de Lussanet M, Wagner H. Influence of delayed muscle reflexes on spinal stability: Model-based predictions allow alternative interpretations of experimental data. *Hum Mov Sci*. 2013;32(5):954-70.
32. Florez-Garcia M, Garcia-Pérez MA, Garcia-Pérez F, Armenteros-Pedrerros J, Alvarez-Prado A, Martinez-Lorente MD. Adaptación transcultural a la población española de la escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilitación*. 1995;29(2):138-45.
33. Fairbank J, Pynsent P. The Oswestry Disability Index. *Spine*. 2000;25(22):2940-53.
34. Gómez-Pérez L, López-Martínez AE, Ruiz-Párraga GT. Psychometric properties of the Spanish version of the Tampa Scale for Kinesiophobia (TSK). *J Pain*. 2011;12(4):425-35.
35. Sullivan MJL, Bishop SR, Pivik J. The Pain Catastrophizing Scale: development and validation. *Psychol Assess*. 1995;7:524-32.
36. Gardner-Morse M, Stokes I, Laible J. Role of muscles in lumbar spine stability in maximum extension efforts. *J Orthop Res*. 1995;13(5):802-8.
37. Shenoy S, Balachander H, Sandhu J. Long latency reflex response of superficial trunk musculature in athletes with chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2013;26(4):445-50.
38. Boudreau S, Farina D, Kongstad L, Buus D, Redder J, Sverrisdóttir E, et al. The relative timing of trunk muscle activation is retained in response to unanticipated postural-perturbations during acute low back pain. *Exp Brain Res*. 2011;210(2):259-67.
39. Enoka RM, Stuart DG. Neurobiology of muscle fatigue. *J Appl Physiol*. 1992 May 1, 1992;72(5):1631-48.
40. Grondin DE, Potvin JR. Effects of trunk muscle fatigue and load timing on spinal responses during sudden hand loading. *J Electromyogr Kinesiol*. 2009;19(4):e237-e45.
41. Panjabi M. Clinical spinal instability and low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13(4):371-9.
42. Holtermann A, Clausen T, Aust B, Mortensen O, Andersen L. Risk for low back pain from different frequencies, load mass and trunk postures of lifting and carrying among female healthcare workers. *Int Arch Occup Environ Health*. 2013;86(4):463-70.
43. Gill KP, Callaghan MJ. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine*. 1998;23(3):371-7.

44. Boucher J, Abboud J, Descarreaux M. The influence of acute back muscle fatigue and fatigue recovery on trunk sensorimotor control. *J Manipulative Physiol Ther.* 2012;35(9):662-8.
45. Moseley GL, Hodges PW, Gandevia SC. External perturbation of the trunk in standing humans differentially activates components of the medial back muscles. *J Physiol.* 2003;547(2):581-7.
46. Hodges PW, Richardson CA. Altered trunk muscle recruitment in people with low back pain with upper limb movement at different speeds. *Arch of Phys Med Rehabil.* 1999;80(9):1005-12.
47. Hodges PW, Richardson CA. Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy.* 1997;77(2):132-42.
48. McGill S. *Low back disorders.* 2a ed. Canada: Human Kinetics; 2007.
49. McGill S. *Ultimate back fitness and performance.* 3a ed. Waterloo: Backfitpro Inc; 2006.
50. Richardson C, Hodges P, Hides J. *Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain.* 2a ed. Edinburgh U.K; 2004.
51. Bolgla LA, Uhl TL. Reliability of electromyographic normalization methods for evaluating the hip musculature. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17(1):102-11.
52. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13(2):135-63.
53. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch of Phys Med Rehabil.* 1998;79(4):412-7.
54. Elfving B, Dederig Å, Németh G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clin Biomech.* 2003;18(7):619-30.
55. Candotti C, Loss J, Pressi A, Castro F, La Torre M, Melo Mde O, et al. Electromyography for assessment of pain in low back muscles. *Phys Ther.* 2008;88(9):1061-7.
56. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil.* 2005;86(1):31-6.

CAPÍTOL 7:

Discussió general

El present treball ha presentat i validat dues noves eines específiques per a l'estudi de la musculatura del tronc (estructura metàl·lica per a utilitzar conjuntament a un *hand-held dynamometer* i algorisme per a determinar l'activitat muscular). Igualment, ha evidenciat l'efecte que una característica metodològica (forma de determinar la càrrega màxima) pot tenir en els resultats finals d'un estudi per a determinar diferències entre dues poblacions. A partir de les millores en les eines i metodologies, el present treball ha avaluat la població amb CLBP comparativament a la població sana per a determinar si la primera diferia en el comportament muscular ja sigui en un test de fatiga o en un test de reacció. Igualment, s'ha avaluat la població sana un cop fatigada (With-F) per a poder comparar-la amb el comportament de la població amb CLBP i comprendre si existien processos similars. A continuació es presenten les troballes més rellevants, la seva interpretació global, així com les limitacions d'aquest treball i les noves línies de recerca que se'n podrien derivar.

1 Eines i metodologies per l'avaluació de la musculatura del tronc

Aquest treball ha presentat i validat dues noves eines específiques per a l'estudi de la musculatura del tronc, ja que en la literatura no existia una opció precisa, vàlida i assequible. Aquestes dues eines van ser dissenyades per avaluar: a) la força isomètrica màxima voluntària (MVC) de la musculatura del tronc (musculatura amb gran capacitat de fer força) i b) els múltiples polsos d'activació muscular (*bursts*) i les múltiples absències d'aquesta activitat (*gaps*) en una situació on existís una activitat muscular prèvia considerable i que, a més a més, el canvi en l'amplitud del senyal electromiogràfic fos curta i molt subtil. La primera eina desenvolupada va consistir en una estructura metàl·lica per a utilitzar conjuntament amb un *hand-held dynamometer (HHD)* i la segona va ser un algorisme pel tractament de dades d'EMG implementat en un programa informàtic que l'executava automàticament. Ambdues eines van mostrar una similitud considerablement alta amb el *gold standard* utilitzat en cada cas i per tant es va demostrar la seva validesa.

El *HHD* conjuntament a l'estructura metàl·lica manufacturada (HHD+S) va ser comparat amb el *Back Check* [1], un instrument dissenyat específicament per a mesurar la MVC del tronc. L'anàlisi dels resultats d'aquest estudi va evidenciar que el HHD+S obtenia una millor

validesa i fiabilitat en la mesura de la MVC del tronc comparat amb altres estudis on es valoraven també musculatures amb gran capacitat de fer força, però utilitzat únicament el HHD [2-4]. Aquestes millores poden ser atribuïdes a la reducció de l'efecte que les característiques de l'examinador podien generar en la mesura. Durant la utilització del HHD+S no era necessària la resistència manual que contràriament si que requereix el HHD quan s'aplica en la seva forma tradicional (suport manual). Finalment, la validesa va ser alta tant quan s'utilitzava com a valor indicador de la MVC el valor promig del tres intents, com quan s'utilitzava solament els dos intents més pròxims o els dos intents més alts. L'ús de només dos intents va ser incorporat en el disseny de la metodologia per la valoració de la MVC dels experiments d'aquest estudi posterior a aquests resultats. Així doncs, la metodologia per a la valoració de la MVC dels capítols 4, 5 i 6 va realitzar-se sota la següent consideració: Es va definir el valor d'esforç màxim com el promig dels dos primers intents si la diferència entre aquests era menor a un 5%. Si la diferència era major s'utilitzava el promig entre els dos valors més alts dels tres intents. Aquesta metodologia permetia, en les ocasions que el subjecte analitzat era consistent en l'execució dels intents, poder prescindir del tercer intent i fer d'aquesta manera més portable la mesura de la MVC, sobretot per aquells subjectes amb CLBP o aquells subjectes sans sense bones condicions físiques o no acostumats a fer grans esforços.

L'algorisme per a la detecció de *bursts* i *gaps* presentat en aquest treball es va validar mitjançant la comparació dels seus resultats amb els que oferia la inspecció visual d'un expert. Solament comparant els *bursts* i el senyal de base registrats per ambdós mètodes (els *gaps* van ser considerats senyal de base en la validació de l'algorisme), l'anàlisi va mostrar uns resultats de fiabilitat (concordança, sensibilitat, especificitat, PPV i NPV) notablement satisfactoris amb una lleugera tendència a la sobre-detecció. El present algorisme presentava la possibilitat, a diferència de la gran majoria d'algorismes utilitzats en la literatura [5-10], d'avaluar els múltiples *bursts* que apareixen en un procés d'estabilització muscular. A més a més, l'algorisme va ser dissenyat per a detectar *bursts* subtils, de curta durada, amb una amplitud de senyal prèvia considerable i sense utilitzar metodologies excessivament complexes. La tendència observada a la sobre-detecció va ser deguda al disseny utilitzat per aconseguir una alta sensibilitat en la detecció dels diferents *bursts*. Tot i no haver estat validat en aquest treball, el mateix algorisme presentava també la possibilitat de localitzar la disminució de l'amplitud del senyal inicial, tot permetent la localització dels múltiples *gaps* que pot presentar un registre electromiogràfic d'un procés d'estabilització. L'algorisme, a més

a més, es presenta amb el suport d'un programa informàtic que permet aplicar-lo d'una forma automàtica i variar, si fos necessari, els paràmetres que el definien. Estudis anteriors evidenciaven que els mètodes que utilitzen la mitjana i la desviació estàndard per a la definició dels llindars (cas de l'algorisme presentat en aquest treball) era necessari adaptar els valors que definien l'algorisme quan es canviava de musculatura o activitat [11]. Per ampliar la utilització d'aquest algorisme a noves tasques i zones musculars, el programa informàtic creat en aquest treball va dissenyar-se, doncs, amb aquesta possibilitat. Finalment, el programa informàtic desenvolupat proporciona il·lustració gràfica del senyal electromiogràfic analitzat. Mostra, mitjançant diferents colors, els fragments detectats com a *bursts* (senyal electromiogràfic de color verd i groc) o els fragments detectats com a *gaps* (senyal electromiogràfic de color negre). Igualment, el mateix gràfic, mostra unes línies horitzontals que representen els valors llindars que s'han utilitzat per a determinar els *bursts* i els *gaps*. Aquesta opció gràfica permet comprovar de forma visual els paràmetres que l'algorisme utilitza en el procés de detecció de *bursts* i *gaps* (Figura 1).

