



**VNiVERSiDAD
D SALAMANCA**

Salud, discapacidad, dependencia y bienestar

TESIS DOCTORAL

“Efectos del ejercicio terapéutico guiado y educación en neurociencia del dolor en sujetos con dolor lumbar crónico inespecífico. Análisis de indicadores del control postural (estabilometría y acelerometría) y clinimétricos”

Doctorando

Alejandro Caña Pino

Directoras

Dra. Dña. M^a Dolores Apolo Arenas

Dra. Dña. Carmen Sánchez Sánchez

Tutora

Dra. Dña. Carmen Sánchez Sánchez

Salamanca, 2023



VNIVERSIDAD
D SALAMANCA

El estudio para realizar esta tesis doctoral titulada “***Efectos del ejercicio terapéutico guiado y educación en neurociencia del dolor en sujetos con dolor lumbar crónico inespecífico. Análisis de indicadores del control postural (estabilometría y acelerometría) y clinimétricos***” ha dado lugar a las siguientes publicaciones:

Artículos en revistas científicas

- 1- Caña-Pino A, Apolo-Arenas MD, Moral-Blanco J, De la Cruz-Sánchez E, Espejo-Antúnez L. A novel determination of energy expenditure efficiency during a balance task using accelerometers. A pilot study. Assist Technol. 2019;31(2):61-67. doi: 10.1080/10400435.2017.1358775.
- 2- Caña-Pino A, Espejo-Antúnez L, Carmona Del Barco P, Montanero-Fernández J, Lluch-Girbés E, Roussel NA, Apolo-Arenas MD. Energy spectral density as valid parameter to compare postural control between subjects with nonspecific chronic low back pain vs healthy subjects: A case-control study. Musculoskelet Sci Pract. 2021 Jun;53:102370. doi: 10.1016/j.msksp.2021.102370.
- 3- Caña-Pino A, Espejo-Antúnez L, Adsuar JC, Apolo-Arenas MD. Test-Retest Reliability of an iPhone® Inclinator Application to Assess the Lumbar Joint Repositioning Error in Non-Specific Chronic Low Back Pain. Int J Environ Res Public Health. 2021 Mar 3;18(5):2489. doi: 10.3390/ijerph18052489.
- 4- Caña-Pino A, Apolo-Arenas MD, Carmona Del Barco P, Montanero-Fernández J, Espejo-Antúnez L. Supervised exercise therapy versus laser-guided exercise therapy on postural control in subjects with non-specific chronic low back pain: a randomized controlled clinical trial. Eur J Phys Rehabil Med. 2023 Feb 6. doi: 10.23736/S1973-9087.23.07430-0.

- 5- Caña-Pino A , Apolo-Arenas MD , Falla D , Lluch-Girbés E, Espejo-Antúnez L. Supervised exercise with or without laser-guided feedback for people with non-specific chronic low back pain. A randomized controlled clinical trial. J Electromyogr Kinesiol. Apr 2023.

Comunicaciones a congresos

- 1- Póster presentado en el I Congreso Internacional de Fisioterapia. Barcelona. 2018. Valoración de variables predictoras en el control postural mediante acelerometría y baropodometría.
- 2- Póster presentado en el I Congreso Ágora Internacional de Educación, Investigación y Empleo. Badajoz. 2019. Grado de correlación entre acelerómetros y plataforma de presión. Una aproximación clinimétrica a la valoración de la región lumbar.
- 3- Comunicación oral presentada en el I Congreso Ágora Internacional de Educación, Investigación y Empleo. Badajoz. 2019. Caracterización clinimétrica de sujetos con dolor lumbar crónico vs sanos.
- 4- Comunicación oral presentada en el III Congreso Internacional de Innovación e Investigación en el ámbito de la Salud. Murcia. 2020. Valoración instrumental tecnológica en Fisioterapia.

*“Si la medicina da años a la vida,
la fisioterapia da vida a los años”*

Dedicada a los que siempre están.

AGRADECIMIENTOS

Un camino largo, lleno de obstáculos que por unas razones u otras no ha ido al ritmo que uno hubiese querido, pero después de mucho trabajo, esfuerzo, sacrificio personal y profesional, esta tesis doctoral ha llegado a su final y por fin ve la luz.

Quisiera expresar mi agradecimiento a todas las personas que han hecho posible este proyecto.

Especialmente necesito agradecerle a mi pareja y futura esposa, María, su paciencia, comprensión, durante todo este largo camino. Por siempre estar cuando más lo necesito, en los momentos buenos y sobre todo en los no tan buenos. Por tener tus brazos abiertos, escucharme y aconsejarme siempre cuando las cosas no van bien. Por tu sonrisa y alegría para animarme y no dejarme caer para terminar este trabajo. Por el camino y el futuro que nos queda por vivir juntos. A ella, le estaré eternamente agradecido y en cierto modo, una parte muy importante de esta tesis doctoral es suya. GRACIAS.

Gracias a mi familia por transmitirme los grandes valores y por haberme enseñado a trabajar duro, incentivado y animado por luchar por mis objetivos.

A nivel profesional, quiero agradecer en primer lugar, a mi directora de Tesis, M^a Dolores Apolo Arenas, que con entrega y perseverancia ha sabido conducirme con pasión desde hace ya varios años al lugar donde me encuentro hoy, gracias por formar parte del timón de este barco y por ser mi gran mentora. Por tus ánimos, apoyo y gran dedicación. Gracias por adentrarme en este mundo de la investigación. Sin ella, dudo que esta tesis hubiese salido a la luz.

A Carmen Sánchez Sánchez, por llegar en el momento adecuado y conducirme al objetivo con paciencia, tranquilidad, por toda la sabiduría aportada y por la exhaustiva revisión de la tesis. Siempre agradecido por la gran acogida en la Universidad de Salamanca.

A Luís Espejo Antúnez, por ayudarme en cada una de las partes de este proyecto desde los inicios, por escribir mano a mano y guiarme a acercar cada una de las fases del trabajo a la comunidad científica.

A Pablo Carmona del Barco y todo su equipo de la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Extremadura y a Javier Moral Blanco de la Universidad de Valladolid por ayudarme a entender todo el procesado de la señal de la acelerometría para su aplicación clínica y por tantas horas dedicadas para que el proyecto saliese adelante.

A Jesús Montanero Fernández, por tener las puertas de tu despacho siempre abiertas, por tu disponibilidad y ayuda desinteresada en cuanto al análisis estadístico de todo el proyecto.

A Enrique Lluch Gírbés, Nathalie Rousell, José Carmelo Adsuar, Deborah Falla, grandes profesionales que admiro y que he tenido la suerte de conocer en este camino aportando su gran conocimiento en algunas de las etapas de este proyecto. Gracias.

A mis alumnos, compañeros de la Universidad de Extremadura, amigos que me han ayudado, animado y servido de estímulo para intentar aprender cada día más y superarme como profesional.

A mis pacientes, sus familias y su disposición a colaborar en este bonito proyecto. Gracias a todas las personas que generosamente han colaborado de una u otra manera al desarrollo de esta tesis doctoral porque sin su inestimable ayuda, no habría sido posible.

Gracias a la Fisioterapia como profesión, gracias a todas las personas que me han ayudado durante mi carrera profesional y que me han permitido crecer como fisioterapeuta tanto en el ámbito clínico, como docente e investigador. Probablemente, algunos no han sido conscientes de ello, pero gracias a su apoyo he llegado donde estoy.

RESUMEN

El dolor lumbar crónico inespecífico (DLCI) es uno de los problemas de salud más frecuentes y es la principal causa de discapacidad en adultos menores de 45 años. Además, el dolor lumbar es un problema de salud importante en la sociedad occidental con altos costos económicos. Uno de los factores etiológicos relacionados con el DLCI es el control postural. Aunque las causas y las consecuencias de DLCI aún están bajo discusión, los cambios en los patrones de movimiento y los déficits de estabilidad de la columna y control postural parecen ser factores importantes. Existe una necesidad de valoración instrumental del control postural, siendo un indicador que facilita la aplicabilidad y objetividad para evaluar la efectividad de las intervenciones terapéuticas, como es la esclerometría y plataforma de presiones. Por otro lado, las intervenciones mediante ejercicio terapéutico que abordan las alteraciones del control postural responsables de patrones de movimiento alterados contribuyen a la reducción de la probabilidad, duración y/o gravedad de los episodios recurrentes en el DLCI, incluso aún más si se combina con Educación en Neurociencia del Dolor (END) según las últimas guías de práctica clínica. Hasta la fecha no hay consenso ni sobre la modalidad más eficaz (es decir, ejercicio aeróbico, ejercicio de fuerza/resistencia, ejercicio de coordinación/estabilización,...) ni sobre la dosis y la frecuencia de ejercicio más adecuadas para abordar a personas con DLCI. Por todo ello, el desarrollo del proyecto pretende con el uso de acelerómetros, y plataforma de presiones, determinar indicadores que sean de utilidad a los terapeutas para valorar el control postural y equilibrio, para posteriormente permitir evaluar el efecto de las intervenciones terapéuticas mediante ejercicio terapéutico de control motor y END en pacientes con DLCI.

Se realizó un ensayo clínico experimental aleatorizado y controlado aprobado por el comité de bioética de la Universidad de Extremadura y registrado en ClinicalTrials.gov con número de registro ID: NCT03635242. Participaron 30 sujetos sanos y 60 sujetos con DLCI a los que se les realizaron unas pruebas de valoración del control postural mediante plataforma de presión y acelerómetro con ojos abiertos/cerrados en superficie estable/inestable. Posteriormente se aplicó un programa de ejercicio terapéutico y END a los sujetos con DLCI. 30 sujetos recibieron un programa de ejercicio terapéutico supervisado (ES) y 30 sujetos un programa de ejercicio terapéutico guiado mediante láser (EGL).

Los resultados fueron analizados mediante el programa SPSS versión 25.0. (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) y el proyecto Jamovi (2020).

Se obtuvieron resultados relevantes donde los instrumentos tecnológicos utilizados podrían ser una herramienta adecuada para la valoración e intervención en sujetos con DLCI, contribuyendo a la mejora y personalización en el diseño de las intervenciones terapéuticas.

En primer lugar, Los sujetos con DLCI mostraron un desplazamiento de CoP y una densidad espectral de la energía (DEE) significativamente mayores en comparación con los controles sanos. Además, la acelerometría podría ofrecer un beneficio potencial dentro de la batería de pruebas sobre el rendimiento físico en adultos jóvenes con DLCI, dado que es capaz de detectar valores de corte mediante DEE.

Se concluyó que las dos modalidades de ejercicio (ES and EGL) mostraron cambios en las variables relacionadas con el control postural (DEE y desplazamiento del CoP) y variables clínicas (intensidad del dolor, discapacidad, dolor catastrófico, kinesiofobia, propiocepción lumbar y umbrales de dolor a la presión) mostrando mayores mejoras el programa de EGL más END.

Palabras clave: Acelerómetro; Plataforma de presión; Control postural; Dolor lumbar crónico no específico; Ejercicio terapéutico; Educación en neurociencia del dolor.

ABSTRACT

Chronic non-specific low back pain (CLBP) is one of the most frequent health problems and is the main cause of disability in adults under 45 years of age. Furthermore, low back pain is an important health problem in western society with high economic costs. One of the etiological factors related to CLBP is postural control. Although the causes and consequences of CLBP are still under discussion, changes in movement patterns and deficits in spinal stability and postural control appear to be important factors. There is a need for instrumental assessment of postural control, being an indicator that facilitates applicability and objectivity to evaluate the effectiveness of therapeutic interventions, such as accelerometry and pressure platform. On the other hand, therapeutic exercise interventions that address postural control disturbances responsible for altered movement patterns contribute to the reduction of the probability, duration and/or severity of recurrent episodes in CLBP, even more so if combined with Pain Neuroscience Education (PNE) according to the latest clinical practice guidelines. To date there is no consensus on the most effective modality (i.e., aerobic exercise, strength/resistance exercise, coordination/stabilization exercise...) or on the most appropriate dose and frequency of exercise to address people with CLBP. Therefore, the development of the project aims to use accelerometers and pressure platform to determine indicators that are useful to therapists to assess postural control and balance, to subsequently allow evaluating the effect of therapeutic interventions through therapeutic exercise of motor control and PNE in patients with CLBP.

A randomized, controlled, experimental clinical trial approved by the bioethics committee of the University of Extremadura and registered in ClinicalTrials.gov with registration number ID: NCT03635242 was carried out. The participants were 30 healthy subjects and 60 subjects with CLBP who underwent postural control assessment tests using a pressure platform and accelerometer with eyes open/closed on a stable/unstable surface. Subsequently, a therapeutic exercise program and CLBP were applied to subjects with DLCl. 30 subjects received a supervised therapeutic exercise program (SE) and 30 subjects a laser-guided therapeutic exercise program (LGE).

Results were analyzed using SPSS version 25.0. software (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) and the Jamovi project (2020).

Relevant results were obtained where the technological instruments used could be an adequate tool for the assessment and intervention in subjects with CLBP, contributing to the improvement and personalization in the design of therapeutic interventions.

First, CLBP subjects showed significantly higher CoP displacement and energy spectral density (ESD) compared with healthy controls. Furthermore, accelerometry could offer a potential benefit within the battery of tests on physical performance in young adults with CLBP, given that it is able to detect cutoff values by ESD.

It was concluded that the two exercise modalities (SE and LGE) showed changes in variables related to postural control (ESD and CoP displacement) and clinical variables (pain intensity, disability, catastrophic pain, kinesiophobia, lumbar proprioception and pressure pain thresholds) showing greater improvements in the LGE plus PNE program.

Keywords: Accelerometer; Pressure platform; Postural control; Nonspecific chronic low back pain; Exercise therapy; Pain neuroscience education.

ÍNDICE

ÍNDICE DE CONTENIDO

1.	INTRODUCCIÓN.....	- 23 -
1.1.	MOTIVACION Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA.....	- 24 -
1.2.	MARCO TEÓRICO	- 30 -
1.2.1.	DOLOR LUMBAR CRÓNICO INESPECÍFICO. EPIDEMIOLOGÍA.....	- 30 -
1.2.2.	ANATOMIA Y BIOMECANICA DE LA COLUMNA LUMBAR.....	- 31 -
1.2.3.	SISTEMA POSTURAL	- 37 -
1.2.3.1	Conceptos básicos	- 37 -
1.2.3.2.	Equilibrio y Fisiología del equilibrio	- 39 -
1.2.3.3	Mecanismo del control postural.....	- 40 -
1.2.3.4	Estrategias posturales	- 43 -
1.2.4	DOLOR LUMBAR CRÓNICO Y SENSIBILIZACIÓN CENTRAL.....	- 45 -
1.2.5.	MÉTODOS DE VALORACIÓN DEL EQUILIBRIO Y CONTROL POSTURAL	- 50 -
1.2.5.1.	Acelerometría	- 50 -
1.2.5.2.	Plataforma de presiones: baropodometría, estabilometría, posturografía.	- 53 -
1.2.6.	VALORACIÓN DE LA DISCAPACIDAD, CATASTROFISMO del dolor y KINESOFOBIA.	- 54 -
1.2.7.	VALORACIÓN del UMBRAL DE DOLOR a la presión (UDP).....	- 57 -
1.2.8.	VALORACIÓN DEL ERROR DE RESPOSICIONAMIENTO LUMBAR-JOINT POSITION SENSE (JPS).....	- 58 -
1.2.9.	ABORDAJE DEL DOLOR LUMBAR CRÓNICO INESPECÍFICO (DLCI)-	- 59 -
	-	
1.2.9.1	Educación en Neurociencia del Dolor (END).	- 59 -
1.2.9.2.	Ejercicio Terapéutico	- 62 -
2.	OBJETIVOS	- 66 -
	OBJETIVO GENERAL	- 67 -
	OBJETIVOS ESPECÍFICOS DEL BLOQUE 1	- 67 -
	OBJETIVOS ESPECÍFICOS DEL BLOQUE 2	- 68 -
	OBJETIVOS ESPECÍFICOS DEL BLOQUE 3	- 68 -

3. MATERIAL Y MÉTODO..... - 69 -

BLOQUE 1. ANÁLISIS DE VARIABLES RELACIONADAS CON EL CONTROL POSTURAL MEDIDA CON PLATAFORMA DE PRESIÓN Y ACELERÓMETRO EN SUJETOS SANOS. - 70 -

MATERIAL Y MÉTODO - 71 -

Diseño del estudio y muestra - 71 -

Material..... - 73 -

Procedimiento..... - 76 -

Variables..... - 79 -

Análisis del procesado de señal de la acelerometría - 80 -

Análisis estadístico - 81 -

RESULTADOS..... - 82 -

DISCUSIÓN - 93 -

BLOQUE 2. CARACTERIZACIÓN DE LOS GRUPOS DE INTERVENCIÓN (SUJETOS CON DOLOR LUMBAR CRÓNICO Y SUJETOS SANOS) MEDIANTE PARÁMETROS RELACIONADOS CON EL CONTROL POSTURAL. - 99 -

MATERIAL Y MÉTODO - 100 -

Diseño del estudio y muestra - 100 -

Procedimiento..... - 102 -

Variables primarias..... - 103 -

Análisis del procesado de señal de la acelerometría - 104 -

Análisis estadístico - 106 -

RESULTADOS..... - 107 -

DISCUSIÓN - 113 -

BLOQUE 3. ANALIZAR EL EFECTO DE UN PROGRAMA DE EJERCICIO TERAPÉUTICO Y EDUCACIÓN DEL DOLOR MEDIDO CON INDICADORES DE ESTABILOMETRÍA, ACELEROMETRÍA Y VARIABLES CLÍNICAS EN SUJETOS CON DLCI - 117 -

MATERIAL Y MÉTODO - 118 -

Diseño del estudio y muestra - 118 -

Procedimiento de valoración - 120 -

Variables sociodemográficas y clínicas..... - 120 -

Variables relacionadas con el control postural..... - 121 -

Variables clínicas primarias..... - 122 -

Variables clínicas secundarias - 122 -

	Procedimiento de tratamiento	- 126 -
	Análisis Estadístico.....	- 128 -
	RESULTADOS	- 129 -
	DISCUSIÓN	- 150 -
4.	CONCLUSIONES	- 159 -
5.	BIBLIOGRAFÍA	- 161 -
6.	ANEXOS	- 191 -
	ANEXO 1. ANÁLISIS DEL PROCESADO DE LA SEÑAL DE LA ACCELEROMETRÍA.....	- 192 -
	ANEXO 2. PROGRAMA DE EJERCICIO TERAPÉUTICO GRUPO ES	- 197 -
	ANEXO 3. PROGRAMA DE EJERCICIO TERAPÉUTICO GRUPO EGL.....	- 199 -
	ANEXO 4. MODELO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO.....	- 204 -
	ANEXO 5. COMITÉ DE BIOÉTICA DE la UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA	- 207 -
	ANEXO 7. ESCALA DISCAPACIDAD (ROLAND-MORRIS).....	- 213 -
	ANEXO 8. ESCALA DISCAPACIDAD (OSWESTRY LOW BACK PAIN DISABILITY).....	- 214 -
	ANEXO 9. ESCALA CATASTROFISMO (PAIN CATASTROPHIZING SCALE).....	- 215 -
	ANEXO 10. ESCALA KINESIOFOBIA (TAMPA SCALE KINESIOPHOBIA) .	- 217 -

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1. Anatomía vértebra lumbar tipo (67)</i>	<i>- 32 -</i>
<i>Figura 2. Anatomía sistema ligamentario (67)</i>	<i>- 32 -</i>
<i>Figura 3. Biomecánica de la columna lumbar (Visible Body©)</i>	<i>- 36 -</i>
<i>Figura 4. Diagrama de flujo del progreso de los sujetos a través de las fases de estudio.</i>	<i>- 72 -</i>
<i>Figura 5. Plataforma de Presión PodoPrint.....</i>	<i>- 73 -</i>
<i>Figura 6. Desplazamiento del CoP en el eje medio lateral y antero posterior</i>	<i>- 74 -</i>
<i>Figura 7. Acelerómetros SHIMMER.....</i>	<i>- 75 -</i>
<i>Figura 8. Aceleraciones en las tres direcciones.....</i>	<i>- 75 -</i>
<i>Figura 9. Valoración sobre plataforma de presión</i>	<i>- 77 -</i>
<i>Figura 10. Disposición de los acelerómetros</i>	<i>- 77 -</i>
<i>Figura 11. Valoración BOAE y BOCE</i>	<i>- 78 -</i>
<i>Figura 12. Valoración BOAI y BOCI.....</i>	<i>- 78 -</i>
<i>Figura 13. Código para ejecutar en FreeMat 4.2</i>	<i>- 80 -</i>
<i>Figura 14. Distribución del peso corporal. Un Sujeto.....</i>	<i>- 83 -</i>
<i>Figura 15. Media de la energía del espectro de aceleraciones de 30 sujetos en la banda de frecuencias de 1,5-3 Hz en diferentes condiciones (BOAE, BOCE, BOAI, BOCI)</i>	<i>- 87 -</i>
<i>Figura 16. Correlación entre CoP y energía</i>	<i>- 92 -</i>
<i>Figura 17. Diagrama de flujo en las diferentes fases del estudio</i>	<i>- 101 -</i>
<i>Figura 18. Descripción del código en software “generarDatos.m” y descripción del código para el análisis de la DEE.</i>	<i>- 105 -</i>
<i>Figura 19. Árbol de clasificación basado en las medidas de resultado de la DEE (método CRT con índice de Gini).....</i>	<i>- 110 -</i>
<i>Figura 20. Gráfico de dispersión entre la DEE y desplazamiento del CoP.....</i>	<i>- 111 -</i>
<i>Figura 21. Comparación entre sujetos sanos y sujetos con DLCl (desplazamiento del CoP y DEE).....</i>	<i>- 112 -</i>

<i>Figura 22. Diagrama de flujo en las diferentes fases del estudio</i>	<i>- 119 -</i>
<i>Figura 23. Evaluación con el inclinómetro del iPhone®. A) Posición inicial: De pie 0° de flexión lumbar; B) Posición final Sentado 30° de flexión lumbar.</i>	<i>- 125 -</i>
<i>Figura 24. Procedimiento de tratamiento</i>	<i>- 126 -</i>
<i>Figura 25. Comparación entre grupos para la variable DEE BOCI Eje Z.</i>	<i>- 137 -</i>
<i>* Significación estadística</i>	<i>- 137 -</i>
<i>Figura 26. Comparación entre grupos para la variable CoP BOCE Eje ML.</i>	<i>- 137 -</i>
<i>* Significación estadística</i>	<i>- 137 -</i>
<i>Figura 27. Comparación entre grupos para la variable DEE BOAI Eje Y. *Significación estadística</i>	<i>- 138 -</i>
<i>Figura 28. Comparación entre grupos para la variable DEE BOAI Eje X. *Significación estadística</i>	<i>- 138 -</i>
<i>Figura 29. Comparación entre grupos para la variable DEE BOAI Eje Z. *Significación estadística</i>	<i>- 139 -</i>
<i>Figura 30. Comparación entre grupos para la variable DEE BOCI Eje Y. *Significación estadística</i>	<i>- 139 -</i>
<i>Figura 31. Comparaciones entre grupos de la intensidad del dolor lumbar (NPRS)-</i>	<i>144</i>
<i>-</i>	
<i>Figura 32. Comparaciones entre grupos de la kinesiofobia (TSK-11).</i>	<i>- 144 -</i>
<i>Figura 33. Comparación entre grupos para la variable CoP BOCE eje ML controlando el dolor y la discapacidad. * Significación estadística</i>	<i>- 147 -</i>
<i>Figura 34. Comparación entre grupos para la variable DEE BOCI eje Z controlando el dolor y la discapacidad. * Significación estadística</i>	<i>- 147 -</i>

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.	<i>Descriptivos I</i>	- 82 -
Tabla 2.	<i>Descriptivos II I</i>	- 82 -
Tabla 3.	<i>Influencia del Sexo e IMC en el desplazamiento CoP</i>	- 83 -
Tabla 4.	<i>Influencia del Sexo e IMC en el gasto energético</i>	- 84 -
Tabla 5.	<i>Comparación eje Medio-Lateral y eje Antero- Posterior (Desplazamiento CoP)</i>	- 85 -
Tabla 6.	<i>Comparación eje Vertical, Medio-lateral y Antero-posterior (Gasto energético)</i>	- 86 -
Tabla 7.	<i>Influencia de la superficie inestable (Desplazamiento CoP)</i>	- 88 -
Tabla 8.	<i>Influencia del sistema visual (Desplazamiento CoP en mm)</i>	- 88 -
Tabla 9.	<i>Influencia de la superficie inestable (Gasto energético)</i>	- 89 -
Tabla 10.	<i>Influencia del sistema visual (Gasto energético)</i>	- 90 -
Tabla 11.	<i>Correlación entre plataforma de presión y acelerometría</i>	- 91 -
Tabla 12.	<i>Análisis de fiabilidad de los instrumentos tecnológicos</i>	- 103 -
Tabla 13.	<i>Valores descriptivos de la muestra. Sujetos con DLCl y sujetos sanos-</i>	107
	-	
Tabla 14.	<i>Comparación entre sujetos con DLCl y sujetos sanos (desplazamiento del CoP)</i>	- 108 -
Tabla 15.	<i>Comparación entre sujetos con DLCl y sujetos sanos (DEE)</i>	- 109 -
Tabla 16.	<i>Fiabilidad del Test-Retest de la flexión lumbar en bipedestación y sedestación</i>	- 125 -
Tabla 17.	<i>Variables sociodemográficas y clínicas</i>	- 129 -
Tabla 18.	<i>Medidas de resultado sobre variables variables del control postural (desplazamiento del CoP) (Análisis Intra-grupo)</i>	- 131 -
Tabla 19.	<i>Medidas de resultado sobre variables variables del control postural (DEE) (Análisis Intra-grupo)</i>	- 132 -
Tabla 20.	<i>Medidas de resultado sobre variables del control postural (DEE y desplazamiento del CoP) (Análisis Inter-grupo)</i>	- 135 -

<i>Tabla 21. Medidas de resultado sobre variables clínicas primarias y secundarias (Análisis intra-grupo)</i>	<i>- 141 -</i>
<i>Tabla 22. Medidas de resultado sobre variables clínicas primarias y secundarias (Análisis Inter-grupo).....</i>	<i>- 145 -</i>
<i>Tabla 23. Correlación entre variables de control postural (DEE y desplazamiento del CoP) y variables clínicas (Intensidad del dolor, discapacidad y Kinesiofobia).....</i>	<i>- 148 -</i>

ABREVIATURAS

A

AP. antero-posterior
AVD. Actividades Vida Diaria

B

BOAE. Bipedestación ojos abiertos
superficie estable
BOAI. Bipedestación ojos abiertos
superficie inestable
BOCE. Bipedestación ojos cerrados
superficie estable
BOCI. Bipedestación ojos cerrados
superficie inestable

C

cm. centímetros
COM. Centro de Masa
CoP. Centro de Presión

D

DE. desviación estándar
DEE. Densidad Espectral de la Energía
DLCI. Dolor Lumbar Crónico
Inespecífico

E

EGL. Ejercicio Guiado por Láser
EMG. Electromiografía de Superficie
END. Educación en Neurociencia del
Dolor
ES. Ejercicio Supervisado

I

IMC. índice de masa corporal

J

JERK. time derivative of acceleration

K

Kg. Kilogramos

L

LVCA. Ligamento Vertebral Común
Anterior

M

ML. medio-lateral

N

NPRS. Numeric Pain Rating Scale

R

RAE. Real Academia Española
RI. Rango intercuartílico
RMS. Root Mean Square

S

SHIMMER. Sensing Health with
Intelligence, Modularity, Mobility and
Experimental Reusability
SNC. Sistema Nervioso Central,
Sistema Nervioso Central

T

TUG. Timed Up and Go

U

UDP. *Umbral de dolor a la Presión*

1. INTRODUCCIÓN

1.1. MOTIVACIÓN Y PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

El dolor de espalda es uno de los problemas de salud más común en la población general. Concretamente el dolor lumbar crónico inespecífico (DLCI) es uno de los problemas de salud más frecuentes y es la principal causa de discapacidad en adultos menores de 45 años (1,2). De hecho, el DLCI provoca un mayor número de bajas laborales que la diabetes, la hipertensión, las neoplasias, el asma y las enfermedades cardíacas y respiratorias juntas (3). Durante la edad escolar, el riesgo general de dolor lumbar es similar al de los adultos, con una prevalencia de 70% a 80% para la edad de 20 años (2,4). A pesar de estas altas tasas de prevalencia, el dolor lumbar crónico en adultos jóvenes es poco conocido debido a que la mayoría de la investigación se ha centrado en la población de edades más avanzadas (2). Además, el dolor lumbar es un problema de salud importante en la sociedad occidental con altos costos económicos (5). Los costes económicos derivados de la atención médica y el absentismo laboral (2,5,6) lo convierten en un problema de salud pública (6).

DLCI y valoración del control postural

En cuanto a las causas que provocan el dolor lumbar, una revisión sistemática encontró que varios hallazgos en resonancia magnética tenían una asociación razonablemente fuerte con dolor lumbar (protuberancia del disco, hernia discal y espondilólisis) (7). Sin embargo, la evidencia es insuficiente para saber si los hallazgos de resonancia magnética pueden ser útiles para predecir el inicio y/o evolución del dolor lumbar (8).

Uno de los factores etiológicos relacionados con el DLCI es el control postural (9–11). Aunque las causas y las consecuencias de DLCI aún están bajo discusión, los cambios en los patrones de movimiento y los déficits de estabilidad de la columna y control postural parecen ser factores importantes (12).

El dolor, la discapacidad, los factores psicosociales (por ejemplo, el catastrofismo y la kinesiofobia) (5,13), la falta de autoeficacia (6), el deterioro del control postural (2,6,9–11,14) y los déficits propioceptivos (15) son las manifestaciones clínicas más estudiadas relacionadas con el DLCI. Se ha demostrado que la depresión, el estrés psicológico, el afrontamiento pasivo, las creencias para evitar el miedo o kinesiofobia y catastrofismo

contribuyen a la transición del dolor lumbar agudo al crónico (8,16–18). Felício et al.(19) constataron que la incidencia de kinesiofobia en pacientes con lumbalgia era del 57,3%.

Sin embargo, el papel de las variables psicosociales en combinación con las características y variables relacionadas con el control postural como predictores de los episodios de dolor lumbar no está claro (16,20). A día de hoy el conocimiento y asociación entre ellos es todavía limitado y controvertido, en gran medida por la dificultad de determinar la etiología que lo provoca y cantidad de indicadores o variables externas (variabilidad en el registro e instrumento de medida utilizado) e internas (edad y estadio evolutivo) que han mostrado influir en el control postural del sujeto con DLCI (9,10).

Por otro lado, las personas con dolor lumbar tienen alteraciones en el control motor de los músculos profundos del tronco, que se caracteriza por un reclutamiento neuromuscular tardío (21). El control postural se puede alterar con un control motor inadecuado o insuficiencias en la fuerza e inestabilidad mecánica de la columna vertebral y miembro inferior (1,2,20,22). Estas anomalías pueden predisponer a la inestabilidad y al control postural disminuido por lo que la comprensión de las alteraciones del control motor en esta población puede orientar las intervenciones terapéuticas (23).

Ante esto, recientemente Van Dieën et al han indicado la necesidad de investigar sobre indicadores de valoración del control postural en sujetos con DLCI (24). Entre los más estudiados se encuentran el rango de movimiento (25), el error de reposicionamiento lumbar (26), el desplazamiento del centro de presión (CoP)(27,28), la velocidad del CoP(29), y el Root Mean Square (RMS) de la acelerometría (28). Koch y Hänsel (30) indican la necesidad de estudios que detecten variables discriminatorias con puntos de corte que puedan analizarse en la práctica clínica, al no existir una evidencia clara sobre ninguna de ellas.

En este sentido, el desplazamiento del CoP y las aceleraciones (RMS) son unas de las variables más analizadas, utilizando como instrumentos de medida las plataformas de fuerza y presiones y los acelerómetros respectivamente. Ruhe et al. (28) observaron comportamientos asociados entre el desplazamiento del CoP y el RMS entre sujetos con DLCI y sanos. Sin embargo, Mok et al. (31), Salavati et al. (14) y Kiers et al. (32) no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($P>0.05$) entre sujetos con DLCI y sanos utilizando plataforma de presión.

El dolor parece influir en la respuesta motora en individuos con dolor lumbar, aumentando el desplazamiento del CoP en superficies estables e inestables, con ojos abiertos y cerrados, contribuyendo a los cambios adaptativos en el control postural (29,33). En este sentido, los sujetos con DLCI mostraron una mayor inestabilidad postural con un aumento del desplazamiento del CoP con respecto a los sujetos sanos (33,34). Sin embargo, existen estudios en los cuales encontraron desplazamientos del CoP significativamente menores en pacientes con DLCI (14,31) y Paalanne et al. (35) no encontraron diferencias en el control postural entre pacientes con y sin dolor lumbar. Estos resultados contradictorios muestran que a pesar de que los dispositivos tecnológicos usados sean similares, son necesarios estudios que logren consenso sobre qué variables aportan mayor información clínica y qué instrumentos de medida pueden utilizarse para el registro.

La falta de estudios transversales que detecten variables sensibles al cambio entre sujetos sanos y con DLCI puede deberse a dos motivos: i) tradicionalmente el análisis del control postural ha estado basado en test y pruebas estandarizadas (Berg, Tinetti, plomada...), que no siempre pueden ser realizadas por todos los colectivos por limitaciones a nivel físico o intelectual. Además de presentar sesgos intra e inter examinador ii) a pesar de que los acelerómetros y plataforma de presiones son dispositivos tecnológicos de fácil utilización, transportables, ligeros, con resultados en tiempo real utilizados en la valoración del control postural (29,36), es prácticamente inexistente el conocimiento sobre cuál es la condición más sensible al cambio entre sujetos sanos y con DLCI (condición estable/inestable, ojos abiertos/cerrados) y en qué eje de las variables medidas con ambos dispositivos tecnológicos [eje vertical (X); medio-lateral (Y); antero-posterior (Z)] se obtiene información clínica relevante.

Por lo tanto, existe una necesidad de valoración instrumental del control postural, siendo un indicador que facilita la aplicabilidad y objetividad para evaluar la efectividad de las intervenciones terapéuticas, como es la acelerometría y plataforma de presiones. No obstante, hasta donde conocemos, aún se precisa de metodologías de valoración objetiva y a la vez de seguimiento que faciliten la intervención terapéutica personalizada y permita que ésta sea lo más eficiente posible. Se precisan herramientas que sirvan de complemento, para validar la subjetividad y entrenar en la práctica terapéutica, incluso disponer de un sistema para valorar el control postural durante una sesión.

DLCI y tratamiento conservador mediante ejercicio terapéutico

No solo es importante la investigación en la valoración objetiva y cuantitativa, sino también en la investigación del tratamiento conservador del DLCI. Las intervenciones mediante ejercicio terapéutico que abordan las alteraciones del control postural responsables de patrones de movimiento alterados contribuyen la reducción de la probabilidad, duración y/o gravedad de los episodios recurrentes en el DLCI (2,37). El ejercicio terapéutico mediante control motor, tiene como objetivo mejorar la coordinación y la estabilización lumbo-pélvica siendo necesaria para las AVD (38). La inactividad física afecta negativamente a la recuperación del DLCI, mientras que el ejercicio, como los ejercicios de estabilización lumbar, tiene un efecto en la reducción del dolor y la mejora de la discapacidad (39). Las recomendaciones en las guías de práctica clínica incluyen el uso de un marco biopsicosocial para guiar el manejo con tratamiento inicial no farmacológico, incluida la educación que respalda el autocuidado y la reanudación de las actividades normales y el ejercicio (40). Durante las últimas tres décadas, se han realizado cambios en las recomendaciones clave en las pautas nacionales de práctica clínica (guías Danish (41), US (42) y UK (43), centradas principalmente en tratamientos más que en prevención. Ahora se hace mayor hincapié en el autocontrol, las terapias físicas y psicológicas, y algunas formas de medicina complementaria, y menos énfasis en los tratamientos farmacológicos y quirúrgicos (40). Sin embargo, a nivel mundial, existen brechas entre la evidencia y la práctica, con un uso limitado de los tratamientos de primera línea recomendados y un uso excesivamente elevado de opioides, inyecciones espinales, reposo y cirugía. Con ello el aumento de las tasas de discapacidad y los gastos para el dolor.

La última guía clínica de práctica clínica sobre dolor lumbar concluye que la intervención más efectiva es la combinación entre ejercicio terapéutico y Educación en Neurociencia del Dolor (END) (18). La END tiene un efecto positivo al cambiar las creencias incorrectas sobre el dolor, lo que permite a los pacientes participar más activamente en los programas de ejercicio terapéutico sin miedo al movimiento (39,44). La END es un enfoque educativo que trata del sistema nervioso en general y de la fisiología del sistema del dolor, y se ha llevado a cabo en pacientes con trastornos musculoesqueléticos crónicos, como la lumbalgia crónica. Louw et al.(45) mostraron que para el dolor musculoesquelético, la END proporciona pruebas convincentes de reducciones en el dolor, la discapacidad, la catastrofización del dolor y también la mejora del movimiento físico. En este sentido, Bodes Pardo et al. (46) demuestran que la combinación de END

con ejercicio terapéutico produce mejoras significativas en la intensidad del dolor, la discapacidad, los factores psicosociales y el rendimiento físico en comparación con ejercicio terapéutico solo en pacientes con dolor lumbar crónico (45,47,48). Estos efectos se mantuvieron durante un período de seguimiento a corto plazo de 3 meses. Además, se obtuvieron resultados similares en fatiga crónica, fibromialgia (49), radiculopatía lumbar (45). Aunque varios estudios han demostrado que los cambios y las mejoras en los resultados funcionales y sintomáticos con la fisioterapia y la aplicación de la END son eficaces para reducir el dolor y mejorar la disfunción (13,18,39,50), siguen siendo necesarios estudios de alta calidad sobre la END y las combinaciones de ejercicios para el DLCI debido a la diversidad de tipos de ejercicios de intervención y métodos de aplicación de la END. Según la última actualización de guía de práctica clínica, en lo que respecta al ejercicio terapéutico y la END, hasta la fecha no hay consenso ni sobre la modalidad más eficaz (es decir, ejercicio aeróbico, ejercicio de fuerza/resistencia, ejercicio de coordinación/estabilización,...) ni sobre la dosis y la frecuencia de ejercicio más adecuadas para abordar a personas con DLCI (13,18). Esto podría deberse a dos causas principales: (i) Las recomendaciones de ejercicio van desde 1 sesión hasta 16 sesiones, con una duración de 1 semana a 12 semanas (1,2,51–53), y ii) La variabilidad/heterogeneidad con la que se combinan los diferentes tipos de programas de END y su dosificación (van desde seis sesiones de END con una duración de 10 horas en combinación con 3 sesiones/semana durante 6 semanas aplicando ejercicio terapéutico hasta 2 sesiones presenciales combinando un programa de ejercicio y END con un periodo de seguimiento en casa de 3 meses (46,54,55). En este sentido, no existe un “*gold standard*” para el tipo de ejercicio y la dosis más adecuados en poblaciones con DLCI (13,18,40,56,57). Esto ha llevado a que los estudios hayan centrado su interés en analizar los efectos de diferentes programas de ejercicio terapéutico aplicados a la columna lumbar de forma individualizada (13,56,57). En los últimos años, un número cada vez mayor de investigaciones ha informado de que el foco de atención del participante, puede desempeñar un papel importante en el rendimiento y el aprendizaje de las habilidades motoras (58–63). La evidencia científica sobre aprendizaje motor indica que la retroalimentación puede ser realizada con un foco de atención interno o externo (58–63). En este sentido, estudios previos han demostrado que la aplicación de locus externo mediante láser en otras poblaciones: dolor cervical (58,59), dolor patelofemoral (60), sujetos sanos (61,63) reduce la intensidad del dolor, mejora la discapacidad, movilidad, biomecánica y el error de reposicionamiento (27,28), no existiendo estudios hasta la fecha que apliquen el foco externo en pacientes con

DLCI y sobre su influencia en parámetros que se han mostrado sensibles a cambios en esta población como la Densidad Espectral de la Energía (DEE) , desplazamiento del CoP, velocidad del CoP.

Además, como consecuencia de la pandemia provocada por SARS-CoV 2 y distanciamiento social, cobra mayor interés clínico dar continuidad/adherencia al tratamiento pautado donde la sanidad está reduciendo la presencialidad. De esta manera, el enfoque externo mediante láser podría ser una alternativa en programas de telerehabilitación mediante prescripción y seguimiento domiciliario, ya que no se requiere la presencialidad del fisioterapeuta para guiar el ejercicio/movimiento en pacientes con DLCI.

Por ello, el desarrollo del proyecto pretende con el uso de acelerómetros, y plataforma de presiones, determinar indicadores que sean de utilidad a los terapeutas para valorar el control postural y equilibrio, para posteriormente permitir evaluar el efecto de las intervenciones terapéuticas mediante ejercicio terapéutico de control motor y END en pacientes con DLCI. En este sentido, el carácter novedoso de la presente propuesta reside precisamente en la posibilidad de contribuir a la mejora y personalización en el diseño de las intervenciones terapéuticas en pacientes con dolor lumbar crónico, a partir de un proceso basado en el análisis de parámetros obtenidos de la acelerometría, plataforma de presión y su correlación con el control postural. Además, existe la necesidad de ofrecer diferentes modalidades de atención a los sujetos con DLCI en contextos de distanciamiento social como el generado cuando se inició la pandemia del Sars-Cov2.

1.2. MARCO TEÓRICO

1.2.1. DOLOR LUMBAR CRÓNICO INESPECÍFICO. EPIDEMIOLOGÍA.

El dolor lumbar sin una causa conocida se denomina lumbalgia inespecífica o dolor lumbar crónico inespecífico (DLCI) y las directrices recomiendan el uso de un modelo biopsicosocial para informar la evaluación y el tratamiento en vista de las asociaciones entre factores conductuales, psicológicos y sociales y la persistencia futura de dolor y discapacidad (18,40). El DLCI se define como la persistencia de dolor lumbar y sacro durante más de 12 semanas, ocurriendo en el 85% de los casos por motivos desconocidos (64). Las definiciones comúnmente aceptadas para las fases aguda, subaguda y crónica son:

- Fase aguda: menor de 4-6 semanas de duración.
- Fase subaguda: desde la 4-6 semana hasta la 12 semana.
- Fase crónica: cuando persiste más allá de las 12 semanas (4,53).

Se estima que entre el 70-80% de la población mundial experimentará dolor lumbar en algún momento de la vida. Suele ser más frecuente en la edad media de la vida (9). En los últimos años, la incidencia del DLCI en adultos jóvenes se está incrementando (9), siendo la principal causa de discapacidad en adultos menores de 45 años (1,2). Los costes económicos derivados de la atención médica y el absentismo laboral (2,5,6) la convierte en una enfermedad de salud pública. La duración de estas bajas llega a ser de tres semanas a seis meses para el 11% de la población y de menos de seis meses para el 4% de la población. En España se considera la responsable del 54,8% de las jornadas laborales perdidas (65).

Todo esto radica en la dificultad que presenta el diagnóstico del DLCI. El 80-85% de estos dolores son inespecíficos. Teniendo en cuenta la importancia del diagnóstico precoz y la discapacidad asociada en los sujetos con DLCI en relación al tiempo de baja laboral (66), futuras líneas de investigación son necesarias para detectar valores diagnósticos que ayuden a clasificar a los sujetos por parte del examinador clínico.

1.2.2. ANATOMÍA Y BIOMECÁNICA DE LA COLUMNA LUMBAR

La columna vertebral es el eje del cuerpo. Está constituida por múltiples piezas superpuestas unidas entre sí, mediante estructuras ligamentarias y musculares que le permiten responder a solicitudes mecánicas contradictorias, como son la rigidez y la flexibilidad. El raquis debe realizar tres funciones principales: estática, cinética y protección (67).

El ápex de la columna lumbar está situada a nivel de L3. Esta vértebra tiene una función de relevo muscular entre el iliaco (dorsal ancho) y la columna dorsal (epiespinosos).

El cuerpo vertebral de la vértebra lumbar tipo está formado en su periferia por hueso compacto mientras que en la zona central se trata de hueso esponjoso. Las láminas son muy altas y se dirigen hacia atrás, hacia dentro y hacia abajo. La apófisis espinosa es una lámina gruesa, rectangular, dirigida hacia posterior y engrosada en la punta de la apófisis, que surge de la unión de las dos láminas vertebrales. En cuanto a las apófisis articulares, las superiores tienen una dirección hacia atrás, adentro y hacia arriba mientras que las inferiores son hacia delante, hacia fuera y abajo.

El agujero vertebral tiene forma triangular y está delimitado por el arco posterior y por la cara posterior del cuerpo vertebral.

Características especiales de algunas vértebras lumbares:

- 1º vértebra lumbar: sus apófisis costiformes son más cortas.
- 3º vértebra lumbar: se encuentra horizontal, con respecto al resto del raquis lumbar. Recibe las fuerzas que vienen desde la parte superior e inferior del raquis. Es la que posee más movilidad.
- 5ª vértebra lumbar: tiene el cuerpo vertebral más alto en la parte anterior que al posterior y sus apófisis articulares inferiores se encuentran más separadas. Es una vértebra de transición.

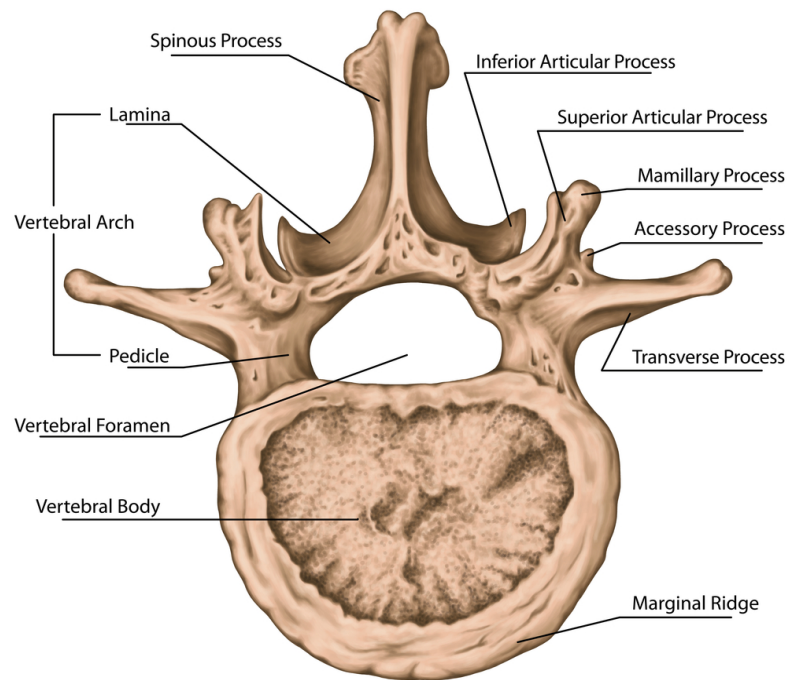


Figura 1. Anatomía vértebra lumbar tipo (67)

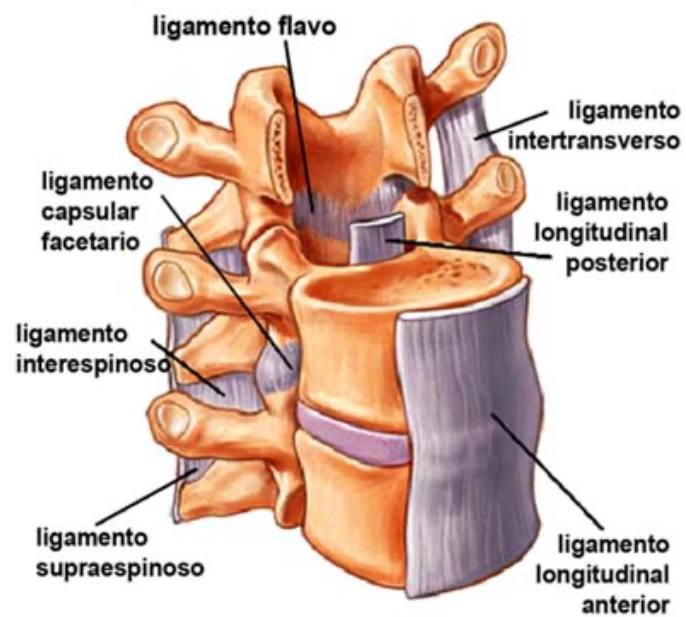


Figura 2. Anatomía sistema ligamentario (67)

Sistema muscular de la región lumbar (67).