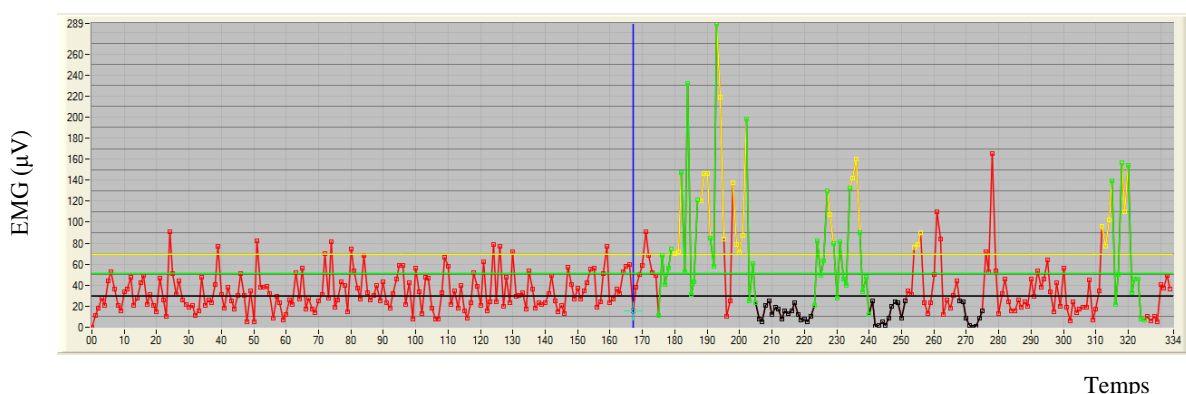


Figura 1: Il·lustració gràfica del senyal electromiogràfic proporcionat pel programa informàtic amb els diferents llindars (línies horitzontals verda, groga i negra) i les porcions detectades com a burst (senyal electromiogràfic de color verd i groc) o com a gap (senyal electromiogràfic de color negre).

Com a última aportació metodològica, en el present estudi, va evidenciar-se que utilitzar variants d'una mateixa metodologia podia comportar conclusions oposades i ser aquestes un dels motius que podrien explicar part de les discrepàncies existents en la literatura. Utilitzar càrregues en un test de fatiga en funció de la capacitat de generar força màxima (realització de MVC) va comportar concloure que els CLBP presentaven menors nivells de *fatigability* en comparació a la població sana. Contràriament, quan s'utilitzaven càrregues en funció de l'antropometria de la persona, es conclouïa que ambdues poblacions es comportaven de forma

similar pel que respecta a la *fatigability*. Existeixen diverses raons per pensar que la utilització de la metodologia de càlcul de la càrrega a partir de les mesures antropomètriques de l'individu podria ser la més apropiada per aquesta població i tasca: a) el fet que la població sana tingui una menor *fatigability* és contrari a la visió tradicional [12-14], b) les troballes a partir de la metodologia basada en l'antropometria coincideix amb força estudis recents [15-20] i c) la metodologia a partir de la MVC comporta unes condicions experimentals molt diferents entre poblacions (pes aplicat en el test: CLBP = -7.51 ± 6.71 Kg a diferència de població sana = 0.42 ± 6.55 Kg). Altres estudis podrien estar sota el mateix efecte [21-24].

Per tant, a partir de la realització d'aquest treball, es conclou que la metodologia és un factor clau en l'estudi de les disfuncions musculars en la població amb CLBP. De la mateixa forma, la millora dels procediments metodològics i de les eines utilitzades és un element destacable per una posterior correcta investigació d'aquestes disfuncions.

2 Patrons musculars i *fatigability*

La població amb CLBP analitzada en aquest estudi va presentar subtils alteracions en els patrons musculars utilitzats. Aquests podrien estar relacionats amb la incapacitat que aquesta població presenta per resoldre espontàniament aquesta dolença. Es van evidenciar alteracions musculars tant en una tasca de llarga durada (*Sorensen test*), com en una tasca on s'avaluava la reacció immediata de la musculatura a una pertorbació externa (test de reacció). Les dades en la població amb CLBP van evidenciar, en la tasca de llarga durada, una alteració en la participació de la musculatura multifida en el patró muscular utilitzat en el procés de fatiga. La musculatura multifida d'aquesta població, a mesura que anaven apareixent els símptomes de fatiga, no mostrava amb tanta magnitud el decreixement en la contribució a la sustentació del cos que la població sana mostrava. Contràriament, en el test de reacció es van evidenciar alteracions en la temporalitat de les diferents activacions i desactivacions musculars (*muscle onset/ muscle offset*). La població amb CLBP va mostrar lleugers retards d'activació muscular respecte la població sana, igualment es van evidenciar diferències en la seqüència de *bursts* i *gaps* posteriors a l'impacte en alguns músculs. Finalment, tot i la gran diferència entre ambdues tasques, la població amb CLBP va mostrar en ambdós tests una característica comuna en el patró muscular utilitzat. Es va observar una major activació muscular tant en el *Sorensen test* (5 músculs de 8) com en el test de reacció (sobretot en la musculatura més

profunda: IO, RM i LM) que podria assimilar-se a una estratègia de compensació de les disfuncions associades a aquesta població. És interessant destacar, que els anteriors resultats són d'una mateixa mostra (mateixos individus que realitzen ambdós tests), per tant, la comparació entre tests es pot fer obviant les diferències inter-individuals.

Emmarcats en un estat de la qüestió amb una gran variabilitat de resultats i amb nombroses contradiccions entre les diferències musculars existents en la població amb CLBP i la població sana, les anteriors troballes recolzen aquells autors que van evidenciar en la població amb CLBP retards d'activació muscular [7, 25-30] i una major activitat muscular [5, 9, 31-33] respecte a la població sense aquesta disfunció. Per altra banda, no s'ha trobat a la bibliografia cap estudi que analitzi l'alteració en la contribució de la musculatura multífida a la sustentació del cos en un esforç perllongat ni les alteracions en la temporalització del seguit d'activacions i desactivacions musculars existents després d'una primera reacció, per tant, els resultats d'aquest estudi no poden ser comparats amb cap referència, però si que constitueixen una aportació en la literatura d'aquesta temàtica.

Contràriament als patrons musculars, el grup de subjectes amb CLBP d'aquest estudi no va mostrar diferències en la *fatigability* respecte la població sana, quan s'analitzaven els senyals electromiogràfics de la metodologia considerada com a més adient (*Predicted Sorensen test*, càrrega relativa a la antropometria del subjecte). Per tant, a diferència de Sung et al, Tsuboi et al i Roy et al [12, 13, 34], que analitzaven aquesta mateixa disfunció en la població amb CLBP a partir d'estudis similars, el present estudi no va mostrar una major *fatigability* en la població amb CLBP. Igualment, tampoc va mostrar una menor *fatigability* com altres autors havien evidenciat [21-24]. El present estudi dona suport al no desestimable nombre d'estudis que desmenteixen aquesta alteració en la població amb CLBP [15-20]. Com s'ha exposat en apartats anteriors (1.1 d'aquest capítol i capítol 5) una part de la gran disparitat en les troballes en la literatura, poden ser atribuïdes a la metodologia emprada pel càlcul de la càrrega aplicada en el test de fatiga.

Tot i l'absència de major *fatigability* en la població amb CLBP respecte la població sana, no es pot descartar que la població amb CLBP presenti un estat inicial al test (o activitat de la vida diària si ho extrapolem al dia a dia de la població amb CLBP) amb unes condicions neuromusculars alterades compatibles a un múscul fatigat o a un estat similar. Un seguit

d'evidències extretes del present treball i de la bibliografia, indiquen indicis d'aquest estat muscular alterat previ a una activitat en la població amb CLBP:

1. La població amb CLBP va mostrar nivells d'activació muscular més elevats en les dues tasques proposades en aquest estudi. Com a conseqüència d'utilitzar la musculatura amb una major participació, possiblement en moltes de les tasques de la vida diària, la població amb CLBP podria presentar una major fatiga muscular permanent a causa de la sobreutilització muscular.
2. La població amb CLBP va presentar un patró muscular diferenciat de la població sana en el test de reacció que mostrava característiques comunes al patró utilitzat per la població sana en situació de fatiga (With-F). Ambdues poblacions (CLBP i With-F) presentaven un patró muscular amb alteracions temporals molt similars en el seguit d'activacions i desactivacions posteriors a la pertorbació. Aquest fet podria indicar una afectació causada per una condició similar.
3. La població amb CLBP va mostrar temps de resistència menors en el *Sorensen test*. La decisió precoç d'avortar el test podia ser conseqüència de múltiples factors com la major rapidesa d'aparició de fatiga central i l'evitació del dolor, entre d'altres, però també podria ser causada pel dèficit neuromuscular inicial (possible fatiga inicial) que presentés aquesta població. Tot i que la població amb CLBP augmentés la fatiga a un mateix ritme que la població sana (mateixa *fatigability*), aquesta població podria estar arribant abans a nivells de fatiga intolerables i fos aquesta la causa de la precocitat en l'abandó del test (Figura 2).

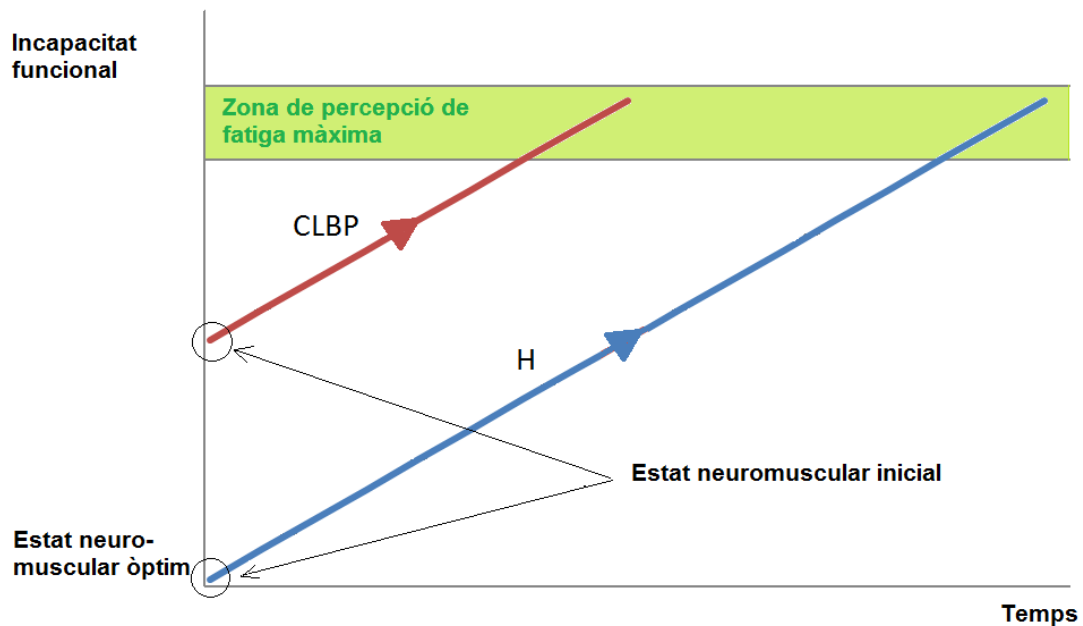


Figura 2: Il·lustració gràfica de l'augment de fatiga en funció del temps (fatigability) en la població amb CLBP i la població sana (H). S'il·lustra el possible estat neuromuscular inicial diferenciat entre ambdues poblacions.

4. Segons Mazis et al i Mannion et al [35-37], la població amb CLBP ha mostrat una proporció major de fibres IIb en detriment de fibres I a la musculatura erectora de tronc. Així doncs, uns canvis estructurals d'aquestes característiques podrien condicionar l'estat inicial de la musculatura comportant una capacitat neuromuscular inicial inferior a la població sana i similar a la població With-F.
5. Segons D'hooge et al [38], la població amb CLBP va mostrar, a diferència de la població sana, major infiltració grassa a nivell de la musculatura erectora de tronc. Novament, aquesta disfunció podria causar una menor capacitat neuromuscular inicial a una acció, similar a un estat de major fatiga.
6. Tant la població amb CLBP com la població With-F va mostrar en diferents estudis una alteració en la propiocepció. Aquesta alteració és una altra mostra de la similitud dels estats neuromusculars d'ambdues poblacions. Gill et al. [39] va evidenciar aquesta alteració en la població amb CLBP i Boucher et al. [40] ho va evidenciar per la població With-F.

A més a més, actualment, no es disposa d'una metodologia per a la mesura directa d'aquest estat neuromuscular inicial. Solament, a partir d'EMG, i com a possible representació de l'estat inicial, es pot identificar el valor inicial de la MF recollida en una contracció isomètrica. Aquest valor, però, ha estat associat a altres característiques musculars com la magnitud de les fibres musculars [36] o la tipologia d'aquestes (I o II) [41]. El present estudi no ha analitzat aquests valors, però en futures investigacions caldria estudiar la relació que té la MF inicial amb l'estat neuromuscular que presenten els diferents nivells de fatiga. Finalment, es podria considerar que la falta de diferenciació estricta entre el conceptes de *fatigability* i el concepte de estat inicial neuromuscular (fatiga inicial), podria haver afegit confusió en la literatura i ser una altra causa de les discrepàncies existents en aquest aspecte com a característica diferenciadora de la població amb CLBP.

Múltiples hipòtesis han intentat explicar l'origen del CLBP. Panjavi [42], va concloure que la població amb CLBP podia estar presentant lesions menors dels lligaments i dels seus mecanoreceptors a causa de traumatismes únics o per l'acumulació d'aquests. Uns mecanoreceptors lesionats podrien estar generant senyals de transducció alterats i que aquests es traduïssin en un patró de resposta muscular també alterat. Aquestes alteracions podrien resultar per un estrés/estirament anormal dels lligaments, dels mecanoreceptors i de la musculatura de la columna i acabar produint degeneració de les articulacions, dels discs vertebrals i, en la cronicitat, del teixit neural. Per altra banda, per explicar la causa del CLBP, altres hipòtesis han emfatitzat canvis a nivell del sistema nerviós central [43, 44]. S'ha relacionat el dolor crònic amb la creació de noves connexions neuronals i la mort de neurones inhibidores a nivell de la medulla espinal o nuclis supraespinals. Igualment, en poblacions que presenten dolor crònic, s'ha observat una accentuació de l'activitat d'algunes àrees cerebrals (sistema límbic i còrtex prefrontal) [43, 44]. Aquesta modificació neuronal en la cronicitat pot ser causa de la sensació de dolor que es manté en el temps, tot i no existir un dany tissular a la perifèria que ho expliqui. Aquesta hipòtesi, definida també com a sensibilització central, emfatitza el concepte de dolor com una experiència conscient de l'individu i no com una causa directa d'estímuls nociocèptius. És a dir, el dolor entès com una interpretació del nostre cervell (*output*) a partir dels estímuls externs existents, entre ells, la nociocèptió (*input*) [44]. Finalment, el model anomenat *Fear-avoidance model* [45] ha atribuït la discapacitat per dolor, l'angoixa afectiva i la pèrdua de condició física que presenten les persones afectades de CLBP, a les conductes d'evitació persistents motivades per la por. Un procés de retroalimentació on la presència de dolor motiva a la por, i aquesta a

l'evitació del moviment, a la depressió i a la incapacitat que, altra vegada, aquests poden provocar un augment de la sensació dolorosa. Les tres hipòtesis no són excloents, sinó que indiquen la plurifactorialitat i la complexitat d'aquesta síndrome. Els resultats d'aquest estudi no semblen avocar per cap de les tres hipòtesis en particular sinó que podrien encaixar amb totes tres. L'alteració temporal dels *bursts/gaps*, la major contribució muscular de la musculatura multífida en un procés de fatiga i la major activitat de la musculatura del tronc poden ser conseqüència tant d'un dèficit en la transducció dels mecanoreceptors, com d'una experiència exagerada del dolor (sensibilització central) o d'una conducta utilitzada com a aprenentatge d'un dolor inicial (*fear-avoidance model*).

La població sana fatigada (With-F), com ja s'ha mencionat, va mostrar unes alteracions musculars comunes a la població amb CLBP en el patró muscular utilitzat per estabilitzar una pertorbació externa. El patró muscular utilitzat per ambdues poblacions presentava unes característiques temporals similars (sobretot en el retard de la primera activació muscular) contràriament a les seves característiques d'amplitud. Mentre la població amb CLBP mostrava una major amplitud del senyal electromiogràfic (major activació muscular), la població With-F no mostrava aquesta característica. La major activació muscular utilitzada per la població amb CLBP podria ser una estratègia per a compensar els dèficits temporals del patró muscular utilitzat davant d'una pertorbació externa. Contràriament, la població With-F semblava fer servir una altra estratègia per a la compensació de l'estabilitat. La posició inicial i la major amplitud de moviment utilitzat en el test en la població With-F podria comportar una major posada en tensió de les estructures passives (càpsulo-l·ligamentoses) i aconseguir, per tant, una compensació del dèficit d'estabilitat a través de l'augment d'estabilitat que ofereixen els teixits passius en major tensió. Un ús accentuat de les estructures passives pot ser un factor que predisposa a la lesió en la població sana [46].

Finalment, cal destacar que s'han obtingut resultats coherents amb la literatura pel que fa a les característiques de la musculatura del tronc. S'ha pogut evidenciar l'estratègia que segueix la musculatura d'una mateixa cadena muscular (musculatura agonista) durant un procés de fatiga per a poder allargar la tasca isomètrica sol·licitada i preservar l'estabilitat de la zona lumbar, de la mateixa manera que ho va observar Clark et.al. [47]. El múscul gluti va mostrar ser un múscul que assumia més rol en la sustentació del cos a mesura que la musculatura principal erectora de tronc es fatigava (*Sorensen test*). Igualment, la musculatura abdominal en ambdós testos, va mostrar el rol estabilitzador que se l'hi ha atribuït freqüentment [48, 49].

En primer lloc, en el *Sorensen test*, el múscul EO va mostrar unes característiques similars al gluti. El fet que l'EO sigui un múscul antagonista al moviment sol·licitat (extensió de tronc), no podia ser un múscul que assumís el mateix rol que el gluti. Possiblement, aquest múscul augmentava la seva contribució per assegurar l'estabilitat de la columna lumbar (major cocontracció). Per altra banda, en el test de reacció, es va poder evidenciar aquest mateix rol estabilitzador ja que la musculatura abdominal analitzada presentava uns *bursts* més llargs, una menor presència de desactivacions per sota l'estat basal (*gaps*) i un major augment de l'activitat posterior a l'impacte (RMS dels 500 ms), a diferència de la musculatura posterior de tronc. Finalment, els *bursts* de la musculatura abdominal, i sobretot en el primer instant de recepció de la càrrega, es presentaven en el mateix moment que els *bursts* de la musculatura erectora de tronc comportant una cocontracció, patró muscular amb funció estabilitzadora com va evidenciar Vera-Garcia [50].

3 Limitacions del present treball i futures línies de recerca

El present estudi ha determinat un comportament muscular específic en la població amb dolor crònic lumbar mitjançant noves eines i metodologies. Tot i que les dades s'han pres de la forma més curosa possible i s'han intentat controlar al màxim les variables estranyes, existeixen tres aspectes metodològics que cal tenir en compte en la interpretació dels resultats d'aquest treball, ja que poden portar algun biaix en aquests. El primer d'ells és l'ús de la MVC per a normalitzar l'amplitud del senyal electromiogràfic. Tot i ser freqüentment utilitzat en la literatura [32, 51], l'ús de la MVC com a valor de referència per normalitzar la electromiografia pot esser una praxis amb un biaix. Com s'ha mostrat en altres estudis [16, 21, 52] i també en el present treball, els valors de la MVC van mostrar ser inferiors en la població amb CLBP (en el present treball alguns de forma significativa i altres propers a la significança). Uns valors més baixos de MVC podrien comportar uns valors d'amplitud relativa majors per a la població amb CLBP. Tot i la utilització d'eines estadístiques per minimitzar aquests efectes (utilització d'una covariable) cal considerar els resultats amb cautela. Per tant, en futures investigacions caldria desenvolupar metodologies d'anàlisi de l'amplitud del senyal electromiogràfic sense aquest biaix. El segon aspecte metodològic que pot no recollir amb màxima precisió la realitat del patró muscular dels subjectes, és l'anàlisi

d'aquest a partir de l'EMG per superfície. Tot i la precisió i la capacitat d'anàlisi dels múltiples *bursts* i *gaps* que suposa l'algorisme presentat i validat en aquest treball, s'ha de tenir en compte que sempre que es valora l'activitat elèctrica, s'està avaluant el pas previ a la contracció muscular. Es considera que entre el registre de l'impuls elèctric i la contracció muscular poden transcórrer uns pocs centenars de mil·lisegons [53]. A més a més aquesta demora pot variar segons les característiques del múscul. L'existència de mètodes de registre més directes podria suposar una major precisió en el control de la contracció muscular i la seva temporalitat. Un exemple podria ser una metodologia que permetés fer un registre del canvi de tensió existent en la inserció òssia del múscul tot representant una mesura real de l'efecte del teixit muscular en el teixit ossi (tant a nivell temporal com a nivell de magnitud). Igualment, i en tercer lloc, cal indicar que actualment no existeix cap metodologia per valorar i quantificar la fatiga o capacitats neuromusculars que presenta l'individu en un moment determinat i en situació de repòs. L'anàlisi de la musculatura, doncs, amb noves eines o metodologies que permetin avaluar els processos musculars de forma més directa, podria comportar major comprensió de les disfuncions que presenten la població amb CLBP.

Respecte a la comprensió de les disfuncions que presten la població amb CLBP cal ser conscients de la complexitat que té un procés de dolor crònic. Aquesta complexitat implica una dificultat inherent en la determinació del procés exacte que està associat a aquesta disfunció. Igualment, cal ser conscients que entre una població aparentment homogènia de subjectes que presenten CLBP poden existir característiques individuals que diferenciïn de forma important els subjectes entre ells i que ho facin també en les seves característiques de comportament motor. Finalment, un cop reconegudes les múltiples disfuncions associades a la població amb CLBP i amb les hipòtesis que intenten donar-hi explicació, caldrien futures línies de recerca per determinar com aquestes disfuncions es veuen modificades amb els diferents tractaments proposats en l'actualitat. La realització d'assajos clínics on s'avaluessin de forma minuciosa les disfuncions musculars abans i després de les diferents propostes de tractaments permetrien evidenciar l'efecte que aquests tenen sobre les disfuncions i com això es relaciona amb el dolor experimentat per l'individu. En la literatura existeixen gran quantitat d'assajos clínics on s'avaluen els diferents tractaments a partir de l'anàlisi del dolor, la disfunció o la vivència del dolor (Qüestionari del dolor de McGill, índex de discapacitat d'Oswestry i l'escala del catastrofisme del dolor) [54, 55], però no són tan freqüents aquells que avaluïn també característiques com les analitzades en aquest treball.