Plano profundo

- Transversoespinoso: sus fibras parten de la lámina de una vértebra y termina en las espinosas de las cuatro vértebras subyacentes (según Trolard). Hay otra teoría que habla de un origen en las láminas y espinosas de las cuatro vértebras suprayacentes y se dirigen hacia la apófisis transversa de la vértebra subyacente (según Winckler) (67).
 - Interespinosos: situados a ambos lados de la línea media y unen dos espinosas.
 - Espinosos dorsales: se sitúan a cada lado de los interespinosos, caudal a las espinosas de las dos primeras lumbares y de las dos últimas dorsales y se insertan en las espinosas de D1-D10.
 - Dorsal largo: músculo alargado, situado lateralmente al espinoso dorsal, que asciende desde la masa común sacro-lumbar insertándose en las apófisis transversas lumbares, transversas dorsales y costillas hasta las primeras dorsales.
 - Sacrolumbar: también llamado iliocostal, es una masa muscular situado detrás y externo al espinoso dorsal y dorsal largo, asciende por la cara posterior insertándose en la cara posterior de las 10 últimas costillas (cerca del ángulo posterior).
- Todos estos músculos se unen en la parte inferior lumbar formando la masa común, cuyas inserciones son un tendón profundo que se confunde con la aponeurosis del dorsal ancho.

Plano medio:

- Serrato menor posteroinferior: es el único músculo del plano medio, situado sobre la musculatura profunda y cubierto por la musculatura superficial. Se originan en las espinosas de D10-L3 y se inserta en las 4 últimas costillas.

Plano superficial:

- Dorsal ancho: se origina en la aponeurosis lumbar y las espinosas de D7-D12, cubre toda la musculatura lumbar dirigiéndose de modo oblicuo hacia el hombro para insertarse en el fondo de la corredera bicipital.

Grupo laterovertebral

- Cuadrado lumbar: se reconocen tres fascículos:
 - o Haces iliocostales: del borde inferior de la última costilla, hacia abajo hasta el tercio posterior de la cresta ilíaca.
 - o Haces costolumbares: desde la última costilla hasta el extremo lateral del proceso costiforme de las cuatro últimas lumbares.
 - o Haces iliolumbares: desde la extremidad de la 5ª apófisis costiforme a la parte posterolateral de la cresta ilíaca.
- Psoas iliaco: está formado por dos músculos, el psoas y el ilíaco. El primero se origina en las apófisis transversas de las vértebras lumbares y en las caras laterales del cuerpo vertebral de la última dorsal y de todas las lumbares, así como en los discos intervertebrales. El segundo, en la cara interna de la pala ilíaca. Ambos fascículos terminan en el trocánter menor.

Biomecánica de la región lumbar (67).

Movimiento de flexión

Se realiza con un eje transversal en un plano sagital. Es el acercamiento de las dos extremidades de un arco.

Para dos vértebras adyacentes, es la separación de las dos apófisis espinosas. La vértebra superior se desliza hacia delante.

Está asociado a un movimiento de traslación anterior de la vértebra:

- El centro del movimiento es el núcleo, el cual se desplaza hacia atrás.
- La apófisis espinosa está anterior y separada de la espinosa subyacente.
- Las carillas articulares se desimbrican.

El movimiento está limitado por:

- La tensión cápsulo-ligamentaria y Ligamento Vertebral Común Posterior (LVCP).
- Ligamento amarillo, y sobre todo por los ligamentos interespinosos y supraespinosos. La puesta en tensión de estos ligamentos disminuye las presiones intradiscuales en la flexión, evitando el aplastamiento discal.
- En el raquis lumbar la amplitud del movimiento es de 40°.

Movimiento de extensión

Se realiza con un eje transversal en un plano sagital. Es el alejamiento de dos extremidades de un arco.

Para dos vértebras adyacentes, es el acercamiento de las dos apófisis espinosas. La vértebra superior se desliza hacia atrás:

- El centro del movimiento es el núcleo, que se desplaza hacia delante.
- La espinosa es posterior y se acerca a la espinosa subyacente.
- Las carillas articulares se imbrican.

El movimiento está limitado por:

- Tensiones capsulares y Ligamento Vertebral Común Anterior (LVCA).
- Y, sobre todo, por el choque de las apófisis espinosas.

En el raquis lumbar la amplitud del movimiento es de 30°.

Movimiento de inclinación lateral o lateroflexión

Se realiza con un eje anteroposterior en un plano frontal. Es la posición de una vértebra en una flexión hacia la derecha o hacia la izquierda del eje medio del cuerpo.

La vértebra superior se inclina lateralmente:

- El centro del movimiento está situado a nivel de la espinosa.
- La apófisis transversa se acerca a la de la vértebra subyacente del lado de la lateroflexión y se separa del lado opuesto.
- La carilla articular del lado de la lateroflexión está imbricada y desimbricada del lado opuesto.
- El núcleo se desplaza del lado opuesto a la lateroflexión, hacia el lado de la convexidad.

El movimiento está limitado por:

- Tensión del ligamento intertransverso y ligamento amarillo
- Cápsula articular interapofisaria.

En el raquis lumbar la amplitud del movimiento es de 25°.

Movimiento de rotación

Se realiza con eje vertical en un plano horizontal. Es el movimiento alrededor de un eje que pasa por medio del cuerpo vertebral, siempre está indicada por la posición de la cara anterior del cuerpo de la vértebra.

La vértebra superior gira:

- La apófisis transversa del lado de la rotación es posterior.
- La apófisis espinosa se desplaza al lado opuesto de la rotación.
- La altura global del disco disminuye, hay cizallamiento a nivel del anillo, la presión sobre el núcleo aumenta.

El movimiento está limitado por:

- Fibras del disco.
- Apófisis articulares posteriores.
- Ligamentos intertransversos.

En el raquis lumbar la amplitud del movimiento es de 10°.

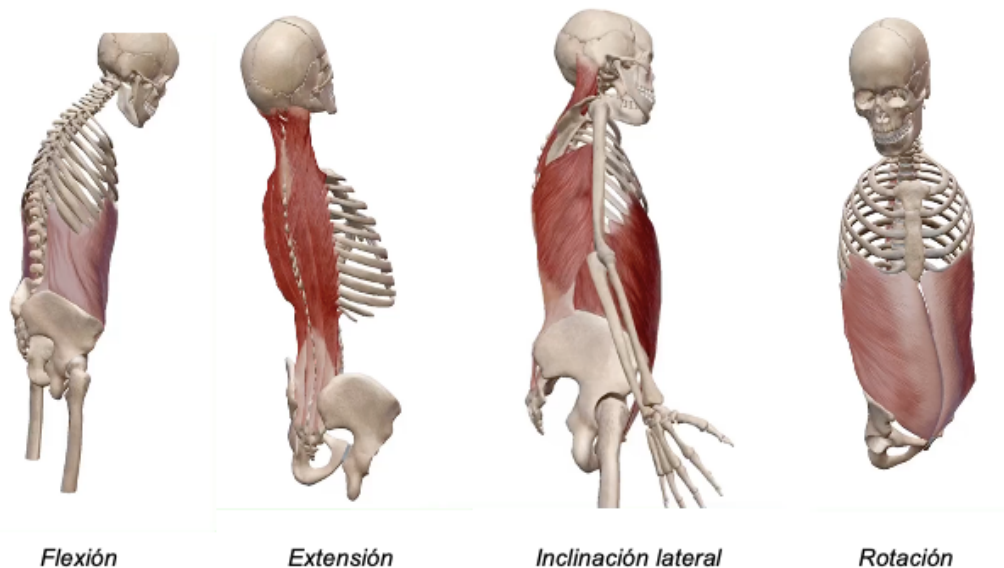


Figura 3. Biomecánica de la columna lumbar (Visible Body©)

1.2.3. SISTEMA POSTURAL

El control postural ha sido definido como la capacidad de mantener, lograr o restablecer un estado de equilibrio durante cualquier postura o actividad a través de la integración de la información realizada por el sistema visual, vestibular y propioceptivo (68–70).

El término “control postural” se utiliza de manera distinta para hablar de postura, equilibrio, estabilidad postural... y por tanto hay un problema con la nomenclatura (68). Dicha problemática se ve incrementada por las traducciones de los textos originales al inglés, lo cual supone que al iniciar una revisión bibliográfica surjan dudas sobre los conceptos de análisis y estudio.

La estabilidad postural estática es la habilidad para limitar el movimiento del centro de gravedad cuando la base de apoyo está fija; la estabilidad postural dinámica es la habilidad para cambiar y controlar el centro de gravedad dentro de una base de apoyo fija y la estabilidad postural funcional es aquella que se caracteriza por la habilidad para mover y controlar el centro de gravedad dentro de una base de sustentación en movimiento (69).

1.2.3.1 Conceptos básicos

- Postura: Según la Real Academia Española (RAE) se define como “planta, acción, figura, situación o modo en que está puesta una persona, animal o cosa”. Kendall, 1985 (71) la define como “la composición de las posiciones de todas las articulaciones del cuerpo humano en todo momento”. Puede caracterizarse según dos propiedades: la orientación y la estabilización.

- La orientación postural: es la habilidad para mantener una relación adecuada entre los segmentos del cuerpo, y entre el cuerpo y el entorno, así como para mantener una actividad determinada. Para ello se utilizan las múltiples aferencias sensoriales (la gravedad, la superficie de soporte, la relación del cuerpo con los objetos del entorno ...).

- La estabilidad postural: es la habilidad para mantener la posición del cuerpo, específicamente el centro de masa corporal, dentro de los límites de la base de sustentación (72). El paso de la posición cuadrúpeda a la bipedestación ha producido una serie de modificaciones debido a las nuevas demandas de interacción con el

entorno. Esto implica una mayor activación de músculos, sobre todo del tronco y miembros inferiores para vencer la fuerza de la gravedad y mantener el control postural (73).

- Centro de gravedad: se define como un punto situado en el centro de la masa corporal, localizado en la intersección de los planos sagital, frontal y horizontal. En términos prácticos es el punto aparente de acción de la suma de las fuerzas de gravedad que actúan en todo el cuerpo (74).

- Centro de masa (COM): Corresponde a la suma de las trayectorias o representación de todos los segmentos del cuerpo tanto en los planos antero/posterior como también medio/lateral. Este centro de masa en posición anatómica se suele encontrar situado por delante del promontorio sacro (L3-L4). Esta localización varía dependiendo de cada persona y su densidad (74).

- Centro de presión (CoP): Corresponde al punto de localización del vector de las fuerzas verticales de reacción del suelo. Representa el promedio de todo el peso que está en contacto con la superficie del piso (74). Este centro de presión, es aquel punto que coincide con la proyección perpendicular del centro de masa o de gravedad (75).

- Base de sustentación o de apoyo: Es la superficie disponible para apoyar el peso del cuerpo. Área de apoyo es aquella superficie sobre la que dichos pesos se descargan. Se establece una interacción eficaz de las distintas partes del cuerpo entre sí y la base de sustentación. En una postura de pie cómoda la base de apoyo disponible es más ancha en el plano frontal que el sagital (76).

- Control postural: capacidad del cuerpo de mantener una alineación correcta del centro de gravedad dentro del eje corporal, de manera que todas las articulaciones y segmentos del cuerpo trabajen de forma óptima y global, coordinando las distintas tensiones musculares para equilibrar la postura y eliminar los acortamientos del tejido que se derivan del desequilibrio postural. El control postural cumple con dos objetivos fundamentales: estabilidad, mantener las proyecciones del centro de masa dentro de su base de soporte y orientación, capacidad para mantener una relación adecuada entre las diferentes partes del organismo, y entre éstas y el ambiente que rodea al sujeto (77,78).

1.2.3.2. Equilibrio y Fisiología del equilibrio

Un cuerpo se encuentra en equilibrio cuando su centro de gravedad cae dentro de su base de sustentación tanto si está en reposo como en movimiento, es decir, el equilibrio es una actividad refleja mediante la cual, el ser humano puede mantener el control postural con respecto a la gravedad y al medio inercial, sin caerse. Para ello, es necesario, por una parte, conseguir un campo visual estable, coordinando los movimientos cefálicos y oculares (sistema vestíbulo-ocular); y, por otra parte, mantener el tono muscular, coordinando los movimientos de la musculatura esquelética (sistema vestíbulo-espinal), con el fin de que el centro de gravedad quede dentro de la base de sustentación. Además de esto es necesaria la orientación temporal, es decir, existen tres sistemas sensoriales que contribuyen al mantenimiento de la postura erguida: sistema visual, sistema vestibular y sistema somatosensorial. Se considera que constituyen la triada del control postural. Los sistemas visuales y somatosensoriales reúnen información del medio ambiente, y el sistema vestibular aporta una referencia interna que suministra información sobre la orientación de la cabeza en el espacio (79). Por otro lado, la inestabilidad postural aumenta con la edad debido a cambios fisiológicos bien conocidos (deterioro de los sistemas visual, vestibular y somatosensorial, reducción de resistencia muscular y degeneración motoneuronal) (75).

La regulación de la postura con respecto a la gravedad es importante para mantener el equilibrio postural, que puede definirse como aquel estado en el que todas las fuerzas que actúan sobre el cuerpo están equilibradas, de tal forma que el cuerpo mantiene la posición deseada (equilibrio estático) o es capaz de avanzar según un movimiento deseado sin perder el equilibrio (equilibrio dinámico) (69).

Para el mantenimiento del equilibrio es necesario que la proyección del centro de gravedad se mantenga dentro de la base de sustentación, equilibrar la gravedad. Además, el cuerpo debe mantenerse alineado, de modo que el gasto energético sea el menor posible y exista el mínimo efecto de la gravedad, y esto se consigue modificando o adaptando la configuración corporal (69). Los factores que determinan el equilibrio son: la amplitud de la base de sustentación, la ubicación del centro de gravedad, la estabilidad, la complejidad de la tarea, la posición y movimiento de la cabeza (sistema vestibular y visión), la cantidad de información que reciba el organismo (la percepción de la información somatosensorial) y la edad.

1.2.3.3 Mecanismo del control postural

Mantener el equilibrio, y por lo tanto la postura, precisa el mantenimiento del centro de gravedad dentro de la base de sustentación, y para ello se requiere una regulación neuronal continua: la compleja integración de la información sensorial sobre la posición del cuerpo y la habilidad de generar fuerzas de control del movimiento del cuerpo (80).

En el control postural intervienen:

- *Aferencias periféricas:* entrada de información sensitiva a través del sistema somatosensorial, sistema vestibular y sistema visual. La información somatosensorial es la más importante en el control postural (80), pero cuando las tareas aumentan en número y velocidad de ejecución intervienen el sistema visual y vestibular. Ante esto, cuando algunos de los sistemas fallan, es necesario que la persona adquiera distintas entradas sensoriales mencionadas para mantener el control postural y así prevenir las caídas.
 - El sistema visual, aunque importante, no es esencial para el control postural voluntario, salvo que fallen el sistema vestibular y somatosensorial. En una persona sin alteraciones del equilibrio, una información visual que muestre un entorno visual alterado, discordante a los otros sistemas aferentes, es normalmente suprimida sin mayor transcendencia. Cada sistema sensorial presenta un rango de frecuencia óptima para su estimulación: sistema somatosensorial > 1 Hz; sistema vestibular (canales semicirculares) entre 0,5 Hz-1 Hz; sistema vestibular (otolitos) entre 0,1-0,5 Hz; sistema visual < 0,1 Hz. La integración de todas estas señales requiere un correcto procesamiento de los inputs a nivel central para asegurar un buen control postural (69,81,82).
- *Integración de la información, con la participación del sistema nervioso central:* el tronco cerebral, el cerebelo, los ganglios de la base (núcleo caudado, putamen, globo pálido, sustancia negra y núcleo subtalámico), los hemisferios cerebrales, lóbulo parietal derecho y la médula espinal son los centros principales que interceden en el control postural (69).
 - El tronco encefálico (formación reticular) y los ganglios de la base regulan los ajustes posturales, actúan de forma anticipada (feedforward) y en el bucle de retroacción (feedback). En el tronco del encéfalo también se ubican los núcleos vestibulares, que establecen numerosas conexiones con otras estructuras del Sistema Nervioso Central (SNC). Las más

importantes se realizan con los núcleos de la musculatura del globo ocular y la corteza cerebral a través del tálamo, médula espinal, cerebelo, formación reticular y receptores vestibulares. Existe una estrecha relación entre la corteza cerebral y los ganglios basales tanto en relación a ciertos tipos de movimientos (de las extremidades, de los ojos) como en relación a conductas cognitivas complejas. Esta relación se expresa a través de diferentes circuitos neuronales entre ambas regiones. Uno de esos circuitos es la vía cortico-estriatal. Se inicia en las regiones de la corteza cerebral que se relaciona con el control de los movimientos (área motora suplementaria, corteza premotora, corteza motora, corteza somato-sensorial) y se dirige a la porción motora del putamen en forma de una vía topográficamente organizada. Desde el putamen salen vías destinadas al globus pallidus, a la sustancia negra, al núcleo subtalámico y al tálamo. Desde este núcleo (núcleos ventrales anteriores y laterales del tálamo) vuelve el circuito al área motora suplementaria y al área premotora. Existe así definida, una organización de realimentación (*feedback*) en este circuito. Una de las principales funciones de los ganglios de la base es el control subconsciente de los patrones complejos de actividad motora aprendidos, y también participan en el control cognitivo de las secuencias de patrones motores y en la regulación de la intensidad y duración de los movimientos.

- El cerebelo es importante en la regulación del movimiento a nivel de las sinergias musculares. También tiene un papel clave en la adquisición y aprendizaje de los movimientos. El cerebelo es la estructura que más aferencias y eferencias recibe de los núcleos vestibulares y no genera actividad muscular. Compara el estado físico de cada parte del cuerpo, según la información sensorial, con el estado que intenta lograr el sistema motor, y transmite las señales correctoras oportunas al sistema motor para alcanzar el objetivo.
- Los hemisferios cerebrales desempeñan un papel especial en la representación corporal, y en la elaboración de la respuesta motora. La corteza cerebral está regulada principalmente por el sistema somatosensorial y en menor grado por el vestibular y visual. La información obtenida de estos sistemas es procesada por la corteza, en

asociación con los ganglios basales y el cerebelo, para determinar la acción motora adecuada.

- La médula espinal es la estructura nerviosa que constituye el soporte de un cierto número de actividades reflejas y de actividades motoras simples o complejas, pero estereotipadas. Además, constituye el paso obligado de toda orden nerviosa, vías aferentes y eferentes.
- *Intervención del sistema músculo-esquelético, resultado efector:* la musculatura central y periférica tienen la función de mantener el control postural y el equilibrio, oponiéndose a la fuerza de la gravedad. Existen tres tipos de mecanismos motores empleados en el control de la postura (83):
 - Reflejo miotático: al estimularse los husos neuromusculares, se inhibe la contracción de los antagonistas y se produce contracción del agonista. Tiene una función postural y responsable del tono muscular.
 - Respuesta muscular automática: después de un estímulo o acción externa que desestabiliza el centro de gravedad proporciona la acción correctora para mantener el equilibrio. Está mediada por las vías espinales moduladas por trayectos troncoencefálicos y subcorticales, incluyendo los ganglios basales. La amplitud de los movimientos está relacionada con la intensidad del estímulo somatosensorial, pero también influye la información visual, vestibular y las experiencias previas del individuo.
 - El movimiento voluntario. Son los responsables de los movimientos intencionales aprendidos. Está regulado a todos los niveles, incluyendo las áreas corticales sensoriales y motoras.

1.2.3.4 Estrategias posturales

Ante situaciones perturbadoras, con la finalidad de mantener el equilibrio, y como resultado de la integración de la información sensorial, se producen las estrategias posturales o estrategias de estabilización. El control postural, cuyo objetivo final es mantener el equilibrio ortostático, para permitir la utilización libre de las extremidades superiores y de la atención, dispone de distintas tácticas para mantener la estabilidad, las cuales están en función del tipo de aferencias disponibles, las condiciones externas o ambientales y la edad de los sujetos. Para mantener el equilibrio durante los distintos movimientos del tronco o de las extremidades, es necesario que el movimiento voluntario vaya precedido de un movimiento contrario y anticipado que traslade la proyección al suelo del centro de gravedad dentro de la nueva base de sustentación que pretende utilizar.

Estas estrategias pueden ser modificadas por el aprendizaje y adaptarse a situaciones específicas. Es decir, las estrategias posturales son los procedimientos utilizados por el cerebro para compensar el efecto perturbador del movimiento y reducir al máximo el desplazamiento del centro de gravedad, y pueden ser reaccionales o anticipados.

Los ajustes posturales reaccionales son el conjunto de reflejos que requieren información sensorial para contribuir en el mantenimiento de la postura. La finalidad de los reflejos posturales es mantener la postura de referencia o adaptarla al entorno. Primero se estabiliza la cabeza respecto al espacio (vestibulocervicales y cervicocervicales), después el tronco en relación con la cabeza (vestibuloespinales y cervicoespinales) y por último los miembros en relación al tronco (69,84,85).

Se consideran ajustes posturales anticipados a los acompañamientos posturales que prevén el efecto del movimiento con el fin de reducir al mínimo la alteración postural producida. Estos ajustes aparecen al realizar movimientos voluntarios, estabilizando la postura.

Tanto los ajustes posturales como las estrategias de estabilización reaccionales y las anticipadas se producen de un modo prácticamente simultáneo y en la práctica son difíciles de distinguir.

Son requisitos para una respuesta de control postural integrada (86):

- Normalidad del sistema sensorial: receptores, nervios y vías de comunicación.
- Normalidad del SNC: vías de conducción, redes de comunicación interna, sistemas de patrones de referencia para respuestas aprendidas relevantes.
- Normalidad del sistema músculo-esquelético: vías efectoras, incluyendo los nervios, las uniones neuromusculares, la fuerza y resistencia de los músculos, y el rango de movimiento en las articulaciones efectoras.
- Implicación psicológica con el entorno: hay que tener en cuenta que la formación reticular es la responsable de la coordinación de la actividad del tono muscular postural en respuesta a la estimulación de los centros superiores.
- Un ambiente externo que permita la realización de las modificaciones posturales precisas en las situaciones de perturbación.

Destaquemos la posibilidad de aprendizaje. El ser humano va adquiriendo su capacidad para mantener el equilibrio mediante un aprendizaje motor. A través de este proceso se adquieren multitud de patrones, modelos y mecanismos para reajustar mediante reflejos y con precisión la actividad muscular en cada momento, de forma que el cuerpo esté equilibrado. Al ser fruto de un aprendizaje, el control del equilibrio varía ampliamente incluso entre personas sanas (69).

1.2.4 DOLOR LUMBAR CRÓNICO Y SENSIBILIZACIÓN CENTRAL

La cronificación del DLCI conduce a un cambio en el cerebro y en la representación del dolor, teniendo mayor importancia las áreas cognitivas y emocionales del cerebro. Los pacientes con DLCI pueden presentar procesos de sensibilización central que dan como resultado cambios neuroplásticos de mala adaptación. Estos cambios se ven agravados por la influencia de variables psicosociales como la falta de autoeficacia. La autoeficacia se refiere a la capacidad de realizar una acción o comportamiento de la manera más efectiva, dicho de otra manera, la autoeficacia del dolor es la capacidad percibida de una persona para realizar tareas mientras sufre (6). Se ha demostrado que la autoeficacia depende de 2 variables: I- las expectativas de eficacia o la convicción de que se puede realizar con éxito el comportamiento necesario para obtener resultados; y II- las expectativas de resultados o la estimación por parte del individuo de que un comportamiento específico conducirá a los resultados esperados (6). Teniendo en cuenta lo anterior, los pacientes con dolor crónico pueden tener dificultades para realizar sus actividades de la vida diaria, lo que demuestra una falta de autoeficacia (6,87,88).

La falta de autoeficacia en pacientes con dolor crónico se ha correlacionado con otros tipos de variables somatosensoriales, afectivas y cognitivas. Existe evidencia de que los pacientes con dolor crónico que tienen altos niveles de autoeficacia también presentan una intensidad más baja del dolor y la discapacidad asociada con su problema.

Durante las últimas tres décadas, se han realizado cambios en las recomendaciones clave de las guías de práctica clínica nacionales. Ahora se pone más énfasis en el autocuidado, las terapias físicas y psicológicas y algunas formas de medicina complementaria, y se hace menos hincapié en los tratamientos farmacológicos y quirúrgicos. Las pautas fomentan los tratamientos activos que abordan los factores psicosociales y se centran en la mejora de la función (89).

Numerosos estudios han indicado que debemos centrarnos en la influencia de los factores psicológicos y de discapacidad en pacientes con dolor crónico porque son esenciales para mejorar la calidad de vida y la funcionalidad de esta población (6,90,91). Por otro lado, los estudios de neuroimagen también han encontrado que los pacientes con DLCI tienen diferencias en comparación con los participantes asintomáticos a nivel

neurobioquímico. Se ha observado que estos cambios son directamente proporcionales al proceso de cronificación y a las influencias psicológicas (92–94).

A nivel neuroquímico podemos encontrar cambios similares a los que ocurren en enfermedades como el Alzheimer o el Parkinson, en áreas como la corteza cingulada, la corteza prefrontal y el tálamo (95,96).

A nivel estructural se produce una reducción de la sustancia gris (cuerpos de las neuronas) en diferentes áreas (la corteza prefrontal, la corteza somatosensorial, la corteza parietal posterior, el tronco del encéfalo y el tálamo). Además, parece que existe una correlación directa entre mayor reducción de sustancia gris y mayor intensidad del dolor e insatisfacción con el tratamiento. Lo positivo de esta parte, es que la sustancia gris puede aumentar con el entrenamiento del cerebro (95,96). La corteza parietal posterior es responsable de identificar la ubicación del cuerpo mediante la integración de la información de los sistemas visual, auditivo y somatosensorial. Además, durante la planificación del movimiento, la corteza parietal posterior y la corteza premotora son responsables de la toma de decisiones, la anticipación de un movimiento y la especificidad de la acción como se realiza o imagina (92).

A nivel funcional aparecen cambios en la representación y la actividad de la corteza cerebral. Por ejemplo, la representación del área de la espalda en la corteza se expande e invade el área donde se representa la pierna, en la corteza somatosensorial. Estos hallazgos parecen ser más frecuentes en pacientes con angustia, poniendo en evidencia la importancia de los factores psicosociales. Hruschaka y Cochran (17) en su revisión sistemática afirma que la depresión es un posible predictor del DLCI y que la evitación del miedo está asociada con la cronicidad. Estos resultados sugieren la necesidad de apuntar a los predictores psicosociales en la prevención y la intervención temprana a través de pautas clínicas y una estrategia nacional para apoyar un cambio cultural en la atención del dolor.

Por otro lado, el flujo sanguíneo se ve reducido en la sustancia gris en sujetos con dolor lumbar de larga evolución (área implicada en la inhibición descendente del dolor). No solo existen cambios en áreas sensitivas, si no también motoras. Existen una disminución del metabolismo neural en la corteza motora primaria, y este hecho se relaciona directamente con la presencia de depresión en dolor lumbar crónico (95,96).

Estos cambios que aparecen cuando se perpetúa el dolor parecen estar involucrados en la disfunción de las vías inhibitorias descendentes, las alteraciones del control motor. Además, se sabe que los pacientes con sensibilización central presentan kinesiofobia, conductas para evitar el miedo, discapacidad y altos niveles de catastrofismo. Si las personas pueden enfrentarse al miedo y hacer ejercicio de forma activa, se acelerará su recuperación. Por el contrario, el comportamiento de evitación del miedo a largo plazo puede conducir a una debilidad muscular más grave, aumento del dolor y disminución de los niveles de actividades diarias y, finalmente, puede conducir a la discapacidad (19). En base a este nuevo conocimiento, se requieren enfoques terapéuticos para revertir o mejorar los cambios descritos, y en este sentido, las guías de práctica clínica más recientes recomiendan la educación del paciente y el ejercicio físico en el dolor lumbar crónico como la primera línea de acción (18,40–42,54,97).

Algunos estudios muestran que el proceso de cronicidad en pacientes con DLCI está determinado por factores psicológicos que, cuando se asocian con la exacerbación del dolor, generan cambios neuroplásticos inadaptados en los niveles medular y supramedular (92). Aunque la evidencia científica es escasa, se ha observado que los pacientes con DLCI presentan una alteración en la organización sensoriomotora a nivel cortical. Un estudio muestra que los pacientes con DLCI presentan diferencias significativas en la participación de las áreas involucradas en el proceso de observación de la acción en comparación con los participantes asintomáticos. Esa misma investigación muestra que la planificación del movimiento en pacientes con DLCI es disfuncional, y que los pacientes también presentan alteraciones en los ajustes posturales anticipatorios, que podrían deberse al dolor y factores psicológicos asociados (92).

Además, la presencia de dolor sostenido puede conducir a una alteración en el nivel cortical, lo que lleva a una mayor actividad de las redes de modo predeterminado para el dolor, incluso cuando el cerebro está en estado de reposo. Este proceso podría llevar a una alteración en las conexiones funcionales relacionadas con la planificación y ejecución de tareas. En pacientes con DLCI, la información del complejo somatosensorial también podría corromperse por la presencia de dolor sostenido. Por lo tanto, los pacientes con DLCI pueden presentar alteraciones en la entrada, la integración y el procesamiento de la información, lo que afecta, por su similitud con la actividad motora real, a la capacidad de generar imágenes motoras (92).

La presencia de dolor crónico puede generar una distorsión del área afectada en la representación corporal a nivel cortical. Esta distorsión podría ser otra razón por la que los pacientes con DLCI presentan mayores dificultades para realizar una tarea mental de un gesto motor, especialmente si ese gesto evoca la experiencia del dolor (92).

Es imprescindible un cambio de paradigma en el tratamiento del DLCI, por lo que es necesario tratar los cambios que ocurren en el sistema nervioso y en el cerebro de estos pacientes (98). Por lo tanto, es necesario un enfoque terapéutico para mejorar la funcionalidad, así como herramientas para revertir los cambios estructurales que se presentan en algunas áreas cerebrales en pacientes con DLCI. Dentro del enfoque educativo recomendado por las pautas, la educación en neurociencia del dolor como una estrategia de educación para la salud permite cambiar las cogniciones al modificar creencias erróneas y reduce el catastrofismo, la kinesiofobia y los comportamientos para evitar el miedo (45,54). Parece ser por tanto, que en DLCI aparecen alteraciones en la estructura y la función del cerebro (más concretamente en la corteza) y que estas alteraciones parecen estar relacionadas con las manifestaciones clínicas (45,54).

Las variables psicosociales desempeñan un papel fundamental en el proceso del dolor crónico. Los pacientes con un diagnóstico de DLCI generalmente experimentan pensamientos catastróficos sobre su dolor, así como conductas para evitar el miedo en aquellos gestos motores que han generado dolor en algún momento (92).

El miedo al movimiento juega un papel clave en la presencia del dolor. La entrada de información somatosensorial dolorosa puede afectar la planificación correcta del movimiento, lo que podría afectar su capacidad posterior para imaginarla. El modelo de temor y evitación también se ha analizado en relación con la actividad motora (99). Los pacientes con altos niveles de miedo presentaban alteraciones en el procesamiento de la información. Una posible causa de este hallazgo es que estos pacientes prestan una atención excesiva a las posibles señales de amenaza del entorno externo, lo que hace que sea más difícil centrar su atención en otras tareas, como el movimiento activo. Además, el miedo al movimiento se asocia con la evitación de movimientos potencialmente dolorosos. Esta evitación subyace a un síndrome de desuso y mal desempeño motor (92).

El miedo al movimiento puede ser adquirido por una experiencia previa directa como el dolor o por el aprendizaje social a través de la observación y la instrucción. Esto puede dar lugar a una mayor discapacidad y es un obstáculo para la recuperación del dolor lumbar crónico. El miedo al movimiento ha sido identificado como un factor explicativo significativo en el modelo de evitación del miedo de DLCI que describe cómo las personas que experimentan dolor de espalda agudo pueden quedar atrapados en un círculo vicioso de discapacidad crónica y sufrimiento (100).

1.2.5. MÉTODOS DE VALORACIÓN DEL EQUILIBRIO Y CONTROL POSTURAL

1.2.5.1. Acelerometría

Los acelerómetros son transductores, es decir, instrumentos que detectan aceleraciones y desaceleraciones y luego las transforman en una señal eléctrica (101). Su unidad es m/s^2 o $g=9.8 m/s^2$.

La acelerometría ha permitido investigaciones y análisis en un amplio rango de áreas incluyendo análisis de movimiento y marcha (102,103), de la actividad física (104,105) y detección de caídas (106,107).

El empleo de la acelerometría presenta una serie de características que facilitan su aplicabilidad clínica: la posibilidad de representar la gráfica temporal de la aceleración en tiempo real, la alta frecuencia de muestreo (50 Hz), es decir, 50 registros por segundo y la posibilidad de llevarlos durante la intervención.

1.2.5.1.1. Justificación bibliográfica sobre la utilidad y aplicación de la acelerometría

La acelerometría es una herramienta adecuada para la monitorización de movimientos humanos de una forma objetiva y fiable, aplicable a la vida diaria y sin implicar grandes costes (108). Así mismo, el uso de este método de valoración puede tener valor en la estimación del equilibrio y minimizar el tiempo de evaluación clínica (109).

El uso de los acelerómetros y el análisis de indicadores de acelerometría se ha extendido como herramienta para detectar cambios significativos en las modificaciones del equilibrio y control postural, análisis del movimiento, estimación del gasto de energía metabólica, ritmo de marcha y control al levantarse-sentarse validando su utilidad frente a otros test y herramientas (110).

Por otro lado, numerosos son los estudios que utilizan acelerómetros como sensores inerciales para detectar cambios sensibles en diferentes regiones corporales. Whitney et al (109) determinaron con un dispositivo individual (acelerómetro) que la variabilidad de la aceleración puede ser considerada una medida óptima para establecer diferencias en sujetos con y sin patología.

Así O'Soullivan et al (106) , en su estudio aplicado a 21 sujetos con riesgos de caídas según su historial, determina que existe correlación entre los datos de la acelerometría obtenidos de pie y con ojos abiertos y la escala de Berg y Timed Up and Go (TUG). Adlerton et al (111) utiliza plataformas de fuerza y acelerómetros para medir y evaluar el efecto de la fatiga muscular en el control postural mientras se permanece en apoyo monopodal. Concluye que la acelerometría constituye un método fiable para la medida del equilibrio en la marcha y de pie. Mayagoitia et al (112) demuestra que mediante la acelerometría se puede medir el control postural en posición bípeda. Mancini et al (113) en su estudio compara los datos obtenidos mediante acelerometría entre un grupo control y un grupo de personas con Parkinson, concluyendo que la acelerometría puede ser una medida objetiva para medir la inestabilidad postural en el Parkinson. La señal de un acelerómetro colocado en el COM puede utilizarse para distinguir entre diferentes condiciones de equilibrio incluyendo de pie sobre superficie inestable, pies juntos o separados y ojos abiertos y cerrados (112,114,115).

1.2.5.1.2 Indicadores más frecuentes para el análisis de la acelerometría

El proceso de equilibrio en bipedestación estática pasa por una serie de movimientos oscilatorios que permiten que el sujeto se equilibre. Según la bibliografía los indicadores más frecuentes para el análisis de la acelerometría son: RMS, que cuantifica la magnitud de las aceleraciones en los tres ejes (106,109,110,113,116,117), análisis espectral donde surgen los movimientos consecuentes de una situación de inestabilidad o desequilibrio, la distribución frecuencial de la energía en cada una de las direcciones o ejes y la direccionalidad del movimiento mediante los ángulos de los vectores aceleración en cada plano (108,114,116,118–121). Según Mancini et al (113) la resultante JERK que cuantifica el tiempo de la aceleración es un indicador discriminativo para medir cambios posturales en sujetos con enfermedad de Parkinson. El indicador RES considerado como la dirección resultante calculada por la raíz cuadrada de la suma de los cuadrados de la aceleración de cada eje, es una propuesta para la valoración de los ajustes para mantener el equilibrio en sujetos apoyados en una sola pierna (118). Por otro lado, es conocido que, la mayoría de los movimientos humanos ocurren entre 0,3 y 3,5 Hz y que la aceleración aumenta en magnitud de la cabeza a los tobillos. Los movimientos que se producen en intervalos entre 0-1,5Hz son automáticos o involuntarios y aquellos que se dan entre 1,5Hz y 3Hz son voluntarios y se producen por la búsqueda del equilibrio (108). La amplitud de las aceleraciones registradas en un

acelerómetro triaxial, varía mucho dependiendo del eje del acelerómetro observado, de la posición de éste sobre el cuerpo y de la actividad desarrollada por el sujeto observado (108). En el eje vertical las aceleraciones medidas son más relevantes que en los otros dos ejes, sin ser éstas despreciables cuando se valoran en una posición estática (122). La amplitud y la frecuencia de la señal son parámetros importantes para la valoración del balanceo postural. Amplitudes grandes y frecuencias altas son indicadores de inestabilidad en el individuo (108).

1.2.5.1.3 Colocación de los acelerómetros

En el cuerpo humano existen muchos movimientos que se pueden medir; dependiendo del objetivo del estudio se colocarán un número de acelerómetros en una posición concreta. Por ejemplo, para la medida del movimiento de la pierna durante la marcha se coloca un acelerómetro en el muslo o tobillo según el segmento corporal que se quiera estudiar (108). También existen estudios cuyo objeto hace referencia al cuerpo humano completo y, en ese caso se coloca un acelerómetro triaxial en el centro de masas (L3-L4), en la pelvis, consiguiendo así información muy útil e interesante (123), en cambio hay estudios en el que colocan el acelerómetro en D12 para monitorizar actividades estáticas y dinámicas en personas con dolor lumbar (117).

1.2.5.2. Plataforma de presiones: baropodometría, estabilometría, posturografía.

La baropodometría, estabilometría y posturografía son conceptos íntimamente relacionados y aunque los usemos para referirnos al mismo término podemos decir que: La Posturología es la ciencia que estudia y mide el equilibrio estático-postural de nuestro cuerpo. Además de obtener datos sobre la presión ejercida (baropodometría), es decir, de la distribución de las presiones plantares sobre la propia plataforma, también son capaces de obtener datos de la valoración del equilibrio o estabilidad (estabilometría). La posturografía es el conjunto de técnicas que estudian objetivamente y cuantifican el control postural del individuo a través de los movimientos del centro de presiones durante la realización del test de Romberg y prueba de Unterberger (valora el equilibrio dinámico), mediante el uso de plataformas dinamométricas, basándose en la idea de que las oscilaciones del centro de gravedad reflejan la inestabilidad postural (79,108).

Las plataformas de presiones son capaces de obtener información de la posición media del centro de presiones del cuerpo y de los movimientos que realiza este centro de presiones, siendo éste indicador del equilibrio y control postural (124).

Se basan en una matriz de sensores (en forma de plataforma o pasillo) que al soportar

una presión genera una diferencia de potencial medible. Este valor de tensión eléctrica es leído por los propios sensores y mediante un programa informático o software reconstruye una imagen con los valores de lectura captados. Ofrece una huella plantar con una gama de colores, según la presión relativa captada. Este sistema permite la cuantificación de las presiones obtenidas (prueba estática) (125,126).

La posturografía permite conocer la habilidad que tiene el sujeto para utilizar las informaciones vestibular, visual y somatosensorial, y la contribución relativa de cada una de estas al equilibrio global. En base a esto, utilizando como superficie inestable una colchoneta de gomaespuma distorsionamos la información propioceptiva, lo que hace que el paciente se apoye en su información vestibular para mantener el equilibrio (79). En cuanto a indicadores de las plataformas de presiones existen estudios que utilizan el desplazamiento del centro de presión como indicador para medir el control postural en bipedestación (127–129) que se define como la amplitud en mm que recorre el centro de presión en sentido medio lateral y antero posterior. Por otro lado, otros autores llegan a la conclusión después de analizar varios indicadores de estabilometría, que además del desplazamiento del centro de presión, la velocidad y la superficie media del desplazamiento parece ser el indicador más informativo (130).

1.2.6. VALORACIÓN DE LA DISCAPACIDAD, CATASTROFISMO DEL DOLOR Y KINESIOFOBIA.

Se ha demostrado que la depresión, el estrés psicológico, el afrontamiento pasivo, las creencias para evitar el miedo o kinesiofobia y catastrofismo contribuyen a la transición del dolor lumbar agudo al crónico aumentando las tasas de discapacidad (8,16–18), por lo tanto su valoración es importante.

Existen cuestionarios para evaluar la discapacidad relacionada con el DLCI entre los que se encuentran el cuestionario de discapacidad de *Roland-Morris* (RM) (131) y el cuestionario de *Oswestry Low Back Pain Disability* (ODI) (132). El RM evalúa la discapacidad física y la función mental con el dolor lumbar; esta encuesta es sensible a las intervenciones de tratamiento, y es reproducible (correlaciones test-retest 0,83-0,91) y consistente (α de Cronbach =0,84-0,91) y se correlaciona bien con otras calificaciones globales y medidas de discapacidad (133). La versión española del cuestionario de RM tiene una buena comprensibilidad, consistencia interna (Cronbach=0,8375) y fiabilidad (coeficiente de correlación intraclass (ICC= 0,874), y es un instrumento adecuado y útil para la evaluación de la discapacidad causada por el dolor lumbar (131). El cuestionario de RM incluye 24 preguntas relacionadas con las funciones físicas que pueden verse alteradas por la lumbalgia. Su puntuación oscila entre 0 y 24, y las puntuaciones más altas indican mayores niveles de discapacidad (6,92). Por otro lado, el cuestionario de ODI consta de 10 secciones relacionadas con el efecto del dolor lumbar en las actividades típicas de la vida diaria, como el cuidado personal, levantar objetos, caminar, sentarse, estar de pie, dormir, la vida social, viajar y las tareas domésticas. Las puntuaciones de cada sección oscilan entre 0 y 5. Las puntuaciones más altas del cuestionario ODI indican una mayor discapacidad, con puntuaciones que oscilan entre el 0 y el 20%, que indican una discapacidad mínima, y puntuaciones superiores al 60%, que indican una discapacidad muy grave (133). La versión española del cuestionario OD ha demostrado fiabilidad, validez y consistencia interna, así como una alta calidad metodológica (132).

Para la valoración del Catastrofismo del dolor en el DLCI se utiliza la Escala de Catastrofismo del Dolor-*Pain Catastrophizing Scale* (PCS) (134). La PCS constituye una medida de resultado que ha mostrado buenas propiedades psicométricas para ser utilizada en el modelo de evaluación de sujetos con DLCI (correlaciones test-retest 0,88-0,96) (alfa de Cronbach 0,93) (135). La PCS es una escala Likert auto-administrada que consta de 13 ítems, donde los pacientes se refieren a sus experiencias dolorosas pasadas e indican el grado en que han experimentado cada uno de los 13 pensamientos o sentimientos. Cada ítem se puntúa de 0 (nunca) a 4 (siempre) (puntuación total=0-52). Las puntuaciones más altas indican niveles más altos de catastrofismo del dolor (134). El PCS comprende tres dimensiones: a) rumiación (preocupación constante e incapacidad para inhibir los pensamientos relacionados con el dolor); b) magnificación (exageración de lo desagradable de las situaciones de dolor y expectativas de consecuencias negativas), y c) desesperación (incapacidad en situaciones dolorosas).

Por último, el miedo relacionado con el dolor o kinesiofobia se considera un fuerte predictor psicológico tanto para el dolor crónico como para la discapacidad. Hay personas que visualizando un movimiento "peligroso" puede desencadenar sentimientos de malestar y dolor, junto con una mayor activación del dolor y de las áreas relacionadas con la memoria del cerebro. El desarrollo de una memoria del dolor se aplica a todos los movimientos que una vez provocaron dolor, y da lugar a comportamientos de protección (por ejemplo, posturas antiálgicas, patrones de movimiento analgésico, incluyendo el control de motor alterado, y / o evitación de movimientos particulares como flexionar el tronco hacia delante (136). El miedo relacionado con el dolor se compone de miedo al dolor, ansiedad relacionada con el dolor y creencias para evitar el miedo. Mayores niveles de miedo al dolor, ansiedad relacionada con el dolor y creencias para evitar el miedo se asocian significativamente con una mayor intensidad del dolor y discapacidad (137). Para la evaluación de la kinesiofobia se utilizan escalas o cuestionarios como la Escala de kinesiofobia de Tampa (TSK-11). El TSK-11 ha sido validado para su uso en pacientes con lumbalgia crónica (138). Este instrumento se caracteriza por dos factores de orden inferior (enfoque somático y enfoque de evitación de la actividad). El "foco somático" representa las creencias de problemas médicos subyacentes y graves, y el "foco de evitación de la actividad" representa la creencia de que la participación en la actividad podría provocar una (re)lesión o un aumento del dolor lumbar (139). La versión española de la TSK-11 ha mostrado una buena fiabilidad y validez (alfa de Cronbach 0,79) (140).

La TSK-11 se compone de 11 ítems diseñados para evaluar el miedo del paciente a moverse y a volver a lesionarse. Cada ítem se puntúa con una escala Likert de 4 puntos (1= "muy en desacuerdo", 4= "muy de acuerdo"). Así, su puntuación total oscila entre 11 y 44 puntos. Las puntuaciones más altas se corresponden con un mayor miedo al dolor, al movimiento y a las lesiones (140). La versión española del TSK-11 presenta unas propiedades psicométricas aceptables (140).

1.2.7. VALORACIÓN DEL UMBRAL DE DOLOR A LA PRESIÓN (UDP)

El umbral de dolor a la presión (UDP) puede definirse como el umbral en el que una presión gradualmente creciente causa dolor. Aunque no es un método directo para evaluar el dolor, el UDP disminuye en diversos trastornos musculoesqueléticos y puede aplicarse a varias regiones musculares, lo que aporta pruebas indirectas sobre el estado del dolor. Por lo tanto, puede ser muy útil para determinar los efectos terapéuticos y el seguimiento de algunos trastornos musculoesqueléticos como el DLCI (141). EL UDP ha demostrado tener buena validez y fiabilidad en comparación con los cuestionarios de dolor y discapacidad cuando se compara entre sujetos sanos y con dolor lumbar o cervical (141).

Hay varios estudios que muestran implicaciones de alteraciones sensoriomotoras compatibles con sensibilización central y desencadenen en diferentes problemas osteomusculares. Autores como Arroyo-Fernández et al (142) y Doménech-García et al (143), informaron de la presencia de un aumento generalizado de la sensibilidad al dolor por presión como indicador de mecanismos de dolor sensibilizados. Se han utilizado los UDP combinados con la cartografía de la zona de dolor referido producida por la estimulación de la presión a intensidades supralumbrales para evaluar los mecanismos del dolor. Se ha sugerido que la expansión del dolor local y el dolor referido pueden compartir mecanismos comunes y formar parte del mismo fenómeno (142). Es probable que el dolor referido esté impulsado por un mecanismo central, ya que puede evocarse en zonas en las que se ha eliminado la entrada sensorial (143).

En el metaanálisis de Touche et al (144) observan cambios en umbrales de dolor a la presión sobre áreas trigeminales y a distancia en al menos 8 trabajos. Determinan que la hiperalgesia a la presión a distancia es una medida habitual relacionada con procesos de sensibilización central que conviene evaluar.

Los pacientes con dolor lumbar crónico tienen umbrales de dolor por presión más bajos, no solo en la columna, sino en sitios alejados de ésta (pulgar, por ejemplo), lo que sugiere un aumento de la hiperexcitabilidad del SNC, y esta condición se relaciona con un aumento de la duración del dolor y la discapacidad (144). Este estudio determina que la sensibilidad al dolor es generalizada y está aumentada en pacientes con DLCI.

1.2.8. VALORACIÓN DEL ERROR DE RESPOSICIONAMIENTO LUMBAR- JOINT POSITION SENSE (JPS)

Los pacientes con dolor lumbar crónico tienen la propiocepción alterada y una escasa agudeza táctil, interfiriendo en el control motor a través de factores como la propiocepción alterada (24,56,145). Existe una relación entre la percepción táctil y los test de control motor, lo que nos lleva a pensar que las alteraciones en la representación del cuerpo virtual condicionan el movimiento del paciente. Se ha encontrado que las personas con dolor crónico demuestran una mala discriminación táctil. Dicho de otra manera, su cerebro tiene dificultades para reconocer el estímulo normal y discernirlo, probablemente debido a los cambios desadaptativos prolongados en el tejido y el dolor (45). Actualmente, existe evidencia preliminar de que el entrenamiento de discriminación táctil puede ayudar a los pacientes con dolor lumbar de larga evolución.

Para evaluar el rango de movimiento lumbar en el movimiento de flexión, Roy La Touche et al (6) aplicó en su estudio un inclinómetro digital entre D12 y S2. Utilizó como resultado el promedio de 3 mediciones entre los dos puntos de referencia. Además, para valorar el dolor al movimiento utilizó el protocolo de levantamiento de peso de Sullivan et al. (146), en el cual el paciente se sitúa frente a una mesa para levantar diferentes pesos en distintas posiciones (con flexión de codo; extensión de codo; extensión de codo con ligera flexión lumbar).

Por otro lado, Georgy et al. (26) compararon la diferencia en la precisión del reposicionamiento mediante la reproducción de una flexión lumbar de 30° en bipedestación, como medida de la propiocepción lumbar, entre pacientes con DLCI y sujetos sanos. Los pacientes con DLCI se situaron en un rango de entre 2.3° y 14° de error absoluto.

1.2.9. ABORDAJE DEL DOLOR LUMBAR CRÓNICO INESPECÍFICO (DLCI).

Las directrices actuales basadas en la evidencia para el tratamiento del DLCI hacen hincapié en la necesidad de mantenerse activo y en el uso de la educación del paciente y el tratamiento con ejercicios activos (13,40,56,57). De hecho, los programas de ejercicio terapéutico que incluyen el fortalecimiento y la resistencia muscular, la activación muscular específica del tronco, el control del movimiento, la movilidad del tronco, los ejercicios aeróbicos y generales, y los multimodales han demostrado que reducen la intensidad del dolor y la discapacidad en las personas con DLCI (13,18,147). Además, la combinación de un programa de ejercicio terapéutico con intervenciones psicológicas (por ejemplo, educación en neurociencia del dolor (END)) en el abordaje del dolor musculoesquelético crónico es más eficaz que una intervención de ejercicio por sí sola (13,148). La última guía de práctica clínica (18) recomienda que la END no se utilice como tratamiento independiente para reducir el dolor y la discapacidad en pacientes con DLCI, sino que debe combinarse con algún tipo de ejercicio terapéutico. Esta combinación (programa de ejercicio terapéutico y END), también reduce los síntomas depresivos, la fatiga y la intensidad del dolor (148–150). Cuando se utilizó la educación general o la END como tratamiento independiente no se encontró ningún beneficio adicional para el dolor y la discapacidad (18).

1.2.9.1 Educación en Neurociencia del Dolor (END).

Durante la última década, ha habido un aumento significativo de la investigación sobre el dolor crónico, que ha producido importantes avances en la comprensión de su etiología, evaluación y tratamiento (17).

La END es una intervención eficaz para aumentar el conocimiento sobre la neurofisiología del dolor entre las personas con dolor crónico y los profesionales de la salud (151–154). Esto se ha explicado por su efecto desensibilizador sobre el (SNC) (13,46), promoviendo la autoeficacia(151,155,156), al modificar las creencias erróneas y reduce el catastrofismo, la kinesiofobia y las conductas de evitación del miedo (157).

La END consiste en sesiones educativas que describen la neurobiología y la neurofisiología subyacentes al dolor y cómo se procesa en el sistema nervioso central. Tiene como objetivo reducir la incertidumbre sobre el dolor, aumentar el conocimiento del dolor de los pacientes y reconceptualizar el dolor (158,159). Esta aproximación

intenta reconceptualizar el problema mediante la adquisición de conocimientos por parte del paciente sobre su dolor, y es una característica típica de los tratamientos cognitivo-conductuales. De forma concreta, la END describe cómo el sistema nervioso interpreta la información proveniente de los tejidos a través de la sensibilización periférica, la sensibilización central, la actividad sináptica y el procesamiento de la corteza. El dolor no es siempre una consecuencia del daño de un tejido, sino que puede ocurrir en ausencia de él. Aunque se ha descrito como una terapia inactiva requiere un cierto grado de actividad del paciente. La END debe impartirse mediante una interacción intensa entre el paciente y el terapeuta y, por lo tanto, requiere actividad mental y cognitiva del paciente (13). Los componentes de la END son los siguientes: neurofisiología del dolor, nocicepción, vías nociceptivas, neuronas y sinapsis, potencial del acción, facilitación e inhibición espinal, sensibilización y plasticidad del sistema nervioso (158,159). La END y las estrategias de asesoramiento para los pacientes con DLCI deben hacer hincapié en: la promoción de la comprensión de la fuerza anatómica/estructural inherente a la columna vertebral humana, la neurociencia que explica la percepción del dolor, el pronóstico general favorable del DLCI, el uso de estrategias activas de afrontamiento del dolor que disminuyan el miedo y el dolor catastrófico, la reanudación temprana de las actividades normales o vocacionales (18).

Los avances en neurociencia del dolor no se han integrado en la práctica clínica. Se continúa buscando el origen del dolor persistente en los tejidos (98). Las intervenciones actuales para las personas con DLCI a menudo se basan enteramente en un modelo " biomédico " o " psicológico " sin tener en cuenta la información relativa a los mecanismos de dolor subyacentes y la neurociencia contemporánea del dolor. Los avances en la investigación y el valor de comprender los factores psicológicos, sociales y ambientales en el dolor crónico han sido ampliamente reconocidos. Este reconocimiento del enfoque biopsicosocial ha ayudado a enfatizar la importancia de los factores psicológicos en el afrontamiento, la calidad de vida, la discapacidad en el dolor crónico y el posible desarrollo de la cronicidad (17).

Muchas personas con DLCI carecen de un origen claro de la entrada de nociceptivos, o esta entrada no es lo suficientemente grave como para explicar la severidad del dolor experimentado, la discapacidad relacionada y otros síntomas (136).

En la última década se han desarrollado estudios científicos sobre el papel de la educación basada en la neurociencia del dolor (END) para el manejo de pacientes

diagnosticados de trastornos de origen musculoesquelético que cursan con dolor crónico, como dolor lumbar crónico, donde concluyen que esta terapia disminuye el dolor, la discapacidad y el miedo al movimiento (45,160–163).

El objetivo principal es dar herramientas de afrontamiento activo al paciente, para que pueda controlar su situación y trabajar la neuroplasticidad cerebral con movimiento activo. Es decir, mejorar el proceso evaluativo, disminuir el catastrofismo, mejorar la kinesiofobia, las conductas de miedo evitación, disminuir la hipervigilancia y mejorar la calidad de vida.

Como intervención independiente, esta modalidad de tratamiento puede reducir la discapacidad y la kinesiofobia a corto plazo, pero no puede cambiar el dolor. Sin embargo, cuando se combina con otras intervenciones fisioterapéuticas, la educación en neurociencia del dolor puede reducir significativamente el dolor a corto plazo (13). Por lo tanto, la educación en neurociencia del dolor puede considerarse como un primer paso antes de aplicar una intervención activa para personas con DLCI. Dado que muchas personas con DLCI muestran kinesiofobia, se recomiendan intervenciones activas, ya que la educación en neurociencia del dolor puede preparar a las personas para un tratamiento adicional mediante la adaptación de creencias y expectativas (13). Se ha verificado y aconsejado por las guías de práctica clínica que las intervenciones END mejoran sus resultados si se combinan con un programa dirigido por ejercicio físico (13,55,98,164). Aplicar nuestra actual comprensión de la neurociencia del dolor a la gestión de las personas con DLCI incluye optimizar las intervenciones del ejercicio. Esto incluye la preparación de pacientes para la terapia de ejercicio utilizando la END, seguida por la terapia de ejercicio orientada a la cognición que tiene como objetivo, la exposición repetida para generar una nueva memoria de seguridad en el cerebro y reemplazar recuerdos del dolor relacionados con el movimiento (136). Además, la repetición del ejercicio sin tener en cuenta la sintomatología, y no detener el mismo o adaptarlo por el dolor, es importante.

Por lo tanto, un enfoque terapéutico basado en END y un programa dirigido por ejercicio físico podría ser una herramienta útil para mejorar la calidad de vida, la discapacidad y lograr una disminución en la intensidad percibida del dolor (55).

Existen estudios que combinan END y terapia manual produciendo efectos mecánicos locales mejorando así las expectativas del paciente y variables clínicas (165). Sin embargo, Grande- Alonso et al (166), afirma que la terapia manual no aumenta los efectos de un tratamiento basado en END.

Las estrategias de afrontamiento aplicadas en DLCI producen una mejora en la calidad de vida, funcionalidad, kinesiofobia, catastrofismo, conductas miedo-evitación y en la intensidad del dolor percibido (98).

Por otro lado, es imprescindible modificar creencias erróneas relacionadas con la experiencia dolorosa tanto en profesionales sanitarios como en pacientes (98).

1.2.9.2. Ejercicio Terapéutico

Se ha demostrado que el ejercicio en general es beneficioso en la rehabilitación. El ejercicio personalizado no solo mejora potencialmente cada componente de la aptitud física (aptitud cardiorrespiratoria, fuerza y resistencia muscular, composición corporal, flexibilidad y aptitud neuromotora), la investigación sugiere que el dolor y la actividad funcional pueden mejorar con el ejercicio en pacientes con discapacidad, a corto o medio plazo y dependiendo del ejercicio (167).

En una revisión sistemática (167) determinan que los beneficios del ejercicio para prevenir el dolor crónico están bien documentados, con muchas teorías sobre cómo pueden ocurrir estos beneficios. Estos beneficios fueron bien presentados en un artículo de Landmark et al. (168). Encontraron una asociación consistente entre la duración, intensidad y frecuencia del ejercicio recreativo y la prevalencia del dolor crónico en la población general. Sugieren que el ejercicio tiene efectos positivos tanto en el alivio del dolor como en el estado psicológico o el estado de ánimo, y que puede haber una vía común en funcionamiento (168). Un estudio realizado en 2014 por Jones et al. (169) indicaron que más allá de la hipoalgesia inducida por el ejercicio que ocurre durante el ejercicio, el ejercicio también puede alterar la tolerancia al dolor a largo plazo. Pudieron demostrar que el ejercicio no altera el umbral del dolor sino más bien la tolerancia al dolor y que el efecto fue sistémico, ya que, aunque el ejercicio se dirigió principalmente a los miembros inferiores, la tolerancia al dolor se evaluó en el brazo utilizando un manguito de presión arterial. También se ha descubierto que el ejercicio reduce el dolor neuropático al reducir las sustancias químicas inflamatorias que desencadenan el dolor. Owen et al. en un reciente estudio de metaanálisis afirmaron que las terapias mediante ejercicio como: Pilates, ejercicio de resistencia, estabilización/control motor y entrenamiento con ejercicios aeróbicos, donde el paciente es guiado, alentado activamente a moverse y ejercitarse de manera progresiva, son las más efectivas (170). Dentro de los tipos de ejercicio terapéutico, revisiones sistemáticas recientes apoyan la eficacia de los ejercicios de control motor en pacientes con DLCI (57,171).

El ejercicio de control motor se desarrolló con el objetivo de restaurar la coordinación, el control y la capacidad de los músculos del tronco (21). A parte de esto, utiliza el enfoque de aprendizaje motor para optimizar el control de la columna vertebral mediante la postura y el movimiento. Los pacientes con DLCI que presentan un control motor reducido suelen tener dificultades para controlar posturas y movimientos(172). Por lo tanto, al corregir la postura y el control de movimiento, puede disminuir el dolor y mejorar la funcionalidad en sujetos con DLCI (57).

Los ejercicios de control motor han mostrado un efecto sobre la precisión y el desempeño del movimiento. En este sentido, podría existir diferencias cuando el ejercicio precisa de una atención en los movimientos corporales ejecutados después de recibir una instrucción pautada y secuenciada (enfoque interno, ejemplo; movimiento del tronco)(173), frente a cuando el enfoque se sitúa en el efecto desencadenado de los movimientos realizados (enfoque externo, ejemplo; tocar objetos) (173). Estas diferencias han sido observadas sobre los mecanismos de control postural y el aprendizaje de habilidades motoras, siendo superiores cuando la terapia de ejercicio fue guiada (174,175). Con el desarrollo de las tecnologías de rehabilitación, han surgido nuevas oportunidades para proporcionar información externa. En este sentido, han surgido nuevos dispositivos como: *wireless inertial motion sensors* (176), *stabilazer* (177), metrónomo (173), Electromiografía de Superficie (EMG) (178), láser (58,59) que proporcionan retroalimentación externa al ejercicio, logrando una mejora en el rango de movimiento y un óptimo control postural en sujetos con DLCI(62,179). En este sentido, el ejercicio terapéutico guiado mediante láser es un procedimiento aplicado para el entrenamiento propioceptivo, que mediante un implemento consistente en un puntero láser colocado en la cabeza/tronco/abdomen del sujeto proporciona información sobre el grado de reposicionamiento articular (180).

Diferentes estudios concluyen que los efectos terapéuticos del locus externo son superiores al locus interno. Este último hace que el individuo sea hiperconsciente de su propio cuerpo, aumentando la hipervigilancia, el dolor, la kinesiofobia y la limitación del movimiento, interfiriendo por tanto en los procesos de control automáticos (60–63,173). Además, el locus externo ha demostrado una mayor retención de los patrones de movimiento aprendidos en comparación con el locus interno, lo cual es beneficioso para el paciente a largo plazo (60).

Abdollahipour et al y Chiviawsky et al indicaron que estas diferencias podrían deberse a que el enfoque externo promueve un tipo de control automático, permitiendo procesos de control inconscientes y rápidos (174,175). Además, favorece el acoplamiento

objetivo-acción, desviando la concentración de uno mismo al objetivo de la tarea. Abdollahipour et al afirman que el ejercicio terapéutico realizado mediante un enfoque externo facilita el establecimiento de conexiones neuronales efectivas que optimizan el rendimiento del ejercicio (175).

Por otro lado, en una revisión sistemática (57) sobre control motor, comentan que el control motor se basa en la teoría de Hodges (181) en la que la estabilidad y el control de la columna están alterados en pacientes con dolor lumbar. Los pacientes con DLCI y deterioro del control del movimiento muestran alteraciones de los patrones de movimiento de la columna vertebral (56). Las directrices europeas para el tratamiento de DLCI recomiendan la terapia con ejercicios como tratamiento de primera línea ya que la evidencia de alta calidad sugiere que es más efectiva que otras intervenciones para esta afección (56). Se recomiendan intervenciones de ejercicio, pero si bien todas las modalidades de ejercicio parecen efectivas en comparación con la intervención mínima / pasiva / conservadora / sin intervención, no hay evidencia de que algunos tipos específicos de ejercicios sean superiores a otros. Por lo tanto, se recomienda elegir ejercicios en línea con las preferencias y habilidades del paciente. Cuando las intervenciones de ejercicio se combinan con un componente psicológico, los efectos son mejores y se mantienen por más tiempo (13).

La intervención mediante ejercicio terapéutico se centra en la activación de los músculos del tronco profundo, apuntando a la restauración del control y la coordinación de estos músculos, lo que implica que es necesaria la activación previa de la musculatura profunda estabilizadora para desempeñar actividades de la vida diaria mediante la activación de la musculatura global con la progresión a actividades más complejas y funcionales (182). Los ejercicios de control motor son útiles para mejorar los patrones de activación de los músculos de la zona lumbar y abdominal (2). Ejercicios de estabilización abdominal es el ejercicio más frecuente de fisioterapia en pacientes con DLCI (183). En la revisión de Luomajoki et al (56) muestran evidencia de 'calidad muy baja a moderada' de un efecto positivo de los ejercicios de control motor en la discapacidad, tanto al final del tratamiento como a los 12 meses para la intensidad del dolor. Por otro lado, concluyen que es importante detectar e identificar a los pacientes con DLCI.

Los programas de ejercicio son efectivos para reducir el dolor y las tasas de recurrencia de DLCI hasta 6 meses después del final del tratamiento (167). Smith y Grimmer-Somers, (184) revisaron la evidencia en la literatura para la efectividad de los programas

de ejercicios de fisioterapia en DLCI y se encontró que los programas de ejercicio son eficaces en la reducción del dolor hasta 6 meses después del final del tratamiento.

Los ejercicios de control motor deben ser utilizados para la inhibición de los músculos superficiales y la estimulación de los músculos profundos, con ello el paciente tendrá la capacidad de mejorar la propiocepción articular y controlar el movimiento de la columna (24). Finalmente, cuando se diseñan intervenciones, debe considerarse la progresión y comenzar con ejercicios básicos para volver a aprender el control motor normal debido a la presencia de dolor y los efectos secundarios del mismo (24).

Los ejercicios de control motor basados en la metodología Pilates mejoran el control postural, aumentan la estabilidad del tronco, fortalecen los músculos estabilizadores de la columna, mejoran los patrones de activación de los músculos del tronco (2) y aumentan la capacidad de equilibrio estático en pacientes con DLCI (1).

El concepto Pilates no solo engloba ejercicios respiratorios y estiramientos, sino que tonifica y fortalece la musculatura y aunque, ciertamente es muy importante la respiración, no se trata de “ejercicios respiratorios” si no de ir modificando e integrando un patrón respiratorio correcto y eficaz. Este patrón persigue una respiración más efectiva que favorezca la participación de la musculatura adecuada, permitiendo en todo momento mantener una postura correcta y aumentando la capacidad pulmonar.

Para ello J.H. Pilates aplica una respiración costal, es decir, busca la apertura costal durante la inspiración, para favorecer que los pulmones se llenen de aire completamente a la vez que podemos seguir activando la musculatura abdominal profunda para mantener la columna alineada y en una posición segura.

Según la evidencia analizada, se muestra que el ejercicio terapéutico en todas sus modalidades descritas (fortalecimiento de los músculos del tronco y la resistencia, intervenciones de ejercicios multimodales, ejercicios específicos de activación de los músculos del tronco, ejercicios aeróbicos, ejercicios acuáticos y ejercicios generales), obtiene beneficios en cuanto al dolor y la discapacidad en sujetos con DLCI y que es mayor cuando se combina con END. A pesar de las recomendaciones de las guías de práctica clínica que incluyen el ejercicio físico y educación del paciente (18,57,171), aún existen controversias respecto a la modalidad de ejercicio terapéutico más óptima así como respecto a su dosificación. Igualmente, la END para sujetos con dolor persistente, como DLCI se ha mostrado efectiva, si bien, existe heterogeneidad según quién la provea (45,55,160).

2. OBJETIVOS

La tesis está compuesta por 3 bloques bien diferenciados. En una primera parte se analizará el comportamiento de las variables relacionadas con el control postural en sujetos sanos medidas con plataforma de presión y acelerometría en diferentes situaciones de equilibrio (sistema visual y propioceptivo).

En una segunda parte se caracterizará los grupos de intervención (sujetos con DLCI y sujetos sanos) mediante parámetros relacionados con el control postural.

En una tercera, se analizará el efecto de un programa de ejercicio terapéutico y educación en neurociencia del dolor medido con variables clínicas y relacionadas con el control postural, así como sus posibles correlaciones entre ellas.

OBJETIVO GENERAL

El desarrollo de esta tesis doctoral pretende implementar recursos tecnológicos para la valoración e intervención en sujetos con DLCI que contribuya a la mejora y personalización en el diseño de las intervenciones terapéuticas en pacientes con dolor lumbar crónico. Es decir, determinar indicadores que sean de utilidad a los terapeutas para valorar el control postural y equilibrio, para posteriormente permitir evaluar el efecto de las intervenciones terapéuticas mediante ejercicio terapéutico de control motor y END en pacientes con DLCI.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS DEL BLOQUE 1

1. Analizar variables relacionadas con el control postural mediante acelerometría y plataforma de presión en sujetos sanos.
 - a. Conocer el grado de desplazamiento del centro de presión y el gasto energético (Densidad espectral de la energía) requerido en el mantenimiento del equilibrio postural en diferentes situaciones de bipedestación (factor visual y propioceptivo) medido con plataforma de presión (eje medio-lateral; eje antero-posterior) y acelerometría (eje vertical; eje medio-lateral; eje antero-posterior) en sujetos sanos.
 - b. Analizar la correlación existente entre el grado de desplazamiento corporal y el gasto energético (Densidad espectral de la energía) en diferentes situaciones en bipedestación. Correlación entre ambos sistemas de valoración del equilibrio postural en sujetos sanos.

OBJETIVOS ESPECÍFICOS DEL BLOQUE 2

2. Caracterizar mediante parámetros relacionados con el control postural los grupos de intervención (sujetos con DLCI y sujetos sanos).
 - a. Analizar los patrones de comportamiento entre sujetos con DLCI y sanos y establecer posibles diferencias entre ellos para los parámetros estudiados (DEE y desplazamiento del CoP).

OBJETIVOS ESPECÍFICOS DEL BLOQUE 3

3. Analizar el efecto de un programa de ejercicio terapéutico de control motor y Educación en Neurociencia del Dolor (END) medido con variables relacionadas con el control postural y variables clínicas en pacientes con DLCI.
 - a. Conocer el efecto a corto y largo plazo de un tratamiento de fisioterapia basado en ejercicio terapéutico de control motor y Educación en Neurociencia del Dolor (END) sobre parámetros relacionados con el control postural (DEE y desplazamiento del CoP) y variables clínicas (intensidad del dolor percibido, umbral del dolor a la presión, kinesiofobia, dolor catastrófico y discapacidad) en pacientes con DLCI.
 - b. Analizar posibles diferencias entre el efecto de un tratamiento de fisioterapia basado en ejercicio terapéutico de control motor supervisado combinado con Educación en Neurociencia del Dolor (END) vs ejercicio terapéutico de control motor guiado mediante feedback-láser combinado con Educación en Neurociencia del Dolor (END) sobre las variables previamente estudiadas en pacientes con DLCI.
 - c. Conocer posibles correlaciones entre parámetros relacionados con el control postural y variables clínicas.

3. MATERIAL Y MÉTODO

BLOQUE 1. ANÁLISIS DE VARIABLES RELACIONADAS CON EL CONTROL POSTURAL MEDIDA CON PLATAFORMA DE PRESIÓN Y ACELERÓMETRO EN SUJETOS SANOS.

El objetivo de esta primera parte de la tesis doctoral fue conocer el grado de desplazamiento del centro de presión y el gasto energético (Densidad espectral de la energía) requerido en el mantenimiento del equilibrio postural en diferentes situaciones de bipedestación (factor visual y propioceptivo) medido con plataforma de presión y acelerometría en sujetos sanos.

A continuación, se detallarán todos los aspectos relativos al MATERIAL y MÉTODOS que se emplearon para cubrir los objetivos de esta PRIMERA PARTE. Posteriormente, se presentarán los RESULTADOS y se DISCUTIRÁN los hallazgos de dicha investigación.

MATERIAL Y MÉTODO

Diseño del estudio y muestra

Ensayo clínico experimental, aleatorio y controlado.

La muestra estuvo compuesta por 40 sujetos, todos ellos estudiantes de la Universidad de Extremadura, que se prestaron voluntariamente a participar en este estudio. Para la participación en el estudio fue imprescindible que cada sujeto leyera detenidamente el consentimiento informado, de forma que aceptara libremente la participación en el estudio. Los valores descriptivos de las características físicas de la muestra (talla, peso, índice de masa corporal, distribución media del peso corporal y sexo) se presentan en la Tabla 1, 2 y Figura 4.

Los criterios de inclusión fueron los siguientes: Presentar como sujeto muestral una edad comprendida en la franja entre los 18-32 años tal y como emplean algunos autores (79,114), mantenerse en equilibrio sobre la plataforma de presión en bipedestación al menos durante 30 segundos con los ojos abiertos, ojos cerrados, en superficie estable e inestable (185), y aceptar libremente la participación en el estudio.

Fueron excluidos del estudio aquellos que no fueron capaz de mantener el equilibrio durante 30 segundos en la posición de bipedestación con ojos abiertos y cerrados, aquellos sujetos susceptibles de presentar alguna alteración del equilibrio y/o control postural como vértigos, desequilibrios o inestabilidad postural, así como aquellos que fueron reclutados y decidieron no participar en el estudio. También quedaron excluidos los que no completaron las diferentes valoraciones realizadas, siendo catalogados como pérdidas de seguimiento. Tras aplicar los criterios de inclusión y exclusión se obtuvo una muestra final de 30 sujetos (13 hombres y 17 mujeres) (Figura 4).

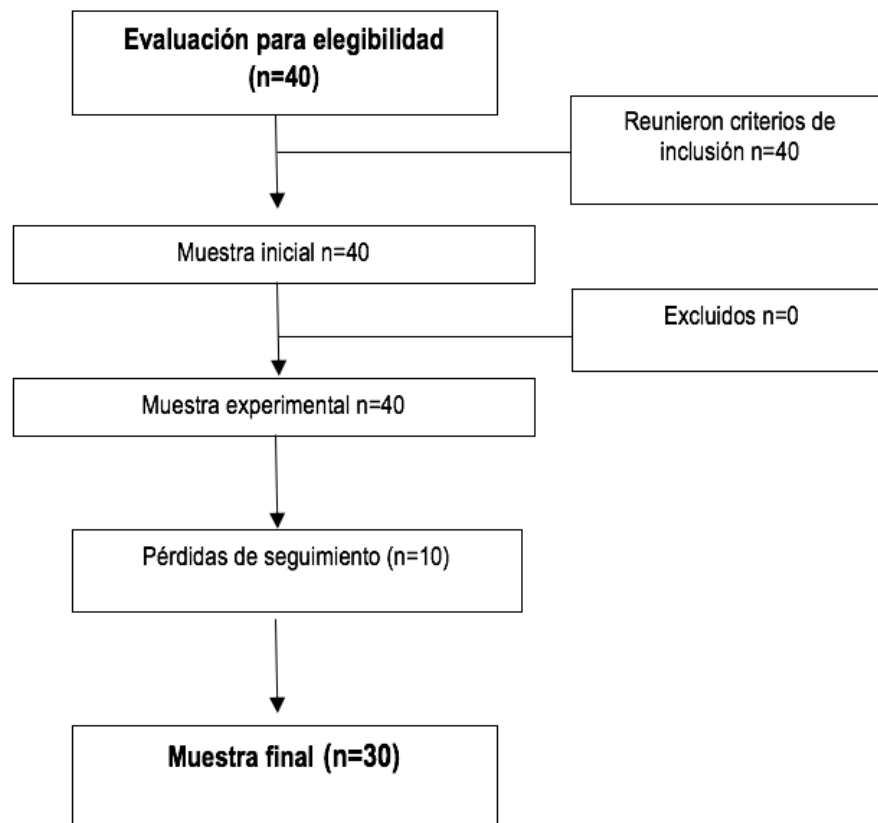


Figura 4. Diagrama de flujo del progreso de los sujetos a través de las fases de estudio.

Material

Para la valoración del equilibrio y control postural se utilizó la plataforma de presión para conocer el grado de desplazamiento del centro de presión y la distribución del peso corporal en cada uno de los pies que constituye la base de sustentación y los acelerómetros, permitiendo conocer las aceleraciones generadas, así como el gasto energético medido por el indicador de la densidad espectral de la energía en los 3 ejes.

Plataforma de presión

Se ha utilizado una plataforma de presiones PODOPRINT de NAMROL®, cuyas características son: 61 centímetros de longitud, 58 centímetros de anchura y un peso de 6.6 kilogramos, superficie útil para el registro de 40x40 centímetros con un total de 1600 sensores. El grosor de estos sensores es de 4 milímetros y una superficie de 1 centímetro cuadrado. (Figura 5).



Figura 5. Plataforma de Presión PodoPrint

La plataforma se conecta mediante un cable del tipo USB a un ordenador ya sea de mesa o portátil y mediante su software (PODOPRINT) se pueden visualizar los datos obtenidos de cada examen o medición.

Además, permite realizar estudios de la huella plantar tanto en estáticos como en dinámico, análisis estabilométrico, posturológico o posturográfico que nos facilita datos relacionados con: amplitud, desvío medio, velocidad media del centro de presiones en el eje antero-posterior y velocidad media del centro de presiones en el eje latero-lateral. Los datos se representan gráficamente en huellas plantares con su distribución por colores de las distintas presiones, siendo el rojo puntos de presiones más altas y azul puntos de presiones más bajas, gráficas de desviaciones del centro de presiones en

sentido latero-lateral, antero-posterior e inestabilidad postural (superficie, presión máxima y presión media).

Se valoró el equilibrio mediante la medición posturográfica que nos ofrece la plataforma de presión. Los parámetros con los que se realizaron todas las mediciones fueron los siguientes: el tiempo de cada prueba fue de 30 segundos, el factor de media 10, total de imágenes 300 y la frecuencia de muestreo de 100 Hercios (Hz) siendo parámetros empleados por otros estudios (129). A continuación, se muestra una gráfica donde se observa el desplazamiento del CoP en el eje medio-lateral y antero-posterior. (Figura 6).

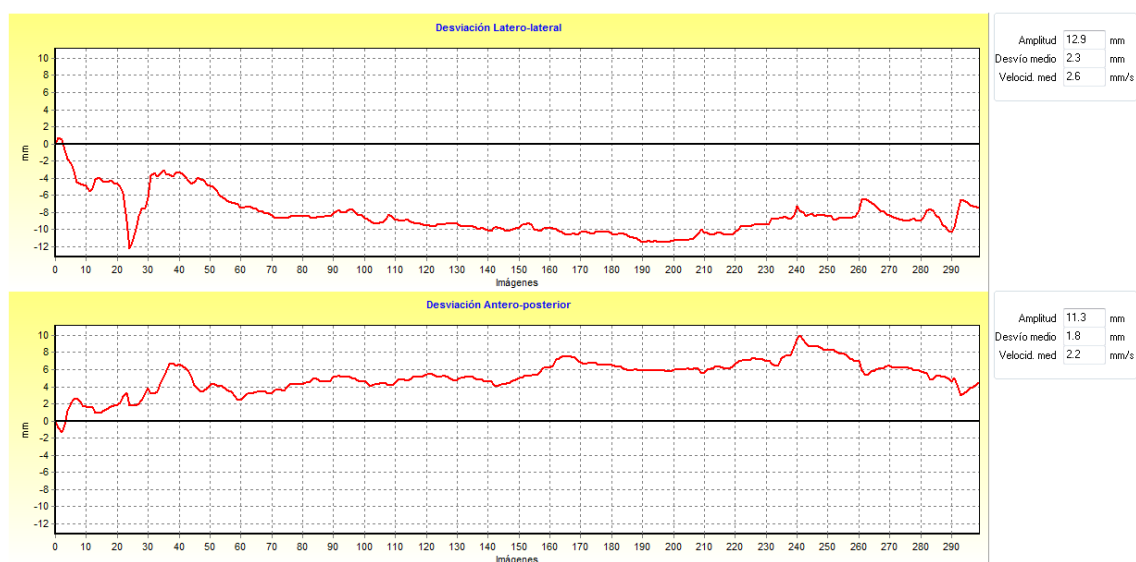


Figura 6. Desplazamiento del CoP en el eje medio lateral y antero posterior

Acelerómetros

Los acelerómetros utilizados fueron de la marca SHIMMER®. Las siglas S. H. I. M. M. E. R corresponden a “*Sensing Health with Intelligence, Modularity, Mobility and Experimental Reusability*”. SHIMMER es una pequeña plataforma inalámbrica que puede grabar y transmitir datos fisiológicos y cinemáticos en tiempo real. Diseñado como un sensor portátil, SHIMMER cuenta con un determinado número de sensores que permiten capturar un amplio rango de eventos. El que hemos utilizado para el estudio ha sido un dispositivo de 3 ejes XYZ, que permite medir la aceleración en las tres direcciones de cualquier movimiento y permite la selección de sensibilidad (1.5/2/4/6g). La unidad de estos acelerómetros es mg ($1\text{mg}=0,001$) y la energía cinética de la señal la medimos en Julios $\times 10^{-6}$. Los datos se muestran en la pantalla en tiempo real y se pueden almacenar en una hoja de cálculo (archivo CSV). (Figura 7 y 8).

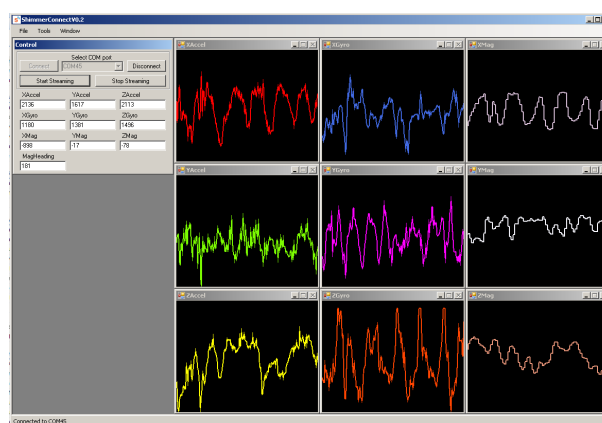


Figura 7. Acelerómetros SHIMMER



Figura 8. Aceleraciones en las tres direcciones

Los principales componentes de un Shimmer son: procesador: 8MHz Texas Instruments MSP430 CPU (10Kbyte RAM, 48Kbyte Flash, 8 Channels of 12 bit A/D), conexión inalámbrica por Bluetooth (Radio Clase 2 Bluetooth 2.4GHz IEEE 802.15.4 Chipcon wireless transceiver), tamaño: 50 mm x 25 mm x 12,5 mm, peso de 15 gramos.

Los parámetros de calibración fueron: frecuencia de muestreo de 50 hz y con un rango de error de 1.5 g (186).

Procedimiento

El procedimiento aplicado para la valoración de los sujetos fue replicado de los estudios de Roerdink et al (185) y Peydro de Moya et al (79). Éste consta de los siguientes puntos:

- 1º Información de forma oral al grupo sobre los fines del trabajo.
- 2º Obtención de voluntarios para la medición.
- 3º Asegurarnos de que cumplían los requisitos de los criterios de inclusión y exclusión.
- 4º Firma el consentimiento informado.
- 5º El sujeto es valorado en la plataforma de presión con el acelerómetro colocado en el centro de masas (L3-L4).

Cada sujeto fue valorado en plataforma de presión descalzo. La valoración fue realizada siempre por el mismo investigador. Se solicitó al sujeto que se colocase sobre la plataforma de presión con los brazos a lo largo del cuerpo con la mirada fija en un punto situado a la altura de sus ojos para mantener la cabeza recta. Durante los 30 segundos de la medición tuvo que mantenerse lo más quieto posible. Simultáneamente se colocó un acelerómetro triaxial en el centro de masas (L3-L4) fijado con velcro y cincha. (Figura 9). Las pruebas se realizaron en un ambiente óptimo y normalizado, especialmente el visual y auditivo. La Figura 10 muestra la colocación y representación de los ejes del acelerómetro triaxial. El movimiento antero posterior se vio reflejado en el eje z del acelerómetro, el movimiento lateral en el eje y, y el movimiento vertical en el eje x.



Figura 9. Valoración sobre plataforma de presión



Figura 10. Disposición de los acelerómetros

A cada sujeto se le realizaron 4 pruebas en bipedestación con un orden de dificultad progresiva (187). (Figura 11).

- De pie con los ojos abiertos en superficie estable (BOAE) (78,79,188–191).
- De pie con los ojos cerrados en superficie estable (BOCE) (78,79,188–191).

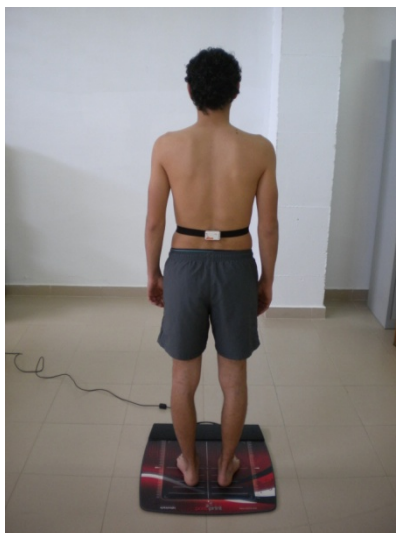


Figura 11. Valoración BOAE y BOCE

- De pie con los ojos abiertos en superficie inestable (BOAI) (79,130,185,188).
 - De pie con los ojos cerrados en superficie inestable (BOCI) (79,130,185,188).
- Cuando se realizaba la valoración con superficie inestable se utilizó una colchoneta de gomaespuma *Thera Band* con un grosor de 4,5 cm colocada debajo de la plataforma. (Figura 12).



Figura 12. Valoración BOAI y BOCI

Cada prueba se realizaba 3 veces para mayor fiabilidad (113,188,192), por lo que a cada sujeto se le realizaron 12 mediciones. La duración de cada medición fue de 30 segundos (190,191,193). Al finalizar cada una de las pruebas el sujeto bajaba de la plataforma unos 10 segundos hasta que se preparaba de nuevo el software. La duración de las sesiones fue aproximadamente de 50- 60 minutos.

Si por alguna razón el sujeto perdía el equilibrio, salía de la plataforma o simplemente se movía durante la medición, la prueba se daba por fallida y se volvía a realizar

Variables

Las variables analizadas en las diferentes pruebas pueden ser recogidas en tres grandes grupos:

- *Variables demográficas:* edad, sexo, peso, altura, índice de masa corporal (calculado a partir de la altura y el peso, $IMC = \text{Peso} / \text{Altura}^2$), deporte que practicaban y la existencia de alguna patología (193).
- *Variables estabilométricas: (variables numéricas):* Distribución media del peso corporal mediante la prueba estática y el desplazamiento medio del centro de presiones en el eje antero-posterior (AP) y medio-lateral (ML) (127–130,190,193,194).
- *Variables obtenidas mediante acelerometría: (variables numéricas):* RMS (root mean square)(106,109–111,113,114,188,195,196), aceleraciones en el eje medio-lateral (eje y) antero-posterior (eje z) y vertical (eje x) (112,197), densidad espectral de la energía (DEE) que se define como “una señal $\chi(t)$ de la energía finita (es decir, $0 < E_{\chi} < \infty$) y su potencia media cero. La señal $\chi(t)$ es la frecuencia y E_{χ} la integral del cuadrado de $\chi(t)$ ” (110) y espectro de frecuencias donde se producen los movimientos voluntarios e involuntarios(108,114,118–120). Una vez recogidos los datos tanto de posturografía como de acelerometría fueron analizados estadísticamente mediante *SPSS versión 19* y *FreeMat 4.2*.

Análisis del procesado de señal de la acelerometría

Para el procesado de la señal de acelerometría y su posterior análisis se utilizó el programa FreeMat 4.2. Los ficheros en formato CSV extraídos del acelerómetro fueron analizados y ejecutados mediante este software mediante un código (Figura 13), donde en un primer momento hubo que sustituir las comas por espacios de la secuencia numérica. Posteriormente se obtuvieron gráficos correspondientes a la distribución de frecuencia de las aceleraciones registradas en las coordenadas X, Y, Z.

```
load 'C:\MIO2.-ACADEMIC\badajoz 2013\datos.txt'
columna1=datos(:,1);
columna2=datos(:,2);
columna3=datos(:,3);
columna4=datos(:,4);
x=linspace(1,2200);
%subplot(2,2,4)
plot([columna2,columna3,columna4]);
title('aceleraciones')
C1=fft(columna2(100:1500)-mean(columna2(100:1500)),512);
Pc1 = C1.* conj(C1) / 512;
f = 25*(0:256)/512;
subplot(2,2,1);
plot(f(1:100),Pc1(1:100))
grid on
title('Frequency content 2PIES_INES_OA_1_P1 x')
xlabel('frequency (Hz)')
C2=fft(columna3(100:2000)-mean(columna3(100:2000)),512);
Pc2 = C2.* conj(C2) / 512;
subplot(2,2,2);
plot(f(1:100),Pc2(1:100))
grid on
title('Frequency content 2PIES_INES_OA_1_P1 y')
xlabel('frequency (Hz)')
pause(100);
C3=fft(columna4(1000:2000)-mean(columna4(1000:2000)),512);
Pc3 = C3.* conj(C3) / 512;
subplot(2,2,3);
plot(f(1:100),Pc3(1:100))
grid on
title('Frequency content 2PIES_INES_OA_1_P1 z')
xlabel('frequency (Hz)')
%para calcular la energia por bandas vemos cual es la suma de las
%componentes frecuenciales hasta 0.5 Hz - muestra 10, 1.5 Hz muestra 30
% 3 Hz muestra 60, 4 hz muestra 138
EA1=[sum(Pc1(1:10)) sum(Pc1(11:30)) sum(Pc1(31:60)) sum(Pc1(61:100));
sum(Pc2(1:10)) sum(Pc2(11:30)) sum(Pc2(31:60)) sum(Pc2(61:100));
sum(Pc3(1:10)) sum(Pc3(11:30)) sum(Pc3(31:60)) sum(Pc3(61:100))];
subplot(2,2,4);
e=[1 2 3 4];
plot(e,EA1);
grid on
xlabel('Tramos (1.-Hasta 0,5 Hz 2.- de 0,5 a 1,5Hz 3.- de 1,5Hz a 3Hz 4.- de 3Hz a 5 Hz)')
```

Figura 13. Código para ejecutar en FreeMat 4.2

Análisis estadístico

Para el análisis de datos obtenidos de la plataforma de presión y acelerometría hemos utilizado el programa estadístico SPSS (versión 19) y FreeMat v 4.2.

En primer lugar, de las tres mediciones de cada prueba realizadas se seleccionó aquella que presentó un menor desplazamiento del CoP en el eje ML durante el tiempo de registro (194).

Se realizó un análisis de la varianza para determinar la influencia de las variables sexo e IMC en el desplazamiento del CoP y gasto energético.

Se analizó la bondad de ajuste de las muestras a la distribución normal mediante la prueba de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk. Si la muestra aceptaba la normalidad ($P > 0,05$) usamos T- Student para muestras relacionadas, por el contrario el Test de Wicolxon de rangos con signo para muestras relacionadas o el análisis de dos vías de Friedman (pruebas no paramétricas) cuando no había normalidad ($P < 0,05$), siendo estos los módulos estadísticos utilizados para ver el desplazamiento del CoP y gasto energético en los diferentes ejes de movimiento, la influencia del factor visual y propioceptivo en las variables estabilométricas y aquellas relacionadas con la acelerometría. Tanto las pruebas de normalidad como los test referentes a pruebas relacionadas, fueron realizados sobre las diferencias de medias.

Para determinar los valores de correlación entre las diferentes situaciones de bipedestación medidas con plataforma de presión y acelerometría se utilizó el test de Pearson.

Se consideraron diferencias muestrales estadísticamente significativas cuando se alcanzaban valores de p menores de 0,05. Nivel de confianza del 95%.

Para la interpretación de los resultados, se precisó de la ayuda de profesionales expertos en análisis y procesado de señal.

RESULTADOS

Completaron el estudio 30 sujetos de edad media ($21,57 \pm 3,31$), de ellos 17 eran mujeres y 13 hombres (10 sujetos fueron excluidos por no acudir a la valoración final). En la tabla 1 se muestran los descriptivos antropométricos de la muestra. En la tabla 2 se presenta la distribución media del peso corporal.

A) Descriptivos

Tabla 1. Descriptivos I

	Media		DE		Mediana		R.I	
	Hombre	Mujer	Hombre	Mujer	Hombre	Mujer	Hombre	Mujer
Peso (Kg)	75,15	58,82	8,45	6,73	76	58	32	18
Altura (cm)	177	164,41	6,73	3,97	178	163	18	13
IMC (Kg/m²)	23,97	21,73	2,39	2,18	23,99	21,83	7,53	9,31

Kg: Kilogramos; cm: centímetros; m²: metros; DE: desviación estándar; RI: Rango intercuartílico

Tabla 2. Descriptivos II

DISTRIBUCIÓN MEDIA DEL PESO CORPORAL

	Media	DE	Mediana	R.I	P- valor
Pie Izquierdo (Kg)	33,27	5,75	32,50	25	0,31
Pie Derecho (Kg)	32,60	6,11	32,50	22	

Kg: Kilogramos; DE: desviación estándar; RI: Rango intercuartílico

En la figura 14 se muestran las distribuciones plantares de un sujeto, donde se observa el punto de máxima presión en el antepié izquierdo.

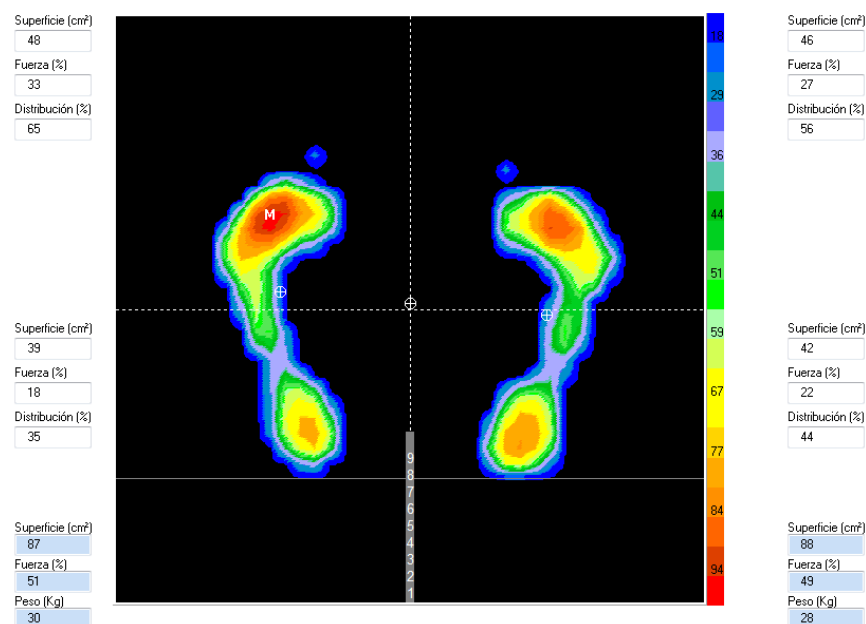


Figura 14. Distribución del peso corporal. Un Sujeto

B) Influencia del sexo e IMC en el equilibrio postural

En la tabla 3 y 4 se muestran los datos obtenidos en cuanto a la influencia del sexo e IMC en el equilibrio postural (desplazamiento del CoP y gasto energético): estabilometría (Tabla 3) y acelerometría (Tabla 4).

Tabla 3. Influencia del Sexo e IMC en el desplazamiento CoP

	Eje Medio Lateral		
	R ²	Significación p-Valor Sexo	Significación p-Valor IMC
Ojos abiertos- estable	0,121	0,305	0,089
Ojos cerrados- estable	0,085	0,199	0,527
Ojos abiertos-inestable	0,053	0,277	0,588
Ojos cerrados-inestable	0,036	0,570	0,428
	Eje Antero Posterior		
	0,009	0,786	0,914
	0,032	0,886	0,396
	0,140	0,151	0,437
	0,197	0,115	0,138

En ningún caso se obtuvo en el Análisis de la Covarianza interacción estadísticamente significativa entre IMC y Sexo, por ello se ajustaron modelos sin interacción

R²: coeficiente de determinación. Grado de asociación entre las variables; IMC: Índice de masa corporal; CoP: centro de presión; P<0,05: Significación estadística

Tabla 4. *Influencia del Sexo e IMC en el gasto energético*

	R ²	Significación p-Valor Sexo	Significación p-Valor IMC
Eje X			
Ojos abiertos- Estable	0,078	0,258	0,295
Ojos cerrados- estable	0,147	0,152	0,100
Ojos abiertos-inestable	0,133	0,809	0,983
Ojos cerrados-inestable	0,213	0,338	0,787
Eje Y			
Ojos abiertos- estable	0,082	0,742	0,365
Ojos cerrados-estable	0,071	0,380	0,422
Ojos abiertos- inestable	0,366	0,690	0,984
Ojos cerrados- inestable	0,213	0,623	0,367
Eje Z			
Ojos abiertos- estable	0,126	0,098	0,584
Ojos cerrados-estable	0,121	0,190	0,123
Ojos abiertos- inestable	0,185	0,987	0,218
Ojos cerrados- inestable	0,132	0,587	0,265

En ningún caso se obtuvo en el Análisis de la Covarianza interacción estadísticamente significativa entre IMC y Sexo, por ello se ajustaron modelos sin interacción

R²: coeficiente de determinación. Grado de asociación entre las variables; IMC: Índice de masa corporal; Eje X: Eje Vertical; Eje Y: Eje Medio-lateral; Eje Z: Eje Antero-posterior

P<0,05: Significación estadística

No hubo diferencias significativas en cuanto a la influencia del sexo e IMC en el desplazamiento del CoP (Tabla 3) y gasto energético (Tabla 4) en los diferentes ejes de movimiento medidos con plataforma de presión y acelerometría respectivamente.