4 Bibliografia

1. Ochs S, Froböse I, Trunz E, Lagerstrom D, Wicharz J. Einsatzmöglichkeiten und Perspektiven eines neuen Screeningsystems zur Objektivierung des Funktionszustandes der Rumpfmuskulatur (IPN-Back Check). *Gesundheitssport Und Spottherapie*. 1998;114-49.
2. Stark T, Walker B, Phillips JK, Fejer R, Beck R. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R*. 2011;3(5):472-9.
3. Agre J, Magness J, Hull S, Wright K, Baxter T, Patterson R, et al. Strength testing with a portable dynamometer: reliability for upper and lower extremities. *Arch Phys Med Rehabil*. 1987;68(7):454-8.
4. Wikholm J, Bohannon R. Hand-held dynamometer measurements: tester strength makes a difference. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1991;13(4):191-8.
5. Stokes I, Fox J, Henry S. Trunk muscular activation patterns and responses to transient force perturbation in persons with self-reported low back pain. *Eur Spine J*. 2006;15(5):658-67.
6. Mehta R, Cannella M, Smith SS, Silfies SP. Altered trunk motor planning in patients with nonspecific low back pain. *J Mot Behav*. 2010;42(2):135-44.
7. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, Patel TC. Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine*. 2000;25(8):947-54.
8. Vera-Garcia FJ, Brown SHM, Gray JR, McGill SM. Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clin Biomech*. 2006;21(5):443-55.
9. Gregory DE, Brown SHM, Callaghan JP. Trunk muscle responses to suddenly applied loads: Do individuals who develop discomfort during prolonged standing respond differently? *J Electromyogr Kinesiol*. 2008;18(3):495-502.
10. MacDonald D, Moseley GL, Hodges PW. People with recurrent low back pain respond differently to trunk loading despite remission from symptoms. *Spine*. 2010;35(7):818-24.
11. Vannozzi G, Conforto S, D'Alessio T. Automatic detection of surface EMG activation timing using a wavelet transform based method. *J Electromyogr Kinesiol*. 2010;20(4):767-72.

12. Tsuboi T, Satou T, Egawa K, Izumi Y, Miyazaki M. Spectral analysis of electromyogram in lumbar muscles: fatigue induced endurance contraction. *Eur J Appl Physiol Occup Physiol*. 1994;69(4):361-6.
13. Roy SH, De Luca C, Casavant D. Lumbar muscle fatigue and chronic lower back pain. *Spine*. 1989;14(9):992-1001.
14. Biedermann HJ, Shanks GL, Forrest WJ, Inglis J. Power spectrum analyses of electromyographic activity. Discriminators in the differential assessment of patients with chronic low-back pain. *Spine*. 1991;16(10):1179-84.
15. Humphrey AR, Nargol AVF, Jones APC, Ratcliffe AA, Greenough CG. The value of electromyography of the lumbar paraspinal muscles in discriminating between chronic-low-back-pain sufferers and normal subjects. *Eur Spine J*. 2005;14(2):175-84.
16. Candotti C, Loss J, Pressi A, Castro F, La Torre M, Melo Mde O, et al. Electromyography for assessment of pain in low back muscles. *Phys Ther*. 2008;88(9):1061-7.
17. Lariviere C, Da Silva RA, Arsenault AB, Nadeau S, Plamondon A, Vadeboncoeur R. Specificity of a back muscle exercise machine in healthy and low back pain subjects. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(3):592-9.
18. Larivière 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.
19. Beneck G, Baker L, Kulig K. Spectral analysis of EMG using intramuscular electrodes reveals non-linear fatigability characteristics in persons with chronic low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013;23(1):70-7.
20. Süüden E, Ereline J, Gapeyeva H, Pääsuke M. Low back muscle fatigue during Sørensen endurance test in patients with chronic low back pain: relationship between electromyographic spectral compression and anthropometric characteristics. *Electromyogr Clin Neurophysiol*. 2008;48(3-4):185-92.
21. Elfving B, Dederig Å, Németh G. Lumbar muscle fatigue and recovery in patients with long-term low-back trouble--electromyography and health-related factors. *Clin Biomech*. 2003;18(7):619-30.
22. Kramer M, Ebert V, Kinzl L, Dehner C, Elbel M, Hartwig E. Surface electromyography of the paravertebral muscles in patients with chronic low back pain. *Arch Phys Med Rehabil*. 2005;86(1):31-6.

23. Peach JP, McGill SM. Classification of low back pain with the use of spectral electromyogram parameters. *Spine*. 1998;23(10):1117-23.
24. Larivière C, Arsenault AB, Gravel D, Gagnon D, Loisel P. Surface electromyography assessment of back muscle intrinsic properties. *J Electromyogr Kinesiol*. 2003;13(4):305-18.
25. Shenoy S, Balachander H, Sandhu J. Long latency reflex response of superficial trunk musculature in athletes with chronic low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2013;26(4):445-50.
26. Boudreau S, Farina D, Kongstad L, Buus D, Redder J, Sverrisdóttir E, et al. The relative timing of trunk muscle activation is retained in response to unanticipated postural-perturbations during acute low back pain. *Exp Brain Res*. 2011;210(2):259-67.
27. Silfies SP, Mehta R, Smith SS, Karduna AR. Differences in feedforward trunk muscle activity in subgroups of patients with mechanical low back pain. *Arch of Phys Med Rehabil*. 2009;90(7):1159-69.
28. Thomas JS, France CR, Sha D, Vander Wiele N, Moenter S, Swank K. The effect of chronic low back pain on trunk muscle activations in target reaching movements with various loads. *Spine*. 2007;32(26):801-8.
29. Hodges P. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Exp Brain Res*. 2001;141(2):261-6.
30. Magnusson ML, Aleksiev A, Wilder DG, Pope MH, Spratt K, Lee SH, et al. European Spine Society--the AcroMed Prize for Spinal Research 1995. Unexpected load and asymmetric posture as etiologic factors in low back pain. *Eur Spine J*. 1996;5(1):23-35.
31. Larivière 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;109(4):577-90.
32. D'hooge R, Hodges P, Tsao H, Hall L, Macdonald D, Danneels L. Altered trunk muscle coordination during rapid trunk flexion in people in remission of recurrent low back pain. *J Electromyogr Kinesiol*. 2013;23(1):173-81.
33. van Dieën JH, Cholewicki J, Radebold A. Trunk muscle recruitment patterns in patients with low back pain enhance the stability of the lumbar spine. *Spine*. 2003;28(8):834-41.
34. Sung PS, Lammers AR, Danial P. Different parts of erector spinae muscle fatigability in subjects with and without low back pain. *Spine J*. 2009;9(2):115-20.
35. Mazis N, Papachristou DJ, Zouboulis P, Tyllianakis M, Scopa CD, Megas P. The effect of different physical activity levels on muscle fiber size and type distribution of lumbar

multifidus. A biopsy study on low back pain patient groups and healthy control subjects. *Eur J Phys Rehabil Med.* 2009;45(4):459.

36. Mannion AF. Fibre type characteristics and function of the human paraspinal muscles: normal values and changes in association with low back pain. *J Electromyogr Kinesiol.* 1999;9(6):363-77.

37. Mannion AF, Käser L, Weber E, Rhyner A, Dvorak J, Müntener M. Influence of age and duration of symptoms on fibre type distribution and size of the back muscles in chronic low back pain patients. *Eur Spine J.* 2000;9(4):273-81.

38. D'hooge R, Cagnie B, Crombez G, Vanderstraeten G, Dolphens M, Danneels L. Increased intramuscular fatty infiltration without differences in lumbar muscle cross-sectional area during remission of unilateral recurrent low back pain. *Man Ther.* 2012;17(6):584-8.

39. Gill KP, Callaghan MJ. The measurement of lumbar proprioception in individuals with and without low back pain. *Spine.* 1998;23(3):371-7.

40. Boucher J, Abboud J, Descarreaux M. The influence of acute back muscle fatigue and fatigue recovery on trunk sensorimotor control. *J Manipulative Physiol Ther.* 2012;35(9):662-8.

41. Kupa EJ, Roy SH, Kandarian SC, De Luca CJ. Effects of muscle fiber type and size on EMG median frequency and conduction velocity. *J Appl Physiol.* 1995;79(1):23-32.

42. Panjabi M. A hypothesis of chronic back pain: ligament subfailure injuries lead to muscle control dysfunction. *Eur Spine J.* 2006;15(5):668-76.

43. van Wilgen C, Keizer D. The sensitization model to explain how chronic pain exists without tissue damage. *Pain Manag Nurs.* 2012;13(1):60-5.

44. Moseley G, Flor H. Targeting cortical representations in the treatment of chronic pain: a review. *Neurorehabil Neural Repair.* 2012;26(6):646-52.

45. Vlaeyen J, Linton S. Fear-avoidance model of chronic musculoskeletal pain: 12 years on. *Pain.* 2012;153(6):1144-7.

46. Holtermann A, Clausen T, Aust B, Mortensen O, Andersen L. Risk for low back pain from different frequencies, load mass and trunk postures of lifting and carrying among female healthcare workers. *Int Arch Occup Environ Health.* 2013;86(4):463-70.

47. Clark BC, Manini TM, Ploutz-Snyder LL. Derecruitment of the lumbar musculature with fatiguing trunk extension exercise. *Spine.* 2003;28(3):282-7.

48. McGill S. *Low back disorders.* 2a ed. Canada: Human Kinetics; 2007.

49. Richardson C, Hodges P, Hides J. Therapeutic exercise for lumbopelvic stabilization: a motor control approach for the treatment and prevention of low back pain. 2a ed. Edinburgh U.K; 2004.
50. Vera-Garcia FJ, Elvira JLL, Brown SHM, McGill SM. Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *J Electromyogr Kinesiol.* 2007;17(5):556-67.
51. Olson MW. Trunk muscle activation during sub-maximal extension efforts. *Man Ther.* 2010;15(1):105-10.
52. Kankaanpää M, Taimela S, Laaksonen D, Hänninen O, Airaksinen O. Back and hip extensor fatigability in chronic low back pain patients and controls. *Arch of Phys Med Rehabil.* 1998;79(4):412-7.
53. De Luca CJ. The use of surface electromyography in biomechanics. *J Appl Biomech.* 1997;13(2):135-63.
54. Hayden J, van Tulder M, Malmivaara A, Koes B. Exercise therapy for treatment of non-specific low back pain. *Cochrane Database Syst Rev.* 2005;20(3).
55. Wand B, O'Connell N. Chronic non-specific low back pain - sub-groups or a single mechanism? *BMC Musculoskelet Disord.* 2008;9:11.