C) Desplazamiento del CoP (Estabilometría). Eje medio lateral versus eje anterior posterior

En la tabla 5 se muestra la comparativa del desplazamiento del CoP entre el eje antero-posterior y eje medio-lateral de la plataforma de presión.

Tabla 5. Comparación eje Medio-Lateral y eje Antero- Posterior (Desplazamiento CoP)

Eje ML-AP	Test de Normalidad		Descriptivos				Significación
	Kolmogorov-Smirnov (Sig.)	Test Shapiro-Wilk (Sig.)	Dif. Media Eje, ML-AP (mm)	Mediana (mm)	DE (mm)	R.I (mm)	p-Valor
Ojos abiertos-Estable	0,200	0,034*	-0,88	-0,65	2,47	13,3	0,068 [#]
Ojos cerrados-estable	0,001*	0,001*	-1,35	-0,70	2,65	14,8	0,002^{#*}
Ojos abiertos-inestable	0,200	0,323	-0,52	-0,35	1,93	8,2	0,150 [†]
Ojos cerrados-inestable	0,001*	0,001*	-1,91	-0,85	4,26	23,1	0,009^{#*}

ML: medio lateral; AP: antero posterior; Sig: grado de significación; Dif Media: diferencia de medias;

DE: desviación estándar; R.I: rango intercuartílico; CoP: centro de presión

††: Test de Wilcoxon de rangos con signo para muestras relacionadas

†: Test de t- student para muestras relacionadas

** P<0,05: Significación estadística*

En cuanto a la comparación del desplazamiento medio del CoP en ambos ejes (eje antero-posterior y eje medio-lateral) encontramos diferencias significativas entre uno y otro en situaciones de ojos cerrados tanto en superficie estable como inestable ($p<0.01$). Aunque en las otras dos situaciones medidas en bipedestación (ojos abiertos en superficie estable e inestable) no se obtuvo la significatividad, observamos que las diferencias de medias para todas las situaciones fueron negativas, por lo que el desplazamiento del CoP en el eje antero posterior fue mayor. (Tabla 5).

D) Gasto energético (Acelerometría). Comparación Eje vertical, Eje medio lateral y eje anterior posterior

En la tabla 6 se muestra la comparativa del gasto energético entre el eje antero-posterior, eje medio-lateral y eje vertical del acelerómetro para el rango de frecuencias entre 1,5 y 3 Hz. Se ha realizado el análisis en frecuencia en este rango dado que la energía que el sujeto emplea cuando está sobre una plataforma inestable se observa en la banda de frecuencias 1.5-3 Hz. Además, los movimientos producidos en esa banda son voluntarios y se producen por la búsqueda del equilibrio.

Tabla 6. Comparación eje Vertical, Medio-lateral y Antero-posterior (Gasto energético)

	Eje X		Eje Y		Eje Z		Dif. Ejes p-Valor
	Media (Julios $\times 10^{-6}$)	DE (Julios $\times 10^{-6}$)	Media (Julios $\times 10^{-6}$)	DE (Julios $\times 10^{-6}$)	Media (Julios $\times 10^{-6}$)	DE (Julios $\times 10^{-6}$)	
Ojos abiertos- Estable	6217	1189	6067	1136	6326	1555	0,792 [†]
Ojos cerrados- estable	6530	1365	6491	1577	6566	1439	0,875 [†]
Ojos abiertos- inestable	6632	1558	6524	1653	6700	1580	0,905 [†]
Ojos cerrados- inestable	6752	1374	6588	1491	6970	1932	0,531 [†]

DE: desviación estándar; Dif. Ejes: diferencia de ejes; Eje X: Eje Vertical; Eje Y: Eje Medio-lateral; Eje Z: Eje Antero-posterior.

[†] : Análisis de dos vías de Friedman por rango para muestras relacionadas

* $P < 0,05$: Significación estadística

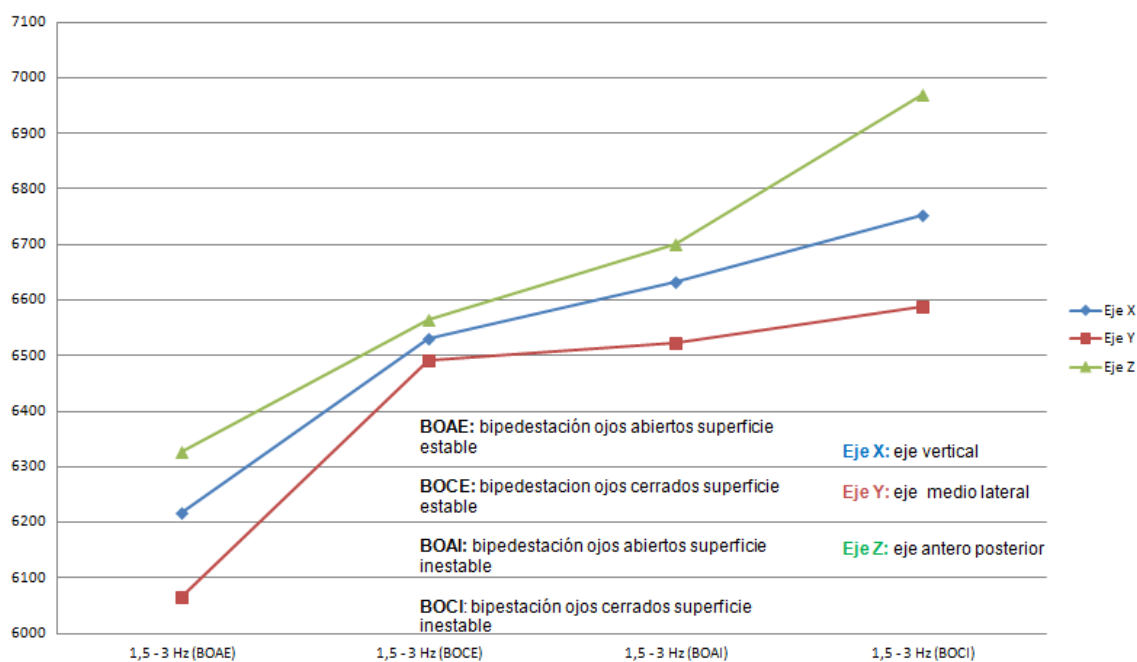


Figura 15. Media de la energía del espectro de aceleraciones de 30 sujetos en la banda de frecuencias de 1,5-3 Hz en diferentes condiciones (BOAE, BOCE, BOAI, BOCI)

No encontramos diferencias significativas en la comparación del gasto energético en los diferentes ejes de movimiento. Desde el punto de vista descriptivo se observa un aumento de la energía a medida que aumentaba el desequilibrio tanto propioceptivo como visual, mayor en el eje antero posterior y vertical del movimiento. (Tabla 6 y Figura 15).

E) Influencia del sistema propioceptivo y visual en el desplazamiento del CoP. (Estabilometría).

En la tabla 7 y 8 se muestra la influencia de la estabilidad de la superficie y el sistema visual. (Apoyo estable versus apoyo inestable y ojos abiertos versus ojos cerrados respectivamente) en el desplazamiento del CoP medido con plataforma de presión.

Tabla 7. *Influencia de la superficie inestable (Desplazamiento CoP)*

EJE	Prueba Estable-Inestable	Test de Normalidad		Descriptivos				Sig.
		Kolmogorv-Smirnov (Sig.)	Test Shapiro-Wilk (Sig.)	Dif.Medias Estable-Inestable (mm)	Mediana (mm)	DE (mm)	R.I (mm)	p-Valor
MEDIO LATERAL	Ojos abiertos	0,200	0,648	-0,66	-0,55	1,96	9,8	0,075 [†]
	Ojos cerrados	0,200	0,063	-0,42	-0,50	1,89	10,9	0,233 [†]
ANTERO POST.	Ojos abiertos	0,200	0,196	-0,30	-0,15	2,60	10,6	0,536 [†]
	Ojos cerrados	0,001*	0,001*	-0,97	-0,65	4,47	26	0,249 [#]

Sig: grado de significación; Dif. Media: diferencia de medias; DE: desviación estándar; R.I: rango intercuartílico; CoP: centro de presión

^{††}: Test de Wilcoxon de rangos con signo para muestras relacionadas

[†]: Test de t- student para muestras relacionadas

* P<0,05: Significación estadística

Tabla 8. *Influencia del sistema visual (Desplazamiento CoP en mm)*

EJE	Prueba Ojos abiertos-ojos cerrados	Test de Normalidad		Descriptivos				Sig.
		Kolmogorv-Smirnov (Sig.)	Test Shapiro-Wilk (Sig.)	Dif.Medias Ojos abiertos-ojos cerrados (mm)	Mediana (mm)	DE (mm)	R.I (mm)	p-Valor
MEDIO LATERAL	Sup. estable	0,166	0,583	-0,41	-0,30	1,48	6,8	0,142 [†]
	Sup. Inestable	0,046*	0,181	-0,17	-0,75	1,64	6,2	0,490 [#]
ANTERO POST.	Sup. estable	0,015*	0,003*	-0,88	-0,40	2,43	11,4	0,063 [#]
	Sup. Inestable	0,001*	0,001*	-1,55	-1,10	3,42	18,1	0,014 ^{#*}

Sig: grado de significación; Dif. Media: diferencia de medias; DE: desviación estándar; R.I: rango intercuartílico; Sup: superficie; CoP: centro de presión

^{††}: Test de Wilcoxon de rangos con signo para muestras relacionadas

[†]: Test de t- student para muestras relacionadas

* P<0,05: Significación estadística

No se mostraron diferencias significativas del desplazamiento del CoP cuando modificamos la estabilidad de la superficie tanto con ojos abiertos como cerrados ($p > 0.05$) en ambos ejes. Aunque no hubo significación estadística en ninguna de las pruebas, las diferencias de medias fueron negativas por lo que, en nuestra muestra, el CoP sufrió un mayor desplazamiento cuando el sujeto estuvo sobre superficie inestable (Tabla 7).

Referente al sistema visual, obtuvimos significación ($P < 0,05$) cuando comparamos las medias entre ojos abiertos y cerrados en superficie inestable, es decir, con los ojos cerrados en superficie inestable los sujetos mostraron un mayor desplazamiento del CoP en el eje antero posterior. Para las demás situaciones, aunque no se consiguieron diferencias significativas, el desplazamiento del CoP fue mayor con los ojos cerrados tanto en superficie estable como inestable en ambos ejes. (Tabla 8)

F) Influencia del sistema propioceptivo y visual en gasto energético (acelerometría).

Tabla 9. Influencia de la superficie inestable (Gasto energético)

EJE	Prueba Estable-Inestable	Test de Normalidad		Descriptivos				Sig.
		Kolmogorv-Smirnov (Sig.)	Test Shapiro-Wilk (Sig.)	Dif. Media Estable-Inestable (Julios $\times 10^{-6}$)	Mediana (Julios $\times 10^{-6}$)	DE (Julios $\times 10^{-6}$)	R.I (Julios $\times 10^{-6}$)	p-Valor
VERTICAL	Ojos abiertos	0,200	0,805	-482	-511	1881	7149	0,171 [†]
	Ojos cerrados	0,200	0,403	-221	-562	1957	8447	0,540 [†]
MEDIO LATERAL.	Ojos abiertos	0,200	0,933	-424	-213	1791	8549	0,204 [†]
	Ojos cerrados	0,200	0,990	63	-149	1968	8510	0,860 [†]
ANTERO POST.	Ojos abiertos	0,200	0,977	-305	-370	2242	9464	0,462 [†]
	Ojos cerrados	0,200	0,149	-404	-550	2388	13149	0,362 [†]

Sig: grado de significación; Dif. Media: diferencia de medias; DE: desviación estándar; R.I: rango intercuartílico

† : Test de t- student para muestras relacionadas

* $P < 0,05$: Significación estadística

Tabla 10. Influencia del sistema visual (Gasto energético)

EJE	Prueba Ojos abiertos- ojos cerrados	Test de Normalidad		Descriptivos				Sig.
		Kolmogorv -Smirnov (Sig.)	Test Shapiro -Wilk (Sig.)	Dif.Media Ojos abiertos- ojos cerrados (Julios $\times 10^{-6}$)	Mediana (Julios $\times 10^{-6}$)	DE (Julios $\times 10^{-6}$)	R.I (Julios $\times 10^{-6}$)	p-Valor
VERTICAL	Sup. estable	0,174	0,106	-313	-54	2009	8624	0,401 [†]
	Sup. inestable	0,200	0,735	-51	-255	1793	8624	0,875 [†]
MEDIO LATERAL.	Sup. estable	0,200	0,693	-521	-471	1959	8237	0,156 [†]
	Sup. inestable	0,200	0,830	-32	76	1404	5993	0,899 [†]
ANTERO POST.	Sup. estable	0,200	0,436	-239	-484	2167	9299	0,549 [†]
	Sup. inestable	0,200	0,156	-338	-533	2066	9133	0,377 [†]

Sig: grado de significación; Dif. Media: diferencia de medias; DE: desviación estándar; R.I: rango intercuartílico; Sup: superficie

† : Test de t- student para muestras relacionadas

* P<0,05: Significación estadística

Al comparar el gasto energético medio obtenido al valorar al sujeto en superficie estable e inestable (Tabla 9) no se evidenciaron diferencias estadísticamente significativas en los tres ejes de movimiento, al igual que al ser valorado con ojos abiertos y cerrados (Tabla 10). Las diferencias de medias obtenidas en nuestra muestra fueron negativas para la mayoría de las variables medidas en bipedestación tanto para la influencia de la superficie como de la visión, es decir, hubo un mayor gasto energético en aquellas situaciones en las que el sujeto era valorado en superficie inestable y con ojos cerrados en las diferentes direcciones de movimiento (vertical, medio lateral y antero posterior), aunque estos resultados no son generalizables al no ser estadísticamente significativos.

F) Correlación entre estabilometría y acelerometría: situaciones de mayor desplazamiento CoP y mayor gasto energético

En la tabla 11 se muestra la correlación de las variables desplazamiento del CoP y gasto energético en las situaciones de mayor inestabilidad (ojos cerrados en superficie inestable).

Tabla 11. Correlación entre plataforma de presión y acelerometría

		Plataforma de Presión (situaciones de mayor desplazamiento CoP)			
		Ojos cerrados en superficie inestable. Eje ML		Ojos cerrados en superficie inestable. Eje AP	
		R (Pearson)	P-valor	R (Pearson)	P-valor
Acelerometría (situaciones de mayor gasto energético)	Ojos cerrados superficie inestable. Eje X	0,068 [†]	0,720	0,247 [†]	0,188
	Ojos cerrados superficie inestable. Eje Y	0,268 [†]	0,152	0,413 [†]	0,023*
	Ojos cerrados superficie inestable. Eje Z	0,465 [†]	0,01*	0,291 [†]	0,118

X: vertical; Y: medio lateral; Z: antero posterior; ML: medio lateral; AP: antero posterior; CoP: centro de presión; R: coeficiente de correlación

† :Coeficiente de correlación de Pearson

* P<0,05: Significación estadística

En este caso se muestra la relación entre la situación de mayor gasto energético medido con acelerometría y la situación de mayor desplazamiento del CoP medido con plataforma de presión en los diferentes ejes de movimiento.

Obtuvimos una correlación significativa entre la energía que utilizaron los sujetos para equilibrarse ante un desequilibrio en el eje antero posterior del acelerómetro y el desplazamiento del CoP resultante del desequilibrio en el eje medio lateral de la plataforma de presión (Tabla 11, Figura 16). Al igual que se mostró diferencias significativas en la correlación entre el gasto energético utilizado por los sujetos en el eje medio lateral del acelerómetro y el desplazamiento del CoP en el eje antero posterior de la plataforma de presión (Figura 16).

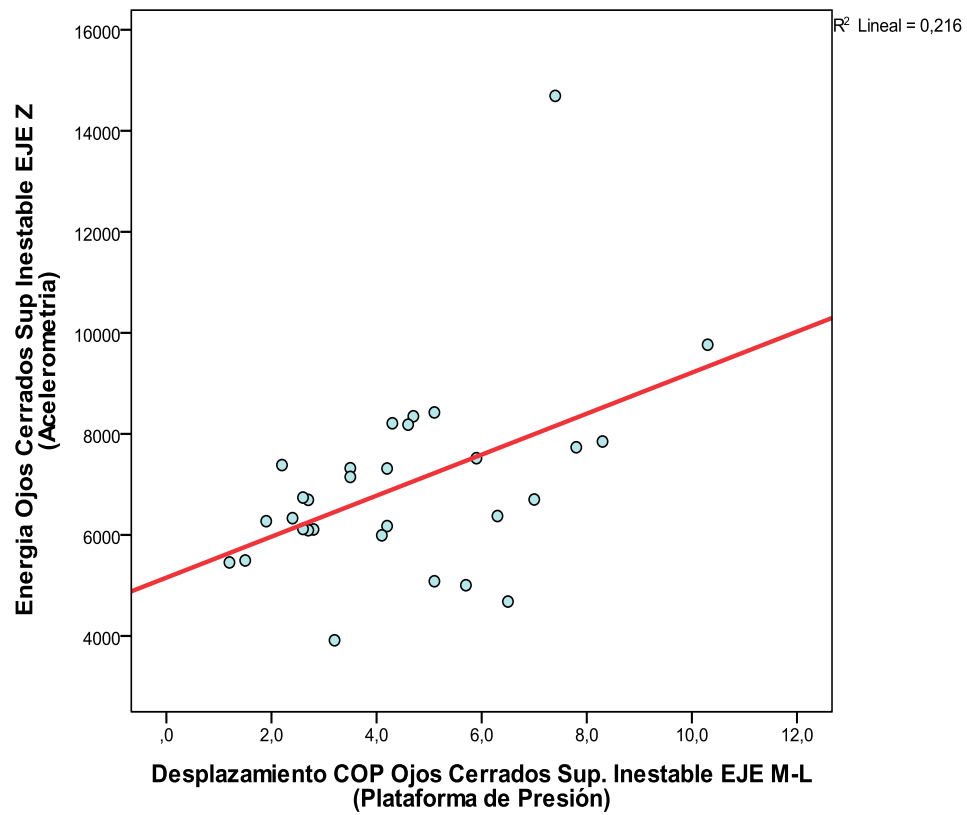


Figura 16. Correlación entre CoP y energía

DISCUSIÓN

El objetivo de esta primera parte de la tesis fue conocer la sensibilidad de parámetros posturográficos y de acelerometría eficientes en la medición de variables susceptibles de cambios en el control postural de sujetos sanos. Los resultados obtenidos indicaron cambios estadísticamente significativos en parámetros posturográficos (desplazamiento del centro de presiones) y en parámetros de acelerometría (gasto energético/Densidad espectral de la energía) a determinadas situaciones de estabilidad/inestabilidad propuestas en el presente estudio. También se observó una correlación estadísticamente significativa entre las variables desplazamiento del centro de presiones y gasto energético. Esta correlación se observó entre el esfuerzo metabólico necesario para mantener el control postural ante un desequilibrio (gasto energético) en el eje antero posterior del acelerómetro y el resultado del desequilibrio (desplazamiento del CoP) en el eje medio lateral valorado mediante plataforma de presión ($p=0,01$). También se mostró alta significatividad en la correlación entre el gasto energético utilizado por los sujetos en el eje medio lateral del acelerómetro y el desplazamiento del CoP en el eje antero posterior de la plataforma de presión ($p=0,023$)

El desplazamiento del CoP y el gasto energético fue mayor en el eje antero posterior para todas las situaciones medidas en bipedestación, aunque de manera significativa solo lo obtuvimos para algunas situaciones medidas con la plataforma (ojos cerrados en superficie estable e inestable). En base a esto, pensamos que el factor visual es una mayor condicionante del equilibrio postural que el factor estabilidad/inestabilidad de la superficie. También obtuvimos un aumento de la energía en el eje vertical de movimiento, más que en el eje medio lateral cuando analizamos las aceleraciones.

El CoP sufrió un mayor desplazamiento y mayor gasto energético cuando el sujeto estuvo sobre superficie inestable y con ojos cerrados, aunque no se encontraron diferencias significativas. Solamente la obtuvimos cuando el sujeto fue valorado en superficie inestable con ojos cerrados en la plataforma de presión. Por último, las variables sexo e IMC no influyeron de forma significativa en el desplazamiento del CoP ni en el gasto energético en los ejes de movimiento analizados.

En cuanto a procedimiento y metodología, Zuñil Escobar et al (193) demostró que el tiempo mínimo de cada prueba sobre la plataforma era de 30 segundos y que la fiabilidad de la exploración en plataforma aumentaba cuando aumentaba el tiempo, justificando así los 30 segundos de duración de cada prueba en nuestro estudio.

Por el contrario Vette et al (128) y Carpenter et al (198) propuso 2 minutos por cada prueba en bipedestación y que el orden de la pruebas a realizar fuese al azar. Se eligió por orden de dificultad creciente al igual que Balaguer García et al (187). Por otro lado, Kamen et al (114) comentó en su trabajo que a medida que aumenta la edad se producen mayores amplitudes y variabilidad en las aceleraciones, por lo que en nuestro estudio el rango de edad de establecido fue de sujetos adultos jóvenes y pequeña desviación estándar.

Respecto a las mediciones realizadas por garantizar la reproducibilidad de la prueba existen diferencias entre algunos de los estudios recientes. Mientras Whitney et al (109) realizaron una correlación media entre las diferentes mediciones obtenidas en cada prueba, Fort Vanmeerhaeghe et al (194) seleccionó aquella que presentó un menor desplazamiento del centro de presiones durante el tiempo de registro, siendo esta última la que empleamos en el presente estudio.

Se decidió analizar los datos correspondientes al acelerómetro lumbar dado que la señal transmitida desde el COM puede utilizarse para distinguir entre diferentes condiciones de equilibrio incluyendo la bipedestación sobre superficie estable e inestable y ojos abiertos y cerrados (112,114,115).

Analizamos como parámetro ideal el desplazamiento del CoP obtenido con la plataforma de presión, mientras que Raymakers et al (130) concluyó que la velocidad de desplazamiento media parece ser el parámetro más informativo en la mayoría de situaciones. Existe controversia en cuanto a este indicador, dado que existen numerosos estudios que afirman tanto que a mayor y menor velocidad del CoP mejor equilibrio (112,113,130,185,189,195,199).

En cuanto al análisis en frecuencia, las energías necesarias para mantener el equilibrio ante situaciones de inestabilidad se distribuyen en frecuencias de entre 1.5-3 Hz, similar a lo que concluye Izquierdo et al (108), mientras que los movimientos producidos en la cabeza ocurren en un rango de frecuencia de 0,1-0,5 Hz en situaciones de mayores oscilaciones (120). Según la bibliografía analizada el proceso de equilibrado en bipedestación estática pasa por una serie de movimientos oscilatorios que permiten que el sujeto se equilibre. En este sentido, la energía se incrementa cuando hay una plataforma inestable y la energía suplementaria que el sujeto emplea cuando está sobre una plataforma inestable se observa en la banda de frecuencias 1.5-3 Hz.

Además, esta banda de frecuencias es detectable por la colocación del acelerómetro en el centro de masas (L3-L4).

En esta investigación se consiguió una correlación significativa entre variables relacionadas con la plataforma de presión y acelerometría (desplazamiento del CoP y gasto energético). Nuestros resultados son similares a Mancini et al (113), que demuestra que la mayoría de las medidas del CoP se correlacionan con la acelerometría.

Kamen et al (114), obtuvo mayores aceleraciones en el eje antero posterior en superficie inestable con ojos cerrados en sujetos sanos, al igual que en este trabajo que conseguimos resultados similares aunque no de forma significativa. Obtuvimos mayores desplazamientos del CoP en el eje antero posterior no de forma significativa para todas las situaciones medidas, encontrando semejanzas con los estudios de Baydal Bertomeu et al (75) en población sana y Genthon et al (200) en sujetos con accidente cerebrovascular, utilizando el mismo protocolo de valoración. Encontramos diferencias con Raymarkes et al (130) el cual comentó que el desplazamiento del CoP fue mayor en el eje medio lateral tanto en sujetos sanos como en sujetos de edad avanzada, siendo este el mejor predictor de riesgo de caídas. Cuando existen desplazamientos y aceleraciones en el eje AP es debido a la estrategia del tobillo (inversores y eversores) mientras que si se producen en el eje ML son por estrategias de cadera (músculos abductores y aductores) (74).

A si mismo los resultados muestran un incremento del CoP a medida que se aumenta la dificultad de la prueba, al eliminar la visión con los ojos cerrados y al distorsionar la propiocepción con la gomaespuma (75,187,201). Este hecho fue más significativo cuando se dieron las dos circunstancias a la vez (con ojos cerrados y superficie inestable) en contraposición a Raymakers et al (130) que obtuvo mayores desplazamientos del CoP solo modificando la estabilidad de la superficie y no la visión en sujetos sanos.

Raymarkes et al (130) en su estudio propuso como líneas futuras un análisis del equilibrio de manera que se estudiaran fuerzas verticales para compararlas con el desplazamiento del CoP. Se analizaron las fuerzas y energías verticales producidas ante un desequilibrio siendo estas importantes para el mantenimiento del equilibrio, aunque no se correlacionó de forma significativa con el desplazamiento del CoP.

En cuanto a la variable IMC, no obtuvimos influencia significativa en el equilibrio postural, mientras que autores como Gallego Gómez et al (202) afirma que a mayor IMC, mayor es el desplazamiento del CoP antero-posterior, al encontrarse el sujeto con los ojos cerrados. Quizás obtendríamos resultados similares si hubiera mayor variabilidad en los valores de IMC. Por otro lado, no podemos considerar que el ser hombre o mujer influya de manera significativa en el control postural, en cambio estudios como Fort Vanmeerhaeghe et al (194) afirman que las mujeres tienden a tener un menor desplazamiento del CoP tanto con ojos abiertos como con ojos cerrados aunque no existen demasiados estudios relacionados con la influencia del sexo.

Finalmente, pensamos que la aceleración del centro de masa puede ser una medida más adecuada para medir el equilibrio que parámetros derivados del desplazamiento del centro de presiones medidos solamente con una plataforma de presión (203). El acelerómetro nos proporciona información sobre la energía que utiliza el sujeto para equilibrarse en los 3 ejes de movimientos, mientras que el resultado del desequilibrio es aportado por la plataforma de presiones en solo dos ejes.

Los resultados obtenidos en el presente trabajo invitan a reflexionar sobre la existencia de mecanismos de acción que conecten estructuras mediante sistemas de estímulo-respuesta basadas en el principio físico de acción-reacción. La función de dichas estructuras parece ser más compleja de lo que en un principio podría parecer ya que aún son limitados los estudios que analizan su función respecto al equilibrio postural. Es llamativo observar una correlación estadísticamente significativa entre las variables desplazamiento del centro de presiones y gasto energético viéndose esfuerzo metabólico necesario para mantener el control postural ante un desequilibrio (gasto energético) en el eje antero posterior del acelerómetro y el resultado del desequilibrio (desplazamiento del CoP) en el eje medio lateral valorado mediante plataforma de presión y a la inversa, es decir, alta significatividad en la correlación entre el gasto energético en el eje medio lateral del acelerómetro y el desplazamiento del CoP en el eje antero posterior de la plataforma de presión.

En este sentido, y desde el punto de vista clínico, el conocimiento sobre las cadenas musculares puede dar respuesta a los resultados mostrados.

Las cadenas musculares representan circuitos en continuidad de dirección y planos a través de los cuales se propagan las fuerzas organizadoras del cuerpo obedeciendo a tres leyes: equilibrio, economía y confort (no dolor). Nuestro sistema de equilibrio precisa

tener un control continuo que permita un funcionamiento óptimo, requiriendo un gasto energético muy elevado que se traduce en estado de fatiga propioceptiva.

Desde el punto de vista embriológico, de origen mesodérmico, todas las estructuras conjuntivas (aponeurosis, vainas, tendones, ligamentos, capsulas...) forman parte en el plano funcional de una única fascia. Por otro lado, el cuerpo comprende tres esferas: cabeza, tórax y pelvis y cada una tiene un diafragma (craneano, torácico y pelviano) influidas por el ritmo de su diafragma. Las tres estructuras presentan un detalle anatómico importante, pues permite la sincronización, pero también la independencia relativa del ritmo de cada una de ellas con las contracciones musculares del cuerpo en la necesidad de moverse y hacer esfuerzos. Este detalle anatómico se llama: apéndice xifoides del esternón, coxis para el sacro y el hueso wormiano en la punta del occipital. La flexión y la extensión del tronco dependen de las cadenas rectas. Se efectúan en relación con dos ejes de movimiento importantes (anterior y posterior). A su vez pueden dividirse en izquierda y derecha.

El equilibrio del cuerpo está basado en un desequilibrio, por ejemplo, el resultado de un desequilibrio anterior tensa las fascias posteriores (ligamento cervical posterior, aponeurosis dorsal y lumbar) teniendo las cualidades por tanto de economía y de propioceptividad para gestionar el equilibrio.

Los músculos espinales son correctores, guardianes del equilibrio, actuarán a ráfagas causando oscilaciones antero posterior (relación con las cadenas rectas) pero también medios laterales y circulares (cadenas cruzadas). El sistema anti-gravitacional es repartidor de energía (cadena estática posterior), al igual que las cadenas rectas están orientadas hacia la estática y las cadenas cruzadas hacia el movimiento. Estos dos últimos sistemas no son antagónicos sino complementarios. El sistema cruzado necesita la estabilidad del sistema recto y viceversa, es decir, ante un desequilibrio el cuerpo tiene que actuar utilizando energía y fuerzas anti gravitacionales mediante la cadena estática posterior y cadenas musculares rectas en el eje antero posterior, y a su vez este hecho se ve compensado por las cadenas cruzadas dando como resultados movimientos laterales ante ese desequilibrio.

La presencia de estos diafragmas antes comentados, importantes por su orientación en la distribución de las tensiones de origen musculoesquelético, así como la existencia constatada del trabajo muscular por medio de cadenas musculares descritas por autores como Busquet (204) o Pilat (205), que permiten equilibrar mediante una precisión casi

milimétrica los desajustes posturales que se producen en situaciones de inestabilidad postural, puede constituir una explicación que justifique la existencia de una correlación estadísticamente significativa entre los desplazamientos que se producen en el plano

anterior posterior con la existencia de un aumento del gasto energético en estas situaciones de aumento de aceleraciones medio laterales. Este último autor Pilat (205), pone de manifiesto también la existencia de una integridad estructural, que permite la transmisión y distribución de las cargas favoreciendo el máximo confort. Para ello, la tenseguridad como modelo de entendimiento, permite explicar al cuerpo humano como un conjunto de elementos fijos (huesos) y elementos tensiles (músculos y partes blandas), comportándose como una estructura de tenseguridad. En este sentido, la acción de estructuras situadas aparentemente perpendiculares al desplazamiento, reciben ese estímulo garantizando la distribución de las tensiones controlando el equilibrio postural. La existencia de estos cambios numéricos con significancia estadística podrían ser interpretados mediante esta justificación, debido a la escasa literatura científica que existe en la actualidad sobre este acontecimiento, que consideramos de bastante interés para la explicación de numerosas situaciones inéditas que observamos en la práctica clínica y que hasta la fecha no podíamos confirmar. Ante esto, futuras líneas de investigación deben pasar por aumentar la franja de edad y la muestra, utilizar otros instrumentos de medida que permitan analizar la actividad mioeléctrica del músculo para poder conocer con más exactitud los objetivos planteados en este trabajo, llevar a cabo un análisis comparativo del comportamiento postural en diferentes enfermedades/patologías susceptibles de tratamiento fisioterápico.

Como limitaciones al estudio: El tamaño muestral es pequeño para llegar a validar parámetros posturográficos y de acelerometría que determinen el equilibrio postural, la franja de edad de los sujetos es reducida, no pudiéndose extrapolar los resultados a edades más avanzadas, falta de desarrollo del análisis y procesamiento de datos que facilite la interpretación de los resultados, escasa bibliografía con respecto a la correlación entre ambos métodos de valoración del equilibrio postural.

BLOQUE 2. CARACTERIZACIÓN DE LOS GRUPOS DE INTERVENCIÓN (SUJETOS CON DOLOR LUMBAR CRÓNICO Y SUJETOS SANOS) MEDIANTE PARÁMETROS RELACIONADOS CON EL CONTROL POSTURAL.

El objetivo de esta segunda parte de la tesis doctoral fue caracterizar los grupos de intervención (sujetos con dolor lumbar crónico inespecífico (DLCI) y sujetos sanos) mediante parámetros estabilométricos y de acelerometría para determinar si los instrumentos de valoración son sensibles a las alteraciones del control postural en sujetos con DLCI.

A continuación, se detallarán todos los aspectos relativos al MATERIAL y MÉTODOS que se emplearon para cubrir los objetivos de esta SEGUNDA PARTE. Posteriormente, se presentarán los RESULTADOS y se DISCUTIRÁN los hallazgos de dicha investigación.

MATERIAL Y MÉTODO

Diseño del estudio y muestra

Se realizó un estudio transversal de casos y controles para comparar los parámetros relacionados con el control postural en sujetos con DLCI versus sujetos sanos. El estudio fue aprobado por el Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (nº de registro: 77//2018) y registrado en ClinicalTrials.gov con numero de registro ID: NCT03635242.

Los pacientes fueron reclutados mediante anuncios colocados en diferentes centros de fisioterapia privados en Badajoz (España) y en la Universidad de Extremadura en Badajoz, España. Setenta y cinco individuos dispuestos a participar en el estudio accedieron voluntariamente (35 sujetos con DLCI y 40 sujetos sanos). Los criterios de inclusión fueron: Grupo DLCI: a) edad entre 18-45 años (1); b) presencia de "dolor experimentado entre los márgenes costales y los pliegues glúteos inferiores presentado como un dolor lumbar de al menos 3/10 en la "Numeric Pain Rating Scale" (NPRS) de duración ≥ 3 meses (64). Los pacientes con DLCI podían tener dolor referido en la pierna por encima de la rodilla siempre que no presentaran síntomas neurológicos (206). El dolor experimentado debe estar influenciado por las actividades físicas y las posturas, con limitación dolorosa al movimiento. Grupo de sujetos sanos: a) edad entre 18-45 años, b) no presentar antecedentes de DLCI.

Los criterios de exclusión fueron (64) : a) embarazo, incluidos 6 meses de posparto; b) antecedentes de cirugía de espalda o extremidades inferiores; c) dolor irradiado por debajo del pliegue glúteo; d) traumatismo en la espalda o las extremidades inferiores durante al menos 3 meses; e) tener implantes metálicos en la columna; f) trastornos neurológicos o vestibulares; g) consumo de analgésicos, drogas o alcohol en las 24 horas anteriores al estudio; h) trastorno psiquiátrico diagnosticado o deterioro cognitivo grave.

Finalmente, la muestra quedó conformada por 60 sujetos divididos en dos grupos (grupo DLCI: 30, sujetos sanos: 30). (Figura 17). Se pidió a los participantes que evitaran cualquier medicación o tratamiento de fisioterapia 24 horas antes de las evaluaciones. Se informó a los participantes sobre la naturaleza del estudio y se obtuvo el consentimiento informado por escrito de todos ellos antes de su participación.

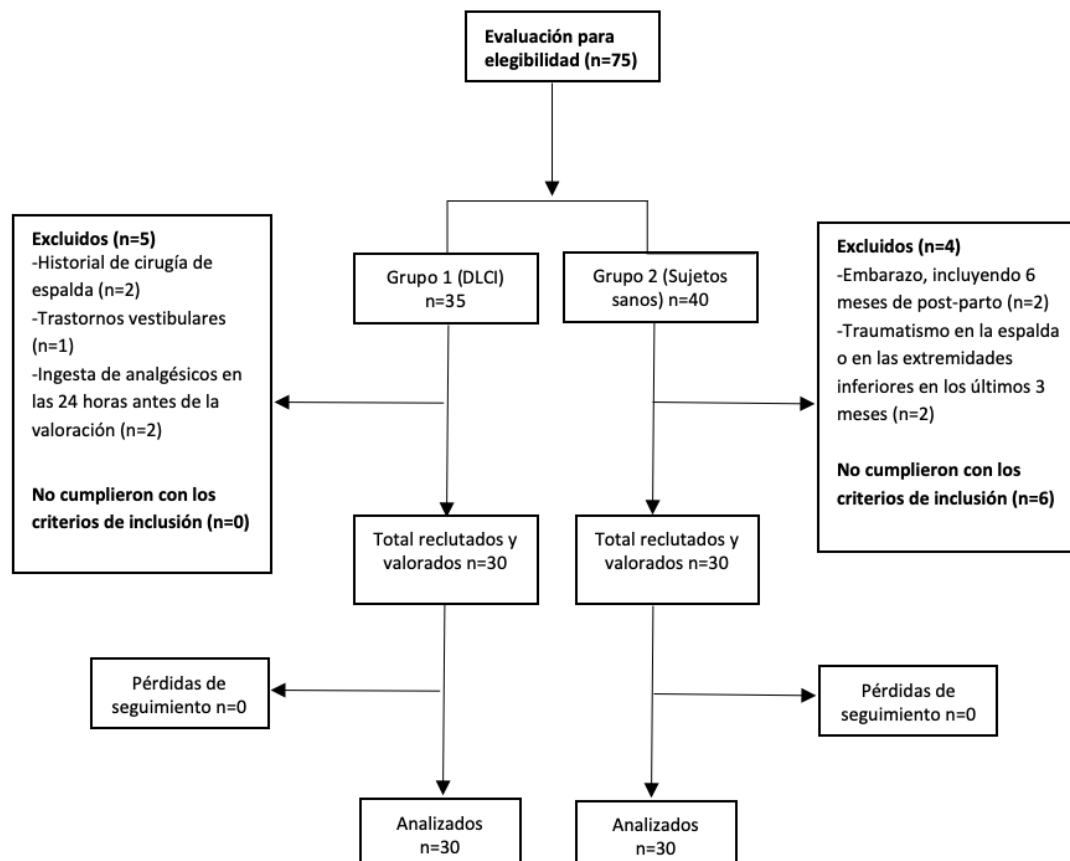


Figura 17. Diagrama de flujo en las diferentes fases del estudio

Procedimiento

El control postural fue valorado mediante plataforma de presión (PODOPRINT (NAMROL®)) y acelerometría triaxial (SHIMMER®) siguiendo un procedimiento similar al llevado a cabo en estudios previos y al indicado en la primera parte de estudio de esta tesis (70,79,185) . La plataforma de presión es un dispositivo dotado de 1.504 sensores de presión colocados a 1 cm de distancia y una frecuencia de recopilación de datos de 100 Hz. Para el registro de presiones, los participantes se colocaron en bipedestación sobre la plataforma, en un entorno sin señales visuales y auditivas, con los brazos a lo largo del cuerpo, los pies rotados externamente en relación con la línea media (aproximadamente 20 grados), los talones separados y mirando a un punto fijo al nivel de los ojos. El sujeto debía mantenerse lo más quieto posible durante 30 segundos en esta posición. Cada participante completó para los dos dispositivos tecnológicos estudiados cuatro pruebas de dificultad creciente en el siguiente orden: (a) ojos abiertos en superficie estable (BOAE) (b) ojos cerrados en superficie estable (BOCE); (c) ojos abiertos en superficie inestable (BOAI); y (d) ojos cerrados en superficie inestable (BOCI). Se usó una almohadilla de gomaespuma (TheraBand®) con un grosor de 10 cm para proporcionar una superficie inestable (70,130) .Cada prueba se repitió tres veces.

Por otro lado, las aceleraciones fueron registradas de manera simultánea a la toma de datos de estabilometría, mediante la colocación de un acelerómetro triaxial (SHIMMER®) a nivel L3-L4 a una frecuencia de registro de 50 Hz. Esta localización ha mostrado ser la más sensible para valorar el control postural (207).

Fiabilidad de los procedimientos con los instrumentos tecnológicos de medición

La fiabilidad de los procedimientos utilizados con los dispositivos tecnológicos se comprobó previamente en ocho sujetos con DLCI (edad: 20-26 años) ajenos a la muestra, pero que cumplieran con los mismos criterios de inclusión y exclusión previamente definidos, en dos sesiones con cuatro días de diferencia. El análisis mostró una alta fiabilidad en el coeficiente de correlación intraclase (ICC95%) para la estabilometría en las 4 condiciones. En cuanto a la acelerometría, el análisis también mostró una fiabilidad moderada-alta en el coeficiente de correlación intraclase (ICC95%) para 4 condiciones. El ICC se utilizó para calcular el error estándar de medición (SEM). (Tabla 12).

Tabla 12. Análisis de fiabilidad de los instrumentos tecnológicos

Estabilometría			Acelerometría ICC95%		
Condición	ICC95%	ICC (SEM)	Condición	ICC95%	ICC (SEM)
BOAE eje (AP)	0.900	0.36	BOAE eje (Y)	0.966	0.64
BOCE eje (ML)	0.799	0.29	BOAE eje (X)	0.862	0.41
BOCE eje (AP)	0.957	0.54	BOAE eje (Z)	0.972	0.10
BOCE eje ML	0.916	0.69	BOCE eje (Y)	0.956	0.57
BOAI eje (AP)	0.899	0.63	BOCE eje (X)	0.953	0.30
BOAI eje (ML)	0.986	0.50	BOCE eje (Z)	0.870	0.20
BOCI eje (AP)	0.912	0.21	BOAI eje (Y)	0.950	0.10
BOCI eje (ML)	0.956	0.74	BOAI eje (X)	0.862	0.46
			BOAI eje (Z)	0.506	0.46
			BOCI eje (Y)	0.926	0.82
			BOCI eje (X)	0.782	0.53
			BOCI eje (Z)	0.692	0.39

Variables primarias

- *Desplazamiento del centro de presiones (CoP)*

El desplazamiento del CoP es el punto que coincide con la proyección perpendicular del centro de masa de un sujeto sobre la base de la plataforma de presión (208). Previamente, el desplazamiento del CoP ha sido identificado como un parámetro del control postural correlacionado con el grado de discapacidad en sujetos con DLCl (209). El desplazamiento medio del centro de presiones fue medido en el eje antero-posterior (AP) y medio-lateral (ML)

- *Densidad Espectral de la Energía (DEE)-Gasto Energético*

La cuantificación de variables obtenidas de acelerómetros (como la potencia metabólica o el gasto energético) es en la actualidad una realidad en diferentes ámbitos clínicos y de rendimiento deportivo. No obstante, la determinación de la variable más adecuada en sujetos con DLCl aún es desconocida. La DEE constituye un novedoso indicador obtenido mediante la señal de acelerometría. La DEE se define como “una señal $\chi(t)$ de la energía finita (es decir, $0 < E_{\chi} < \infty$) y su potencia media cero. La señal $\chi(t)$ es la frecuencia y E_{χ} la integral del cuadrado de $\chi(t)$ ” (70).

Análisis del procesado de señal de la acelerometría

Para el análisis de la señal de acelerometría se utilizó un programa informático llamado “generarDatos.m” donde se ejecutaban los archivos CSV obtenidos mediante un código (Figura 18). Este software se encarga de almacenar en los archivos de salida datos.csv y angulos.csv la información correspondiente a DEE y RMS de la señal de acelerometría, el primero, y las direcciones de los vectores de aceleración, el segundo. Este análisis de la señal y transformación en frecuencia ha sido necesario para obtener indicadores fáciles de entender a nivel clínico, dado que la cantidad de datos obtenidos en el tiempo (50 datos por segundo, por 30 segundos cada prueba, 4 pruebas, 3 ejes) hace que tengamos 18.000 datos por sujeto. Todo el proceso del análisis de la señal llevado a cabo por ingenieros informáticos queda recogido en el Anexo 1.

```

1 function generarDatos
2 diary log.txt;
3 fEnergiaRMS = fopen ("datos.csv", "w");
4 fprintf(fEnergiaRMS, "0-Sano/1-LumbarPre/2-LumbarPost/3-Lumbar3Meses,Sujeto,Condicion");
5 fprintf(fEnergiaRMS, ",Energia X(LNraw),Energia Y(LNraw),Energia Z(LNraw)");
6 fprintf(fEnergiaRMS, ",Energia X(LNcal),Energia Y(LNcal),Energia Z(LNcal)");
7 fprintf(fEnergiaRMS, ",Energia X(WNraw),Energia Y(WNraw),Energia Z(WNraw)");
8 fprintf(fEnergiaRMS, ",Energia X(WNcal),Energia Y(WNcal),Energia Z(WNcal)");
9 fprintf(fEnergiaRMS, ",RMS X(LNraw),RMS Y(LNraw),RMS Z(LNraw)");
10 fprintf(fEnergiaRMS, ",RMS X(LNcal),RMS Y(LNcal),RMS Z(LNcal)");
11 fprintf(fEnergiaRMS, ",RMS X(WNraw),RMS Y(WNraw),RMS Z(WNraw)");
12 fprintf(fEnergiaRMS, ",RMS X(WNcal),RMS Y(WNcal),RMS Z(WNcal)");
13 fprintf(fEnergiaRMS, "\n");
14 fAngulos = fopen ("angulos.csv", "w");
15 fprintf(fAngulos, "0-Sano/1-LumbarPre/2-LumbarPost/3-Lumbar3Meses,Sujeto,Condicion,Timestamp(no units),Timestamp(ms)");
16 fprintf(fAngulos, ",Eje X(LNraw),Eje Y(LNraw),Eje Z(LNraw)");
17 fprintf(fAngulos, ",Eje X(LNcal),Eje Y(LNcal),Eje Z(LNcal)");
18 fprintf(fAngulos, ",Eje X(WNraw),Eje Y(WNraw),Eje Z(WNraw)");
19 fprintf(fAngulos, ",Eje X(WNcal),Eje Y(WNcal),Eje Z(WNcal)");
20 fprintf(fAngulos, "\n");
21 primerSujeto=1;
22 ultimoSujeto=60;
23 for estado=1:4
24     switch (estado)
25     case 0
26         raiz="sanos";
27     case 1
28         raiz="PRE";
29     case 2
30         raiz="POST";
31     case 3
32         raiz="3 MESES";
33     endswitch
34     for iSujeto=primerSujeto:ultimoSujeto
35         carpeta=[raiz "/" num2str(iSujeto)];
36         if exist(carpeta)~=0 % El usuario "iSujeto" no existe en la carpeta "raiz"
37             printf("Aviso: no existe el sujeto %d en %s\n",iSujeto,raiz)
38         else
39             for iCondicion=1:4
40                 namefile=[carpeta "/" num2str(iCondicion) ".csv"];
41                 fprintf(fEnergiaRMS, "%d,%d,%d", estado, iSujeto, iCondicion);
42                 datos=diread(namefile, ', ', 4, 0);
43
44                 LNaccXraw=datos(:,0); % Low Noise Acc X (raw)
45                 LNaccYraw=datos(:,05); % Low Noise Acc Y (raw)
46                 LNaccZraw=datos(:,07); % Low Noise Acc Z (raw)
47                 LNaccXcal=datos(:,06); % Low Noise Acc X (calc)
48                 LNaccYcal=datos(:,06); % Low Noise Acc Y (calc)
49                 LNaccZcal=datos(:,06); % Low Noise Acc Z (calc)
50                 WNaccXraw=datos(:,10); % Wide Range Acc X (raw)
51                 WNaccYraw=datos(:,11); % Wide Range Acc Y (raw)
52                 WNaccZraw=datos(:,13); % Wide Range Acc Z (raw)
53                 WNaccXcal=datos(:,10); % Wide Range Acc X (calc)
54                 WNaccYcal=datos(:,12); % Wide Range Acc Y (calc)
55                 WNaccZcal=datos(:,14); % Wide Range Acc Z (calc)
56                 timeN=datos(:,1); % timestamp (no units)
57                 timeMS=datos(:,2); % timestamp (ms)
58                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularEnergia(LNaccXraw), calcularEnergia(LNaccYraw), calcularEnergia(LNaccZraw));
59                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularEnergia(LNaccXcal), calcularEnergia(LNaccYcal), calcularEnergia(LNaccZcal));
60                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularEnergia(WNaccXraw), calcularEnergia(WNaccYraw), calcularEnergia(WNaccZraw));
61                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularEnergia(WNaccXcal), calcularEnergia(WNaccYcal), calcularEnergia(WNaccZcal));
62                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularRMS(LNaccXraw), calcularRMS(LNaccYraw), calcularRMS(LNaccZraw));
63                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularRMS(LNaccXcal), calcularRMS(LNaccYcal), calcularRMS(LNaccZcal));
64                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularRMS(WNaccXraw), calcularRMS(WNaccYraw), calcularRMS(WNaccZraw));
65                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularRMS(WNaccXcal), calcularRMS(WNaccYcal), calcularRMS(WNaccZcal));
66                 fprintf(fEnergiaRMS, "\n");
67                 for i=1:length(LNaccXraw)
68                     fprintf(fAngulos, "%d,%d,%d,%d,%.6f", estado, iSujeto, iCondicion, timeN(i), timeMS(i));
69                     [ejeX, ejeY, ejeZ]=calcularAngulos(LNaccXraw(i), LNaccYraw(i), LNaccZraw(i));
70                     fprintf(fAngulos, ",%.6f,%.6f,%.6f", ejeX, ejeY, ejeZ);
71                     [ejeX, ejeY, ejeZ]=calcularAngulos(LNaccXcal(i), LNaccYcal(i), LNaccZcal(i));
72                     fprintf(fAngulos, ",%.6f,%.6f,%.6f", ejeX, ejeY, ejeZ);
73                     [ejeX, ejeY, ejeZ]=calcularAngulos(WNaccXraw(i), WNaccYraw(i), WNaccZraw(i));
74                     fprintf(fAngulos, ",%.6f,%.6f,%.6f", ejeX, ejeY, ejeZ);
75                     [ejeX, ejeY, ejeZ]=calcularAngulos(WNaccXcal(i), WNaccYcal(i), WNaccZcal(i));
76                     fprintf(fAngulos, ",%.6f,%.6f,%.6f", ejeX, ejeY, ejeZ);
77                     fprintf(fAngulos, "\n");
78                 endfor
79             endfor
80         endfor
81     endfor
82 endfor
83 fclose(fEnergiaRMS);
84 fclose(fAngulos);
85 diary off;
86 endfunction

```

```

1 function energia=calcularEnergia(datos)
2 N=2*10; % número de puntos considerados
3 C=fft(datos,N); % FFT empleando los N primeros puntos
4 C=C(1:N/2+1); % Dado que la señal es simétrica, nos quedamos con los N/2 + 1 primeros puntos
5 Pc = abs(C).^2 / N; % y multiplicamos por 2 cada uno de ellos, excepto el primero (frecuencia 0) y el último (frecuencia de Nyquist)
6 fs=50; % De cada punto x, calculamos x^2/N
7 f=fs/2; % sample frequency
8 f = 0:fs/N:fs/2; % f contiene los respectivos valores de frecuencia de los puntos de Pc
9 banda=(f>1.5 & f<3.0); % banda contiene los índices de los puntos de Pc en la banda de frecuencia [1.5-3.0] Hz
10 energia=sum(Pc(banda)); % Cálculo de la energía contenida en la banda de frecuencia [1.5-3.0] Hz
11 endfunction

```

Figura 18. Descripción del código en software “generarDatos.m” y descripción del código para el análisis de la DEE.

Análisis estadístico

Todos los análisis estadísticos se realizaron con el SPSS, versión 22.0 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE.UU.). Se utilizaron estadísticas descriptivas para presentar la información demográfica y clínica. Los datos se presentaron como media (desviación estándar) e intervalos de confianza (IC del 95%). La normalidad de los datos se exploró mediante la prueba de Shapiro-Wilk. Se utilizaron pruebas t independientes para comparar a los participantes con DLCI y los sujetos sanos en las dos mediciones clínicas (es decir, el desplazamiento de CoP y DEE) para las cuatro condiciones (BOAE; BOCE; BOAI; BOCI).

Se aplicó un análisis multivariante de la varianza (MANOVA) junto con una discriminación lineal de Fisher para categorizar a los sujetos con DLCI según el desplazamiento de CoP y la DEE. Se aplicó el algoritmo Lambda de Wilk para evitar un posible sobreajuste secundario al gran número de variables medidas. Nos llevó a considerar sólo dos medidas, es decir, DEE en el eje Z para la situación BOCI y DEE en el eje X para la situación BOAE.

Para confirmar esta visión bidimensional se realizaron otros métodos de clasificación. A saber, un análisis de regresión logística y un árbol de clasificación (método CRT con índice de Gini) para detectar la asociación entre grupos. Teniendo en cuenta el alto grado de correlación lineal entre las medidas numéricas (es decir, el desplazamiento de CoP y DEE), se agruparon en factores según un análisis de componentes principales utilizando la rotación varimax (210). Las diferencias se consideraron significativas a $p < 0.05$).

RESULTADOS

Un total de 75 sujetos se ofrecieron a participar, de los que finalmente se incluyeron 60 (30 en el grupo DLCl y 30 en el grupo de control) (Figura 17). Todos los participantes completaron todas las partes del estudio.

A) Descriptivos

Los datos descriptivos de los participantes se resumen en la Tabla 13. No se encontraron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos al inicio del estudio (todos $p > 0,05$).

Tabla 13. Valores descriptivos de la muestra. Sujetos con DLCl y sujetos sanos

	Sujetos con DLCl (n=30) Media +/- DE	Sujetos sanos (n=30) Media +/- DE	pValor
Edad (años)	33.67 ± 7.02	30.67 ± 6.08	0.082
Altura (cm)	171.30 ± 0.09	170.07 ± 0.09	0.593
Peso (kg)	72.83 ± 9.15	68.63 ± 8.27	0.067
Indice de Masa Corporal (kg/m ²)	24.85 ± 2.92	23.68 ± 1.73	0.064

cm: centímetros ; Kg: kilogramos; m: metros; DE: Desviación estándar;

* $p < 0,05$: Significación estadística.

B) Análisis de indicadores relacionados con la estabilometría

En la tabla 14 observamos la comparación entre grupos respecto al desplazamiento del CoP en la plataforma de presión. Los mayores desplazamientos del CoP se dieron en el grupo con DLCI donde se obtuvieron diferencias estadísticamente significativas entre los sujetos con DLCI y sujetos sanos en las siguientes situaciones: BOAE en eje antero-posterior (AP) ($p=0.012$), BOCE en eje medio lateral (ML) ($p=0.025$), BOCE en eje AP ($p=0.001$), BOAI en eje AP ($p=0.040$), BOCI en eje AP ($p=0.015$).

Tabla 14. Comparación entre sujetos con DLCI y sujetos sanos (desplazamiento del CoP)

Variables	Sujetos con DLCI (n=30)	Sujetos sanos (n=30)	Diferencias entre-grupos Diferencias de medias	95% (Intervalo de confianza)		pValor
	Media $\pm$ DE (mm)	Media $\pm$ DE (mm)		Inferior	Superior	
BOAE Eje ML	5.31 $\pm$ 2.74	4.71 $\pm$ 1.76	0.60	-0.59	1.79	0.320 ^t
BOAE Eje AP	8.41 $\pm$ 4.51	5.95 $\pm$ 2.54	2.46	0.57	4.35	0.012 ^t *
BOCE Eje ML	6.84 $\pm$ 3.37	5.23 $\pm$ 1.84	1.61	0.21	3.01	0.025 ^t *
BOCE Eje AP	10.79 $\pm$ 4.93	7.00 $\pm$ 2.76	3.78	1.72	5.85	0.001 ^t *
BOAI Eje ML	7.03 $\pm$ 4.13	5.85 $\pm$ 2.38	1.18	-0.56	2.93	0.181 ^t
BOAI Eje AP	8.89 $\pm$ 5.00	6.77 $\pm$ 2.33	2.12	0.10	4.13	0.040 ^t *
BOCI Eje ML	6.76 $\pm$ 3.96	5.53 $\pm$ 2.21	1.23	-0.43	2.89	0.143 ^t
BOCI Eje AP	9.31 $\pm$ 4.63	6.76 $\pm$ 3.10	2.55	0.52	4.59	0.015 ^t *

BOAE: Ojos abiertos superficie estable; BOCE: ojos cerrados superficie estable; BOAI: ojos abiertos superficie inestable; BOCI: ojos cerrados superficie inestable;

ML: eje mediolateral ; AP: eje anteroposterior; t: *t-student* test para muestras independientes; DE: Desviación estándar;

* $p<0,05$: significación estadística

C) Análisis de indicadores relacionados con la acelerometría

La comparación entre grupos respecto a la DEE, también mostró un incremento estadísticamente significativo en la DEE en los sujetos con DLCI para las cuatro situaciones descritas ($p \leq 0.01$). Se observó un aumento de la DEE en los sujetos con DLCI respecto a los sujetos sanos. (Tabla 15).

Tabla 15. Comparación entre sujetos con DLCI y sujetos sanos (DEE)

Variables	Sujetos con DLCI (n=30)	Sujetos sanos (n=30)	Diferencias entre-grupos	95% (Intervalo de confianza)		pValor
	Media $\pm$ DE (mm)	Media $\pm$ DE (mm)	Diferencias de medias	Inferior	Inferior	
BOAE Eje X	1.37 $\pm$ 0.63	0.35 $\pm$ 0.25	1.02	0.77	1.27	0.000* [†]
BOAE Eje Y	1.15 $\pm$ 0.57	0.39 $\pm$ 0.18	0.76	0.54	0.98	0.000* [†]
BOAE Eje Z	2.38 $\pm$ 1.43	0.73 $\pm$ 0.29	1.65	1.12	2.18	0.000* [†]
BOCE Eje X	1.44 $\pm$ 0.66	0.39 $\pm$ 0.31	1.08	0.81	1.35	0.000* [†]
BOCE Eje Y	1.26 $\pm$ 0.72	0.46 $\pm$ 0.24	0.79	0.52	1.07	0.000* [†]
BOCE Eje Z	2.77 $\pm$ 1.68	0.92 $\pm$ 0.49	1.86	1.21	2.50	0.000* [†]
BOAI Eje X	1.33 $\pm$ 0.65	0.37 $\pm$ 0.20	0.96	0.71	1.21	0.000* [†]
BOAI Eje Y	1.29 $\pm$ 0.78	0.49 $\pm$ 0.23	0.80	0.50	1.10	0.000* [†]
BOAI Eje Z	2.60 $\pm$ 1.50	0.86 $\pm$ 0.63	1.73	1.14	2.33	0.000* [†]
BOCI Eje X	1.31 $\pm$ 0.64	0.40 $\pm$ 0.34	0.91	0.64	1.18	0.000* [†]
BOCI Eje Y	1.40 $\pm$ 0.75	0.46 $\pm$ 0.21	0.94	0.66	1.22	0.000* [†]
BOCI Eje Z	2.80 $\pm$ 1.59	0.85 $\pm$ 0.38	1.95	1.35	2.54	0.000* [†]

BOAE: Ojos abiertos superficie estable; BOCE: ojos cerrados superficie estable; BOAI: ojos abiertos superficie inestable; BOCI: ojos cerrados superficie inestable;

X: eje vertical; Y: eje mediolateral; Z: eje anteroposterior; [†]: t- student test para muestras independientes; DE: Desviación estándar;

* $p < 0,05$: significación estadística.

D) Análisis de componentes principales mediante un árbol de clasificación

Con el objetivo de determinar qué indicadores eran más discriminativos entre ambos grupos (DLCI y sujetos sanos) y pudieran caracterizar las muestras estudiadas, se decidió elaborar un análisis de componentes principales mediante un árbol de clasificación. (Figura 19).

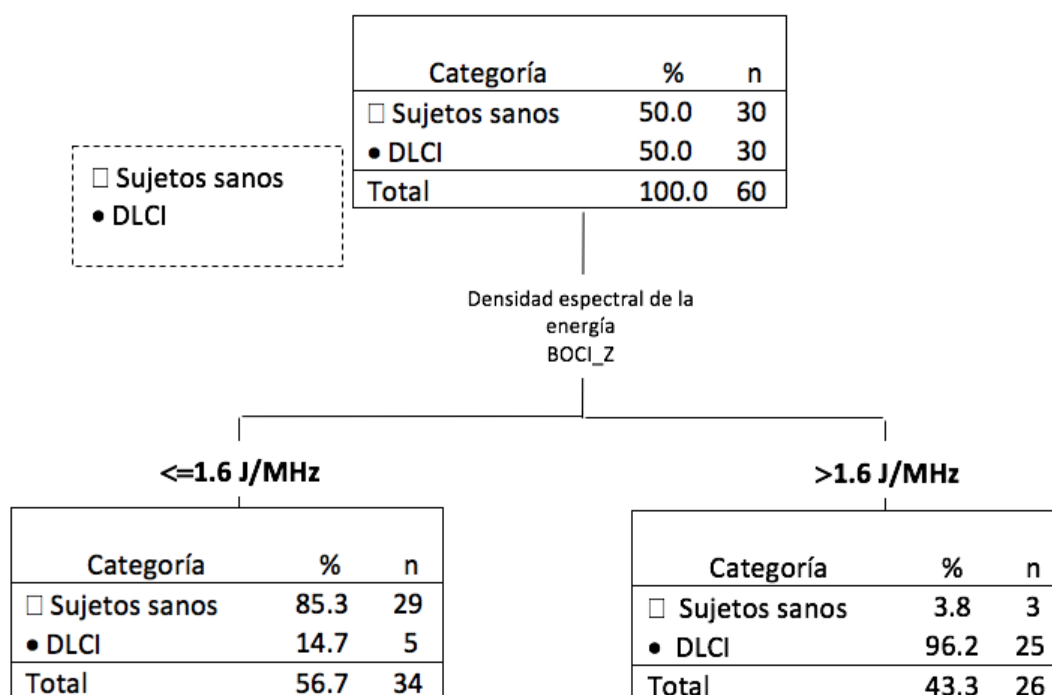


Figura 19. Árbol de clasificación basado en las medidas de resultado de la DEE (método CRT con índice de Gini).

Los resultados obtenidos mediante el análisis de componentes principales detectaron que los dos primeros factores (DEE y desplazamiento del CoP), recogieron el 67.58% de la varianza total. Es decir, aproximadamente dos terceras partes de la variabilidad observada pudo explicarse mediante las dos dimensiones o factores estudiados (DEE y desplazamiento del CoP). Sin embargo, fue el factor asociado a la DEE el que mostró una mayor discriminación entre sujetos con DLCI y sanos en la situación BOCI eje (Z), agrupándose los sujetos que presentaban DLCI y sanos con un valor discriminatorio superior que el parámetro desplazamiento del CoP.

En un análisis más detallado, los resultados del análisis discriminante de Fisher mostraron una correlación canónica de $r=0.864$ ($p<0.001$ in MANOVA), clasificando correctamente al 100% de los sujetos sanos y al 90% de los sujetos con DLCI (Figura 20A). El método de la Lambda de Wilks concluyó que las variables DEE en el eje Z para la situación BOCI y DEE en el eje vertical para la situación BOAE eran suficientes para lograr una suficiente capacidad de discriminación entre sujetos con DLCI y sujetos sanos. La regresión logística coincidió en sus conclusiones con el análisis discriminante de Fisher (Figura 20B). En cambio, el análisis mediante el árbol de decisión simple mostró que la discriminación óptima se produce en función de la condición BOCI para el eje Z del parámetro DEE. En esta condición y eje, el acelerómetro es sensible a detectar el valor de referencia 1.6 J/MHz como valor de corte discriminativo entre sujetos con DLCI y sanos. Aquellos sujetos que presentaron DLCI se situaban en un 96.2 % de los casos por encima de este valor mientras que los sujetos sanos se situaron por debajo del valor de referencia 1.6 J/MHz en un 85.3 % de los casos (Figura 20).

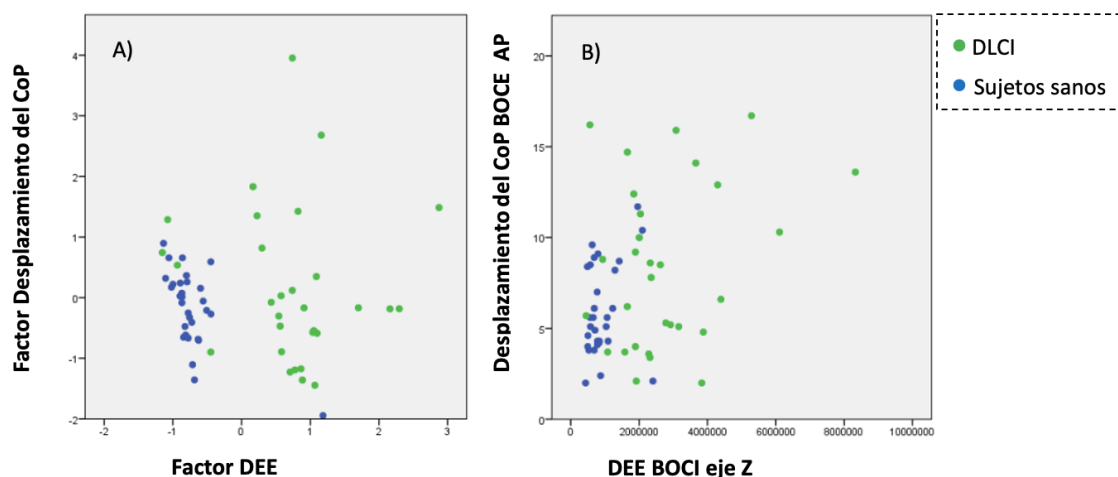


Figura 20. Gráfico de dispersión entre la DEE y desplazamiento del CoP

- A) Gráfico de dispersión del factor Densidad Espectral de la Energía y desplazamiento del CoP
- B) Gráfico de dispersión de la Densidad Espectral de la Energía BOCI_Z y desplazamiento del CoP BOCE_AP

Tras un análisis más detallado con la prueba pareada de Student, solo obtuvimos incrementos significativos entre las condiciones BOAE y BOCE y entre las condiciones BOAI y BOCI. (Figura 21)

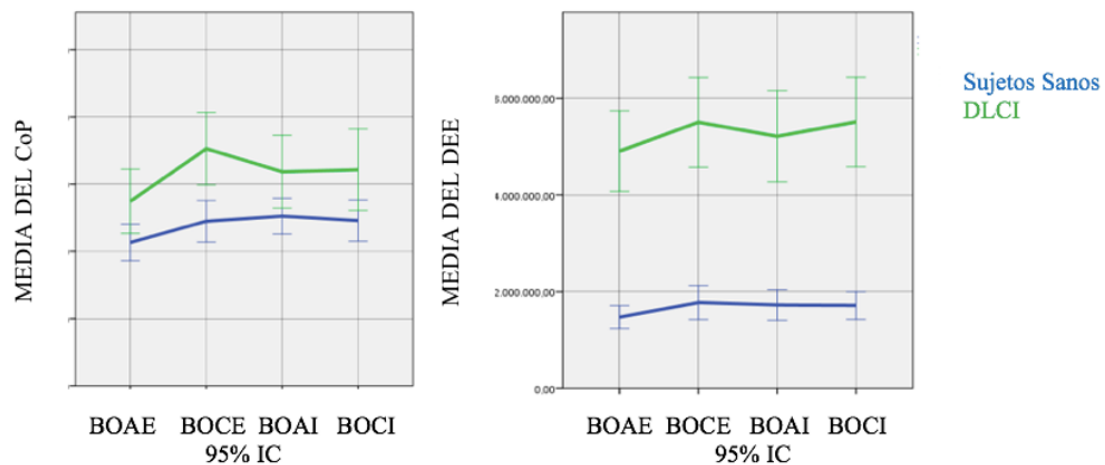


Figura 21. Comparación entre sujetos sanos y sujetos con DLCI (desplazamiento del CoP y DEE)

DISCUSIÓN

El objetivo de este estudio fue determinar si era posible detectar diferencias, y en caso afirmativo, puntos de corte en las variables relacionadas con el control postural (plataforma de presión y acelerometría) extraídas de los dispositivos tecnológicos (es decir, el desplazamiento de la CoP y la DEE) en diferentes situaciones (plano estable/inestable; ojos abiertos/cerrados) entre sujetos con DLCI y sujetos sanos. Los resultados indican que hubo diferencias estadísticamente significativas para las variables de desplazamiento de la CoP y DEE entre los sujetos con DLCI y los sujetos sanos. Además, encontramos que la variable DEE en la situación BOCI en el eje Z permite discriminar entre ambas poblaciones, estableciendo el punto de corte en 1,6 J/MHz.

Respecto al desplazamiento del CoP, la evidencia científica actual es controvertida. Nuestros resultados son consistentes con estudios previos que mostraron diferencias similares entre sujetos con DLCI y sanos (22,23,33,34) , sin embargo, autores como Mok et al (31) , Salavati et al (14) y Kiers et al (32) no obtuvieron diferencias estadísticamente significativas ($p \leq .05$) en esta variable para poblaciones idénticas. Esta falta de consenso quizás podría deberse a la variabilidad metodológica entre estudios, y al limitado conocimiento sobre la interpretación idónea tanto del grado como de la dirección en la que se produce el desplazamiento del CoP. Ruhe et al (28) mostraron grados de desplazamiento del CoP significativamente mayores (eje AP y Eje ML) en sujetos con DLCI cuando éstos eran comparados con sujetos sanos. Además, los sujetos con incrementos superiores en el desplazamiento del CoP eran los que presentaban un peor control postural. Nuestros resultados son consistentes con estas afirmaciones al encontrar en el grupo con DLCI incrementos estadísticamente significativos ($p \leq .05$) en el desplazamiento del CoP (Tabla 13). A pesar de que el registro de esta variable podría ser considerada de interés en la evolución clínica de sujetos con DLCI, los resultados obtenidos del árbol de decisión mostraron que no parece sensible para discriminar alteraciones del control postural entre sujetos sanos y sujetos con DLCI al no haberse detectado diferencias ni en el análisis de componentes principales ni en el análisis discriminante. Quizás serían necesarios estudios futuros que aumenten el nivel de recomendación en el uso de este parámetro respecto a otros para medir cambios en el control postural, con valoraciones de seguimiento a medio/largo plazo en sujetos con DLCI sometidos a diversas intervenciones.

Por otro lado, numerosos son los estudios que utilizan acelerómetros como sensores inerciales para detectar cambios sensibles en diferentes regionales corporales. Whitney et al (109) determinaron con un dispositivo individual y una metodología similar al presente estudio, que la variabilidad de la aceleración puede ser considerada una medida óptima para establecer diferencias en sujetos con y sin patología.

Hasta la fecha, el parámetro extraído de este dispositivo tecnológico que más se ha utilizado para el análisis del control postural ha sido el *RMS* (11,28,109,211). A pesar de su amplio uso, no existe evidencia sobre la relación del *RMS* con otros parámetros indicados como válidos en el análisis del control postural (28). Este es el motivo por el cual hemos decidido emplear la DEE, siendo un parámetro previamente estudiado en el análisis del control postural en posición de pie, siendo esta posición mantenida durante largos periodos de tiempo asociada a los síntomas de sujetos con DLCI (211).

Los resultados indicarían que los sujetos con DLCI frente a los sujetos sanos, presentaron incrementos en la DEE consumida significativamente superiores ($p < .05$) en los tres ejes (Y, X, Z) para las cuatro condiciones evaluadas. Lafond et al (211) observó que los cambios observados en el CoP tenían que ver más con los incrementos anticipatorios en los parámetros de balanceo postural en bipedestación, que con la fatiga muscular inducida por el mantenimiento de la posición. Estos incrementos anticipatorios hacen referencia a las aceleraciones voluntarias registradas en la búsqueda del equilibrio, situándose entre 1.5 y 3 Hz en sujetos sanos (70). Por tanto, los desplazamientos del CoP observados podrían ser causa/efecto de un incremento de DEE, también en sujetos con DLCI, siendo necesarios futuros estudios con tamaños de poblaciones superiores.

La detección de un valor como punto de corte (1.6 J/MHz) observado en el eje Z de la condición BOCI (Figura 19), podría utilizarse con dos finalidades aplicadas a la práctica clínica: i) utilizar este parámetro como marcador indirecto en el diagnóstico diferencial entre sujetos sanos y sujetos con DLCI que presenten alteraciones del control postural. ii) utilizarlo como estrategia preventiva de sujetos con alteraciones sensorio-motoras tras DLCI que tengan que regresar a su trabajo o actividades diarias que impliquen prolongados tiempos en una posición estática de pie. Futuras investigaciones deberían detectar puntos de corte aplicando un procedimiento similar en otras patologías donde las alteraciones sensorio-motoras también han sido asociadas, como dolor crónico cervical (212).

Hasta ahora, pocos estudios prospectivos han investigado la relación causa-efecto entre un control postural deficitario y el desarrollo de DLCI. Los resultados contradictorios muestran diversas explicaciones respecto al papel que ocupa el control postural. Por un lado, se ha hipotetizado que el peor control postural en sujetos con DLCI en comparación con sujetos sanos (27,36,213,214) se debe a la influencia de la nocicepción en la agudeza propioceptiva, en consecuencia, en el control motor (213). Por otro lado, la ausencia de cambios en el control postural entre sujetos con DLCI y sanos (11,213,215,216) ha conllevado a que en la actualidad no exista una valoración estandarizada del control postural en sujetos con dolor de espalda.

Ante esto, encontramos que cuando los sujetos tenían los ojos cerrados (BOCE y BOCI) el desplazamiento del CoP se incrementó. La visión se usa principalmente para controlar las perturbaciones de baja frecuencia, como ocurre durante la postura bípeda (28). En pacientes con una reducción en el aporte propioceptivo, como se observa en sujetos con DLCI, es común encontrar una mayor dependencia en las aferencias visuales y vestibulares para mantener un control postural óptimo. La eliminación de las aferencias visuales (condición BOCE y BOCI) tiene un profundo efecto en el sistema de equilibrio ya que está privado de dos contribuyentes principales (vestibular y propioceptivo) para el control postural (28,145,217). Esta explicación es consistente con las conclusiones de una revisión sistemática reciente en la que se comparó el control postural entre sujetos con DLCI y sanos (30). Se concluyó que en superficie estable con ojos abiertos no habían diferencias significativas en el desplazamiento del CoP, obteniéndose solamente diferencias estadísticamente significativas cuando se realizó en superficie inestable con ojos cerrados (29). Además, el grado de complejidad de la prueba también incrementa el desplazamiento del CoP en sujetos con DLCI frente a los sanos (29,33).

Las diferencias observadas entre grupos en ambos dispositivos tecnológicos podría explicarse por la existencia de cambios adaptativos persistentes en los mecanismos de control postural de sujetos con DLCI (29,33), no obstante, los resultados deben ser tomados con cautela sin poder ser extrapolados a otras poblaciones al existir otras hipótesis reportadas en adultos jóvenes con DLCI, como por ejemplo el dolor disfuncional o catastrófico, la falta de autoeficacia o alteraciones biomecánicas de la pelvis (20,218).

Los resultados obtenidos mediante el análisis de componentes principales detectaron que la DEE y el desplazamiento del CoP recogieron el 67.58% de la varianza total.

Limitados son los estudios que analizan la capacidad discriminatoria de variables relacionadas con el control postural y su aplicación a la práctica clínica. En este sentido, tan sólo localizamos el estudio de Caffaro et al (29), que mediante una prueba de ANOVA de dos vías seguido de la prueba Holm-Sidak determinaron al igual que en este estudio que el desplazamiento del CoP es una posible variable para detectar cambios en el control postural entre sujetos con DLCI y sanos.

Las aplicaciones prácticas en base a los resultados obtenidos en el presente estudio parecen demostrar la pertinencia de utilizar estos dispositivos tecnológicos como valor pronóstico dentro de la batería de pruebas sobre el rendimiento físico en adultos jóvenes con DLCI. Estudios previos han afirmado la dificultad a la hora de agrupar a sujetos diagnosticados de DLCI en base a características comunes debido a la presentación altamente individualizada de los pacientes dentro de esta población (219). Estos autores animaron a los investigadores a explorar variables que permitieran una mejor caracterización de las personas con DLCI para agruparlas en grupos más homogéneos. En línea con esto, creemos que este es el primer trabajo con el objeto de detectar un valor como punto de corte entre sujetos sanos y con DLCI. Estos resultados podría tener un beneficio potencial como valor pronóstico de la discapacidad asociada en sujetos con DLCI en relación al tiempo de baja laboral (66).

Hay que tener en cuenta las limitaciones de este estudio. En primer lugar, los resultados de este estudio no pueden generalizarse a la población general con DLCI debido al tamaño muestral y heterogenidad de la muestra. Segundo, a pesar del amplio número de datos manejados en diferentes métodos estadísticos aplicados, tan sólo fueron posible analizar dos variables (desplazamiento del CoP y DEE), no pudiendo explicar el déficit del control postural tan sólo con los resultados mostrados en el presente estudio. En futuros estudios se deberían analizar variables como la velocidad del CoP o el RMS. Por último, la discapacidad asociada a la pérdida de control postural en adultos jóvenes con DLCI es una percepción subjetiva (28). No haber incluido ninguna medida de percepción subjetiva también podría constituir una limitación del estudio.

BLOQUE 3. ANALIZAR EL EFECTO DE UN PROGRAMA DE EJERCICIO TERAPÉUTICO Y EDUCACIÓN DEL DOLOR MEDIDO CON INDICADORES DE ESTABILOMETRÍA, ACELEROMETRÍA Y VARIABLES CLÍNICAS EN SUJETOS CON DLCI

El objetivo de esta tercera parte de la tesis doctoral fue conocer los cambios producidos a corto y largo plazo tras aplicar dos programas de intervención:

- 1- Ejercicio Supervisado (ES) y Educación en Neurociencia del Dolor (END)
- 2- Ejercicio Guiado por Láser (EGL)] y Educación en Neurociencia del Dolor (END)

Las variables analizadas han sido:

- 1- El control postural medido mediante el desplazamiento del CoP y DEE en sujetos con DLCI.
- 2- Variables clinimétricas: la intensidad del dolor, los umbrales de presión del dolor, la discapacidad, el catastrofismo, la kinesiofobia y el error de reposicionamiento lumbar en sujetos con DLCI.

A continuación, se detallarán todos los aspectos relativos al MATERIAL y MÉTODOS que se emplearon para cubrir los objetivos de esta TERCERA PARTE. Posteriormente, se presentarán los RESULTADOS y se DISCUTIRÁN los hallazgos de dicha investigación.

MATERIAL Y MÉTODO

Diseño del estudio y muestra

Se realizó un ensayo clínico aleatorizado simple ciego. El ensayo clínico se llevó a cabo de acuerdo con las recomendaciones de las declaraciones CONSORT (220) y fue aprobado por el Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura (nº de registro: 77//2018) y registrado en ClinicalTrials.gov con numero de registro ID: NCT03635242.

Los criterios de inclusión fueron: (a) tener entre 18 y 45 años (1); (b) experimentar DLCI durante ≥ 3 meses (64,221). (c) Tener el diagnóstico médico de DLCI. Se incluyeron los pacientes que sufrían "dolor entre los márgenes costales y los pliegues glúteos inferiores con o sin dolor referido a la pierna" (222), siempre que obtuvieran una puntuación de al menos 3/10 en la NPRS. Se permitió que los pacientes con DLCI tuvieran dolor referido en la pierna por encima de la rodilla siempre que no hubiera síntomas neurológicos (206).

Los criterios de exclusión fueron (64): a) embarazo, incluidos 6 meses después del parto, síndrome de fatiga crónica, fibromialgia, síndrome de dolor regional complejo; b) antecedentes de cirugía de la espalda o de las extremidades inferiores; c) signos de síntomas de dolor neuropático (como por ejemplo una radiculopatía dolorosa) (206); (d) traumatismos en la espalda o en las extremidades inferiores en los últimos 3 meses; (e) implantes metálicos en la columna vertebral; (f) trastornos neurológicos o vestibulares; (g) consumo de medicamentos en las 24 horas anteriores al estudio; (h) un trastorno psiquiátrico diagnosticado o un deterioro cognitivo grave que impidiera seguir el programa de END (en caso de duda, se realizó el Mini Test Mental con una puntuación mínima de 25) (55); condición física que impidiera completar el programa de END (requisito mínimo: ejecución en un tiempo normal ($<10''$) del Timed "Up and Go" Test) (55); pacientes con patologías asociadas que imposibilitaran la realización del programa de END (miopatías y trastornos neurológicos), y tratamiento con terapias alternativas (acupuntura, medicina tradicional china...) (9,55). En la Figura 22 se representa el diagrama de flujo en las diferentes fases del estudio.

Se pidió a los participantes que evitaran cualquier medicación o tratamiento de fisioterapia en las últimas 24 horas antes de las evaluaciones. Se informó a los participantes sobre la naturaleza del estudio y se obtuvo el consentimiento informado por escrito de todos ellos antes de su participación.

De los 75 pacientes iniciales, 60 cumplieron los criterios de inclusión. La muestra se dividió de forma aleatoria en 2 grupos: Grupo de Ejercicio Supervisado (ES) (30 sujetos con DLCI de al menos 3 meses de duración, a los que se aplicó ES y END) y Grupo de Ejercicio Guiado por Láser (EGL) (30 sujetos con DLCI de al menos 3 meses de duración, a los que se aplicó EGL y END).

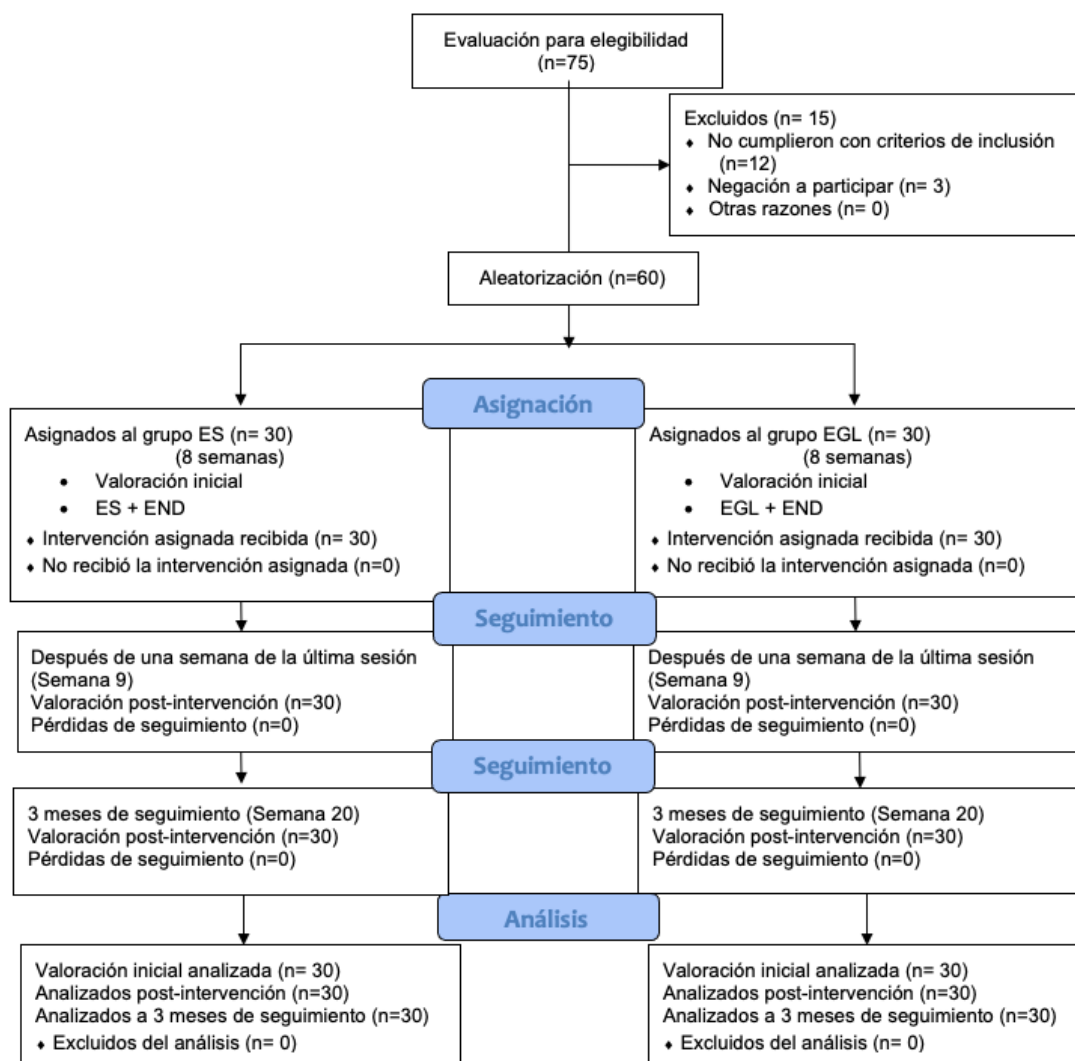


Figura 22. Diagrama de flujo en las diferentes fases del estudio

Procedimiento de valoración

Los participantes fueron evaluados antes de la intervención (semana 0), después de la intervención (semana 9) y a los 3 meses de finalizar la intervención (semana 26). El procedimiento para la medición del control postural fue evaluar mediante una plataforma de presiones (PODOPRINT (NAMROL®)) (Figura 5) y un acelerómetro triaxial (SHIMMER®) (Figura 8) similares a los utilizados en estudios anteriores (70,109,185,207,223) y descrito en el Bloque 1 y 2. Cada participante completó la tarea postural en cuatro condiciones consecutivas diferentes de dificultad creciente, en el siguiente orden sin aleatorización (207): (a) ojos abiertos, superficie estable (BOAE); (b) ojos cerrados, superficie estable (BOCE); (c) ojos abiertos, superficie inestable (BOAI); y (d) ojos cerrados, superficie inestable (BOCI). Se utilizó una almohadilla de gomaespuma de 10 cm de grosor (TheraBand®) colocada debajo de la plataforma para proporcionar una superficie inestable (70,130).

Variables sociodemográficas y clínicas

Se recogieron varias medidas para la caracterización de la muestra. En primer lugar, se preguntó por la edad, el tiempo transcurrido desde el inicio del dolor lumbar y su intensidad mediante la Escala de Calificación Numérica del Dolor (NPRS) (224). En segundo lugar, se midió el peso corporal de los participantes (kg) sin zapatos y la altura (m). El índice de masa corporal (IMC) se calculó según la fórmula $IMC = \text{peso (Kg)} / \text{altura}^2 \text{ (m)}$. La Discapacidad fue evaluada a través del cuestionario de discapacidad de Roland-Morris (6,92).

Variables relacionadas con el control postural

- Desplazamiento del centro de presiones (CoP)

El desplazamiento del CoP es el punto que coincide con la proyección perpendicular del centro de masa de un sujeto sobre la base de la plataforma de presión (208). Previamente, el desplazamiento del CoP ha sido identificado como un parámetro del control postural correlacionado con el grado de discapacidad en sujetos con DLCI (209). El desplazamiento medio del centro de presiones fue medido en el eje antero-posterior (AP) y medio-lateral (ML).

- Densidad Espectral de la Energía (DEE)-Gasto Energético

La cuantificación de variables obtenidas de acelerómetros (como la potencia metabólica o el gasto energético) es en la actualidad una realidad en diferentes ámbitos clínicos y de rendimiento deportivo. No obstante, la determinación de la variable más adecuada en sujetos con DLCI aún es desconocida. La DEE constituye un novedoso indicador obtenido mediante la señal de acelerometría. La DEE se define como “una señal $\chi(t)$ de la energía finita (es decir, $0 < E_{\chi} < \infty$) y su potencia media cero. La señal $\chi(t)$ es la frecuencia y E_{χ} la integral del cuadrado de $\chi(t)$ ” (70).

La principal medida de resultado fue la diferencia entre los grupos en las variables de acelerometría (DEE) y plataforma de presión (desplazamiento CoP) en diferentes momentos (pre-tratamiento, post-tratamiento y 3 meses de seguimiento). La fiabilidad de los procedimientos utilizados con los dispositivos tecnológicos se comprobó previamente, como se ha descrito en el bloque 2. El análisis para la plataforma de presiones y el acelerómetro mostró una fiabilidad moderada-alta para el coeficiente de correlación intraclass (ICC) para cuatro de las condiciones, siendo la menor la variable EOSS eje mediolateral (ML)=0,799 para la plataforma de presiones y EOUS eje anteroposterior (Z)=0,506. El ICC se utilizó para calcular el error estándar de medición (SEM). El SEM más alto fue ECUS eje mediolateral (ML)=0,74 para la plataforma de presión y ECUS eje mediolateral (Y) =0,82 (70,223).

Variables clínicas primarias

- *Intensidad de dolor percibido:* se evaluó mediante la Escala Numérica de Calificación del Dolor (NPRS). La NPRS es una medida subjetiva en la que los individuos califican su dolor en una escala numérica de 11 puntos. La escala va de 0 ("ningún dolor") a 10 ("el peor dolor imaginable")(224). La NPRS mostró un error estándar de medición (SEM) de 1,02 puntos, lo que corresponde a una variación mínima en el nivel de confianza del 95% (MDC⁹⁵) de 2 puntos (225).

Variables clínicas secundarias

- *Umbral de dolor por presión (UDP):* Los umbrales de dolor a la presión se midieron siguiendo el protocolo descrito por Bodes Pardo et al (46). Los puntos seleccionados para la medición del UDP fueron 5 cm laterales a la apófisis espinosa de L3 bilateral (UDP-L3 derecha e izquierda) y un punto distal remoto de la región lumbar (a 2 cm del epicóndilo lateral) (UDP- Epicóndilo lateral derecho e izquierdo). Para las mediciones se utilizó un algómetro mecánico de presión (modelo FPX 25, Wagner Instruments, Greenwich, CT, USA), con una superficie de 1 cm². Se ha comprobado que la fiabilidad de la algometría de presión es alta [coeficiente de correlación intraclase = 0,91 (intervalo de confianza del 95%, 0,82-0,97)] en sujetos sanos (226). En sujetos con DLCL, se ha informado de una alta correlación estadística con el dolor percibido por la NPRS y el cuestionario de Roland Morris en la mayoría de los puntos de referencia entre L1-S1 (227).
- *Discapacidad:* La discapacidad relacionada con la lumbalgia se evaluó mediante el cuestionario de discapacidad de Roland-Morris (RM) (Anexo 7) (131) y el cuestionario de Oswestry Low Back Pain Disability (ODI) (Anexo 8) (132).

El RM evalúa la discapacidad física y la función mental con el dolor lumbar; esta encuesta es sensible a las intervenciones de tratamiento, y es reproducible (correlaciones test-retest 0,83-0,91) y consistente (α de Cronbach =0,84-0,91) y se correlaciona bien con otras calificaciones globales y medidas de discapacidad (133). La versión española del cuestionario de RM tiene una buena comprensibilidad, consistencia interna (Cronbach=0,8375) y fiabilidad (coeficiente de correlación intraclase (ICC= 0,874), y es un instrumento adecuado y útil para la evaluación de la discapacidad causada por el dolor lumbar (131). El cuestionario de RM incluye 24 preguntas relacionadas con las funciones físicas que pueden verse

alteradas por la lumbalgia. Su puntuación oscila entre 0 y 24, y las puntuaciones más altas indican mayores niveles de discapacidad (6,92).

El cuestionario de ODI consta de 10 secciones relacionadas con el efecto del dolor lumbar en las actividades típicas de la vida diaria, como el cuidado personal, levantar objetos, caminar, sentarse, estar de pie, dormir, la vida social, viajar y las tareas domésticas. Las puntuaciones de cada sección oscilan entre 0 y 5. Las puntuaciones más altas del cuestionario OD indican una mayor discapacidad, con puntuaciones que oscilan entre el 0 y el 20%, que indican una discapacidad mínima, y puntuaciones superiores al 60%, que indican una discapacidad muy grave (133). La versión española del cuestionario OD ha demostrado fiabilidad, validez y consistencia interna, así como una alta calidad metodológica (132).

- *Catastrofismo del dolor*: El catastrofismo del dolor se evaluó con la Escala de Catastrofismo del Dolor- *Pain Catastrophizing Scale* (PCS) (Anexo 9) (134).

La PCS constituye una medida de resultado que ha mostrado buenas propiedades psicométricas para ser utilizada en el modelo de evaluación de sujetos con DLCI (correlaciones test-retest 0,88-0,96) (alfa de Cronbach 0,93) (135). La PCS es una escala Likert auto-administrada que consta de 13 ítems, donde los pacientes se refieren a sus experiencias dolorosas pasadas e indican el grado en que han experimentado cada uno de los 13 pensamientos o sentimientos. Cada ítem se puntúa de 0 (nunca) a 4 (siempre) (puntuación total=0-52). Las puntuaciones más altas indican niveles más altos de catastrofismo del dolor (134). El PCS comprende tres dimensiones: a) rumiación (preocupación constante e incapacidad para inhibir los pensamientos relacionados con el dolor); b) magnificación (exageración de lo desagradable de las situaciones de dolor y expectativas de consecuencias negativas), y c) desesperación (incapacidad en situaciones dolorosas).

- *kinesiofobia*: Se utilizó la versión española de la Escala de kinesiofobia de Tampa (TSK-11) (Anexo 10).

El TSK-11 ha sido validado para su uso en pacientes con lumbalgia crónica (138). Este instrumento se caracteriza por dos factores de orden inferior (enfoque somático y enfoque de evitación de la actividad). El "foco somático" representa las creencias de problemas médicos subyacentes y graves, y el "foco de evitación de la actividad" representa la creencia de que la participación en la actividad podría provocar una (re)lesión o un aumento del dolor lumbar (139). La versión española de la TSK-11 ha mostrado una buena fiabilidad y validez (alfa de Cronbach 0,79) (140). La TSK-11 se compone de 11 ítems diseñados para evaluar el miedo del paciente a moverse y a volver a lesionarse. Cada ítem se puntúa con una escala Likert de 4 puntos (1= "muy en desacuerdo", 4= "muy de acuerdo"). Así, su puntuación total oscila entre 11 y 44 puntos. Las puntuaciones más altas se corresponden con un mayor miedo al dolor, al movimiento y a las lesiones (140). La versión española del TSK-11 presenta unas propiedades psicométricas aceptables (140).

- Error de reposicionamiento lumbar- *Lumbar joint repositioning error* (LJRE): El LJRE se midió mediante un procedimiento similar al descrito recientemente por Caña-Pino et al (228) tanto de pie como sentado, con un ICC= 0,96 y un ICC= 0,93 respectivamente (Tabla 16) . La muestra fue de 50 sujetos con DLCl. Se utilizó el iPhone® modelo 10 como instrumento de medición (iPhone® Apple Inc, Cupertino, California) con la aplicación iHandy© level (iHandySoft, Inc, Nueva York, Nueva York). La aplicación de nivel iHandy® es una aplicación gratuita con una pantalla visual similar a la de un inclinómetro digital. La aplicación utiliza el acelerómetro incorporado del iPhone® y una pantalla digital para mostrar el ángulo medido. La unidad de medida es el grado (°) (228). Los parámetros del inclinómetro, así como la posición del participante, se fijaron de acuerdo con las siguientes instrucciones (Figura 23): i) la posición de pie fue con los brazos a lo largo del cuerpo, los talones separados (aproximadamente 20 grados) y los ojos en un punto fijo a la altura de los ojos; ii) la posición sentada era en un asiento de altura regulable sin respaldo, los pies apoyados en el suelo y los brazos apoyados en la parte anterior de los muslos; iii) el iPhone se colocó en posición vertical inmediatamente por encima de la cresta ilíaca, en un punto intermedio entre la espina ilíaca anterosuperior y la

posterossuperior, fijado con un cinturón iv) la inclinación del inclinómetro fue de 0°; v) la posición de 0° del inclinómetro se fijó como posición inicial; vi) el rango de movimiento fue de 0- 30°, donde el sujeto fue conducido pasivamente por el evaluador hasta una flexión de 30°; vii) el sujeto debía memorizar esta posición durante 10 segundos; viii) el sujeto volvía activamente a la posición inicial; ix) posteriormente, debía reproducir activamente la posición en 3 repeticiones.