CAPÍTOL 8:

Conclusió

Les conclusions d'aquest treball són:

- El dinamòmetre manual (HHD) mitjançant una estructura que hi doni suport és una eina fiable i vàlida per a la valoració de la MVC de la musculatura del tronc.
- L'algorisme presentat en aquest treball representa una eina de valoració dels polsos musculars (*bursts*) comparable a la inspecció visual, capaç de detectar-los encara que el registre a analitzar presenti polsos musculars subtils, de curta durada i amb una activitat muscular prèvia considerable.
- La metodologia més adient pel càlcul de la càrrega a aplicar en un test de fatiga és aquella calculada a partir de les mesures antropomètriques. El càlcul a partir de la MVC pot representar una infraestimació de la càrrega en la població amb CLBP i pot representar ser un biaix prou important com per comportar una influència rellevant en els resultats.
- La població amb CLBP no presenta una *fatigability* més important que la població sana, sinó que tenen uns nivells similars.
- La població amb CLBP presenta un patró muscular diferenciat a la població sana davant d'un procés de fatiga (isometria de llarga durada de la musculatura erectora de tronc). Aquest patró muscular diferenciat consisteix en una menor desactivació de la musculatura multifida en les etapes finals del test de fatiga, moment en el qual la musculatura erectora de tronc disminueix la seva contribució a la sustentació de la càrrega i altres grups musculars incrementen la seva contribució (G i EO).
- La població amb CLBP presenta alteracions temporals en el seguit d'activacions i desactivacions de la musculatura del tronc i de l'extremitat superior durant el procés d'estabilització muscular a partir d'una càrrega externa. Aquestes alteracions, principalment el retard en la primera activació muscular, són similars en la població With-F mostrant, doncs, una disfunció temporal similar.
- La població amb CLBP utilitza major activació muscular com a resposta als dos tests proposat en aquest estudi. Aquesta resposta sembla ser una estratègia per

compensar la pèrdua d'estabilitat que podrien provocar altres alteracions del patró muscular (alteracions temporals, entre altres).

- La població With-F no utilitza la mateixa estratègia que la població amb CLBP per a compensar la possible pèrdua d'estabilitat que provoquen les alteracions temporals del patró muscular. La població With-F sembla compensar aquesta pèrdua amb un augment de la tensió de les estructures passives tot adquirint posicions inicials amb major decaïment postural i utilitzar durant el test major rang de moviment.
- Els patrons musculars detectats en la població amb CLBP podrien ser estratègies deficitàries que comportessin una cronificació del dolor lumbar.
- Els patrons musculars detectats en la població With-F podrien ser estratègies que comportessin un ús accentuat de les estructures passives i ser un factor que predisposés a la lesió.
- El control de les disfuncions anteriorment descrites per la població amb CLBP durant la realització dels tractaments actuals podria evidenciar l'efecte que aquests tenen sobre les disfuncions, i com això es relaciona amb el dolor experimentat per l'individu.

Agraïments:

M'agradaria expressar la meva sincera gratitud a totes aquelles persones que han fet possible aquesta tesi al llarg dels tres anys i mig. Sense el suport i la participació de totes elles no hagués pogut formar-me com a investigadora i no hagués pogut desenvolupar aquesta tesi doctoral.

A la **Dra. Rosa Angulo**, la meva directora de tesi, voldria agrair-li el suport que sempre m'ha donat, la confiança en el projecte, els coneixements transmesos al llarg de tot el procés i els constants i valuosos consells que han fet evolucionar aquest treball. Per altra banda, voldria també agrair-li el seu compromís, el seu rigor, la seva constància, el seu respecte per la feina realitzada i per encomanar-me la seva passió per la recerca amb rigor. Sincerament, crec que no hagués pogut trobar ningú millor per a dirigir-me la tesi.

Al **Josep Molina**, la meva parella i un innegable excel·lent enginyer electrònic. Pel seu recolzament constant, per respondre reiteradament amb paciències a la frase "Josep, avui també hauria de fer feina de doctorat", per escoltar-me i animar-me en tot moment i pel nombre incomptable d'hores invertides en aquest doctorat resolent tots aquells aspectes electrònics i informàtics que aquesta tesi ha requerit. De la seva inestimable aportació en aquest treball podria destacar-ne la creació del programa informàtic que dóna suport a l'algorisme, els programes informàtics necessaris per a poder realitzar el càlcul de les diferents variables, entre d'altres. Sense la seva participació no haguessin estat possibles molts dels processos d'anàlisi realitzats en aquest treball.

A l'**Albert Jubany**, el meu pare, per la seva implicació en el disseny i la construcció dels equips utilitzats per a la recollida de dades. Entre altres, el suport metàl·lic de l'eina presentada en aquest treball (HHD+S), el mecanisme d'alliberació aleatòria del pes i les estructures pel control de la posició del subjecte. Tots ells elements indispensables per a la correcte i precisa recollida de dades.

A la **Dra. Irene Jubany**, la meva germana, i al **Gonzalo Lorza**, el meu cap a la FUB, per la seva aportació en la revisió del document final de la tesi. Moltes gràcies per la dedicació del vostre temps en aquesta tasca.

Al **Dr. Michel Marina, Dr. Albert Busquets i Dr. Francesc Cos** per la participació activa en el capítol 3 d'aquest treball i especialment al Michel pel suport donat en aspectes d'electromiografia.

A l'**Aurelio Díaz**, per l'ajuda tècnica proporcionada en el funcionament de l'aparell Biomonitor ME6000 i el software MegaWin2.4.

Al **Dr. Josep Abancó**, traumatòleg de l'Hospital Althaia, per facilitar-me els contactes dels participants amb dolor lumbar crònic.

Al **Dr. Young-Hoo Kwon**, per cedir a la Dra. Rosa Angulo el software 3DXP Kwon Trial i haver-se'n pogut fer ús en aquest treball.

A totes les **persones** que van participar en l'estudi. Tot i no poder posar en aquestes línies els seus noms, aquesta tesi doctoral no hauria pogut fer-se sense la seva implicació.

A les institucions **INEFC Barcelona i Fundació Universitària del Bages** per proporcionar-me un entorn favorable pel desenvolupament de la tesi, igualment que per la cessió de material i infraestructures.

A la **Societat Catalano-Balear de Fisioteràpia** de l'Acadèmia de Ciències Mèdiques i de la Salut de Catalunya i de les Balears per atorgar-me la II Beca de Recerca Bàsica en Fisioteràpia.

Al **Remí Gontí** i a la **Carla Casas** per la seva ajuda en la recollida de dades.

A la **Dra Victoria Pons** i el seu equip del **CAR Sant Cugat** per l'ajuda en l'àmbit de l'antropometria.

Al **Blas Navarro** i l'**Ester Tobias**, per la seva ajuda en consultes estadístiques.

Als **meus companys** de la Fundació Universitària del Bages i del Centre de Rehabilitació del Bages pel seu suport en els meus moments d'alegries i debilitats.

I molt especialment a la família: **Josep, Albert, Montserrat, Irene, Joan, Avis, Magda i Oliver**, pel seu suport i la seva comprensió en les meves absències durant aquest període i per donar-me energia quan semblava acabar-se.

ANNEXES

**Annex 1: Informe favorable del Comitè d'Ètica del Concell
Català de l'Esport de la Generalitat de Catalunya**



Generalitat de Catalunya
Departament de la Presidència
Secretaria General de l'Esport
Consell Català de l'Esport

Av. Països Catalans, 40-48
08950 Esplugues de Llobregat
Tel. 93 480 49 00
Fax 93 480 49 10

Generalitat de Catalunya
Consell Català de l'Esport

Número: 00995/11651/2011
Data: 15/07/2011 13:12:14

Registre de sortida


Sra. Júlia Jubany Güell
Carrer Camprubí i Fornells, 7A
08273 Santa Maria d'Oló

2607/LA

Senyor,

En relació a la vostra petició d'avaluació per part d'aquest Comitè d'Ètica del projecte titulat "Disfuncions musculars en lumbàlgia crònica inespecífica mitjançant valoració amb EMG: Fatiga y Patrons d'activació muscular" adjunt, us trameto, el certificat de l'acord adoptat l'11 de juliol de 2011.

Atentament,



Carles Trullols i Clemente
Secretari Comitè d'Ètica

Esplugues de Llobregat, 12 de juliol de 2011

**Annex 2: Informe favorable del Comitè d'Ètica d'Investigació
Clínica de la Fundació Unió Catalana d'Hospitals**

INFORME DEL COMITÉ ÈTIC D'INVESTIGACIÓ CLÍNICA

Dr. Jaume Plana, com a President del Comitè Ètic d'Investigació Clínica de la FUNDACIÓ UNIO CATALANA HOSPITALS

CERTIFICA:

Que aquest Comitè en la seva reunió del dimarts, 28 de febrer, ha avaluat:

La proposta de la Clínica Universitària del Bages per que es realitzi l'estudi que porta per títol "Disfuncions musculars en lumbàlgia crònica inespecífica mitjançant valoració amb EM: fatiga i patrons d'activació muscular." CEIC 11/95, i considera que:

Es compleixen els requisits necessaris d'idoneïtat del protocol en relació amb els objectius de l'estudi i que estan justificats els riscos i les molèsties previsibles per al subjecte.

La capacitat de l'investigador i els mitjans disponibles són apropiats per portar a terme l'estudi.

Són adequats tant el procediment per obtenir el consentiment informat com la compensació prevista per als subjectes per danys que es puguin derivar de la seva participació a l'estudi.

Que aquest comitè accepta que aquest estudi es digui a terme al centre Clínica Universitària del Bages amb la Júlia Jubany com investigadora principal.

I que l'investigador principal no ha estat present en les deliberacions i aprovació d'aquest estudi.

En aquesta reunió s'han complert els requisits establerts en la legislació vigent – RD 223/22004. El CEIC tant en la seva composició, com en els PNT compleix amb les normes de BPC (CPMP/ICH/135/95).

MEMBRES DEL CEIC DE LA FUNDACIÓ UNIÓ CATALANA D'HOSPITALS

Dr. Jaume Plana	President	Metge
Dr. Miquel Nolla	Secretari	Metge
Dr. Andreu Fenellosa	Vocal	Metge
Dra. Imma Guasch	Vocal	Metge
Dr. Jesús Montesinos	Vocal	Metge
Dra. Anna Altes	Vocal	Metge
Dra. Rosa Morros	Vocal	Farmacòloga Clínica
Dr. Jaume Trapé	Vocal	Farmacèutic
Dra. Imma Torre	Vocal	Farmacèutica
Dra. Concha Antolin	Vocal	Farmacèutica
Sra. Elisabet Juan	Vocal	Infermera
Sra. Itziar Aliri	Vocal	Advocat
Sra. Vanessa Massó	Vocal	C. Empresarials

Barcelona, 13 de març de 2012



FUNDACIÓ UNIÓ
Fundació Catalana d'Hospitals
Comitè Ètic d'Investigació Clínica
FUNDACIÓ UNIÓ CATALANA D'HOSPITALS

Dr. Jaume Plana
President del CEIC

Annex 3: Consentiment informat

Consentiment informat per participar en la investigació

Disfuncions musculars en lumbàlgia crònica inespecífica mitjançant valoració amb EMG: Fatiga i Patrons d'activació muscular.

1 Informació sobre aquest document

Vostè pot ser escollit per participar en l'estudi d'investigació que té per títol *Disfuncions musculars en lumbàlgia crònica inespecífica mitjançant valoració amb electromiografia: Fatiga i Patrons d'activació muscular*. Aquest document li dona informació important i necessària sobre aquest estudi.