Tabla 16. Fiabilidad del Test-Retest de la flexión lumbar en bipedestación y sedestación

(n=50)		Inclinómetro Iphone®			
Acción Evaluada	CCI (95% IC)	SEM (°)	SEM (%)	SRD (°)	SRD (%)
Bipedestación 0° de flexión lumbar	0.96 (0.93-0.98)	1.27	4.2	3.51	11.6
Sedestación 30º lumbar flexion	0.93 (0.88-0.96)	1.05	3.8	2.90	10.4
Hombre (n=25)					
Bipedestación 30º de flexión lumbar	0.96 (0.92-0.98)	1.40	4.5	3.88	12.5
Sedestación 30º lumbar flexion	0.97 (0.93-0.99)	0.78	2.7	2.16	7.5
Mujeres (n=25)					
Bipedestación 30º de flexión lumbar	0.96 (0.91-0.98)	1.90	6.4	5.26	17.8
Sedestación 30º lumbar flexion	0.86 (0.71-0.94)	1.24	4.6	3.45	12.8

CCI: Coeficiente Correlación Interclase; CI: Intervalo Confianza; SEM: Standard Error Measurement SRD: Small Real Difference; °: grados; %: porcentaje

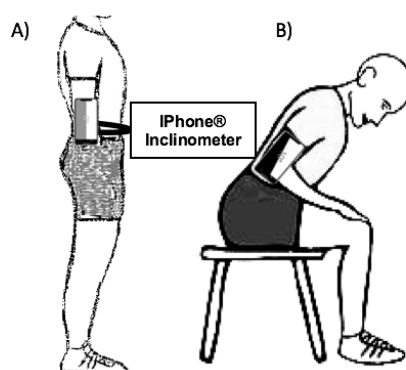


Figura 23. Evaluación con el inclinómetro del iPhone®. A) Posición inicial: De pie 0° de flexión lumbar; B) Posición final Sentado 30° de flexión lumbar.

Procedimiento de tratamiento

Grupo Ejercicio Supervisado (ES) y Educación en Neurociencia del Dolor (END).

Los pacientes asignados a este grupo realizaron un programa de ejercicio terapéutico de control de movimiento lumbar en la Facultad de Medicina y Ciencias de la Salud (Universidad de Extremadura) de Badajoz con un total de 16 sesiones (16 horas), con una frecuencia de 2 sesiones/semana durante 8 semanas. Además realizaron un programa de END con un total de 8 sesiones (8 horas), con una frecuencia de 1 sesión/semana durante 8 semanas (46,160). El programa se realizó en el orden indicado en la Figura 24 y en el Anexo 2.

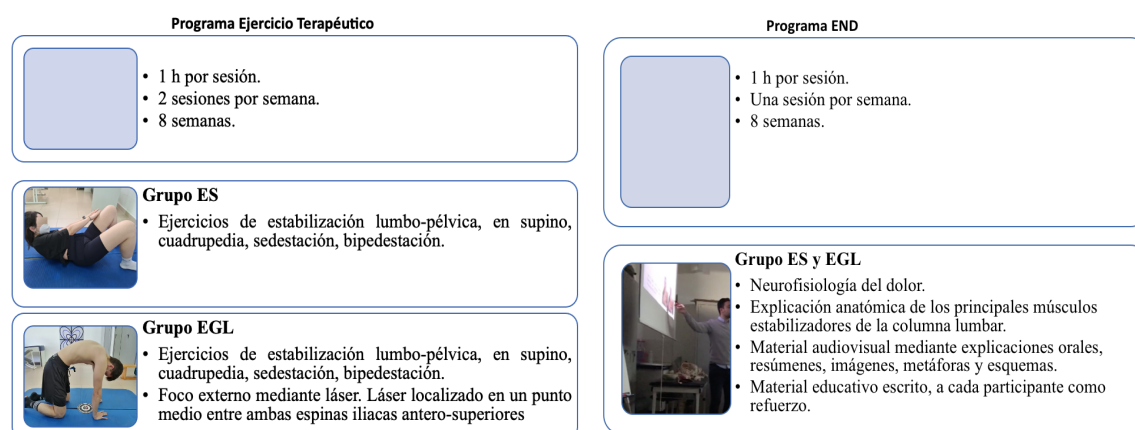


Figura 24. Procedimiento de tratamiento

El programa de ejercicio terapéutico se impartió en grupos de 5 pacientes. Durante las sesiones se hizo referencia a los contenidos teóricos aprendidos en el programa de END. El hecho de que la intervención fuera en grupo no fue un obstáculo para que cada paciente recibiera indicaciones individualizadas sobre cómo realizar o adaptar los ejercicios a su propio estado. Debido a que los pacientes con DLCI pueden presentar ineficacia de las vías inhibitorias descendentes del dolor, las primeras sesiones podrían provocar un aumento de la sintomatología. Se advirtió a los pacientes de esta posibilidad y en ningún momento la aparición de dolor fue motivo para detener la actividad (55). El fisioterapeuta corrigió a cada participante de forma individual según fuera necesario al realizar los ejercicios de control del movimiento para garantizar una técnica correcta. Los ejercicios fueron realizándose de menor a mayor complejidad. Igualmente, la secuencia fue de ejercicios más globales a más específicos. Todos los ejercicios fueron ejecutados tras comandos verbales.

El programa de END se impartió en el mismo lugar que el programa de ejercicio terapéutico por el mismo fisioterapeuta. El contenido del programa END fue: explicación anatómica de los principales músculos estabilizadores de la columna lumbar; material audiovisual a través de explicaciones orales, resúmenes, imágenes, metáforas y diagramas; material educativo escrito a cada participante como refuerzo; sesiones lúdicas (gamificación). Figura 24.

Grupo de Ejercicio Guiado por Láser (EGL) + Educación en Neurociencia del Dolor (END).

El grupo EGL utilizó el mismo procedimiento de intervención que el grupo ES descrito en el apartado anterior. La diferencia fue que el EGL realizó el programa de ejercicio terapéutico guiado mediante un láser (Anexo 3), utilizando el enfoque externo. El programa de END fue similar al grupo ES.

Las intervenciones se llevaron a cabo de acuerdo con las recomendaciones de las declaraciones CERT (229) y TIDIER (230).

Análisis Estadístico

El análisis de los datos se realizó con el programa SPSS versión 25.0. (SPSS Inc., Chicago, IL, USA) y el proyecto Jamovi (2020). Se realizó un análisis descriptivo para cada una de las variables (edad, altura, peso, índice de masa corporal, duración media del dolor, dolor, UDP, discapacidad, catastrofismo, kinesiophobia y LJRE). La normalidad de las variables se evaluó mediante la prueba de Shapiro-Wilk, que mostró una distribución normal para todas las variables y, por lo tanto, las pruebas paramétricas fueron adecuadas. Los datos fueron reportados como media y DE. Las variables demográficas y clínicas de los grupos al inicio del estudio se compararon mediante la prueba t de muestras independientes. Se realizó un análisis de varianza de medidas repetidas (ANOVA) de 2 vías para analizar los efectos de interacción del tiempo [al inicio (pre-tratamiento), después del tratamiento (post-tratamiento) y a los 3 meses de seguimiento]] en los 2 grupos (ES y EGL). Se utilizaron las pruebas t de muestras independientes y relacionadas para las comparaciones entre los grupos y dentro de ellos, respectivamente. Se aplicó la prueba de Wilcoxon cuando se observó una asimetría demasiado grande. Para evitar el aumento de la probabilidad de error de tipo I debido a este procedimiento, también se aplicaron comparaciones multivariantes (se aplicó un modelo de medidas repetidas con interacción y se consideraron resultados Post Hoc proporcionados según Tukey) entre los grupos, considerando conjuntamente cada tipo de resultados clínicos (DEE y desplazamiento del CoP). Este estudio nos guió para centrarnos en los resultados más importantes entre las variables de la DEE y el desplazamiento del CoP. Estos resultados se analizaron por separado mediante un análisis de varianza de medidas repetidas (con la corrección de Greenhouse-Geisser) para comparar los grupos ES y EGL a lo largo del tratamiento y controlar el dolor y la discapacidad de base como posibles co-variables. Se analizaron las correlaciones simples entre estos resultados y las variables de DEE y desplazamiento del CoP en cada etapa mediante la prueba de Pearson. El tamaño del efecto para las diferencias medias dentro del grupo se calculó mediante el coeficiente d de Cohen, considerándose $d = 0,2$ un tamaño del efecto "pequeño", $0,5$ un tamaño del efecto "medio" y $0,8$ un tamaño del efecto "grande". Se utilizó un nivel de significación de $P < .05$.

RESULTADOS

En la figura 22 se muestra el diagrama de flujo de los participantes en el estudio. Sesenta pacientes completaron el estudio y sus datos se utilizaron en los análisis finales. Todos los participantes completaron las intervenciones y sesiones de tratamiento. No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre los grupos al inicio del estudio (todas $p > 0,05$) (Tabla 17). La tabla 17 muestra los valores medios y las DE de las principales variables descriptivas para cada grupo (ES y EGL) previo a la intervención.

Tabla 17. Variables sociodemográficas y clínicas

	Grupo ES (n=30) Media +/- DE	Grupo EGL (n=30) Media +/- DE	pValor
Edad (años)	35.30 ± 7.10	32.00 ± 6.78	0.052
Altura (cm)	171.30 ± 0.08	170.23 ± 0.10	0.544
Peso (kg)	71.77 ± 10.11	69.50 ± 11.42	0.668
Índice de masa corporal (kg/m ²)	24.44 ± 3.30	23.92 ± 3.10	0.626
Tiempo de evolución del dolor (meses)	37.83 ± 39.82	35.73 ± 30.75	0.361
Dolor (NPRS) (0-10)	7.38 ± 1.18	6.97 ± 1.05	0.095
UDP L3 derecha (Kg/cm ²)	1.99±1.06	2.12±1.07	0.625
UDP L3 izquierda (Kg/cm ²)	2.15±1.08	2.27±1.18	0.766
UDP epicóndilo lateral derecho (Kg/cm ²)	1.77±0.79	1.79±0.72	0.865
UDP epicóndilo lateral izquierdo (Kg/cm ²)	1.69±0.73	1.75±0.65	0.717
Discapacidad (RM) (0-24)	9.80 ± 4.72	9.08 ± 5.77	0.289
Discapacidad (ODI) (0-50)	13.60 ± 6.13	12.10 ± 7.71	0.254
Catastrofismo (PCS) (0-52)	20.20 ± 7.83	19.60 ± 8.99	0.778
kinesiofobia (TSK-11) (11-44)	27.43 ± 6.94	28.03 ± 5.77	0.579
Error reposicionamiento lumbar (JPS bipedestación) (°)	5.20 ± 2.81	5.77± 3.00	0.549
Error reposicionamiento lumbar (JPS sedestación) (°)	3.87 ± 2.67	4.44 ± 2.06	0.175

cm: centímetros ; Kg: kilogramos; m: metros; DE: Desviación Estándar; ES: Ejercicio Supervisado; EGL: Ejercicio Guiado mediante Láser ;NPRS: Numerical Pain Rating Scale; UDP: Umbral del Dolor a la Presión; RMDQ: Roland Morris Disability Questionnaire; ODI: Oswestry Disability Index; PCS: Pain Catastrophizing Scale; TSK-11: Kinesiophobia Tampa Scale; JPS: Joint Position Sense.

* $p < 0,05$: Significación estadística

A) Análisis de las medidas de resultado sobre variables del control postural (DEE y desplazamiento del CoP) (Análisis Intra-grupo)

La tabla 18 incluye los valores iniciales, finales y 3 meses seguimiento de las variables relacionadas con el control postural (DEE y desplazamiento del CoP) y las diferencias entre las medidas antes y después del tratamiento y a los 3 meses seguimiento intra-grupos.

En el grupo EGL, los análisis dentro del grupo mostraron diferencias estadísticamente significativas antes (semana 0) y después de la intervención (semana 9) para todas las variables del desplazamiento del CoP ($p < 0.05$) (Tabla 18), y para las variables DEE BOAE eje X ($d = 0.51$); DEE BOCE eje X ($d = 0.45$); DEE BOCE eje Z ($d = 0.65$); DEE BOAI eje Y ($d = 0.40$); DEE BOCI eje Y ($d = 0.64$); DEE BOCI eje Z ($d = 0.51$). (Tabla 19).

Para el grupo ES mostraron diferencias estadísticamente significativas antes y después de la intervención para todas las variables del desplazamiento del CoP ($p < 0.05$) (Tabla 18), sin embargo, no se encontraron diferencias estadísticamente significativas para ninguna de las variables de DEE ($p > 0.05$). (Tabla 19).

Tabla 18. *Medidas de resultado sobre variables del control postural (desplazamiento del CoP) (Análisis Intra-grupo)*

	Grupo ES(n=30) EGL (n=30)	Pre- tratamiento Media ± DE (mm)	Post- tratamiento Media ± DE (mm)	3 meses seguimiento Media ± DE (mm)	Diferencias intra- grupos (Pre- tratamiento/Post- tratamiento) 95% IC	Diferencias intra-grupos (Pre-tratamiento/3 meses seguimiento) 95% IC	Diferencias intra- grupos (Post-tratamiento/3 meses seguimiento) 95% IC	Pre- Post tratamiento Tamaño del efecto (d)
CoP (BOAE) Eje ML)	ES	5.54 ± 2.51	3.88 ± 2.38	4.17 ± 2.22	1.66 (1.14, 2.18) **	1.37 (0.73, 2.01)**	0.29 (-0.77, 0.19)	1.18
	EGL	6.13 ± 2.95	4.05 ± 1.69	4.33 ± 1.68	2.08 (0.97, 3.20)**	1.82 (0.40, 3.24)*	0.42 (-0.94, 0.92)	0.70
CoP (BOAE) Eje AP)	ES	7.89 ± 4.40	4.67 ± 2.53	5.40 ± 1.92	1.60 (-0.21, 3.23) **	2.49 (0.63, 4.35)*	0.73 (-1.83, 0.37)*	0.77
	EGL#	10.73 ± 11.44	5.99 ± 2.31	5.70 ± 1.95	4.75 (0.71, 8.78)*	5.25 (0.17, 10.34)*	0.27 (-0.70, 1.25)	0.44
CoP (BOCE) Eje ML)	ES	6.27 ± 3.64	4.57 ± 2.43	4.93 ± 2.35	4.12 (2.71, 5.53)*	1.35 (0.60, 2.10)*	0.36 (-1.06, 0.34)	0.67
	EGL	7.17 ± 2.60	5.18 ± 2.15	4.42 ± 1.93	1.98 (1.00, 2.96)**	2.93 (1.95, 3.92)**	0.58 (-0.13, 1.28)	0.76
CoP (BOCE) Eje AP)	ES	8.69 ± 4.03	5.54 ± 2.50	5.50 ± 1.96	3.15 (1.99, 4.32)**	3.19 (1.89, 4.48) **	0.03 (-0.44, 0.50)	1.01
	EGL	9.57 ± 1.02	6.18 ± 1.82	5.67 ± 1.89	3.39 (2.70, 4.09)**	3.93 (3.06, 4.80)**	0.51 (-0.58, 1.59)	1.83
CoP (BOAI) Eje ML)	ES	7.83 ± 4.45	5.91 ± 2.95	5.94 ± 1.98	1.92 (0.91, 2.92) **	1.89 (0.51, 3.27)*	0.03 (-0.87, 0.82)	0.71
	EGL	6.76 ± 2.74	4.89 ± 2.70	5.06 ± 2.21	1.87 (0.71, 3.04)*	1.63 (0.68, 2.59)*	0.38 (-1.38, 0.63)	0.60
CoP (BOAI) Eje AP)	ES	9.41 ± 4.61	5.55 ± 2.63	6.55 ± 2.52	3.86 (1.97, 5.76) **	2.86 (0.82, 4.90)*	1.00 (-1.78, -0.23)*	0.76
	EGL	9.32 ± 5.22	7.00 ± 2.64	7.51 ± 2.01	2.32 (0.30, 4.35)*	3.58 (-12.08, 4.93)	5.73 (-12.20, 2.73)	0.43
CoP (BOCI) Eje ML)	ES	7.43 ± 4.53	5.63 ± 3.22	6.08 ± 2.67	1.80 (0.92, 2.68) **	1.35 (0.31, 2.39)*	0.45 (-1.11, 0.20)	0.76
	EGL	6.66 ± 2.72	5.18 ± 2.02	5.42 ± 2.43	1.48 (0.40, 2.55)*	1.23 (0.24, 2.20)*	0.28 (-1.18, 0.63)	0.51
CoP (BOCI) Eje AP)	ES	9.70 ± 4.80	7.02 ± 3.54	7.52 ± 2.04	2.69 (0.98, 4.39) **	2.19 (0.52, 3.85)*	0.50 (-1.52, 0.52)	0.59
	EGL	10.32 ± 4.25	6.70 ± 2.11	6.29 ± 1.90	3.62 (0.69, 2.21)**	3.47 (2.01, 4.92)**	0.21 (-0.44, 0.86)	0.96

* y ** diferencias significativas intra-grupos entre pre/post-tratamiento y entre 3 meses de seguimiento y post-tratamiento and pre-tratamiento ($p < 0.05$ y $p < 0.001$, respectivamente); #: prueba de Wilcoxon en lugar de la prueba t debido a la gran asimetría; BOAE: Bipedestación ojos abiertos estable; BOCE: Bipedestación ojos cerrados estable; BOAI: Bipedestación ojos abiertos inestable; BOCI: Bipedestación ojos cerrados inestable; ML: eje mediolateral; AP: eje anteroposterior; DE: Desviación Estándar; IC: Intervalo de confianza; d: d Cohen; ES: Ejercicio Supervisado; EGL: Ejercicio guiado mediante láser.

Tabla 19. Medidas de resultado sobre variables del control postural (DEE) (Análisis Intra-grupo)

	Grupo ES(n=30) EGL (n=30)	Pre- tratamiento Media ± DE (J/MHz)	Post- tratamiento Media ± DE (J/MHz)	3 meses seguimiento Media ± DE (J/MHz)	Diferencias intra- grupos (Pre- tratamiento/Post- tratamiento) 95% IC	Diferencias intra-grupos (Pre-tratamiento/3 meses seguimiento) 95% IC	Diferencias intra- grupos (Post-tratamiento/3 meses seguimiento) 95% IC	Pre- Post tratamiento Tamaño del efecto (d)
DEE (BOAE Eje X)	ES	1.11 ± 7.19	1.08 ± 5.63	0.92 ± 0.72	0.03 (-0.22, 0.29)	0.19 (-0.12, 0.49)	0.16 (-0.11, 0.42)	0.05
	EGL	1.27 ± 6.92	0.95 ± 0.59	0.93 ± 0.74	0.32 (0.09, 0.56) *	0.49 (0.10, 0.87) *	0.12 (-0.16, 0.40)	0.51
DEE (BOAE Eje Y)	ES	0.97 ± 0.49	0.99 ± 0.40	0.92 ± 0.70	-0.02 (-0.18, 0.13)	0.05 (-0.24, 0.34)	0.07 (-0.13, 0.28)	-0.06
	EGL	1.06 ± 0.70	0.92 ± 0.54	0.84 ± 0.69	0.15 (-0.13, 0.43)	0.29 (-0.11, 0.69)	0.12 (-0.09, 0.34)	0.20
DEE (BOAE Eje Z)	ES	2.03 ± 1.64	1.96 ± 1.13	1.72 ± 1.24	0.06 (-0.55, 0.69)	0.31 (-0.33, 0.96)	0.24 (-0.22, 0.71)	0.04
	EGL	2.22 ± 1.36	1.70 ± 0.97	1.60 ± 1.32	0.52 (-0.05, 1.09)	0.83 (0.08, 1.59)*	0.24 (-0.06, 0.53)	0.34
DEE (BOCE Eje X)	ES	1.28 ± 0.68	1.19 ± 0.72	1.04 ± 0.88	0.09 (-0.13, 0.31)	0.24 (-0.01, 0.58)	0.15 (-0.14, 0.43)	0.15
	EGL	1.31 ± 0.78	1.04 ± 0.70	0.96 ± 0.84	0.26 (0.04, 0.47)*	0.49 (0.08, 0.91)*	0.21 (-0.14, 0.57)	0.45
DEE (BOCE Eje Y)	ES	0.99 ± 0.48	0.99 ± 0.48	0.85 ± 0.64	-0.01 (-0.14, 0.13)	0.14 (-0.01, 0.38)	0.15 (-0.05, 0.35)	-0.03
	EGL	1.23 ± 0.91	0.98 ± 0.56	0.92 ± 0.84	0.26 (-0.06, 0.55)	0.44 (-0.01, 0.90)	0.15 (-0.15, 0.45)	0.30
DEE (BOCE Eje Z)	ES#	2.32 ± 2.02	1.86 ± 1.27	1.50 ± 1.31	0.45 (-0.27, 1.18)	0.82 (0.02, 0.16)	0.37 (0.08, 0.66)	0.23
	EGL	2.60 ± 1.67	1.56 ± 0.83	1.20 ± 0.70	1.04 (0.44, 1.64)*	0.17 (0.97, 0.24)**	0.49 (0.10, 0.87)	0.65
DEE (BOAI Eje X)	ES	1.09 ± 0.56	1.16 ± 0.57	0.90 ± 0.68	-0.07 (-0.24, 0.91)	0.19 (-0.67, 0.44)	0.26 (0.03, 0.49)	-0.17
	EGL	1.27 ± 0.81	0.94 ± 0.59	0.86 ± 0.62	0.32 (0.03, 0.61)	0.56 (0.15, 0.97)*	0.19 (-0.07, 0.45)	0.42
DEE (BOAI Eje Y)	ES	0.95 ± 0.48	1.04 ± 0.54	0.90 ± 0.64	-0.09 (-0.28, 0.11)	0.05 (-0.21, 0.32)	0.14 (-0.12, 0.40)	-0.16
	EGL	1.27 ± 0.90	0.98 ± 0.78	0.96 ± 0.88	0.29 (0.02, 0.56)*	0.45 (0.07, 0.84)*	0.11 (-0.20, 0.43)	0.40
DEE (BOAI Eje Z)	ES	2.00 ± 1.07	2.20 ± 1.46	1.86 ± 1.84	-0.21 (-0.72, 0.29)	0.14 (-0.57, 0.85)	0.35 (-0.10, 0.80)	-0.06
	EGL	2.69 ± 1.95	1.63 ± 1.08	1.46 ± 1.37	1.06 (0.26, 1.85)	0.15 (0.52, 0.25)	0.34 (-0.05, 0.74)	0.50

DEE (BOCI	ES	1.09 ± 0.62	1.13 ± 0.75	1.03 ± 0.94	-0.04 (-0.29, 0.20)	0.06 (-0.22, 0.34)	0.11 (-0.16, 0.37)	-0.07
Eje X)	EGL	1.21 ± 0.82	0.93 ± 0.59	0.76 ± 0.57	0.28 (-0.05, 0.62)	0.60 (0.20, 0.99)*	0.27 (0.02, 0.53)	0.31
DEE (BOCI	ES	1.01 ± 0.45	0.93 ± 0.50	0.71 ± 0.50	0.09 (-0.06, 0.23)	0.31 (0.15, 0.47)**	0.22 (0.05, 0.39)	0.23
Eje Y)	EGL	1.38 ± 0.89	0.88 ± 0.59	0.71 ± 0.56	0.51 (0.21, 0.80)*	0.84 (0.49, 0.12)**	0.24 (0.01, 0.48)	0.64
DEE (BOCI	ES	2.12 ± 1.22	2.31 ± 1.65	1.87 ± 1.27	-0.19 (-0.72, 0.34)	0.25 (-0.31, 0.81)	0.44 (-0.22, 0.11)	-0.13
Eje Z)	EGL	2.83 ± 2.13	1.79 ± 0.74	1.51 ± 1.06	1.04 (0.28, 1.81)*	1.65 (0.71, 2.60)*	0.39 (0.01, 0.77)*	0.51

* y ** diferencias significativas intra-grupos entre pre/post-tratamiento y entre 3 meses de seguimiento y post-tratamiento and pre-tratamiento ($p < 0.05$ y $p < 0.001$, respectivamente); #: prueba de Wilcoxon en lugar de la prueba t debido a la gran asimetría; BOAE: Bipedestación ojos abiertos estable; BOCE: Bipedestación ojos cerrados estable; BOAI: Bipedestación ojos abiertos inestable; BOCI: Bipedestación ojos cerrados inestable; DEE: densidad espectral de energía; X: eje vertical; Y: eje mediolateral; Z: eje anteroposterior; DE: Desviación Estándar; IC: Intervalo de confianza; d: d Cohen; ES: Ejercicio Supervisado; EGL: Ejercicio guiado mediante láser.

B) Análisis de las medidas de resultado sobre variables del control postural (DEE y desplazamiento del CoP) (Análisis entre-grupos)

La tabla 20 incluye las diferencias entre las medidas antes y después del tratamiento y 3 meses seguimiento entre grupos.

La interacción tiempo * grupo mostró diferencias estadísticamente significativas en CoP BOCE eje ML (F: 7.16, P= 0.01, d=0.72); DEE BOAI eje Z (F: 5.52, P= 0.02; d=0.63); DEE BOCI eje X (F: 5.45, P=0.02, d=0.63); DEE BOCI eje Y (F: 8.74, P=0.01, d=0.79); DEE BOAI eje Z (F: 7.35, p=0.01, d=0.73) entre antes del tratamiento y seguimiento a los 3 meses. Entre antes y después del tratamiento también encontramos significación estadística en la comparación entre grupos para DEE BOAI eje X (F: 5.94, P=0.02, d=0.63); DEE BOAI eje Y (F: 5.27, P= 0.03, d= 0.59); DEE BOAI eje Z (F: 7.57, P= 0.01, d=0.71); DEE BOCI eje Y (F: 6.75, P=0.01, d=0.67); DEE BOAI eje Z (F: 7.33, p=0.01, d=0.70). No se encontraron diferencias significativas entre después del tratamiento y el seguimiento a los 3 meses. (Tabla 20). (Figura 25,26,27,28,29 y 30).

Tabla 20. Medidas de resultado sobre variables del control postural (DEE y desplazamiento del CoP) (Análisis Inter-grupo)

	Diferencias entre grupos (Pre- tratamiento/Post-tratamiento) (ES-EGL) 95% IC	Diferencias entre grupos (Pre- tratamiento/3 meses seguimiento) (ES-EGL) 95% IC	Diferencias entre grupos (Post-tratamiento/3 meses seguimiento) (ES-EGL) 95% IC
CoP (BOAE Eje ML) (mm)	0.42 (-1.63, 0.78)	0.45 (-1.90, 1.00)	0.13 (-0.56, 0.82)
CoP (BOAE Eje AP) (mm)	1.53 (-5.76, 2.70)	2.77 (-7.77, 2.23)	1.00 (-2.46, 0.45)
CoP (BOCE Eje ML) (mm)	0.28 (-1.62, 1.07)	1.59 (-2.78, -0.40) *	0.94 (-1.91, 0.04)
CoP (BOCE Eje AP) (mm)	0.24 (-1.57, -1.09)	0.74 (-2.32, -0.83)	0.47 (-1.57, 0.62)
CoP (BOAI Eje ML)(mm)	0.04 (-1.46, 1.55)	0.26 (-1.43, 1.95)	0.35 (-0.92, 1.62)
CoP (BOAI Eje AP) (mm)	1.54 (-1.17, 4.25)	6.44 (-1.56, 14.43)	4.73 (-2.98, 12.43)
CoP (BOCI Eje ML) (mm)	0.33(-1.04, 1.69)	0.12 (-1.28, 1.53)	0.18 (-1.25, 0.89)
CoP (BOCI Eje AP) (mm)	0.94 (-3.10, 1.23)	1.29 (-3.48, 0.91)	0.71 (-1.94, 0.52)

DEE (BOAE Eje X) (J/MHz)	0.29 (-0.63, 0.05)	0.30 (-0.77, 0.17)	0.04 (-0.34, 0.41)
DEE (BOAE Eje Y) (J/MHz)	0.17 (-0.48, 0.14)	0.24 (-0.72, 0.23)	0.05 (-0.34, 0.25)
DEE (BOAE Eje Z) (J/MHz)	0.45 (-1.28, 0.37)	0.52 (-1.49, 0.44)	0.01 (-0.56, 0.57)
DEE (BOCE Eje X) (J/MHz)	0.17 (-0.47, 0.14)	0.26 (-0.78, 0.27)	0.06 (-0.50, 0.38)
DEE (BOCE Eje Y) (J/MHz)	0.25 (-0.58, 0.08)	0.30 (-0.78, 0.18)	0.01 (-0.35, 0.34)
DEE (BOCE Eje Z) (J/MHz)	0.59 (-1.50, 0.33)	0.86 (-1.9, 0.20)	0.12 (-0.59, 0.34)
DEE (BOAI Eje X) (J/MHz)	0.39 (-0.72, -0.07) *	0.37 (-0.83, 0.09)	0.07 (-0.27, 0.41)
DEE (BOAI Eje Y) (J/MHz)	0.38 (-0.70, -0.05) *	0.40 (-0.85, 0.04)	0.03 (-0.37, 0.43)
DEE (BOAI Eje Z) (J/MHz)	1.27 (-2.2, -0.35) *	1.36 (-2.53, -0.20) *	0.01 (-0.59, 0.60)
DEE (BOCI Eje X) (J/MHz)	0.33 (-0.73, 0.08)	0.54 (-1.00, -0.08) *	0.17 (-0.53, 0.19)
DEE (BOCI Eje Y) (J/MHz)	0.42 (-0.74, -0.10) *	0.53 (-0.90, -0.17) *	0.03 (-0.31, 0.25)
DEE (BOCI Eje Z) (J/MHz)	1.23 (-2.15, -0.32) *	1.40 (-2.44, -0.37) *	0.05 (-0.72, 0.82)

* diferencias significativas inter-grupos entre pre/post-tratamiento y entre 3 meses de seguimiento y post-tratamiento and pre-tratamiento ($p < 0.05$); BOAE: Bipedestación ojos abiertos estable; BOCE: Bipedestación ojos cerrados estable; BOAI: Bipedestación ojos abiertos inestable; BOCI: Bipedestación ojos cerrados inestable; DEE: densidad espectral de energía; X: eje vertical; Y: eje mediolateral; Z: eje anteroposterior; ML: eje mediolateral; AP: eje anteroposterior; DE: Desviación Estándar; IC: Intervalo de confianza; d: d Cohen; ES: Ejercicio Supervisado; EGL: Ejercicio guiado mediante láser.

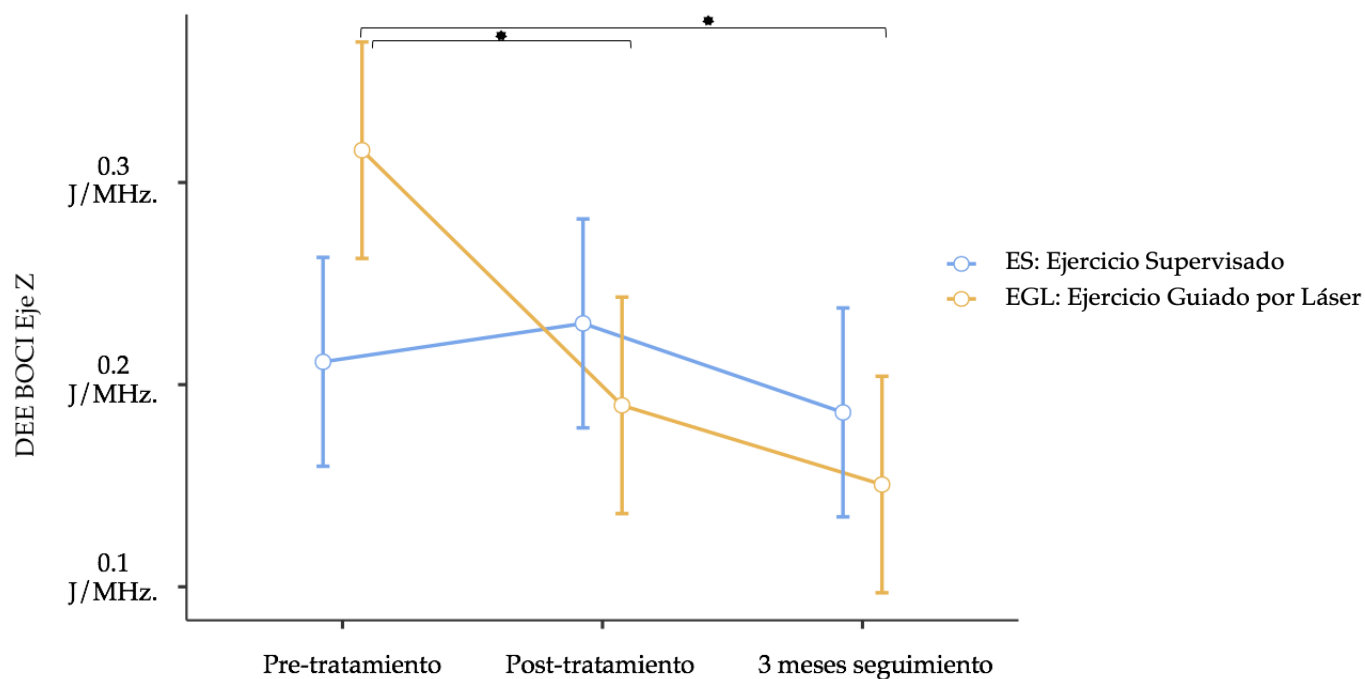


Figura 25. Comparación entre grupos para la variable DEE BOCI Eje Z.

* Significación estadística

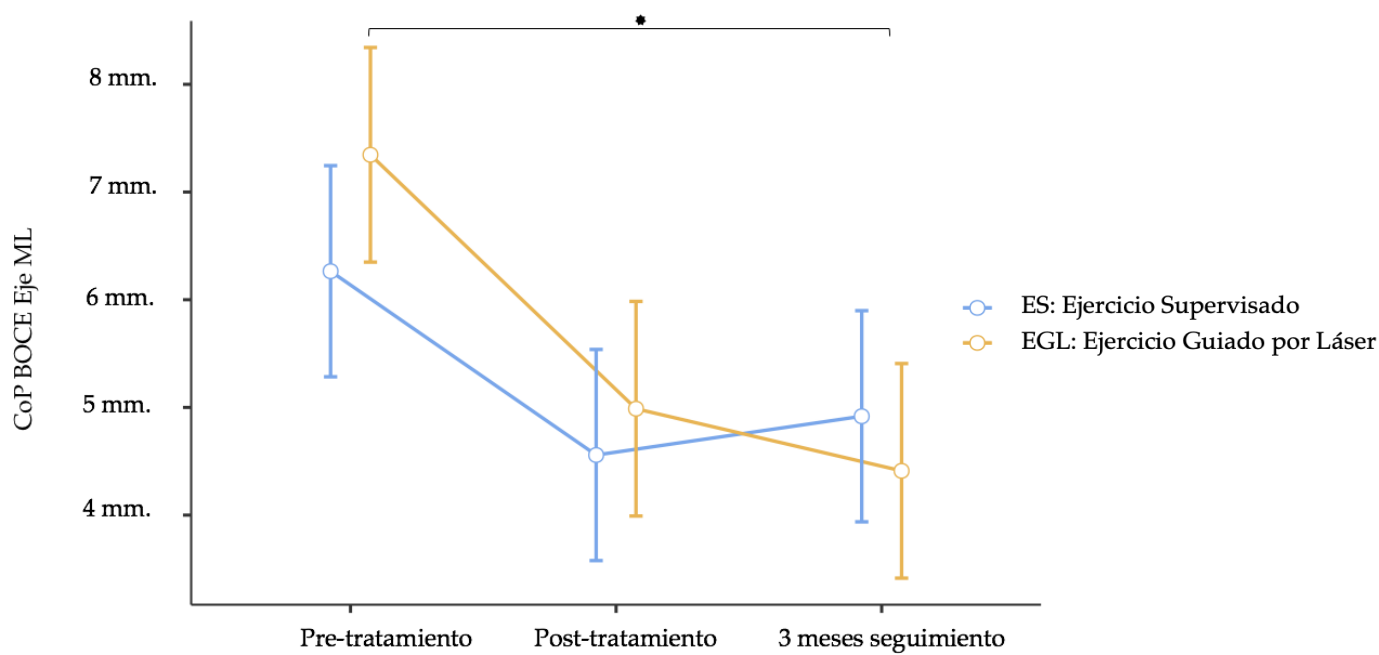


Figura 26. Comparación entre grupos para la variable CoP BOCE Eje ML.

* Significación estadística

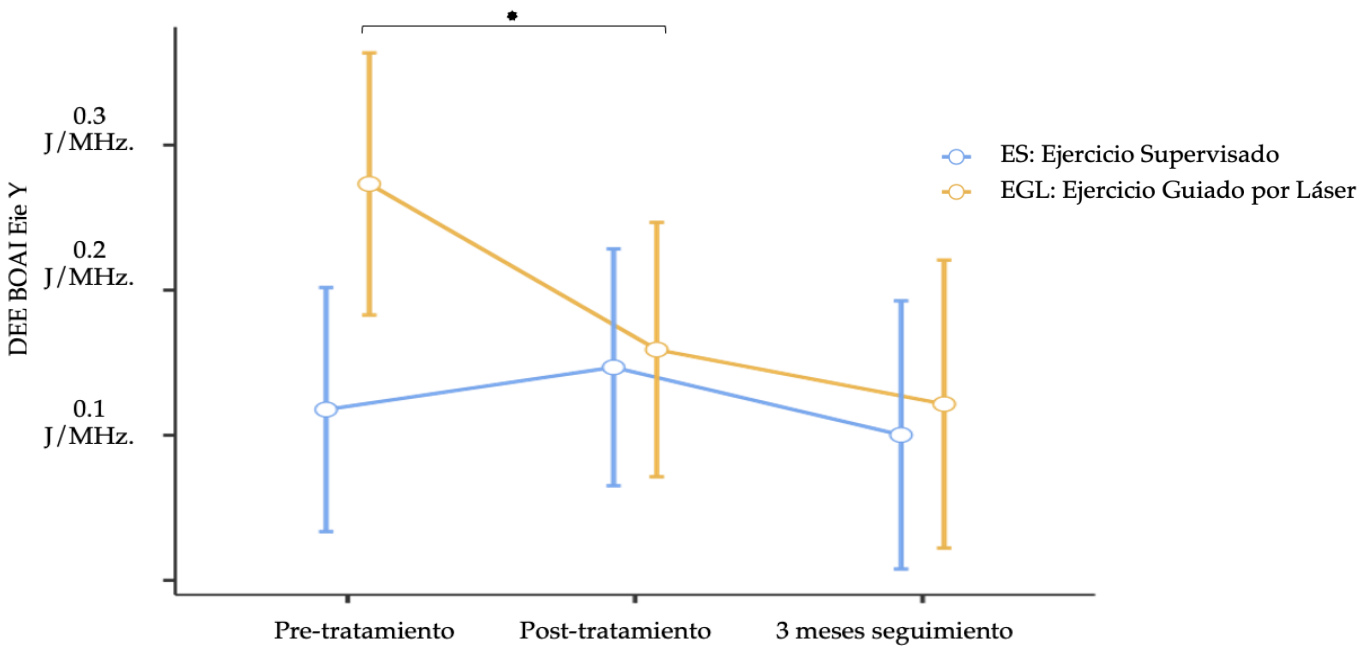


Figura 27. Comparación entre grupos para la variable DEE BOAI Eje Y.
*Significación estadística

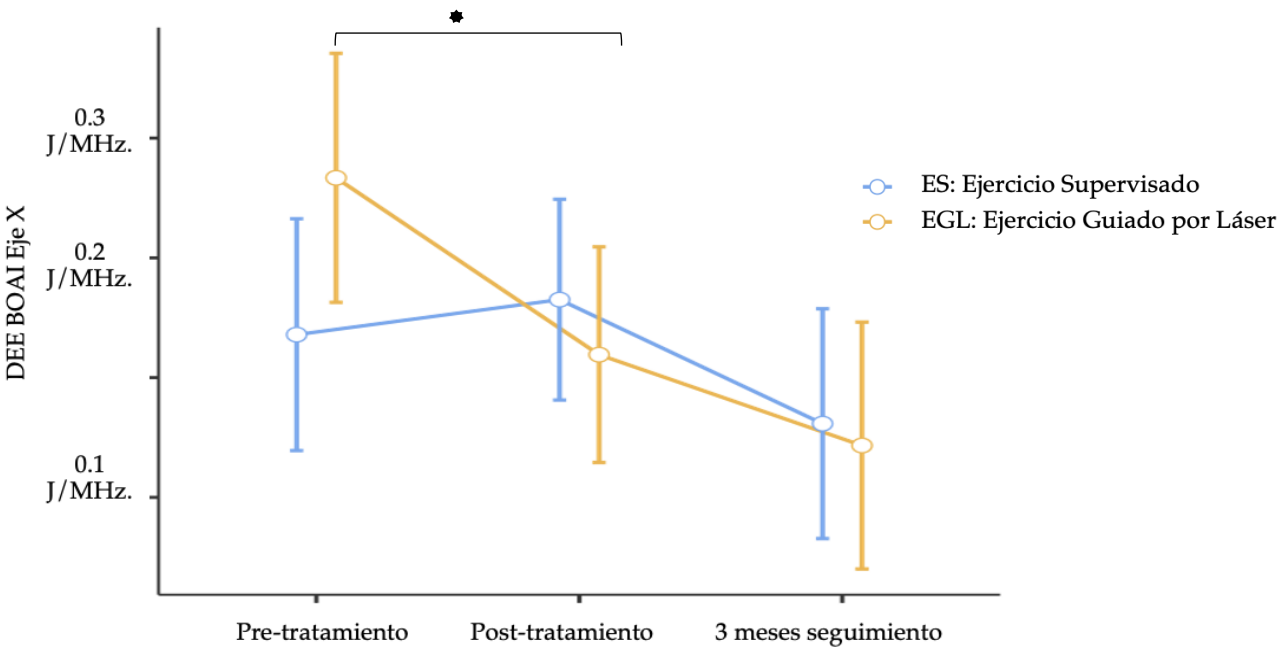


Figura 28. Comparación entre grupos para la variable DEE BOAI Eje X.
*Significación estadística

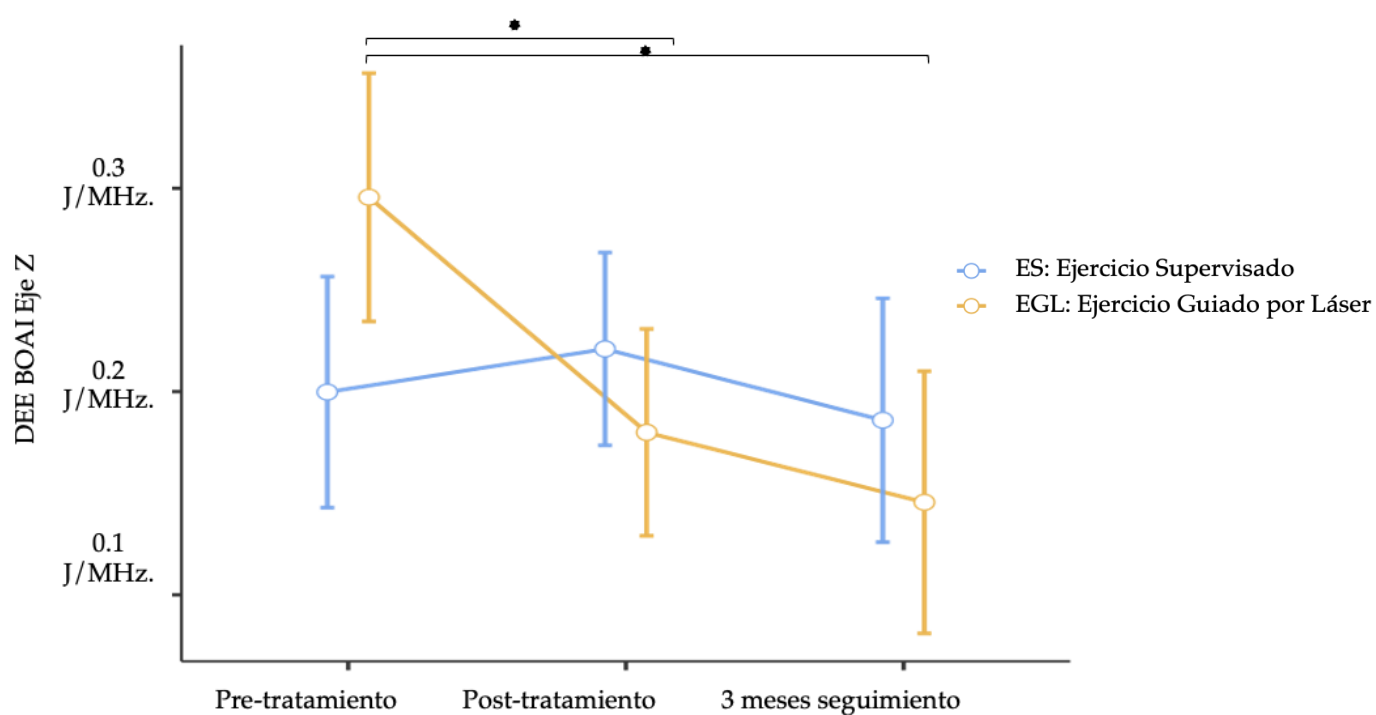


Figura 29. Comparación entre grupos para la variable DEE BOAI Eje Z.
*Significación estadística

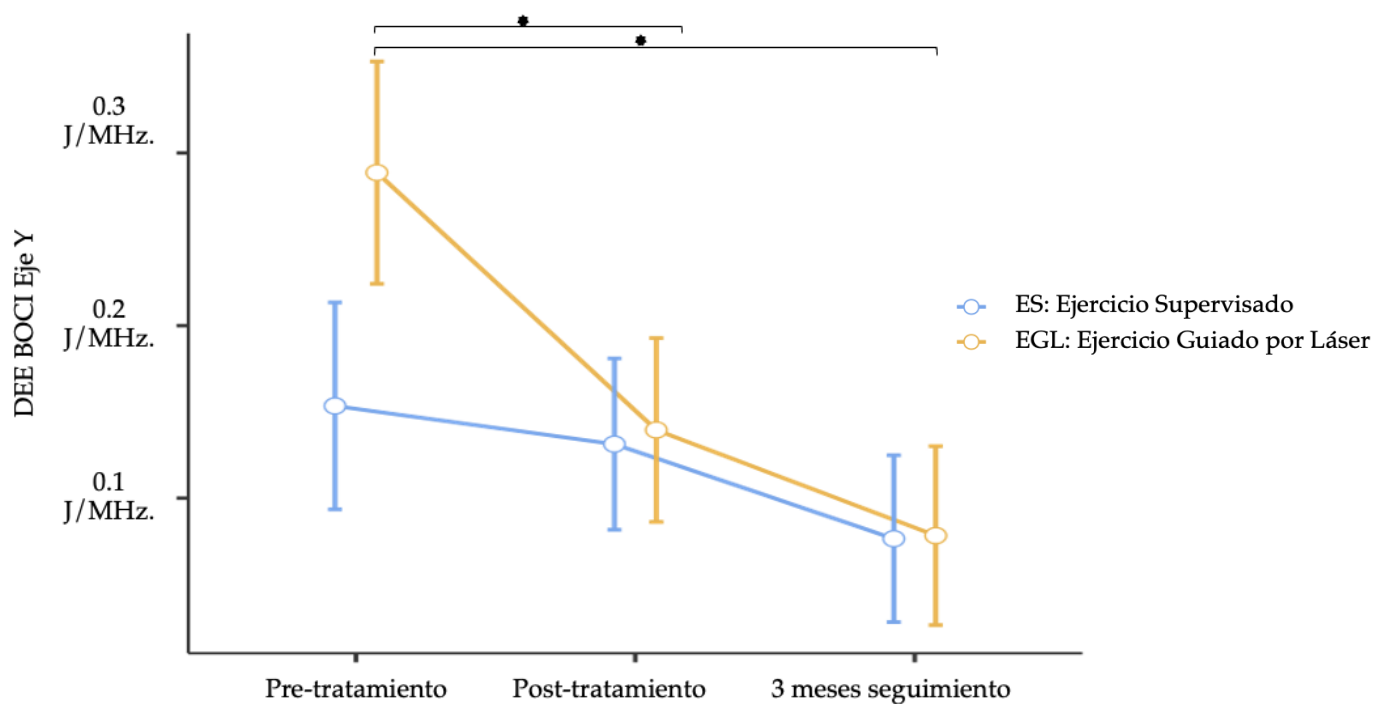


Figura 30. Comparación entre grupos para la variable DEE BOCI Eje Y.
*Significación estadística

C) Análisis de las medidas de resultado sobre variables clínicas primarias (intensidad del dolor,) y secundarias (UDP, discapacidad, catastrofismo del dolor, kinesiofobia y LJRE) (Análisis Intra-grupo)

Se observó una interacción significativa tiempo * grupo para la intensidad del dolor en ambos grupos entre el momento basal y el posterior a la intervención y entre el momento basal y los 3 meses de seguimiento ($P < 0,001$) y tamaños del efecto más elevados para el grupo EGL (Pre-intervención: $6,97 \pm 1,05$; Post-intervención: $1,19 \pm 1,00$; 3 meses de seguimiento: $1,77 \pm 1,26$; $p < 0,001$; $d = 2,90$) (Pre-intervención: $7,38 \pm 1,18$; Post-intervención: $3,06 \pm 2,08$; 3 meses de seguimiento: $3,27 \pm 2,05$; $p < 0,001$; $d = 1,96$) (Tabla 21).

En cuanto a los resultados de las variables secundarias, hubo mejoras significativas entre el inicio y el final de la intervención y entre el inicio y los 3 meses de seguimiento para todas las medidas de resultado (UDP, discapacidad, catastrofismo del dolor, kinesiofobia y LJRE) en ambos grupos de intervención (todos $p < 0,001$). Sin embargo, se observó una diferencia estadísticamente significativa dentro de los grupos para la UDP-L3 derecha y la UDP-L3 izquierda (ES, $P < 0,05$; EGL, $P < 0,001$) entre la post-intervención y los 3 meses de seguimiento. No se hallaron diferencias estadísticamente significativas dentro de los grupos en cuanto a la intensidad del dolor, la UDP-epicóndilo lateral derecho e izquierdo, la discapacidad, la catastrofización del dolor, la kinesiofobia o la LRE después de la intervención o a los 3 meses de seguimiento ($P > 0,05$). (Tabla 21).

Tabla 21. Medidas de resultado sobre variables clínicas primarias y secundarias (Análisis intra-grupo)

		Grupo ES(n=30) EGL (n=30)	Pre- tratamiento Media ± DE	Post- tratamiento Media ± DE	3 meses seguimiento Media ± DE	Diferencias intra- grupos (Pre-tratamiento/Post- tratamiento) 95% IC	Diferencias intra- grupos (Pre-tratamiento/3 meses seguimiento) 95% IC	Diferencias intra- grupos (Post-tratamiento/3 meses seguimiento) 95% IC	Pre-Post tratamiento Tamaño del efecto (d)
Intensidad de dolor	NPRS	ES	7.38 ± 1.18	3.06 ± 2.08	3.27 ± 2.05	4.32 (3.50, 5.14)**	4.12 (3.26, 4.97)**	-0.20 (-0.83, 0.43)	1.96
		EGL	6.97 ± 1.05	1.19 ± 1.00	1.77 ± 1.26	5.27 (4.59, 5.94)**	5.11 (4.49, 5.74)**	-0.58 (-1.19, 0.04)	2.90
Algometria (UDP) (Kg/cm2)	L3 derecho	ES	1.99 ± 1.07	3.86 ± 1.78	3.59 ± 2.03	-1.87 (-2.36, -1.38)**	-1.61 (-2.20, -1.01)**	0.26 (-0.03, 0.55)*	1.42
		EGL	2.12 ± 1.06	3.79 ± 1.93	3.14 ± 2.10	-1.67 (-2.14, -1.20)**	-1.01 (-1.59, -0.42)**	0.68 (0.34, 1.03) **	1.33
	L3 izquierdo	ES	2.14 ± 1.08	3.81 ± 1.89	3.66 ± 2.04	-1.67 (-2.25, -1.08)**	-1.51 (-2.13, -0.89)**	0.16 (-0.05, 0.37)*	1.06
		EGL	2.27 ± 1.18	3.90 ± 1.91	3.06 ± 2.01	-1.63 (-2.19, -1.06)**	-0.75 (-1.22, -0.28)**	0.83 (0.25, 1.40)**	1.07
	Epicondilo lateral derecho	ES	1.77 ± 0.76	2.95 ± 1.20	2.74 ± 1.33	-1.19 (-1.55, -0.82)**	-0.97 (-1.35, -0.59)**	0.22 (-0.01, 0.44)	1.20
		EGL	1.79 ± 0.72	2.91 ± 1.61	2.85 ± 1.43	-1.12 (-1.54, -0.69)**	-1.06 (-1.46, -0.66)**	0.07 (-0.16, 0.30)	0.98
	Epicondilo lateral izquierdo	ES	1.69 ± 0.73	3.10 ± 1.42	2.95 ± 1.45	-1.41 (-1.89, -0.92)**	-1.26 (-1.75, -0.76)**	0.15 (-0.01, 0.31)	1.08
		EGL	1.75 ± 0.65	2.67 ± 1.22	2.67 ± 1.33	-0.91 (-1.30, -0.53)**	-0.92 (-1.42, -0.43)**	-0.02 (-0.17, 0.13)	0.88
Discapacidad	RMDQ	ES	9.80 ± 4.72	2.80 ± 2.34	3.43 ± 2.24	7.00 (5.56, 8.44)**	6.37 (4.86, 7.86)**	-0.63 (-1.36, 0.01)	1.81
		EGL	9.08 ± 5.77	3.83 ± 4.48	4.19 ± 3.91	5.25 (3.06, 7.45)**	4.67 (3.03, 6.32) **	-0.35 (-2.28, 1.59)	0.89
	ODI	ES	13.60 ± 6.13	5.30 ± 4.05	5.87 ± 4.70	8.30 (6.43, 10.17)**	7.73 (6.02, 9.44)**	-0.57 (-1.47, 0.34)	1.65
		EGL	12.07 ± 7.71	4.50 ± 4.70	4.92 ± 4.41	7.57 (4.99, 10.14) **	7.00 (4.39, 9.61) **	-0.54 (-2.52, 1.44)	1.10

Catastrofismo	PCS	ES	20.17 ± 7.84	7.50 ± 5.67	10.27 ± 7.71	12.67 (10.14, 15.20)**	9.90 (6.65, 13.15)**	-2.77 (-5.04, -0.50)	1.87
		EGL	19.57 ± 8.99	7.73 ± 6.70	8.27 ± 8.90	11.83 (8.15, 15.52) **	10.73 (6.91, 14.55) **	-0.81 (-3.41, 1.80)	1.20
kinesiofobia	TSK-11	ES	27.43 ± 6.94	18.60 ± 3.93	18.33 ± 5.52	8.83 (6.57, 11,10)**	9.10 (6.38, 11.82)**	0.27 (-1.29, 1.83)	1.46
		EGL	28.03 ± 5.77	14.93 ± 5.03	16.96 ± 5.13	13.10 (10.33, 15.87) **	11.77 (8.59, 14.94) **	-1.96 (-4.19, 0.27)	1.77
Error reposicionamiento lumbar (°)	JPS	ES	5.20 ± 2.81	1.93 ± 1.54	2.25 ± 1.32	3.27 (2.15, 4.39)**	2.96 (2.02, 3.89)**	-0.31 (-1.03, 0.40)	1.09
	Bipedestación	EGL	5.77 ± 3.00	4.47 ± 1.67	2.46 ± 2.00	1.30 (-3.33, 5.94)**	3.45 (2.35, 4.55)**	2.47 (-2.90, 7.85)	0.11
	JPS	ES	3.87 ± 2.67	1.52 ± 1.00	1.91 ± 1.92	2.34 (1.33, 3.35)**	1.96 (0.67, 3.24)**	-0.39 (-1.13, 0.35)	0.87
	Sedestación	EGL	4.44 ± 2.06	1.73 ± 2.05	2.39 ± 1.84	2.71 (1.95, 3.47)**	2.02 (1.27, 2.77)**	-0.58 (-1.70, 0.54)	1.34

* y ** diferencias significativas intra-grupos entre pre/post-tratamiento y entre 3 meses de seguimiento y post-tratamiento and pre-tratamiento ($p < 0.05$ y $p < 0.001$, respectivamente); Kg: Kilogramos; cm: centímetros; DE: Desviación Estándar; IC: Intervalo de confianza; d: d Cohen; ES: Ejercicio Supervisado; EGL: Ejercicio guiado mediante láser; NPRS: Numerical Pain Rating Scale; UDP: Umbral de Dolor a la Presión; RMDQ: Roland Morris Disability Questionnaire; ODI: Oswestry Disability Index; PCS: Pain Catastrophizing Scale; TSK-11: Kinesiophobia Tampa Scale; JPS: Joint Position Sense.

D) Análisis de las medidas de resultado sobre variables clínicas primarias (intensidad del dolor) y secundarias (UDP, discapacidad, catastrofismo del dolor, kinesiofobia y LJRE) (Análisis Inter-grupo)

Cuando se comparó la intensidad del dolor entre los grupos, se observaron diferencias estadísticamente significativas después del tratamiento ($P < 0,001$) y a los 3 meses de seguimiento ($P < 0,001$) con tamaños del efecto elevados. La interacción tiempo * grupo fue significativa para la variable intensidad del dolor ($P = 0,01$). (Figura 31).

Hubo una diferencia significativa entre los grupos en las puntuaciones posteriores a la intervención en cuanto a la kinesiofobia (TSK-11) ($P = 0,04$) y un tamaño del efecto elevado ($d = 0,81$) con menores niveles de Kinesiofobia en el grupo EGL (Diferencias puntuación media: TSK-11: 4,27; -7,77 a -0,77; $p = 0,02$; F: 5.95; $d = 0.63$). (Tabla 22, Figura 32). La interacción tiempo * grupo fue significativa para la variable kinesiofobia (TSK-11) ($P = 0,02$). No se observaron diferencias estadísticamente significativas entre grupos ni interacción tiempo * grupo para los UDP-L3 derecha e izquierda y en la UDP-epicóndilo lateral derecho e izquierdo, en la discapacidad, en el catastrofismo del dolor, Kinesiofobia y en la LJRE (todos $p > 0,05$) a los 3 meses de seguimiento (Tabla 22).

Por otro lado, se observaron diferencias estadísticas significativas en el UDP-L3 derecha (F: 3,68; $p = 0,04$; $d = 0,51$); UDP-L3 izquierda (F: 5,68; $p = 0,02$; $d = 0,64$) entre el post-tratamiento y los 3 meses de seguimiento. (Tabla 22).

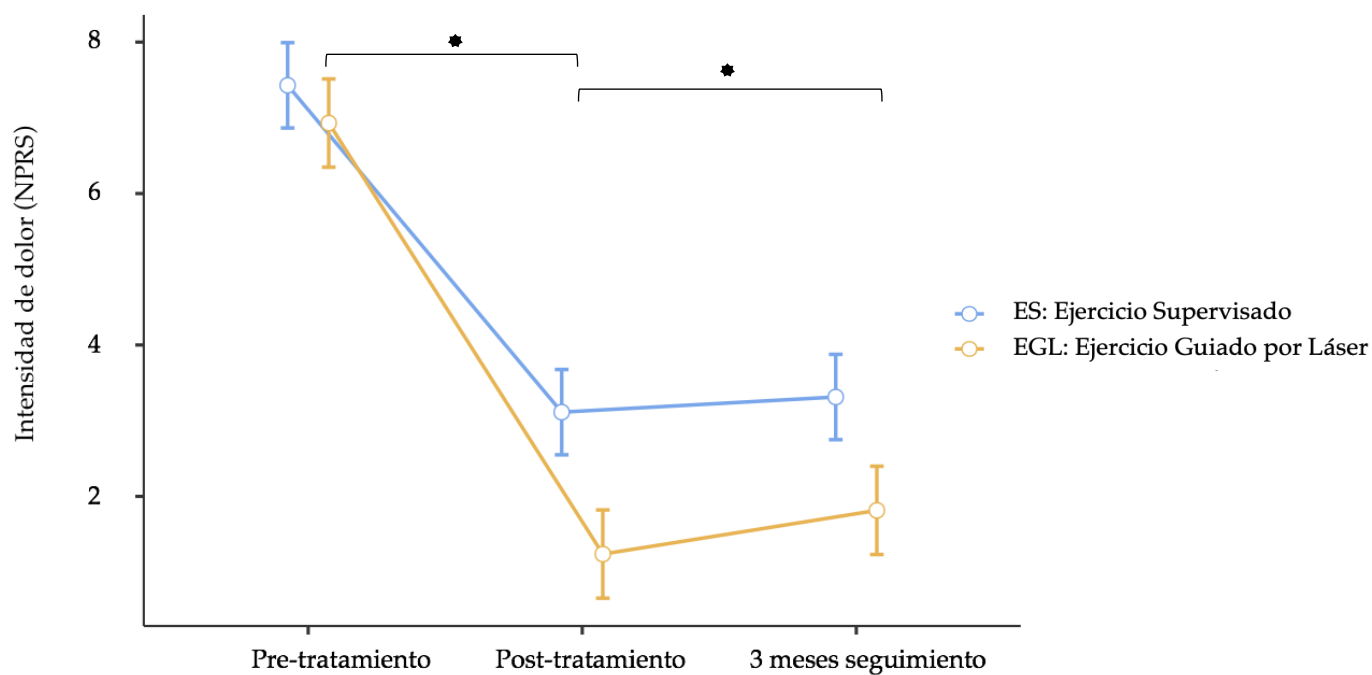


Figura 31. Comparaciones entre grupos de la intensidad del dolor lumbar (NPRS)

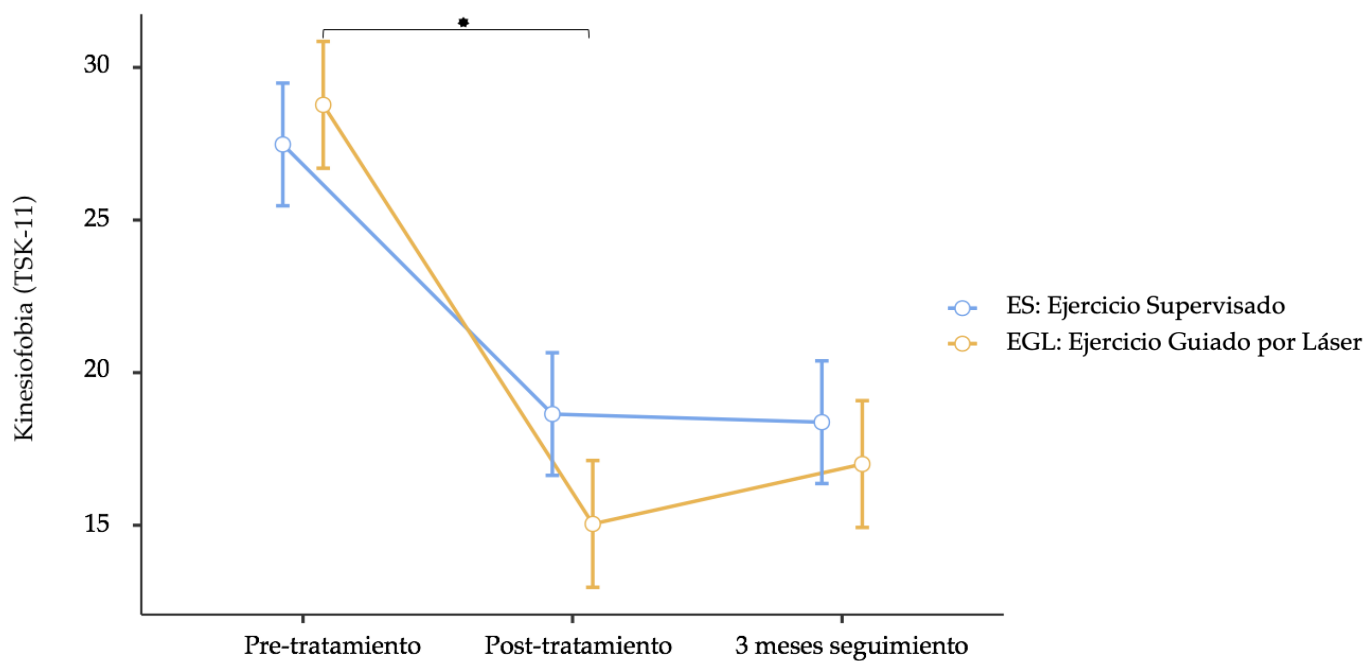


Figura 32. Comparaciones entre grupos de la kinesiophobia (TSK-11).

Tabla 22. *Medidas de resultado sobre variables clínicas primarias y secundarias (Análisis Inter-grupo)*

		Diferencias entre grupos (Pre-tratamiento/Post-tratamiento) (ES-EGL) 95% IC	Diferencias entre grupos (Pre-tratamiento/3 meses seguimiento) (ES-EGL) 95% IC	Diferencias entre grupos (Post-tratamiento/3 meses seguimiento) (ES-EGL) 95% IC
Intensidad de dolor	NPRS	0.95 (-1.99, 0.09)*	1.00 (-2.06, 0.07)	0.38 (-0.49, 1.25)*
Algometria (UDP) (Kg/cm2)	L3 derecho	0.20 (-0.86, 0.47)	0.60 (-1.42, 0.22)	0.42 (-0.87, 0.02)*
	L3 izquierdo	0.04 (-0.84, 0.76)	0.76 (-1.54, 0.02)	0.67 (-1.23, -0.11)*
	Epicondilo lateral derecho	0.07 (-0.62, 0.48)	0.09 (-0.45, 0.63)	0.15 (-0.17, 0.46)
	Epicondilo lateral izquierdo	0.49 (-1.10, 0.12)	0.34 (-1.03, 0.35)	0.17 (-0.05, 0.39)
Discapacidad	RMDQ	1.75 (-0.82, 0.32)	1.69 (-0.49, 3.87)	0.29 (-2.20, 1.62)
	ODI	0.73 (-2.39, 3.85)	0.73 (-2.24, 3.71)	0.03 (-2.06, 2.01)
Catastrofismo	PCS	0.83 (-3.55, 5.21)	0.83 (-5.70, 4.03)	1.96 (-5.32, 1.40)
kinesiofobia	TSK-11	4.27 (-7.77, -0.77)*	2.67 (-6.73, 1.39)	2.23 (-0.37, 4.83)
Error reposicionamiento	JPS Bipedestación	1.97 (-2.70, 6.63)	0.49 (-1.90, 0.91)	2.79 (-7.71, 2.13)
lumbar(°)	JPS Sedestación	0.37 (-1.60, 0.87)	0.07 (-1.58, 0.45)	0.19 (-1.09, 1.47)

* diferencias significativas inter-grupos entre pre/post-tratamiento y entre 3 meses de seguimiento y post-tratamiento and pre-tratamiento ($p < 0.05$); Kg: Kilogramos; cm: centímetros; IC: intervalo de confianza; ES: Ejercicio Supervisado; EGL: Ejercicio Guiado por Láser; NPRS: Numerical Pain Rating Scale; UDP: Umbral de Dolor a la Presión; RMDQ: Roland Morris Disability Questionnaire; ODI: Oswestry Disability Index; PCS: Pain Catastrophizing Scale; TSK-11: Kinesiophobia Tampa Scale.

E) Análisis de correlación entre variables de control postural (DEE y desplazamiento del CoP) y variables clínicas (Intensidad del dolor-NPRS y discapacidad-RMDQ).

Se ha llevado a cabo un análisis de correlación entre las variables del control postural (DEE y desplazamiento del CoP) y variables clínicas (Intensidad del dolor y discapacidad). Teniendo en cuenta la variable intensidad de dolor, podemos observar que cuando el desplazamiento CoP disminuye, el dolor post-intervención (BOAI eje ML ($R=0,479$)) ($P<0,001$); BOCI eje AP ($R=0,374$)) y a los 3 meses de seguimiento (BOCI eje AP ($R=0,310$)) también disminuye de forma estadísticamente significativa ($P<0,01$) en el grupo EGL. (Tabla 23). (Figura 33 y 34).

Por otro lado, teniendo en cuenta la variable discapacidad, podemos observar que cuando el desplazamiento del CoP disminuye, la variable discapacidad post-intervención (BOAE eje AP ($R=0,334$)) y a los 3 meses de seguimiento (BOAI eje AP ($R=0,383$)) también disminuye de forma estadísticamente significativa ($P<0,01$). También existe una correlación positiva estadísticamente significativa ($P<0,01$) cuando disminuye la DEE (BOCI eje Y ($R=0,406$; BOCE eje Y ($R=0,368$))), también observada en la variable discapacidad a los 3 meses de seguimiento. El resto de las asociaciones entre variables no mostraron diferencias estadísticamente significativas ($P>0,05$). (Tabla 23). (Figura 33 y 34).

Por último, al correlacionar de las variables relacionadas con el control postural y la kinesiofobia, observamos que existe una correlación estadísticamente significativa ($P<0,05$) después de la intervención para las situaciones CoP (BOAI Eje AP) y DEE (BOAI Eje Y) y a los 3 meses de seguimiento ($P<0,05$) para las situaciones CoP (BOAI Eje AP) y DEE (BOCE Eje Y).

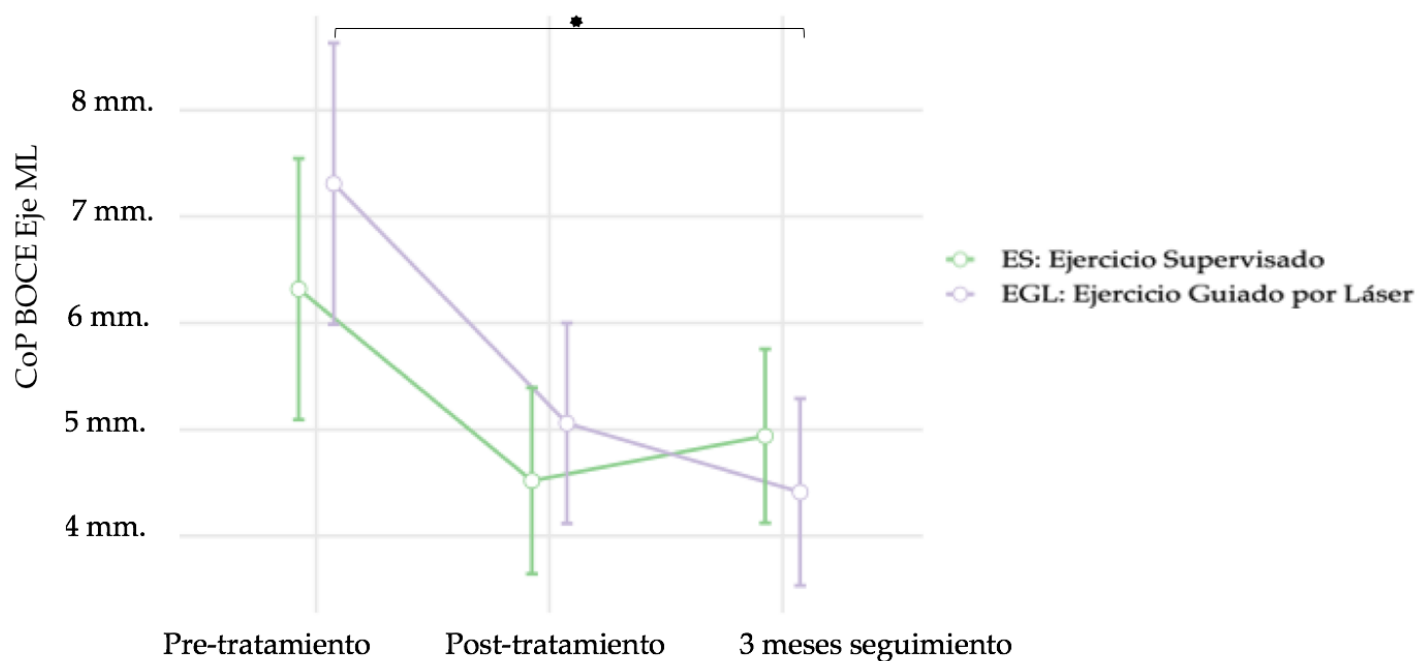


Figura 33. Comparación entre grupos para la variable CoP BOCE eje ML controlando el dolor y la discapacidad. * Significación estadística

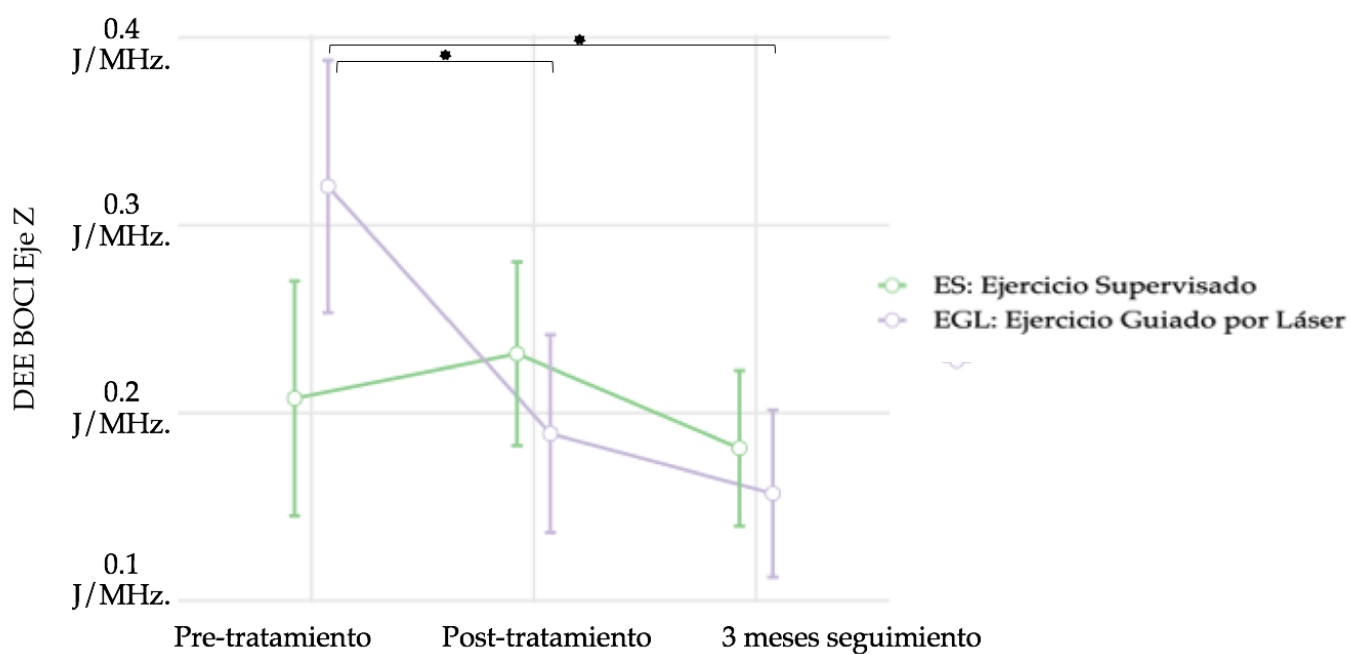


Figura 34. Comparación entre grupos para la variable DEE BOCI eje Z controlando el dolor y la discapacidad. * Significación estadística

Tabla 23. Correlación entre variables de control postural (DEE y desplazamiento del CoP) y variables clínicas (Intensidad del dolor, discapacidad y Kinesiofobia).

	Pre tratamiento n=60			Post-tratamiento n=60			3 meses seguimiento n=60		
	Intensidad del Dolor R (Pearson)	Discapacidad R (Pearson)	Kinesiofobia R (Pearson)	Intensidad del Dolor R (Pearson)	Discapacidad R (Pearson)	Kinesiofobia R (Pearson)	Intensidad del Dolor R (Pearson)	Discapacidad R (Pearson)	Kinesiofobia R (Pearson)
CoP (BOAE Eje ML)	0.164	0.223	0.290*	0.208	0.288*	0.055	0.077	0.044	0.072
CoP (BOAE Eje AP)	0.003	0.303	0.020	0.016	0.334**	0.114	0.069	0.099	0.041
CoP (BOCE Eje ML)	0.107	0.053	0.040	0.136	0.221	0.146	0.066	0.170	0.024
CoP (BOCE Eje AP)	0.097	0.004	0.010	0.078	0.309*	0.025	0.233	0.289*	0.066
CoP (BOAI Eje ML)	0.106	0.185	0.236	0.479***	0.238*	0.072	0.212	0.220	0.035
CoP (BOAI Eje AP)	0.073	0.034	0.020	0.257	0.295	0.290*	0.208	0.383**	0.271*
CoP (BOCI Eje ML)	0.138	0.082	0.080	0.174	0.026	0.019	0.012	0.130	0.091
CoP (BOCI Eje AP)	0.159	0.036	0.060	0.374**	0.195	0.075	0.310*	0.051	0.184

DEE (BOAE Eje X)	0.026	0.173	0.358**	0.130	0.060	0.157	0.230	0.230	0.182
DEE (BOAE Eje Y)	0.169	0.079	0.247*	0.319	0.001	0.151	0.279*	0.280*	0.204
DEE (BOAE Eje Z)	0.067	0.259*	0.343**	0.124	0.001	0.207	0.152	0.272*	0.184
DEE (BOCE Eje X)	0.042	0.251	0.325*	0.130	0.069	0.133	0.174	0.257	0.188
DEE (BOCE Eje Y)	0.070	0.053	0.208*	0.288*	0.020	0.071	0.313*	0.368**	0.302*
DEE (BOCE Eje Z)	0.086	0.136	0.116**	0.254	0.187	0.061	0.255	0.092	0.110
DEE (BOAI Eje X)	0.139	0.025	0.296**	0.115	0.097	0.113	0.208	0.193	0.111
DEE (BOAI Eje Y)	0.032	0.085	0.271*	0.232	0.074	0.259*	0.250	0.225	0.151
DEE (BOAI Eje Z)	0.141	0.007	0.04	0.158	0.047	0.072	0.233	0.115	0.193
DEE (BOCI Eje X)	0.057	0.219	0.184	0.079	0.041	0.111	0.101	0.207	0.188
DEE (BOCI Eje Y)	0.044	0.025	0.271**	0.139	0.021	0.114	0.167	0.406**	0.124
DEE (BOCI Eje Z)	0.024	0.141	0.09	0.058	0.102	0.155	0.104	0.171	0.123

* $p < 0.05$, ** $p < 0.01$, *** $p < 0.001$; R: Coeficiente de correlación de Pearson; BOAE: Bipedestación ojos abiertos estable ; BOCE: Bipedestación ojos cerrados estable; BOAI: Bipedestación ojos abiertos inestable; BOCI: Bipedestación ojos cerrados inestable; DEE: densidad espectral de energía; X: eje vertical; Y: eje mediolateral; Z: eje anteroposterior; ML: eje mediolateral; AP: eje anteroposterior

DISCUSIÓN

El objetivo fue conocer y comparar los cambios y efectos producidos tras aplicar dos modalidades de ejercicio [Ejercicio Supervisado (ES) y Ejercicio Guiado por Láser (EGL)] y END sobre variables relacionadas con el control postural (desplazamiento del CoP y DEE) y variables clínicas (intensidad del dolor, los UDP, la discapacidad, el catastrofismo del dolor, la kinesiofobia y el LJRE) en sujetos con DLCI.

De manera general, en cuanto a las variables relacionadas con el control postural, ambos grupos lograron mejoras en las variables analizadas, no obstante, el programa de EGL combinado con END demostró mayores mejoras en DEE en comparación con el grupo ES. Por otro lado, en referencia a las variables clínicas, nuestros resultados mostraron mejoras similares para todas las variables. En particular, el grupo que recibió EGL mostró mayores mejoras en la kinesiofobia después de la intervención en comparación con el grupo ES.

Variables relacionadas con el control postural

Aunque existen estudios en la literatura sobre la efectividad del ejercicio terapéutico en el DLCI(2,14,46,55,152,153,178,179,231), hasta la fecha es el primer ensayo clínico que utiliza un tipo de ejercicio terapéutico guiado mediante láser en DLCI valorando variables relacionadas con el control postural.

Se ha obtenido una mejora significativa tanto en el desplazamiento del CoP y DEE ($p<.05$) para ambos grupos (ES y EGL) siendo los tamaños del efecto moderados-altos en todas las condiciones. Se obtuvieron menores desplazamientos y menor DEE en el grupo EGL.

La variable desplazamiento del CoP, mostró cambios estadísticamente significativos para ambos grupos tanto después del tratamiento como a los 3 meses de seguimiento. Estos resultados coinciden con los de Ghasemi et al (232), donde los tratamientos mediante la técnica músculo energía, terapia cráneosacra y entrenamiento sensoriomotor tuvieron efectos positivos sobre el desplazamiento del CoP en el eje ML y AP. En relación con estos hallazgos, los ejercicios de estabilización supervisados mejoran el control postural después del tratamiento en términos de desplazamiento del CoP (14). Lopes et al (2) concluyen que los ejercicios específicos de estabilización de la columna, parecen apropiados para mejorar el control postural en sujetos con DLCI. Según estos autores, la mejora del control postural podría estar relacionada con el reclutamiento de los músculos locales de la columna y la cadera, especialmente los extensores (2).

Por otro lado, para la variable DEE después del tratamiento, la diferencia de medias entre grupos fue de 1.27 J/MHZ para la variable DEE BOAI eje Z y de 1.23 J/MHZ para DEE BOCI eje Z, siendo las diferencias estadísticamente significativas para el grupo EGL. En este sentido, en el estudio anterior Caña Pino et al (223) se estableció como punto de corte a través de la variable DEE BOCI eje Z, diferencias entre población sana y con DLCI. Este punto de corte se estableció en 1.6 J/ MHZ. Este podría ser un dato relevante a nivel clínico, dado que, en el presente estudio, el grupo EGL obtuvo valores antes del tratamiento de 2.83 J/MHZ, después del tratamiento de 1,79 J/MHZ y a los 3 meses de seguimiento de 1.51 J/MHZ. En el grupo ES, a pesar de que hubo disminución de la DEE BOCI eje Z en los 3 momentos, no hubo diferencias significativas. Nuestros resultados son consistentes en que el ejercicio con enfoque externo mejora parámetros relacionados con control postural (174). Dado que las mejoras se van produciendo con el paso del tiempo, la valoración a los 3 meses parece importante para detectar el alcance de la intervención realizada.

Se ha sugerido que la entrada visual es la fuente de información más confiable necesaria para la realización de un comando motor (14,233). La dependencia visual, como ocurre con el EGL puede mejorar la estabilidad postural que depende de las interacciones de la información visual con el entorno. En este sentido, el DLCI se ha asociado con el control postural mediante alteraciones en las aferencias sensoriales y propioceptivas (31,233). La variación en el sistema propioceptivo mediante las situaciones de superficie inestable, puede hacer que el control postural de los sujetos con DLCI dependa de la información visual, y por tanto, los estímulos visuales mediante feedback en estos pacientes, juegan un papel importante (14). Los ejercicios utilizados en este estudio podrían haber ayudado al mantenimiento y ajuste de la posición del tronco al mejorar la actividad muscular y mejorar los patrones de activación de los músculos del tronco (2). A pesar de que otros estudios recientes indican que el uso de plataforma de presiones en las cuatro condiciones evaluadas, no parece adecuado para el diagnóstico de alteraciones del control postural en sujetos con DLCI (31,223), los resultados mostrados en el presente estudio indican que su uso podría ser considerado de interés en la evolución de sujetos con DLCI cuando se aplica un programa de ejercicio terapéutico y END.

Variables clínicas

En cuanto a la variable intensidad del dolor, los resultados mostraron una mejora para ambos grupos de intervención después del tratamiento y a los 3 meses de seguimiento. Curiosamente, las diferencias de medias para ambos grupos en los tres tiempos de medición superaron el Cambio Mínimo Detectable (MCD) para la NPRS (≥ 2 puntos) (234). El grupo que realizó sus ejercicios guiados por láser mostró mayores mejoras en la intensidad del dolor (tras la intervención y a los 3 meses de seguimiento) y en la kinesiophobia (tras la intervención) en comparación con el grupo que realizó los ejercicios sin la retroalimentación del láser. El tamaño del efecto fue mayor ($>0,80$) a favor del grupo EGL. Estos resultados son similares a los reportados por otros estudios donde emplean, ejercicios de coordinación/estabilización, ejercicios aeróbicos, ejercicios de fuerza/resistencia, ejercicios de mejora del control motor, con el mismo número de sesiones (16 sesiones) (2,14,46,55,152,153,178,179,235). Se observó una interacción tiempo * grupo para la variable primaria intensidad del dolor, donde se obtuvieron diferencias significativas entre grupos tras la intervención y 3 meses de seguimiento con mejores resultados para el grupo EGL. Nuestros resultados (diferencias medias) son ligeramente mejores que los comunicados por otros estudios realizados en poblaciones de DLCI (46,236). Dos razones pueden explicar estas diferencias. En primer lugar, la muestra estaba compuesta por participantes con una media de edad inferior a la de otros estudios (46,236), y esto puede haber influido en la capacidad de aprendizaje de los ejercicios propuestos (Anexo 2 y 3). En este sentido, estudios anteriores han demostrado que la aplicación de EGL en otras regiones (por ejemplo, la columna cervical) en poblaciones con una edad media similar a la de este estudio, reportó una mejora en la intensidad del dolor (disminución del 45%) muy similar a nuestros resultados (disminución del 75%) (58,59). En segundo lugar, los programas de ejercicio terapéutico utilizados en este estudio tenían una duración más larga que la reportada en estudios anteriores [(por ejemplo, dos sesiones presenciales en Bodes Pardo et al (46), 2 sesiones/semana durante 6 semanas en Miyamoto et al (236)]. En este sentido, también ha podido influir la capacidad de aprendizaje y mayor adherencia al ejercicio.

Por otro lado, se encontraron cambios significativos en los UDP de la columna lumbar (L3) y en los UDP del epicóndilo lateral del codo en ambos grupos de estudio después de la intervención. Estos cambios superaron el MDC establecido para los UDP (es decir, 1,2 Kg/cm²) en todos los momentos de medición (46). Nuestros resultados están en concordancia con estudios anteriores en los que se utilizó ejercicio terapéutico y END, en los que se encontró una mejora de los UDP tanto a nivel en la zona lumbar como en el codo después del tratamiento (46,157). Se ha sugerido que la sensibilidad del umbral doloroso a la presión (UDP) es un marcador útil para evaluar el aumento de la sensibilidad al dolor de los mecanismos centrales del dolor (142,143). En este sentido, debe tenerse en cuenta al evaluar a las personas con DLCI, ya que estos pacientes suelen presentar alteraciones en los mecanismos centrales de procesamiento del dolor (142,143). La disminución de los umbrales de mecanosensibilidad podría explicarse por la desensibilización del sistema nociceptivo generador de dolor (142). Esto sugiere un aumento de la hiperexcitabilidad del SNC, y esta condición se asocia con un aumento de la duración del dolor (237). En este sentido, podría explicarse con los resultados estadísticamente significativos obtenidos entre los grupos entre el post-tratamiento y los 3 meses de seguimiento en el UDP-L3 (F: 5,68; p=0,02; d=0,64) con mayores umbrales de dolor entre el post-tratamiento y los 3 meses de seguimiento, también asociado a la influencia estadísticamente significativa en la Kinesiofobia. El miedo al movimiento es un parámetro asociado a los síndromes de dolor persistente como el DLCI (92). Además, el dolor exige atención y puede distraer a los pacientes de la tarea de movimiento, lo que a su vez podría interferir en el proceso de aprendizaje motor (62). Estos cambios significativos también podrían deberse a que los sujetos con DLCI tienen UDPs basales más bajos, no sólo en la columna vertebral, sino también en sitios alejados de la misma (pulgar (237) y epicóndilo lateral (46)). Son necesarios futuros estudios para analizar la influencia del tipo de ejercicio (foco interno vs. externo) sobre los marcadores relacionados con la sensibilización central (síndrome regional complejo, fibromialgia...).

En cuanto a la discapacidad, los tamaños del efecto encontrados en ambos grupos [(ES- Diferencias medias: 8,3 puntos; d: 1,65; EGL- Diferencias medias: 7,57; d:1,10)] son consistentes con los resultados de un meta-análisis en el que se encontró que los beneficios del ejercicio en la reducción de la discapacidad medida por el cuestionario de OD en sujetos con DLCI eran altos (tamaño del efecto $>0,8$) (170). También se observó después del tratamiento para el cuestionario RM ($P<0,001$) en ambos grupos (ES y EGL) (ES: 7 puntos y EGL: 5,25), con efectos que se mantuvieron a los 3 meses de seguimiento. El tamaño del efecto respecto a al cuestionario RM [(ES- Diferencias medias: 7,0 puntos; d: 1,81; EGL- Diferencias medias: 5,25; d:0,89)] fue alto y similar al obtenido con otras intervenciones terapéuticas basadas en el ejercicio (tamaño del efecto $>0,8$) (por ejemplo, ejercicios de control motor para la columna lumbar, estiramientos y ejercicio aeróbico) (46,236). La MCID del cuestionario de RM varía entre 1 y 2 puntos en pacientes con DLCI con discapacidad mínima de 7 y 8 puntos en pacientes con discapacidad severa (133). Nuestros resultados relacionados con el cuestionario de RMDQ difieren de los mostrados por Ryan et al (153), quienes encontraron que el uso de la END sola tenía un mayor efecto sobre el cuestionario de RM, el dolor y la autoeficacia que la END más el ejercicio terapéutico.

Se encontraron mejoras significativas para las variables dolor catastrófico y la kinesiofobia en ambos grupos (ES y EGL) después de la intervención con un tamaño del efecto elevado ($>0,80$). Sin embargo, los efectos a largo plazo no se mantuvieron, como refleja la falta de mejora significativa a los 3 meses de seguimiento en estas dos variables. De forma similar a nuestro estudio, Galán-Martín et al (54) obtuvieron una reducción significativa post-tratamiento en el dolor catastrófico tras aplicar un enfoque combinado de ejercicio terapéutico más END mientras que Bodes Pardo et al (46) también obtuvieron mejores puntuaciones en el dolor catastrófico a los 3 meses de seguimiento con ejercicio terapéutico más END. Concretamente para la kinesiofobia, se obtuvieron mejoras significativas a favor del grupo EGL con un tamaño del efecto moderado ($d=0,63$). En este sentido, una mayor kinesiofobia influye en las habilidades de movimiento (92) y los mejores resultados en kinesiofobia para el grupo EGL podrían explicarse desde el punto de vista del enfoque interno/externo. Los mejores resultados en kinesiofobia para el grupo EGL son consistentes con la idea de que un enfoque en los propios movimientos es decir, el enfoque interno se asocia con una activación más generalizada e ineficiente del sistema muscular (174).

Además, en presencia de dolor, la kinesiofobia podría aumentar (6,92). Sobre esta hipótesis, estudios recientes concluyeron que los pacientes con altos niveles de kinesiofobia presentaban alteraciones en el procesamiento de la información y habilidades de movimiento (6,92). Una posible causa de este hallazgo es que estos pacientes prestan una atención excesiva a sus movimientos corporales (enfoque interno). Además, se ha encontrado que la kinesiofobia está asociada a la evitación de movimientos potencialmente dolorosos (6,92). Una de las posibles soluciones a los altos niveles de kinesiofobia, según los resultados de este estudio, es el uso del láser como feedback y enfoque externo, donde la atención del paciente se centra en los resultados de sus movimientos y no en los movimientos corporales realizados (es decir, enfoque interno) (62). Además de los resultados positivos (bajos niveles de kinesiofobia) que se mantienen a los 3 meses de seguimiento, este tipo de intervenciones (ES, EGL y END) realizadas en el entorno domiciliario mediante videollamada o telemedicina podrían ser rentables. Esto aumentaría la adherencia al tratamiento. En este sentido, si la sintomatología dolorosa mejora sin tener que dejar de trabajar, se reducirían los costes laborales y la productividad del trabajador, así como los costes sanitarios y las listas de espera para el tratamiento de rehabilitación (238).

Por último, en este estudio se encontraron diferencias significativas después de la intervención en ambos grupos en la variable LJRE medido por el Joint Position Sense (JPS) en posición de bipedestación y sedestación. Además, se observaron mayores mejoras en LJRE en el grupo EGL en posición sentada con un tamaño del efecto alto ($d=1,34$). Esto podría deberse a que el dolor lumbar puede influir negativamente en la agudeza propioceptiva, lo que conduce a un deterioro de la retroalimentación intrínseca de la columna lumbar. Como consecuencia, estos pacientes podrían depender más de un enfoque o locus externo (ej. Láser). El procedimiento realizado con un Iphone® según el estudio de Caña-Pino et al (228) mostró un menor error de medición en posición de bipedestación ($SRD < 12 \%$) (228). En este sentido, cuando se realizan programas de ejercicio terapéutico en pacientes con DLCL, la única forma de determinar si la propiocepción lumbar está mejorando es valorar los errores propioceptivos mediante pruebas específicas como el JPS (15,228). En otros estudios en los que se aplicó el EGL a la columna cervical, también se obtuvieron mejoras en la propiocepción medida por el JPS después de la intervención (59).

Correlaciones entre variables del control postural y variables clínicas

La variabilidad en los resultados en cuanto a las correlaciones entre las variables de control postural (DEE y desplazamiento del CoP) y variables clínicas (dolor, discapacidad y Kinesiofobia) puede deberse a la variabilidad que existe en los pacientes con DLCI en las variables subjetivas (dolor, discapacidad y Kinesiofobia) en diferentes momentos de la evolución de la patología. Conocer previamente con estudios anteriores que la DEE y el CoP son variables con buena fiabilidad en el sujeto con DLCI, nos permite en este estudio con estas correlaciones estadísticamente significativas, dar mayor objetividad a las variables subjetivas que nos indican los pacientes, como son la intensidad del dolor percibido, la discapacidad y la Kinesiofobia. Además, en el estudio de Caña Pino et al (223), observan que a menor desplazamiento de la CoP, mejor es el control postural. En este sentido, el hecho de que el clínico pueda monitorizar indirectamente la evolución de variables clínicas de carácter subjetivo que tradicionalmente no se han asociado a instrumentos de valoración instrumental, puede permitir disponer de variables que puedan ser controladas por su asociación con otras variables (2,28,35).

Implicaciones clínicas

Estos resultados pueden aportar una nueva modalidad de ejercicio terapéutico en sujetos DLCl, ya que los déficits de control postural no suelen abordarse en el tratamiento de la DLCl (57). Además, la valoración mediante instrumentos tecnológicos favorece la objetividad de los resultados y la orientación de las intervenciones terapéuticas. Por otro lado, los ejercicios de control motor basados en EGL podrían ser una herramienta útil tanto para los pacientes como para los terapeutas, de guía en rangos de movimiento correctos.

Además, a la vista de los resultados obtenidos en este estudio, la exposición gradual al movimiento a través del EGL puede ser una forma útil de mejorar la conducta de evitación por miedo al dolor. Por otra parte, los efectos positivos observados en el grupo EGL en todas las variables medidas en este estudio permiten la continuidad de la atención en situaciones en las que no es posible la atención presencial (como la crisis sanitaria Sars-Cov2).

Según los resultados obtenidos en este estudio, la prescripción de EGL podría estar indicada en situaciones de pandemia u otras situaciones, como por ejemplo la dificultad de desplazamiento al lugar de tratamiento. Para ello, futuros estudios deberían analizar las posibles diferencias entre el ejercicio terapéutico guiado por el fisioterapeuta de forma presencial (ES o EGL) frente al ejercicio terapéutico (ES o EGL) implementado en un formato no presencial (por ejemplo, a través de videoconferencia, videoconferencia con videodemostración, llamada telefónica o videodemostración) para ver si se obtienen los mismos resultados positivos que en este estudio (reducción de la intensidad del dolor, de la discapacidad, del dolor catastrófico, de la kinesiofobia, del LJRE y aumento de los UDPs).

Limitaciones

A pesar de que es conocida la variabilidad en estos dispositivos tecnológicos y la dificultad de trasladar estas variables relacionadas con el control postural al ámbito clínico (29,214), consideramos que la homogeneidad observada entre grupos en nuestro estudio respecto a variables como el IMC, no estaría influyendo en los resultados obtenidos.

Una de las principales limitaciones de este estudio es la ausencia de un grupo de control que no haya recibido la intervención. Esto nos habría permitido comparar los resultados de ambos grupos de tratamiento con la evolución natural del DLCl. Además, la muestra del estudio estaba formada por adultos jóvenes con lumbalgia sin antecedentes ortopédicos o reumáticos. Debido a este hecho, los datos no pueden aplicarse a los adultos que presenten una lumbalgia como consecuencia de otra enfermedad subyacente. Finalmente, el efecto de la intervención solo se evaluó a los 3 meses de seguimiento; por lo tanto, se necesitan estudios futuros para estudiar los efectos a largo plazo de esta intervención combinada.