Si us plau, llegeixi aquest document detingudament. Asseguris de que comprèn i està d'acord amb tots els apartats. Si tinguéu algun dubte pot dirigir-se a l'investigador principal Júlia Jubany.

Un cop entesos tots els punts, si decidís participar en aquest estudi, li demanarem que firmi aquest document en l'última pàgina.

Es necessari fer-li saber que les investigacions en sers humans es porten a terme sota els principis següents:

1. Formar part de l'estudi és completament voluntari. Això significa que no té perquè participar si no ho desitja.
2. Si decideix participar i en un futur canvia d'opinió, té dret a deixar l'estudi sense cap penalització.
3. Vostè pot o no millorar el seu estat físic pel fet d'haver format part d'aquest estudi. De totes maneres, amb la seva participació, podem augmentar els coneixements sobre el dolor lumbar i d'aquesta manera poder ajudar a altres persones com vostè en el futur.

2 Informació general sobre l'estudi i investigadors

Títol de l'estudi: Disfuncions musculars en lumbàlgia crònica inespecífica mitjançant valoració amb EMG: Fatiga i Patrons d'activació muscular.

Institucions que participen en l'estudi: INEFC, Fundació Althaia (Xarxa assistencial de Manresa) i Fundació Universitària del Bages.

Nom i afiliació del principal investigador/s responsables d'aquest estudi: Rosa Angulo Barroso, PhD i INEFC de Barcelona.

3 Objectiu de l'estudi

Es marquen dos objectius principals en aquest estudi:

- Detecció de les disfuncions musculars (fatiga, temps de resistència, intensitats d'activació, contribució muscular a l'esforç i latència d'activació muscular) en la població amb lumbàlgia crònica inespecífica utilitzant la comparativa amb la població sense aquesta disfunció (sans).
- Detecció dels similis entre les disfuncions detectades en la població amb lumbàlgia crònica inespecífica i les alteracions detectades en la població sense aquesta disfunció (sans) però en estat de fatiga.

4 Informació sobre els participants

4.1 Qui pot participar en aquest estudi?

Persones que tinguin dolor lumbar de més de 12 mesos d'evolució (lumbàlgia crònica inespecífica) que tinguin entre 25 i 55 anys d'edat i persones sanes sense aquest dolor en edats compreses entre els

mateixos anteriors valors. Un fisioterapeuta li realitzarà una valoració específica per a determinar si pot o no participar en l'estudi.

4.2 Quantes persones (subjectes) formaran part d'aquest estudi?

Formaran part de l'estudi 60 subjectes on 30 d'ells seran subjectes amb lumbàlgia crònica inespecífica i 30 seran subjectes sense aquesta dolença.

5 Informació sobre els procediments de l'estudi

5.1 Què és el que se'm farà exactament en aquest estudi? ¿Quina classe de procediments d'investigació se'm realitzaran?

Aquest estudi consta d'una anàlisi de la musculatura a partir de dos tests de força resistència, un test de velocitat de reacció muscular i un test de força màxima. Aquests tests es realitzaran a les instal·lacions de la Fundació Universitària del Bages (FUB) i es realitzaran amb una monitorització prèvia de l'individu amb electromiografia per superfície i amb marcadors de posició corporals per ser visionats amb càmeres de vídeo. Ambdues tècniques no són invasives, és a dir, solament utilitzen l'adhesió a la pell com a mitja de sustentació.

Per altra banda, es passaran una sèrie de qüestionaris per a saber informació específica del tipus i freqüència de dolor, implicació que té aquest a les activitats de la vida diària, diagnòstics mèdics associats i nivell d'activitat física realitzat per la persona. Finalment, també s'extrauran mesures antropomètriques per, en una fase posterior, calcular el percentatge de massa lliure de grassa de cada individu.

Els qüestionaris passats en el primer dia serviran també per a poder valorar si vostè compleix amb els requeriments necessaris per a participar en l'estudi. Si és així se'l convidarà a participar en aquest i si és al contrari se li explicaran les raons per a la no participació.

Si vostè forma part del grup amb dolor lumbar participant en l'estudi, en el mateix dia de la realització dels tests se li realitzarà la prova de valoració de Lasegue i se li passarà l'escala de valoració del dolor V.A.S. per valorar si es troba en una fase de remissió del dolor i pot d'aquesta manera realitzar el test amb les condicions de seguretat necessàries. Si no fos així se'l citaria per un altre dia.

5.2 Quant temps és necessari per aquest estudi? Quant temps hauré d'invertir i què hauré de fer cada dia?

Aquest estudi li demana una dedicació de 4,5 hores. Una hora i mitja per a cada dia que se'l citi. Les tres sessions han d'estar separades com a mínim per 7 dies.

El primer dia se li explicarà tot allò referent a l'estudi que li pugui interessar igualment que se li demanarà l'omplerta dels qüestionaris que serviran per a determinar si és un candidat per a la participació de l'estudi o contràriament hi ha alguna contraindicació. En aquest mateix dia i al llarg de les dues sessions posteriors es prendran una sèrie de valors antropomètrics com és ara el pes, l'alçada, els diàmetres corporals i els plecs cutanis i es realitzaran tests de força màxima, tests de força resistència i tests de velocitat d'activació muscular. Cada test té una durada aproximada d'entre 6 i 12 minuts però es necessitarà de la seva presència durant una hora i mitja ja que es necessita cert temps per a la monitorització mitjançant electromiografia per superfície, marcadors de posició i calibratge de les càmeres.

6 Informació sobre riscos i beneficis de l'estudi

6.1 Quins riscos corro al participar en aquest estudi? Què és el que els investigadors fan per protegir-me d'aquests riscos?

Els riscos assumits pel subjecte d'investigació són mínims. Els investigadors s'asseguraran mitjançant la primera tria de subjectes que aquests són aptes per a la realització dels tests gràcies a un qüestionari general de salut i un qüestionari de valoració d'incapacitat i dolor lumbar [qüestionari de Oswestry, escala de valoració analògica del dolor (V.A.S.)]. Per altra banda el mateix dia de la realització dels

tests es controlaran els nivells de dolor i els nivells d'afectació neurològica per assegurar que aquests estiguem en els seus mínims valors. Si això no fos així es posposaria la sessió.

Durant la realització del test es compta amb la presència constant d'un fisioterapeuta especialista en la matèria per poder vetllar per aquesta seguretat i resoldre qualsevol dubte al respecte.

6.2 Què passa si em lesiono o tinc algun problema com a resultat de l'estudi?

Els investigadors prenen totes les precaucions per minimitzar qualsevol tipus de problema. En el cas que cregui que s'ha lesionat per culpa de l'estudi, contacti amb l'investigador (trobarà les seves dades en l'apartat 10 d'aquest document).

Si us plau: és molt important que comuniqui als investigadors qualsevol dolor, lesió o problema que li passi durant el període de l'estudi.

6.3 Si participo en aquest estudi, puc participar en altres estudis?

Participar en més d'un estudi pot augmentar el risc de problemes o lesions. A més a més pot afectar als resultats. D'aquesta manera, no hauria de participar en més d'un estudi sense el consentiment explícit de l'investigador principal.

6.4 Si participo en aquest estudi ¿Puc rebre tractament de fisioteràpia o farmacològics al mateix temps?

Sí, en el temps que dura l'estudi és possible estar rebent algun tipus de tractament addicional de fisioteràpia o tractaments farmacològics, però és necessari que siguin comunicats a l'investigador.

6.5 Quins beneficis puc obtenir al participar en aquest estudi? Poden altres persones beneficiar-se a través d'aquest estudi?

Tant si es troba dins del grup de persones amb lumbàlgia, o pel contrari forma part del grup sense aquesta dolència, al finalitzar l'estudi rebrà els resultats obtinguts de l'anàlisi de la seva musculatura i la relació amb la postura adoptada. Per altra banda també se li facilitaran els valors obtinguts de la seva força màxima i el nivell en percentatge de la seva massa muscular, òssia i grassa. Finalment, per a la interpretació de les dades facilitades, amb l'objectiu d'oferir una petita compensació per a la dedicació feta en aquest estudi i com a agraïment a la seva participació, s'oferirà un seminari gratuït d'una hora i mitja impartit per un fisioterapeuta on s'explicaran conceptes pràctics per la cura de l'esquena (ex: com seure, com aixecar pesos, quin exercici és bo per la seva esquena...) Igualment es resoldran dubtes que puguem sorgir.

A part dels beneficis personals, no es pot perdre de vista el benefici principal. Els resultats d'aquest estudi poden ajudar a planificar millor programes de rehabilitació de les persones que pateixen dolor lumbar i d'aquesta manera reduir les dolences lumbar que tanta gent pateix en els nostres dies.

7 Un cop l'estudi acabat

7.1 Si vull retirar-me de l'estudi què he de fer?

Pot retirar-se de l'estudi en qualsevol moment i no hi haurà penalització. Les raons de la retirada anticipada i les dades recollides fins al moment seran dades que formaran part de l'estudi. Si us plau, si aquesta fos la seva voluntat contacti prèviament amb l'investigador principal (trobarà les seves dades en l'apartat 10 d'aquest document).

7.2 Poden els investigadors retirar-me de l'estudi fins i tot si vull continuar participant?

Sí, pot haver-hi nombroses raons perquè els investigadors demanin la finalització de la seva intervenció. Alguns exemples;

- Els investigadors creuen que no hi ha un interès suficient en participar i això es reflecteix en una mala realització dels tests.
- Les seves circumstàncies poden canviar podent-li ser aplicat un criteri d'exclusió o podent deixar de ser saludable per vostè la realització dels tests.
- No seguir les instruccions de l'investigador pel què respecta a variables que influeixen en l'estudi.

8 Informació financera

8.1 *Quan em costarà participar en aquest estudi?*

La participació en aquest estudi és completament gratuïta.

9 Confidencialitat de dades

La seva informació personal serà protegida.

Tota la informació recollida en aquest estudi serà confidencial. Totes les dades recollides, tant personals com de valoració, seran guardades de tal forma que només el personal científic hi tindrà accés. Cada participant serà referit per una clau d'identificació i solament el coordinador del projecte coneixerà la relació entre dades personals i codi d'identificació. La resta de personal científic, solament coneixerà la clau d'identificació. Cap referència personal es realitzarà en qualsevol de les publicacions o presentacions que es realitzaran de l'estudi a no ser que el participant doni el consentiment per escrit.

10 Informació del contracte

Si us plau, contacti amb l'investigador llistat aquí per a cap suggeriment, dubte o problemàtica:

Júlia Jubany Güell
Tel: 606522496
e-mail: jjubany@fub.edu

11 Informació rebuda

La seva firma en aquest document significa que ha rebut una còpia del consentiment informat. (Nota: A més a més de la còpia que s'entrega, una altra còpia serà guardada com a part confidencial dels seus documents de l'estudi).

Subjecte d'investigació:
Nom i cognoms (en majúscules): _____
He llegit i entès la informació d'aquest document.
He parlat sobre aquest estudi i els seus riscos i beneficis amb: _____
Les meves preguntes han estat contestades.
Entenc que: <ol style="list-style-type: none">1. La meva participació és voluntària2. La meva participació no em suposa un benefici directe3. La no acceptació en la participació d'aquest estudi no repercutirà en les meves atencions mèdiques4. La informació obtinguda d'aquest estudi és confidencial.
Data: ____/____/____
Telèfon del participant: _____
Data de naixement: ____/____/____
Firma del participant: <p style="text-align: right;">Codi d'identificació del subjecte: _____</p>

Investigador participant o col·laborador
He entregat a aquest subjecte la informació respecte aquest estudi. El subjecte ha indicat haver entès l'objectiu i les implicacions de la seva participació.
Nom: _____
Títol: _____
Data: ____/____/____
Firma:

Annex 4: Full de registre de la recollida de dades

Full de contacte:

Dades personals:

Nom:
Cognoms:
D.N.I:
E-mail:
Telèfon:
Direcció:
Sexe:

Data:

Valoracions generals de salut

1. Quan ha visitat el metge què li han dit que tenia:

No tinc res en concret	Contractura / Tensió	Escoliosis	Artrosi
Espondilolisi	Espondilolistesi	Hèrnia Discal Lumbar	Protrusió Discal Lumbar

2. Li han fet una ressonància magnètica pel dolor lumbar?

Podria facilitar-ne l'informe?

3. Li han fet una radiografia pel dolor lumbar?

Podria facilitar-ne l'informe?

4. Quin/s tractament/s li han prescrit i ha realitzat en els últims 6 mesos?

Res	Antiinflamatoris	Relaxants musculars	Fisioteràpia
Exercicis concrets	Activitat física:	Intervenció quirúrgica	Infiltracions

Altres: _____

5. Quin/s tractament està fent actualment?

Res	Antiinflamatoris	Relaxants musculars	Fisioteràpia
Exercicis concrets	Activitat física	Intervenció quirúrgica	Infiltracions

Altres: _____

6. Està embarassada o ho ha estat en el transcurs dels últims 2 anys?

7. De quina d'aquestes patologies li han diagnosticat:

Diabetis	Hipertensió	Fibromiàlgia	Ansietat/Trastorns Psiquiàtrics
Malalties del cor o del sistema cardiovascular	Malalties respiratòries	Epilèpsia	Artritis Reumatoide
Colesterol alt	Asma	Infart/angina de pit	Metàstasis
Carcinomes	Artrosi	Hipo/Hipertiroidisme	Malalties neurològiques

Si considera oportú algun aclariment o té diagnosticada una alteració o patologia que no apareix en la llista anterior i considera que és important que coneixem anoti-ho a continuació:

Cuestionario de discapacidad de Oswestry

Estas preguntas han sido diseñadas para conocer hasta qué punto su dolor de espalda le afecta en su vida diaria. Responda a todas las preguntas, señalando en cada una sólo aquella que más se aproxime a su caso. Aunque usted piense que más de una respuesta se puede aplicar a su caso, marque sólo aquella que describa MEJOR su problema.

1. Intensidad del dolor

- Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes*
- El dolor es fuerte pero me manejo sin tomar calmantes*
- Los calmantes me alivian completamente el dolor*
- Los calmantes me alivian un poco el dolor*
- Los calmantes apenas me alivian el dolor*
- Los calmantes no me alivian el dolor y no los tomo*

2. Cuidados personales (lavarse, vestirse, etc.)

- Me las puedo arreglar sólo sin que me aumente el dolor*
- Me las puedo arreglar sólo pero esto me aumenta el dolor*
- Lavarme, vestirme, etc., me producen dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado*
- Necesito alguna ayuda pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo*
- Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas*
- No puedo vestirme, me cuesta lavarme y suelo quedarme en la cama*

3. Levantar peso

- Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor*
- Puedo levantar objetos pesados pero me aumenta el dolor*
- El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ej. en una mesa)*
- El dolor me impide levantar objetos pesados, pero sí puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo*
- Sólo puedo levantar objetos muy ligeros*
- No puedo levantar ni acarrear ningún objeto*

4. Caminar

- El dolor no me impide caminar cualquier distancia*
- El dolor me impide caminar más de un kilómetro*
- El dolor me impide caminar más de 500 metros*
- El dolor me impide caminar más de 250 metros*
- Sólo puedo caminar con bastón o muletas*
- Permanezco en la cama casi todo el tiempo y tengo que ir a rastras al baño*

5. *Estar sentado*

- Puedo estar sentado en cualquier tipo de silla todo el tiempo que quiera*
- Puedo estar sentado en mi silla favorita todo el tiempo que quiera*
- El dolor me impide estar sentado más de una hora*
- El dolor me impide estar sentado más de media hora*
- El dolor me impide estar sentado más de 10 minutos*
- El dolor me impide estar sentado*

6. *Estar de pie*

- Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor*
- Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera pero me aumenta el dolor*
- El dolor me impide estar de pie más de una hora*
- El dolor me impide estar de pie más de media hora*
- El dolor me impide estar de pie más de 10 minutos*
- El dolor me impide estar de pie*

7. *Dormir*

- El dolor no me impide dormir bien*
- Sólo puedo dormir si tomo pastillas*
- Incluso tomando pastillas duermo menos de 6 horas*
- Incluso tomando pastillas duermo menos de 4 horas*
- Incluso tomando pastillas duermo menos de 2 horas*
- El dolor me impide totalmente dormir*

8. *Actividad sexual*

- Mi actividad sexual es normal y no me aumenta el dolor*
- Mi actividad sexual es normal pero me aumenta el dolor*
- Mi actividad sexual es casi normal pero me aumenta mucho el dolor*
- Mi actividad sexual se ha visto muy limitada a causa del dolor*
- Mi actividad sexual es casi nula a causa del dolor*
- El dolor me impide todo tipo de actividad sexual*

9. *Vida social*

- Mi vida social es normal y no me aumenta el dolor*
- Mi vida social es normal pero me aumenta el dolor*
- El dolor no tiene un efecto importante en mi vida social, pero si impide mis actividades más enérgicas, como bailar, etc.*
- El dolor ha limitado mi vida social y no salgo tan a menudo*
- El dolor ha limitado mi vida social al hogar*
- No tengo vida social a causa del dolor*

10. Viajar

- Puedo viajar a cualquier sitio sin que me aumente el dolor*
- Puedo viajar a cualquier sitio, pero me aumenta el dolor*
- El dolor es fuerte, pero aguanto viajes de más de 2 horas*
- El dolor me limita a viajes de menos de una hora*
- El dolor me limita a viajes cortos y necesarios de menos de media hora*
- El dolor me impide viajar excepto para ir al médico o al hospital*

Escala de Kinesiofobia de TAMPA

<p><i>1 = Totalmente en desacuerdo</i></p> <p><i>2 = En desacuerdo</i></p> <p><i>3 = De acuerdo</i></p> <p><i>4 = Totalmente de acuerdo</i></p>

	1	2	3	4
<i>1. Tengo miedo a lesionarme si hago ejercicio físico</i>				
<i>2. Si me dejara vencer por él, el dolor aumentaría</i>				
<i>3. Mi cuerpo me está diciendo que tengo algo serio</i>				
<i>4. Tener dolor siempre quiere decir que en el cuerpo hay una lesión</i>				
<i>5. Tengo miedo a lesionarme sin querer</i>				
<i>6. Lo más seguro para evitar que aumente el dolor es tener cuidado y no hacer movimientos innecesarios.</i>				
<i>7. No me dolería tanto si no tuviese algo serio en mi cuerpo</i>				
<i>8. El dolor me dice cuándo debo parar la actividad para no lesionarme.</i>				
<i>9. No es seguro para una persona con mi enfermedad hacer actividades físicas.</i>				
<i>10. No puedo hacer todo lo que la gente normal hace porque me podría lesionar con facilidad</i>				
<i>11. Nadie debería hacer actividades físicas cuando tiene dolor.</i>				

Escala del catastrofisme del dolor

Estem interessats en el tipus de pensament i sentiments que té quan presenta dolor. Llistats a continuació es troben 13 ítems que descriuen diferents pensament i sentiments que poden estar associats amb el dolor. Utilitzant l'escala, indiqui el grau amb que té aquest pensament i sentiment quan experimenta el seu dolor.

	<i>Desacord</i>	<i>Lleugerament d'acord</i>	<i>Moderadament d'acord</i>	<i>Força d'acord</i>	<i>Totalment d'acord</i>
<i>Estic pensant tota l'estona si el dolor finalment s'acabarà.</i>	0	1	2	3	4
<i>Sento que no puc continuar</i>	0	1	2	3	4
<i>És terrible i penso que mai millorarà.</i>	0	1	2	3	4
<i>És terrible i sento que em sobrepassa</i>	0	1	2	3	4
<i>Sento que no puc aguantar-ho més</i>	0	1	2	3	4
<i>Tinc por que el dolor empitjori</i>	0	1	2	3	4
<i>No deixo de pensar en altres esdeveniments dolorosos</i>	0	1	2	3	4
<i>Desitjo ansiosament que el dolor desaparegui</i>	0	1	2	3	4
<i>Sembla que no pugui mantenir-ho fora de la meva ment</i>	0	1	2	3	4
<i>Penso repetidament en tot el mal que em fa.</i>	0	1	2	3	4
<i>Penso repetidament en com desitjaria que el dolor desaparegués.</i>	0	1	2	3	4
<i>No hi ha res que pugui fer per reduir la intensitat del dolor</i>	0	1	2	3	4
<i>Em pregunto si alguna cosa seriosa pot passar-me</i>	0	1	2	3	4

1. Valoració de la deformitat de tronc:

Prova d'Adams: grau de desviació: _____ °

El pacient descalç amb les espines ilíiaques posteriors i l'esquena visible. Se li demana que amb els peus paral·lels i 15 cm de separació, realitzi una flexió de tronc i intenti aproximar les seves mans al terra sense flexió de genolls. Es valorarà amb l'Escoliòmetre de Bunnel el grau de desviació que presenta l'individu.

2. Valoració del teixit neural:

Lasègue: + -

Cuestionario internacional de actividad física

Estamos interesados en saber acerca de la clase de actividad física que la gente hace como parte de su vida diaria. Las preguntas se referirán acerca del tiempo que usted utilizó siendo físicamente activo(a) en los **últimos 7 días**. Por favor responda cada pregunta aún si usted no se considera una persona activa. Por favor piense en aquellas actividades que usted hace como parte del trabajo, en el jardín y en la casa, para ir de un sitio a otro, y en su tiempo libre de descanso, ejercicio o deporte.

Piense acerca de todas aquellas actividades **vigorosas** y **moderadas** que usted realizó en los **últimos 7 días**. Actividades **vigorosas** son las que requieren un esfuerzo físico fuerte y le hacen respirar mucho más fuerte que lo normal. Actividades **moderadas** son aquellas que requieren un esfuerzo físico moderado y le hace respirar algo más fuerte que lo normal.

4.1.1.1.1 PARTE 1: ACTIVIDAD FÍSICA RELACIONADA CON EL TRABAJO

La primera sección es relacionada con su trabajo. Esto incluye trabajos con salario, agrícola, trabajo voluntario, clases, y cualquier otra clase de trabajo no pago que usted hizo fuera de su casa. No incluya trabajo no pago que usted hizo en su casa, tal como limpiar la casa, trabajo en el jardín, mantenimiento general, y el cuidado de su familia. Estas actividades serán preguntadas en la parte 3.

1. ¿Tiene usted actualmente un trabajo o hace algún trabajo no pago fuera de su casa?

Sí

No



Pase a la PARTE 2: TRANSPORTE

Las siguientes preguntas se refieren a todas las actividades físicas que usted hizo en los **últimos 7 días** como parte de su trabajo pago o no pago. Esto no incluye ir y venir del trabajo.

2. Durante los últimos 7 días, ¿Cuántos días realizó usted actividades físicas vigorosas como levantar objetos pesados, excavar, construcción pesada, o subir escaleras como

parte de su trabajo? Piense solamente en esas actividades que usted hizo por lo menos 10 minutos continuos.

_____ días por semana

Ninguna actividad física vigorosa relacionada con el trabajo → **Pase a la pregunta 4**

No sabe/No está seguro(a)

3. ¿Cuánto tiempo en total usualmente le toma realizar actividades físicas **vigorosas** en uno de esos días que las realiza como parte de su trabajo?

_____ horas por día

_____ minutos por día

No sabe/No está seguro(a)

4. Nuevamente, piense solamente en esas actividades que usted hizo por lo menos 10 minutos continuos. Durante **los últimos 7 días**, ¿Cuántos días hizo Usted actividades físicas **moderadas como** cargar cosas ligeras **como parte de su trabajo**? Por favor no incluya caminar.

_____ días por semana

No actividad física moderada relacionada con el trabajo → **Pase a la pregunta 6**

5. ¿Cuánto tiempo en total usualmente le toma realizar actividades físicas moderadas en uno de esos días que las realiza como parte de su trabajo?

_____ horas por día

_____ minutos por día

No sabe/No está seguro(a)

6. Durante **los últimos 7 días**, ¿Cuántos días **caminó** usted por lo menos 10 minutos continuos **como parte de su trabajo**? Por favor no incluya ninguna caminata que usted hizo para desplazarse de o a su trabajo.

_____ días por semana

Ninguna caminata relacionada con trabajo → *Pase a la PARTE 2:
TRANSPORTE*

7. ¿Cuánto tiempo en total pasó generalmente **caminado** en uno de esos días como parte de su trabajo?

_____ horas por día

_____ minutos por día

No sabe/No está seguro(a)

PARTE 2: ACTIVIDAD FÍSICA RELACIONADA CON TRANSPORTE

Estas preguntas se refieren a la forma como usted se desplazó de un lugar a otro, incluyendo lugares como el trabajo, las tiendas, el cine, entre otros.

8. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuántos días **viajó usted en un vehículo de motor** como un tren, bus, automóvil, o tranvía?

_____ días por semana

No viajó en vehículo de motor → *Pase a la pregunta 10*

9. Usualmente, ¿Cuánto tiempo gastó usted en uno de esos días **viajando** en un tren, bus, automóvil, tranvía u otra clase de vehículo de motor?

_____ horas por día

_____ minutos por día

No sabe/No está seguro(a)

Ahora piense únicamente acerca de **montar en bicicleta** o **caminatas** que usted hizo para desplazarse a o del trabajo, haciendo mandados, o para ir de un lugar a otro.

10. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuántos días **montó usted en bicicleta** por al menos 10 minutos continuos para **ir de un lugar a otro**?

_____ **días por semana**

No montó en bicicleta de un sitio a otro → *Pase a la pregunta 12*

11. Usualmente, ¿Cuánto tiempo gastó usted en uno de esos días **montando en bicicleta** de un lugar a otro?

_____ horas por día

_____ minutos por día

No sabe/No está seguro(a)

12. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuántos días caminó usted por al menos 10 minutos continuos para ir **de un sitio a otro**?

_____ días por semana

No caminatas de un sitio a otro **➔ Pase a la PARTE 3: TRABAJO**

**DE LA CASA,
MANTENIMIENTO DE LA
CASA, Y CUIDADO DE LA
FAMILIA**

13. Usualmente, ¿Cuánto tiempo gastó usted en uno de esos días caminando de un sitio a otro?

_____ horas por día

_____ minutos por día

No sabe/No está seguro(a)

PARTE 3: TRABAJO DE LA CASA, MANTENIMIENTO DE LA CASA, Y CUIDADO DE LA FAMILIA

Esta sección se refiere a algunas actividades físicas que usted hizo en los **últimos 7 días** en y alrededor de su casa tal como arreglo de la casa, jardinería, trabajo en el césped, trabajo general de mantenimiento, y el cuidado de su familia.

14. Piense únicamente acerca de esas actividades físicas que hizo por lo menos 10 minutos continuos. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuántos días hizo usted actividades físicas

vigorosas tal como levantar objetos pesados, cortar madera, palear nieve, o excavar **en el jardín o patio?**

_____ días por semana

Ninguna actividad física vigorosa en el jardín o patio → *Pase a la pregunta 16*

15. Usualmente, ¿Cuánto tiempo dedica usted en uno de esos días haciendo actividades físicas **vigorosas** en el jardín o patio?

_____ **horas por día**

_____ **minutos por día**

No sabe/No está seguro(a)

16. Nuevamente, piense únicamente acerca de esas actividades físicas que hizo por lo menos 10 minutos continuos. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuántos días hizo usted actividades físicas **moderadas** tal como cargar objetos livianos, barrer, lavar ventanas, y rastrillar **en el jardín o patio?**

_____ días por semana

Ninguna actividad física moderada en el jardín o patio → *Pase a la pregunta 18*

17. Usualmente, ¿Cuánto tiempo dedica usted en uno de esos días haciendo actividades físicas **moderadas** en el jardín o patio?

_____ horas por día

_____ minutos por día

No sabe/No está seguro(a)

18. Una vez más, piense únicamente acerca de esas actividades físicas que hizo por lo menos 10 minutos continuos. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuántos días hizo usted actividades físicas **moderadas** tal como cargar objetos livianos, lavar ventanas, estregar pisos y barrer **dentro de su casa?**

_____ días por semana

Ninguna actividad física moderada dentro de la casa → *Pase a la*

**PARTE 4: ACTIVIDADES
FÍSICAS DE
RECREACIÓN, DEPORTE
Y TIEMPO LIBRE**

19. Usualmente, ¿Cuánto tiempo dedica usted en uno de esos días haciendo actividades físicas **moderadas** dentro de su casa?

- _____ horas por día
_____ minutos por día
 No sabe/No está seguro(a)

PARTE 4: ACTIVIDADES FÍSICAS DE RECREACIÓN, DEPORTE Y TIEMPO LIBRE

Esta sección se refiere a todas aquellas actividades físicas que usted hizo en los **últimos 7 días** únicamente por recreación, deporte, ejercicio o placer. Por favor no incluya ninguna de las actividades que ya haya mencionado.

20. Sin contar cualquier caminata que ya haya usted mencionado, durante los **últimos 7 días**, ¿Cuántos días **caminó** usted por lo menos 10 minutos continuos **en su tiempo libre**?

- _____ días por semana
 Ninguna caminata en tiempo libre → *Pase a la pregunta 22*

21. Usualmente, ¿Cuánto tiempo gastó usted en uno de esos días **caminando** en su tiempo libre?

- _____ horas por día
_____ minutos por día
 No sabe/No está seguro(a)

22. Piense únicamente acerca de esas actividades físicas que hizo por lo menos 10 minutos continuos. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuántos días hizo usted actividades físicas **vigorosas** tal como aeróbicos, correr, pedalear rápido en bicicleta, o nadar rápido en su **tiempo libre**?

- _____ días por semana

Ninguna actividad física vigorosa en tiempo libre → *Pase a la pregunta 24*

23. Usualmente, ¿Cuánto tiempo dedica usted en uno de esos días haciendo actividades físicas **vigorosas** en su tiempo libre?

- _____ horas por día
- _____ minutos por día
- No sabe/No está seguro(a)

24. Nuevamente, piense únicamente acerca de esas actividades físicas que hizo por lo menos 10 minutos continuos. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuántos días hizo usted actividades físicas **moderadas** tal como pedalear en bicicleta a paso regular, nadar a paso regular, jugar dobles de tenis, **en su tiempo libre**?

- _____ días por semana
- Ninguna actividad física moderada en tiempo libre → *Pase a la PARTE 5: TIEMPO DEDICADO A ESTAR SENTADO(A)*

25. Usualmente, ¿Cuánto tiempo dedica usted en uno de esos días haciendo actividades físicas **moderadas** en su tiempo libre?

- _____ horas por día
- _____ minutos por día
- No sabe/No está seguro(a)

PARTE 5: TIEMPO DEDICADO A ESTAR SENTADO(A)

Las últimas preguntas se refieren al tiempo que usted permanece sentado(a) en el trabajo, la casa, estudiando, y en su tiempo libre. Esto incluye tiempo sentado(a) en un escritorio, visitando amigos(as), leyendo o permanecer sentado(a) o acostado(a) mirando televisión. No

incluya el tiempo que permanece sentado(a) en un vehículo de motor que ya haya mencionado anteriormente.

26. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuánto tiempo permaneció **sentado(a)** en un **día en la semana**?

_____ horas por día

_____ minutos por día

No sabe/No está seguro(a)

27. Durante los **últimos 7 días**, ¿Cuánto tiempo permaneció **sentado(a)** en un **día del fin de semana**?

_____ **horas por día**

_____ **minutos por día**

No sabe/No está seguro(a)

Este es el final del cuestionario, gracias por su participación.

Annex 5: Currículum vitae de l'autora

Formació acadèmica:

- 2000-2003 Diplomada en fisioteràpia per la Fundació Universitària del Bages (Centre adscrit a la UAB)
- 2007-2009 Especialitat universitària en Teràpia Manual Neuro-Ortopèdica, postgrau de 350 hores realitzat a l'Escola Universitària de Gimbernat (Centre adscrit a la UAB)
- 2009-2010 Màster Oficial en Activitat Física i Esport amb especialitat de Salut i Qualitat de Vida. (INEFC Barcelona)

Situació professional:

- 2008-present Professora titular i coordinadora de grau de fisioteràpia, Fundació Universitària del Bages, contractada, temps parcial (30 hores setmanals)
- 2003-present Fisioterapeuta clínica. Centre de Rehabilitació del Bages. Manresa

Participació en congressos internacionals:

- 2013 8th Interdisciplinary World Congress on Low Back & Pelvic Pain. Dubai
- 2013 18th Annual Congress of the European College of Sport Science. Barcelona

Membre en comitès científics:

- 2013 Membre del comitè científic del IX Congrés de la Societat Catalano-Balear de Fisioteràpia
- 2013-present Membre del comitè científic de la revista Fisiologia

Beques concedides per a investigació:

2013 Beca de la Societat de Fisioteràpia per a un projecte de recerca 2013
(Acadèmia de Ciències Mèdiques i de la Salut de Catalunya i de les
Balears)

Acreditacions oficials:

2011 Acreditació favorable com a professor/a col·laborador/a per l'Agència per
a la Qualitat del Sistema Universitari de Catalunya (AQU)