4. CONCLUSIONES

Las conclusiones obtenidas tras el desarrollo de esta tesis doctoral son las siguientes:

- 1- Los resultados mostraron que los instrumentos tecnológicos utilizados podrían ser una herramienta adecuada para la valoración e intervención en sujetos con DLCI, contribuyendo a la mejora y personalización en el diseño de las intervenciones terapéuticas.
- 2- Los sujetos con DLCI mostraron un desplazamiento de CoP y una DEE significativamente mayores en cuatro condiciones diferentes de control postural (BOAE,BOCE,BOAI,BOCI) en comparación con los controles sanos. Se obtuvo una correlación positiva entre ambos sistemas de valoración.
- 3- La acelerometría podría ofrecer un beneficio potencial dentro de la batería de pruebas sobre el rendimiento físico en adultos jóvenes con DLCI, dado que es capaz de detectar valores de corte mediante DEE (BOCI en el eje Z). Futuros estudios deberían evaluar el valor pronóstico de la DEE en muestras más amplias de población con DLCI.
- 4- Las dos modalidades de ejercicio (ES and EGL) mostraron cambios en las variables relacionadas con el control postural (DEE y desplazamiento del CoP), no obstante, el programa de EGL combinado con END mostró mayores mejoras en DEE en comparación con el programa ES más END.
- 5- Tanto el ES como el EGL, cuando se combinan con la END, demostraron ser eficaces en cuanto a la reducción de la intensidad del dolor, la discapacidad, el dolor catastrófico, la kinesiofobia y el LJRE, y el aumento de los UDPs en personas con DLCI. Sin embargo, el EGL más la END podría ser más eficaz en sujetos con altos niveles de dolor, kinesiofobia y de dolor percibido a través del umbral de presión, ya que los efectos se mantienen 3 meses después de iniciar la intervención.
- 6- Existe una correlación positiva estadísticamente significativa entre variables relacionadas con el control postural (DEE y desplazamiento del CoP) y variables clínicas (intensidad de dolor y discapacidad y Kinesiofobia) al inicio de la intervención, después de la misma y a los tres meses de seguimiento.

5. BIBLIOGRAFÍA

1. Lee CW, Hyun J, Kim SG. Influence of Pilates Mat and Apparatus Exercises on Pain and Balance of Businesswomen with Chronic Low Back Pain. *Journal of Physical Therapy Science*. 2014;26(4):475-7.
2. Lopes S, Correia C, Félix G, Lopes M, Cruz A, Ribeiro F. Immediate effects of Pilates based therapeutic exercise on postural control of young individuals with non-specific low back pain: A randomized controlled trial. *Complementary Therapies in Medicine*. 2017;34(August):104-10.
3. Gianola S, Castellini G, Andreano A, Corbetta D, Frigerio P, Pecoraro V, et al. Effectiveness of treatments for acute and sub-acute mechanical non-specific low back pain: protocol for a systematic review and network meta-analysis. *Systematic Reviews*. 2019;8(1):196.
4. Delitto A, George SZ, Van Dillen LR, Whitman JM, Sowa G, Shekelle P, et al. Low back pain. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2012;42(4):A1-57.
5. Carragee EJ, Alamin TF, Miller JL, Carragee JM. Discographic, MRI and psychosocial determinants of low back pain disability and remission: a prospective study in subjects with benign persistent back pain. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*. 2005;5(1):24-35.
6. La Touche R, Grande-Alonso M, Arnes-Prieto P, Paris-Alemany A. How Does Self-Efficacy Influence Pain Perception, Postural Stability and Range of Motion in Individuals with Chronic Low Back Pain? *Pain Physician*. 2019;22(1):E1-13.
7. Brinjikji W, Diehn FE, Jarvik JG, Carr CM, Kallmes DF, Murad MH, et al. MRI Findings of Disc Degeneration are More Prevalent in Adults with Low Back Pain than in Asymptomatic Controls: A Systematic Review and Meta-Analysis. *AJNR American journal of neuroradiology*. 2015;36(12):2394-9.
8. Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, Louw Q, Ferreira ML, Genevay S, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *The Lancet*. 2018;391(10137):2356-67.

9. da Silva RA, Vieira ER, Carvalho CE, Oliveira MR, Amorim CF, Neto EN. Age-related differences on low back pain and postural control during one-leg stance: a case-control study. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2016;25(4):1251-7.
10. Sung W, Abraham M, Plastaras C, Silfies SP. Trunk motor control deficits in acute and subacute low back pain are not associated with pain or fear of movement. *The Spine Journal: Official Journal of the North American Spine Society*. 2015;15(8):1772-82.
11. van Dieën JH, Koppes LLJ, Twisk JWR. Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait & Posture*. 2010;31(1):42-6.
12. Kienbacher T, Kollmitzer J, Anders P, Habenicht R, Starek C, Wolf M, et al. Age-related test-retest reliability of isometric trunk torque measurements in patients with chronic low back pain. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2016;48(10):893-902.
13. Malfliet A, Ickmans K, Huysmans E, Coppineters I, Willaert W, Bogaert W Van, et al. Best Evidence Rehabilitation for Chronic Pain Part 3: Low Back Pain. *Journal of Clinical Medicine*. 2019;8(7).
14. Salavati M, Akhbari B, Takamjani IE, Bagheri H, Ezzati K, Kahlaee AH. Effect of spinal stabilization exercise on dynamic postural control and visual dependency in subjects with chronic non-specific low back pain. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2016;20(2):441-8.
15. Puntumetakul R, Chalermisan R, Hlaing SS, Tapanya W, Saiklang P, Boucaut R. The effect of core stabilization exercise on lumbar joint position sense in patients with subacute non-specific low back pain: a randomized controlled trial. *Journal of Physical Therapy Science*. 2018;30(11):1390-5.

16. Ramond A, Bouton C, Richard I, Roquelaure Y, Baufreton C, Legrand E, et al. Psychosocial risk factors for chronic low back pain in primary care--a systematic review. *Family Practice*. 2011;28(1):12-21.
17. Hruschak V, Cochran G. Psychosocial predictors in the transition from acute to chronic pain: a systematic review. *Psychology, Health & Medicine*. 2018;23(10):1151-67.
18. George SZ, Fritz JM, Silfies SP, Schneider MJ, Beneciuk JM, Lentz TA, Gilliam JR, Hendren S, Norman KS. Interventions for the Management of Acute and Chronic Low Back Pain: Revision 2021. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2021 Nov;51(11):CPG1-CPG60.
19. Felício DC, Elias Filho J, Pereira DS, Queiroz BZ, Leopoldino AAO, Rocha VTM, Pereira LSM. The effect of kinesiophobia in older people with acute low back pain: longitudinal data from Back Complaints in the Elders (BACE). *Cad Saude Publica*. 2021 Dec 15;37(12):e00232920.
20. Claeys K, Dankaerts W, Janssens L, Pijnenburg M, Goossens N, Brumagne S. Young individuals with a more ankle-steered proprioceptive control strategy may develop mild non-specific low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. 2015;25(2):329-38.
21. Hodges PW. Changes in motor planning of feedforward postural responses of the trunk muscles in low back pain. *Experimental Brain Research*. 2001;141(2):261-6.
22. Tsigkanos C, Gaskell L, Smirniotou A, Tsigkanos G. Static and dynamic balance deficiencies in chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2016;29(4):887-93.
23. Henry SM, Hitt JR, Jones SL, Bunn JY. Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2006;21(9):881-92.

24. van Dieën JH, Flor H, Hodges PW. Low-Back Pain Patients Learn to Adapt Motor Behavior With Adverse Secondary Consequences. *Exercise and Sport Sciences Reviews*. 2017;45(4):223-9.
25. Laird RA, Gilbert J, Kent P, Keating JL. Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis. *BMC musculoskeletal disorders*. 2014;15:229.
26. Georgy EE. Lumbar repositioning accuracy as a measure of proprioception in patients with back dysfunction and healthy controls. *Asian Spine Journal*. 2011;5(4):201-7.
27. Radebold A, Cholewicki J, Polzhofer GK, Greene HS. Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine*. 2001;26(7):724-30.
28. Ruhe A, Fejer R, Walker B. Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: A systematic review of the literature. *European Spine Journal*. 2011;20(3):358-68.
29. Caffaro RR, França FJR, Burke TN, Magalhães MO, Ramos LAV, Marques AP. Postural control in individuals with and without non-specific chronic low back pain: a preliminary case-control study. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2014;23(4):807-13.
30. Koch C, Hänsel F. Non-specific low back pain and postural control during quiet standing-A systematic review. *Frontiers in Psychology*. 2019;10(MAR).
31. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*. 2004;29(6):E107-112.

32. Kiers H, van Dieën JH, Brumagne S, Vanhees L. Postural sway and integration of proprioceptive signals in subjects with LBP. *Human Movement Science*. 2015;39:109-20.
33. della Volpe R, Popa T, Ginanneschi F, Spidalieri R, Mazzocchio R, Rossi A. Changes in coordination of postural control during dynamic stance in chronic low back pain patients. *Gait & Posture*. 2006;24(3):349-55.
34. Popa T, Bonifazi M, Della Volpe R, Rossi A, Mazzocchio R. Adaptive changes in postural strategy selection in chronic low back pain. *Experimental Brain Research*. 2007;177(3):411-8.
35. Paalanne N, Korpelainen R, Taimela S, Remes J, Mutanen P, Karppinen J. Isometric trunk muscle strength and body sway in relation to low back pain in young adults. *Spine*. 2008;33(13):E435-441.
36. Van Daele U, Hagman F, Truijen S, Vorlat P, Van Gheluwe B, Vaes P. Differences in balance strategies between nonspecific chronic low back pain patients and healthy control subjects during unstable sitting. *Spine*. 2009;34(11):1233-8.
37. Jones SL, Henry SM, Raasch CC, Hitt JR, Bunn JY. Individuals with non-specific low back pain use a trunk stiffening strategy to maintain upright posture. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2012;22(1):13-20.
38. Queiroz BC, Cagliari MF, Amorim CF, Sacco IC. Muscle activation during four Pilates core stability exercises in quadruped position. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2010;91(1):86-92.
39. Kim KS, An J, Kim JO, Lee MY, Lee BH. Effects of Pain Neuroscience Education Combined with Lumbar Stabilization Exercise on Strength and Pain in Patients with Chronic Low Back Pain: Randomized Controlled Trial. *J Pers Med*. 2022;12(2):303.

40. Foster NE, Anema JR, Cherkin D, Chou R, Cohen SP, Gross DP, et al. Prevention and treatment of low back pain: evidence, challenges, and promising directions. *Lancet* (London, England). 2018;391(10137):2368-83.
41. Stochkendahl MJ, Kjaer P, Hartvigsen J, Kongsted A, Aaboe J, Andersen M, et al. National Clinical Guidelines for non-surgical treatment of patients with recent onset low back pain or lumbar radiculopathy. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*. 2018;27(1):60-75.
42. Qaseem A, Wilt TJ, McLean RM, Forciea MA, Physicians CGC of the AC of. Noninvasive Treatments for Acute, Subacute, and Chronic Low Back Pain: A Clinical Practice Guideline From the American College of Physicians. *Annals of Internal Medicine*. 2017;166(7):514-30.
43. (UK) NGC. Low Back Pain and Sciatica in Over 16s: Assessment and Management. National Institute for Health and Care Excellence: Clinical Guidelines. London: National Institute for Health and Care Excellence (UK); 2016.
44. Moseley GL, Nicholas MK, Hodges PW. A randomized controlled trial of intensive neurophysiology education in chronic low back pain. *Clin J Pain*. 2004;20(5):324-30.
45. Louw A, Diener I, Butler DS, Puentedura EJ. The effect of neuroscience education on pain, disability, anxiety, and stress in chronic musculoskeletal pain. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2011;92(12):2041-56.
46. Bodes Pardo G, Lluch Gírbés E, Roussel NA, Gallego Izquierdo T, Jiménez Penick V, Pecos Martín D. Pain Neurophysiology Education and Therapeutic Exercise for Patients With Chronic Low Back Pain: A Single-Blind Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2018;99(2):338-47.

47. Moseley AM, Herbert RD, Sherrington C, Maher CG. Evidence for physiotherapy practice: a survey of the Physiotherapy Evidence Database (PEDro). The Australian Journal of Physiotherapy. 2002;48(1):43-9.
48. Clarke CL, Ryan CG, Martin DJ. Pain neurophysiology education for the management of individuals with chronic low back pain: systematic review and meta-analysis. Manual Therapy. 2011;16(6):544-9.
49. Meeus M, Nijs J, Van Oosterwijck J, Van Alsenoy V, Truijen S. Pain physiology education improves pain beliefs in patients with chronic fatigue syndrome compared with pacing and self-management education: a double-blind randomized controlled trial. Archives of Physical Medicine and Rehabilitation. 2010;91(8):1153-9.
50. Louw A, Farrell K, Wettach L, Uhl J, Majkowski K, Welding M. Immediate effects of sensory discrimination for chronic low back pain: a case series. 2015; 43(2):58-63.
51. Cruz-Díaz D, Martínez-Amat A, De la Torre-Cruz MJ, Casuso RA, de Guevara NML, Hita-Contreras F. Effects of a six-week Pilates intervention on balance and fear of falling in women aged over 65 with chronic low-back pain: A randomized controlled trial. Maturitas. 2015;82(4):371-6.
52. Johnson EG, Larsen A, Ozawa H, Wilson CA, Kennedy KL. The effects of Pilates-based exercise on dynamic balance in healthy adults. Journal of Bodywork and Movement Therapies. 2007;11(3):238-42.
53. Halliday MH, Pappas E, Hancock MJ, Clare HA, Pinto RZ, Robertson G, et al. A randomized clinical trial comparing the McKenzie method and motor control exercises in people with chronic low back pain and a directional preference: 1-year follow-up. Physiotherapy. 2019;105(4):442-5.
54. Galan-Martin MA, Montero-Cuadrado F, Lluch-Girbes E, Coca-López MC, Mayo-Isca A, Cuesta-Vargas A. Pain Neuroscience Education and Physical Therapeutic Exercise for Patients with Chronic Spinal Pain in Spanish

- Physiotherapy Primary Care: A Pragmatic Randomized Controlled Trial. *J Clin Med*. 2020;9(4):1201.
55. Galán-Martín MA, Montero-Cuadrado F, Lluch-Girbes E, Coca-López MC, Mayo-Iscar A, Cuesta-Vargas A. Pain neuroscience education and physical exercise for patients with chronic spinal pain in primary healthcare: a randomised trial protocol. *BMC musculoskeletal disorders*. 2019;20(1):505.
56. Luomajoki HA, Bonet Beltran MB, Careddu S, Bauer CM. Effectiveness of movement control exercise on patients with non-specific low back pain and movement control impairment: A systematic review and meta-analysis. *Musculoskeletal Science & Practice*. 2018;36:1-11.
57. Saragiotto BT, Maher CG, Yamato TP, Costa LOP, Costa LCM, Ostelo RWJG, et al. Motor control exercise for chronic non-specific low-back pain. *Cochrane Database of Systematic Reviews*. 2016;(1).
58. Bradley B, Haladay D. The effects of a laser-guided postural reeducation program on pain, neck active range of motion, and functional improvement in a 75-year-old patient with cervical dystonia. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2020;36(4):550-7.
59. Gallego Izquierdo T, Pecos-Martin D, Lluch Gírbés E, Plaza-Manzano G, Rodríguez Caldentey R, Mayor Melús R, et al. Comparison of cranio-cervical flexion training versus cervical proprioception training in patients with chronic neck pain: A randomized controlled clinical trial. *Journal of Rehabilitation Medicine*. 2016;48(1):48-55.
60. Aghakeshizadeh F, Letafatkar A, Thomas AC. Internal and external focus show similar effect on the gait kinematics in patients with patellofemoral pain: A randomised controlled trial. *Gait & posture*. 2021;84:155-61.
61. Kristiansen M, Samani A, Vuillerme N, Madeleine P, Hansen EA. External and Internal Focus of Attention Increases Muscular Activation During Bench Press in Resistance-Trained Participants. *Journal of strength and conditioning research*. 2018;32(9):2442-51.

62. Matheve T, Brumagne S, Demoulin C, Timmermans A. Sensor-based postural feedback is more effective than conventional feedback to improve lumbopelvic movement control in patients with chronic low back pain: a randomised controlled trial. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2018;15(1):85.
63. Vuillerme N, Nafati G. How attentional focus on body sway affects postural control during quiet standing. *Psychological research*. 2007;71(2):192-200.
64. Alsufiany MB, Lohman EB, Daher NS, Gang GR, Shallan AI, Jaber HM. Non-specific chronic low back pain and physical activity: A comparison of postural control and hip muscle isometric strength: A cross-sectional study. *Medicine*. 2020;99(5):e18544.
65. Salvans MM, González-Viejo MA. Disability by low back pain in Spain from 2000 to 2004. *Medicina Clinica*. 2008;131(8):319.
66. González-Ramírez C, Montanero-Fernández J, Peral-Pacheco D. A multifactorial study on duration of temporary disabilities in Spain. *Archives of Environmental and Occupational Health*. 2017;72(6):328-35.
67. Colección Kapandji. *Fisiología Articular*. Nueva presentación de A. I. Kapandji | Editorial Médica Panamericana. 2020.
68. Pickerill ML, Harter RA. Validity and reliability of limits-of-stability testing: a comparison of 2 postural stability evaluation devices. *Journal of Athletic Training*. 2011;46(6):600-6.
69. MD AA. *Análisis y valoración del control postural mediante indicadores basados en acelerometría*. 2015.
70. Caña-Pino A, Apolo-Arenas MD, Moral-Blanco J, De la Cruz-Sánchez E, Espejo-Antúnez L. A novel determination of energy expenditure efficiency during a balance task using accelerometers. A pilot study. *Assistive Technology*. 2019;31(2):61-7.

71. Kendall's - Músculos. Pruebas Funcionales. Postura y Dolor. 2020.
72. Rama-Lopez J, Pérez N, Martinez Vila E. Dynamic posture assessment in patients with peripheral vestibulopathy. *Acta Otolaryngol.* 2004;124(6):700-5.
73. Daza Lesmes, J. Evaluación clínica funcional del movimiento corporal humano. Editorial Médica Panamericana. 2020.
74. Winter DA. Human balance and posture control during standing and walking. *Gait & Posture.* 1995; 3: 193-214.
75. Baydal-Bertomeu JM, Barberà i Guillem R, Soler-Gracia C, Peydro de Moya MF, Prat JM, Barona de Guzmán R. Determination of postural behaviour patterns in the Spanish healthy population. *Acta Otorrinolaringologica Espanola.* 2004;55(6):260-9.
76. Preuss RA, Popovic MR. Quantitative analysis of the limits of stability in sitting. *Journal of Applied Biomechanics.* 2010;26(3):265-72.
77. Katić R, Bonacin D, Blazević S. Phylogenetically conditioned possibilities of the realization and of the development of complex movements at the age of 7 years. *Collegium Antropologicum.* 2001;25(2):573-83.
78. Rama López J, Pérez Fernández N. Caracterización de la interacción sensorial en posturografía [Sensory interaction in posturography]. *Acta Otorrinolaringol Esp.* 2004;55(2):62-6.
79. Peydro de Moya MF, Baydal Bertomeu JM, Vivas Broseta MJ. Evaluación y rehabilitación del equilibrio mediante posturografía. *Rehabilitación.* 2005;39(6):315-23.
80. Oliva Domínguez M, Bartual Magro J, Roquette Gaona J, Bartual Pastor J. Estudio espectral de la estrategia postural de una población sana en pruebas estáticas. *Acta Otorrinolaringológica Española.* 2013;64(2):124-32.

81. Redfern MS, Yardley L, Bronstein AM. Visual influences on balance. *Journal of Anxiety Disorders*. 2001;15(1-2):81-94.
82. Gatica, RV; Elgueta, CE; Valdés, MR. Effects of sensory stimuli on postural control: a tetraplegic case report. *Int. J. Morphol.* 2008; 26(4):809-812.
83. Jacobson GP, Shepard NT. Jacobson, G: Balance Function Assessment and Management. Edición: 2. San Diego, CA: Plural Publishing Inc; 2014. 904 p.
84. Amblard B, Assaiante C, Fabre JC, Mouchnino L, Massion J. Voluntary head stabilization in space during oscillatory trunk movements in the frontal plane performed in weightlessness. *Experimental Brain Research*. 1997;114(2):214-25.
85. Pérennou DA, Amblard B, Laassel el-M null, Pélissier J. Hemispheric asymmetry in the visual contribution to postural control in healthy adults. *Neuroreport*. 1997;8(14):3137-41.
86. Trew, Marion, and Tony Everett. *Fundamentos del movimiento humano*. 5ª ed. Barcelona ed: Masson, 2006.
87. Söderlund A, Sandborgh M, Johansson AC. Is self-efficacy and catastrophizing in pain-related disability mediated by control over pain and ability to decrease pain in whiplash-associated disorders? *Physiotherapy Theory and Practice*. 2017;33(5):376-85.
88. Cameron N, Kool M, Estévez-López F, López-Chicheri I, Geenen R. The potential buffering role of self-efficacy and pain acceptance against invalidation in rheumatic diseases. *Rheumatology International*. 2018;38(2):283-91.
89. Foster NE, Anema JR, Cherkin D, Chou R, Cohen SP, Gross DP, et al. Prevention and treatment of low back pain: evidence, challenges, and promising directions. *Lancet (London, England)*. 2018;391(10137):2368-83.
90. Hill JC, Fritz JM. Psychosocial Influences on Low Back Pain, Disability, and Response to Treatment. *Physical Therapy*. 2011;91(5):712-21.

91. Bishop A, Foster NE. Do physical therapists in the United kingdom recognize psychosocial factors in patients with acute low back pain? *Spine*. 2005;30(11):1316-22.
92. Touche R La, Grande-Alonso M, Cuenca-Martínez F, González-Ferrero L, Suso-Martí L, Paris-Aleman A. Diminished kinesthetic and visual motor imagery ability in adults with chronic low back pain. *PM and R*. 2019;11(3):227-35.
93. Lloyd D, Findlay G, Roberts N, Nurmikko T. Differences in low back pain behavior are reflected in the cerebral response to tactile stimulation of the lower back. *Spine*. 2008;33(12):1372-7.
94. Grachev ID, Fredrickson BE, Apkarian A V. Brain chemistry reflects dual states of pain and anxiety in chronic low back pain. *Journal of Neural Transmission (Vienna, Austria: 1996)*. 2002;109(10):1309-34.
95. Tsao H, Galea MP, Hodges PW. Reorganization of the motor cortex is associated with postural control deficits in recurrent low back pain. *Brain: A Journal of Neurology*. 2008;131(Pt 8):2161-71.
96. Tsao H, Galea MP, Hodges PW. Driving plasticity in the motor cortex in recurrent low back pain. *European Journal of Pain (London, England)*. 2010;14(8):832-9.
97. Wong JJ, Côté P, Sutton DA, Randhawa K, Yu H, Varatharajan S, et al. Clinical practice guidelines for the noninvasive management of low back pain: A systematic review by the Ontario Protocol for Traffic Injury Management (OPTIMA) Collaboration. *European Journal of Pain (London, England)*. 2017;21(2):201-16.
98. Bazterrica IA, Martín MÁG, Cuadrado FM. Abordaje no farmacológico del dolor. *FMC - Formación Médica Continuada en Atención Primaria*. 27 de abril de 2020;27(3):145-53.
99. Vlaeyen JW, Linton SJ. Fear-avoidance and its consequences in chronic musculoskeletal pain: a state of the art. *Pain*. 2000;85(3):317-32.

100. Meier ML, Stämpfli P, Vrana A, Humphreys BK, Seifritz E, Hotz-Boendermaker S. Neural correlates of fear of movement in patients with chronic low back pain vs. Pain-free individuals. *Frontiers in Human Neuroscience*. 2016;10:1-9.
101. Sancho Martínez A, Dorao Martínez-Romillo P, Ruza Tarrío F. Evaluation of energy expenditure in children. Physiological and clinical implications and measurement methods. *Anales De Pediatría*. 2008;68(2):165-80.
102. Tucker MG, Kavanagh JJ, Barrett RS, Morrison S. Age-related differences in postural reaction time and coordination during voluntary sway movements. *Human Movement Science*. 2008;27(5):728-37.
103. Zijlstra W, Hof AL. Assessment of spatio-temporal gait parameters from trunk accelerations during human walking. *Gait & Posture*. 2003;18(2):1-10.
104. van den Berg-Emons RJ, Bussmann JB, Stam HJ. Accelerometry-based activity spectrum in persons with chronic physical conditions. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2010;91(12):1856-61.
105. Matthews CE, Hagströmer M, Pober DM, Bowles HR. Best practices for using physical activity monitors in population-based research. *Medicine and Science in Sports and Exercise*. 2012;44(1 Suppl 1):S68-76.
106. O'Sullivan M, Blake C, Cunningham C, Boyle G, Finucane C. Correlation of accelerometry with clinical balance tests in older fallers and non-fallers. *Age and Ageing*. 2009;38(3):308-13.
107. Lázaro M. Postural stability in the elderly: Fallers versus non-fallers. 2011;2:1-5.
108. Izquierdo M, Martínez-Ramírez A, Larrión JL, Irujo-Espinosa M, Gómez M. Valoración de la capacidad funcional en el ámbito domiciliario y en la clínica: Nuevas posibilidades de aplicación de la acelerometría para la valoración de la marcha, equilibrio y potencia muscular en personas mayores. *Anales del Sistema Sanitario de Navarra*. 2008;31(2):159-70.

109. Whitney SL, Roche JL, Marchetti GF, Lin CC, Steed DP, Furman GR, et al. A comparison of accelerometry and center of pressure measures during computerized dynamic posturography: A measure of balance. *Gait and Posture*. 2011;33(4):594-9.
110. Janssen WGM, Külcü DG, Horemans HLD, Stam HJ, Bussmann JBJ. Sensitivity of accelerometry to assess balance control during sit-to-stand movement. *IEEE transactions on neural systems and rehabilitation engineering: a publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*. 2008;16(5):479-84.
111. Adlerton AK, Moritz U, Moe-Nilssen R. Forceplate and accelerometer measures for evaluating the effect of muscle fatigue on postural control during one-legged stance. *Physiotherapy Research International: The Journal for Researchers and Clinicians in Physical Therapy*. 2003;8(4):187-99.
112. Mayagoitia RE, Lötters JC, Veltink PH, Hermens H. Standing balance evaluation using a triaxial accelerometer. *Gait & Posture*. 2002;16(1):55-9.
113. Mancini M, Horak FB, Zampieri C, Carlson-Kuhta P, Nutt JG, Chiari L. Trunk accelerometry reveals postural instability in untreated Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*. 2011;17(7):557-62.
114. Kamen G, Patten C, Du CD, Sison S. An accelerometry-based system for the assessment of balance and postural sway. *Gerontology*. 1998;44(1):40-5.
115. Cho CY, Kamen G. Detecting balance deficits in frequent fallers using clinical and quantitative evaluation tools. *Journal of the American Geriatrics Society*. 1998;46(4):426-30.
116. Rocchi L, Chiari L, Cappello A. Feature selection of stabilometric parameters based on principal component analysis. *Med Biol Eng Comput*. 2004;42(1):71-9.
117. Wong KCH, Lee RYW, Yeung SS. The association between back pain and trunk posture of workers in a special school for the severe handicaps. *BMC musculoskeletal disorders*. 2009;10:43.

118. Armstrong WJ, McGregor SJ, Yaggie JA, Bailey JJ, Johnson SM, Goin AM, et al. Reliability of mechanomyography and triaxial accelerometry in the assessment of balance. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*. 2010;20(4):726-31.
119. Uchiyama H, Ohtani N, Ohta M. Three-dimensional analysis of horse and human gaits in therapeutic riding. *Applied Animal Behaviour Science*. 2011;135(4):271-6.
120. Teixeira FG, Jesus IRT, Mello RGT, Nadal J. Role of vestibular sensor on body sway control: coherence between head acceleration and stabilogram. Conference proceedings: Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society IEEE Engineering in Medicine and Biology Society Annual Conference. 2012;2012:4907-10.
121. Tung JY, Ng H, Moore C, Giangregorio L. Can we use accelerometry to monitor balance exercise performance in older adults? *Gait & Posture*. 2014;39(3):991-4.
122. Mathie MJ, Coster ACF, Lovell NH, Celler BG. Detection of daily physical activities using a triaxial accelerometer. *Medical and Biological Engineering and Computing*. 2003;41(3):296-301.
123. Bouten C V, Koekkoek KT, Verduin M, Kodde R, Janssen JD. A triaxial accelerometer and portable data processing unit for the assessment of daily physical activity. *IEEE transactions on bio-medical engineering*. 1997;44(3):136-47.
124. Lomas Vega R, López Ruiz M. Estabilometría y calidad de vida en las algias vertebrales. Un estudio transversal analítico. *Fisioterapia*. 2005;27(3):129-37.
125. Phillipson A, Dhar S, Linge K, McCabe C, Klenerman L. Forefoot arthroplasty and changes in plantar foot pressures. *Foot & Ankle International*. 1994;15(11):595-8.

126. Taranto J, Taranto MJ, Bryant A, Singer KP. Angle of gait: a comparative reliability study using footprints and the EMED-SF®. *The Foot*. 2005;15(1):7-13.
127. Cruz A, Oliveira EM de, Melo SIL. Biomechanical analysis of equilibrium in the elderly. *Acta Ortopédica Brasileira*. 2010;18(2):96-9.
128. Vette AH, Masani K, Sin V, Popovic MR. Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing. *Medical Engineering & Physics*. 2010;32(1):32-8.
129. Schmid M, Conforto S, Camomilla V, Cappozzo A, D'Alessio T. The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings. *Medical Engineering & Physics*. 2002;24(9):623-31.
130. Raymakers JA, Samson MM, J J Verhaar H. The assessment of body sway and the choice of stability parameter(s). *Gait & posture*. 2005;21:48-58.
131. Kovacs FM, Llobera J, Gil Del Real MT, Abreira V, Gestoso M, Fernández C, et al. Validation of the spanish version of the Roland-Morris questionnaire. *Spine*. 2002;27(5):538-42.
132. Alcántara-Bumbiedro S, Florez M, Echávarri-Pérez C, García-Pérez F. Escala de incapacidad por dolor lumbar de Oswestry. *Rehabilitación*. 2006;40.
133. Roland M, Fairbank J. The Roland-Morris Disability Questionnaire and the Oswestry Disability Questionnaire. *Spine*. 2000;25(24):3115-24.
134. García Campayo J, Rodero B, Alda M, Sobradie N, Montero J, Moreno S. Validación de la versión española de la escala de la catastrofización ante el dolor (Pain Catastrophizing Scale) en la fibromialgia. *Medicina Clínica*. 2008;131(13):487-93.
135. George SZ, Valencia C, Beneciuk JM. A psychometric investigation of fear-avoidance model measures in patients with chronic low back pain. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*. 2010;40(4):197-205.

136. Nijs J, Clark J, Malfliet A, Ickmans K, Voogt L, Don S, et al. In the spine or in the brain? Recent advances in pain neuroscience applied in the intervention for low back pain. *Clinical and Experimental Rheumatology*. 2017;35 Suppl 1(5):108-15.
137. Martinez-Calderon J, Flores-Cortes M, Morales-Asencio JM, Luque-Suarez A. Pain-Related Fear, Pain Intensity and Function in Individuals With Chronic Musculoskeletal Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis. *The Journal of Pain: Official Journal of the American Pain Society*. 2019;20(12):1394-415.
138. Vlaeyen JWS, Kole-Snijders AMJ, Boeren RGB, van Eek H. Fear of movement/(re)injury in chronic low back pain and its relation to behavioral performance. *Pain*. 1995;62(3):363-72.
139. Roelofs J, Sluiter JK, Frings-Dresen MHW, Goossens M, Thibault P, Boersma K, et al. Fear of movement and (re)injury in chronic musculoskeletal pain: Evidence for an invariant two-factor model of the Tampa Scale for Kinesiophobia across pain diagnoses and Dutch, Swedish, and Canadian samples. *Pain*. 2007;131(1-2):181-90.
140. Gómez-Pérez L, López-Martínez AE, Ruiz-Párraga GT. Psychometric Properties of the Spanish Version of the Tampa Scale for Kinesiophobia (TSK). *The Journal of Pain*. 2011;12(4):425-35.
141. Zicarelli CAM, Santos JPM, Poli-Frederico RC, Silva RA, Barrilec F, Barrette G, et al. Reliability of pressure pain threshold to discriminate individuals with neck and low back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2021;34(3):363-70.
142. Arroyo-Fernandez R, Bravo-Esteban E, Domenech-Garcia V, Ferri-Morales A. Pressure-Induced Referred Pain as a Biomarker of Pain Sensitivity in Fibromyalgia. *Pain Physician*. 2020;23(4):E353-62.
143. Doménech-García V, Palsson TS, Herrero P, Graven-Nielsen T. Pressure-induced referred pain is expanded by persistent soreness. *Pain*. 2016;157(5):1164-72.

144. La Touche R, Paris-Alemany A, Hidalgo-Pérez A, López-de-Uralde-Villanueva I, Angulo-Díaz-Parreño S, Muñoz-García D. Evidence for Central Sensitization in Patients with Temporomandibular Disorders: A Systematic Review and Meta-analysis of Observational Studies. *Pain Practice: The Official Journal of World Institute of Pain*. 2018;18(3):388-409.
145. Moseley GL, Hodges PW. Are the changes in postural control associated with low back pain caused by pain interference? *The Clinical Journal of Pain*. 2005;21(4):323-9.
146. Sullivan MJL, Thibault P, Savard A, Catchlove R, Kozey J, Stanish WD. The influence of communication goals and physical demands on different dimensions of pain behavior. *Pain*. 2006;125(3):270-7.
147. Searle A, Spink M, Ho A, Chuter V. Exercise interventions for the treatment of chronic low back pain: a systematic review and meta-analysis of randomised controlled trials. *Clinical Rehabilitation*. 2015;29(12):1155-67.
148. Louw A, Zimney K, Puentedura EJ, Diener I. The efficacy of pain neuroscience education on musculoskeletal pain: A systematic review of the literature. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2016;32(5):332-55.
149. O'Connell NE, Ward SP. Low Back Pain: What Have Clinical Guidelines Ever Done for Us? *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2018;48(2):54-7.
150. Wippert PM, Drießlein D, Beck H, Schneider C, Puschmann AK, Banzer W, et al. The Feasibility and Effectiveness of a New Practical Multidisciplinary Treatment for Low-Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Clinical Medicine*. 2019;9(1).
151. Rondon-Ramos A, Martínez-Calderón J, Díaz-Cerrillo JL, Rivas-Ruiz F, Ariza-Hurtado GR, Clavero-Cano S, et al. Pain neuroscience education plus usual care is more effective than usual care alone to improve self-efficacy beliefs in people with chronic musculoskeletal pain: A non-randomized controlled trial. *Journal of Clinical Medicine*. 2020;9(7):1-18.

152. Moseley GL. Joining Forces – Combining Cognition-Targeted Motor Control Training with Group or Individual Pain Physiology Education: A Successful Treatment For Chronic Low Back Pain. *Journal of Manual & Manipulative Therapy*. 4 de marzo de 2003;11(2):88-94.
153. Ryan CG, Gray HG, Newton M, Granat MH. Pain biology education and exercise classes compared to pain biology education alone for individuals with chronic low back pain: A pilot randomised controlled trial. *Manual Therapy*. 2010;15(4):382-7.
154. Bodes Pardo G, Lluch Gírbés E, Roussel NA, Gallego Izquierdo T, Jiménez Penick V, Pecos Martín D. Pain Neurophysiology Education and Therapeutic Exercise for Patients With Chronic Low Back Pain: A Single-Blind Randomized Controlled Trial. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2018;99(2):338-47.
155. Martínez-Calderon J, Flores-Cortes M, Morales-Asencio JM, Luque-Suarez A. Which Psychological Factors Are Involved in the Onset and/or Persistence of Musculoskeletal Pain? An Umbrella Review of Systematic Reviews and Meta-Analyses of Prospective Cohort Studies. *The Clinical Journal of Pain*. 2020;36(8):626-37.
156. Joypaul S, Kelly F, McMillan SS, King MA. Multi-disciplinary interventions for chronic pain involving education: A systematic review. *PloS One*. 2019;14(10):e0223306.
157. Galan-Martin MA, Montero-Cuadrado F, Lluch-Girbes E, Coca-López MC, Mayo-Iscar A, Cuesta-Vargas A. Pain neuroscience education and physical therapeutic exercise for patients with chronic spinal pain in spanish physiotherapy primary care: A pragmatic randomized controlled trial. *Journal of Clinical Medicine*. 2020;9(4):1-22.
158. Malfliet A, Kregel J, Meeus M, Roussel N, Danneels L, Cagnie B, et al. Blended-Learning Pain Neuroscience Education for People With Chronic Spinal Pain: Randomized Controlled Multicenter Trial. *Phys Ther*. 2018;98(5):357-68.

159. Butler DS; Moseley GL. Explain Pain. Second Edition. 2013.
160. Cuenda-Gago JD, Espejo-Antunez L. Effectiveness of education based on neuroscience in the treatment of musculoskeletal chronic pain. *Neurologia*. 2017;65(1):1-12.
161. Wälti P, Kool J, Luomajoki H. Short-term effect on pain and function of neurophysiological education and sensorimotor retraining compared to usual physiotherapy in patients with chronic or recurrent non-specific low back pain, a pilot randomized controlled trial. *BMC musculoskeletal disorders*. 2015;16:83.
162. Nijs J, Meeus M, Cagnie B, Roussel NA, Dolphens M, Van Oosterwijck J, et al. A modern neuroscience approach to chronic spinal pain: combining pain neuroscience education with cognition-targeted motor control training. *Physical Therapy*. 2014;94(5):730-8.
163. Nijs J, Lluch Gírbés E, Lundberg M, Malfliet A, Sterling M. Exercise therapy for chronic musculoskeletal pain: Innovation by altering pain memories. *Manual Therapy*. 2015;20(1):216-20.
164. Geneen LJ, Martin DJ, Adams N, Clarke C, Dunbar M, Jones D, et al. Effects of education to facilitate knowledge about chronic pain for adults: a systematic review with meta-analysis. *Systematic Reviews*. 2015;4:132.
165. Puentedura EJ, Flynn T. Combining manual therapy with pain neuroscience education in the treatment of chronic low back pain: A narrative review of the literature. *Physiotherapy Theory and Practice*. 2016;32(5):408-14.
166. Grande-Alonso M, Suso-Martí L, Cuenca-Martínez F, Pardo-Montero J, Gil-Martínez A, La Touche R. Physiotherapy Based on a Biobehavioral Approach with or Without Orthopedic Manual Physical Therapy in the Treatment of Nonspecific Chronic Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Pain Medicine (Malden, Mass)*. 2019;20(12):2571-87.

167. Byrnes K, Wu PJ, Whillier S. Is Pilates an effective rehabilitation tool? A systematic review. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*. 2018;22(1):192-202.
168. Landmark T, Romundstad P, Borchgrevink PC, Kaasa S, Dale O. Associations between recreational exercise and chronic pain in the general population: Evidence from the HUNT 3 study. *PAIN®*. 9 de septiembre de 2011;152(10):2241-7.
169. Jones MD, Booth J, Taylor JL, Barry BK. Aerobic training increases pain tolerance in healthy individuals. *Med Sci Sports Exerc*. 2014;46(8):1640-7.
170. Owen PJ, Miller CT, Mundell NL, Verswijveren SJJM, Tagliaferri SD, Brisby H, et al. Which specific modes of exercise training are most effective for treating low back pain? Network meta-analysis. *British Journal of Sports Medicine*. 2020;54(21):1279-87.
171. Macedo LG, Maher CG, Latimer J, McAuley JH. Motor Control Exercise for Persistent, Nonspecific Low Back Pain: A Systematic Review. *Physical Therapy*. 2009;89(1):9-25.
172. Gorji SM, Mohammadi Nia Samakosh H, Watt P, Henrique Marchetti P, Oliveira R. Pain Neuroscience Education and Motor Control Exercises versus Core Stability Exercises on Pain, Disability, and Balance in Women with Chronic Low Back Pain. *Int J Environ Res Public Health*. 2022;19(5):2694.
173. Bourdon E, Ramos W, Mavor MP, Beaudette SM, Graham RB. The effect of attentional focus on local dynamic stability during a repetitive spine flexion task. *Journal of Biomechanics*. 2018;80:196-9.
174. Chiviacowsky S, Wulf G, Wally R. An external focus of attention enhances balance learning in older adults. *Gait and Posture*. 2010;32(4):572-5.
175. Abdollahipour R, Palomo Nieto M, Psotta R, Wulf G. External focus of attention and autonomy support have additive benefits for motor performance in children. *Psychology of Sport and Exercise*. 2017;32:17-24.

176. Wang Q, Markopoulos P, Yu B, Chen W, Timmermans A. Interactive wearable systems for upper body rehabilitation: a systematic review. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*. 2017;14(1):20.
177. Salavati M, Hadian MR, Mazaheri M, Negahban H, Ebrahimi I, Talebian S, et al. Test-retest reliability [corrected] of center of pressure measures of postural stability during quiet standing in a group with musculoskeletal disorders consisting of low back pain, anterior cruciate ligament injury and functional ankle instability. *Gait and Posture*. 2009;29(3):460-4.
178. Ahmed H, Iqbal A, Shaphe M. Efficacy of Electromyography Biofeedback Training on Trunk Stability in Chronic Low Back Pain. *Indian Journal of Physiotherapy and Occupational Therapy - An International Journal*. 2013;7:81.
179. Suh JH, Kim H, Jung GP, Ko JY, Ryu JS. The effect of lumbar stabilization and walking exercises on chronic low back pain: A randomized controlled trial. *Medicine*. 2019;98(26):e16173.
180. Jull G, Falla D, Treleaven J, Hodges P, Vicenzino B. Retraining cervical joint position sense: the effect of two exercise regimes. *J Orthop Res*. 2007;25(3):404-12.
181. 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.
182. O'Sullivan PB, Phytty GD, Twomey LT, Allison GT. Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976)*. 1997;22(24):2959-67.
183. Bagheri R, Takamjani IE, Dadgoo M, Sarrafzadeh J, Ahmadi A, Pourahmadi MR, et al. A protocol for clinical trial study of the effect of core stabilization exercises on spine kinematics during gait with and without load in patients with non-specific chronic low back pain. *Chiropractic and Manual Therapies*. 2017;25(1):1-8.

184. Smith C, Grimmer-Somers K. The treatment effect of exercise programmes for chronic low back pain. *Journal of Evaluation in Clinical Practice*. 2010;16(3):484-91.
185. Roerdink M, Hlavackova P, Vuillerme N. Center-of-pressure regularity as a marker for attentional investment in postural control: a comparison between sitting and standing postures. *Human Movement Science*. 2011;30(2):203-12.
186. Shimmer user manual. Revision 2R.d. 2017.
187. Balaguer García R, Pitarch Corresa S, Baydal Bertomeu JM, Suárez Varela MM. Posturografía estática con pruebas dinámicas. Utilidad de los parámetros biomecánicos en la valoración del paciente vestibular. *Acta Otorrinolaringológica Española*. 2012; 63(5): 332-338.
188. Maetzler W, Mancini M, Liepelt-Scarfone I, Müller K, Becker C, van Lummel RC, Ainsworth E, Hobert M, Streffer J, Berg D, Chiari L. Impaired trunk stability in individuals at high risk for Parkinson's disease. *PLoS One*. 2012;7(3):e32240.
189. Vette AH, Masani K, Sin V, Popovic MR. Posturographic measures in healthy young adults during quiet sitting in comparison with quiet standing. *Medical Engineering & Physics*. 2020;32(1):32-8.
190. Igual Camacho C, Serra Añó P, Alakdar Y, Cebriá MA, López Bueno L. Estudio comparativo del efecto de la actividad física en el equilibrio en personas mayores sanas. *Fisioterapia*. 2018;137-41.
191. García S, Cortés A, Viosca E, Escuder A, González C, Querol M. Validación de la clasificación funcional de la bipedestación del Hospital de Sagunto. *Rehabilitación*. 2010;44(1):53-9.
192. Kyvelidou A, Harbourne RT, Shostrom VK, Stergiou N. Reliability of center of pressure measures for assessing the development of sitting postural control in infants with or at risk of cerebral palsy. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*. 2010;91(10):1593-601.

193. Zuñil Escobar JC, Martínez Cepa CB. Fiabilidad intrasesión en la exploración del equilibrio mediante plataforma de presión. *Fisioterapia*. 16 de enero de 2018;192-7.
194. Vanmeerhaeghe AF, Rodríguez DR, Tutusaus LC, Calafat CB, Riera ML, Vidal AM. Diferencias en la estabilidad postural estática y dinámica según sexo y pierna dominante. *Apunts Medicina de l'Esport*. 2009;44(162):74-81.
195. Ganesan M, Lee YJ, Aruin AS. The effect of lateral or medial wedges on control of postural sway in standing. *Gait and Posture*. 2014;39(3):899-903.
196. Harbourne RT, Willett S, Kyvelidou A, Deffeyes J, Stergiou N. A comparison of interventions for children with cerebral palsy to improve sitting postural control: a clinical trial. *Physical Therapy*. 2010;90(12):1881-98.
197. van Nes IJW, Nienhuis B, Latour H, Geurts ACH. Posturographic assessment of sitting balance recovery in the subacute phase of stroke. *Gait & Posture*. 2008;28(3):507-12.
198. Carpenter MG, Frank JS, Winter DA, Peysar GW. Sampling duration effects on centre of pressure summary measures. *Gait and Posture*. 2001;13(1):35-40.
199. van Nes IJW, Nienhuis B, Latour H, Geurts ACH. Posturographic assessment of sitting balance recovery in the subacute phase of stroke. *Gait Posture*. octubre de 2008;28(3):507-12.
200. Genthon N, Vuillerme N, Monnet JP, Petit C, Rougier P. Biomechanical assessment of the sitting posture maintenance in patients with stroke. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2007;22(9):1024-9.
201. Norré ME. Sensory interaction testing in platform posturography. *The Journal of Laryngology and Otology*. 1993;107(6):496-501.
202. Gallego Gómez AM. Estudio comparativo del índice de masa corporal y el equilibrio postural en estudiantes universitarios sanos. *Fisioterapia*. 2011; 33(3): 93-97.

203. Moe-Nilssen R. A new method for evaluating motor control in gait under real-life environmental conditions. Part 1: The instrument. *Clinical Biomechanics* (Bristol, Avon). 1998;13(4-5):320-7.
204. Busquet L. Las cadenas musculares: tronco, columna cervical y miembros superiores. Barcelona; Paidotribo; 2002.
205. Pilat A. Terapias miofasciales: Inducción miofascial. Aspectos teóricos y aplicaciones clínicas. Madrid: McGraw-Hill-Interamericana; 2003.
206. Scholz J, Finnerup NB, Attal N, Aziz Q, Baron R, Bennett MI, et al. The IASP classification of chronic pain for ICD-11: chronic neuropathic pain. *Pain*. 2019;160(1):53-9.
207. Marchetti GF, Bellanca J, Whitney SL, Lin JCC, Musolino MC, Furman GR, et al. The development of an accelerometer-based measure of human upright static anterior-posterior postural sway under various sensory conditions: test-retest reliability, scoring and preliminary validity of the Balance Accelerometry Measure (BAM). *Journal of Vestibular Research: Equilibrium & Orientation*. 2013;23(4-5):227-35.
208. Houdijk H, Brown SE, van Dieën JH. Relation between postural sway magnitude and metabolic energy cost during upright standing on a compliant surface. *Journal of Applied Physiology* (Bethesda, Md: 1985). 2015;119(6):696-703.
209. La Touche R, Pérez-Fernández M, Barrera-Marchessi I, López-de-Uralde-Villanueva I, Villafañe JH, Prieto-Aldana M, et al. Psychological and physical factors related to disability in chronic low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2019;32(4):603-11.
210. Hastie T, Tibshirani R, Friedman J. *The Elements of Statistical Learning: Data Mining, Inference, and Prediction*, Second Edition. 2.^a ed. Springer Series in Statistics. New York: Springer-Verlag; 2009.

211. Lafond D, Champagne A, Descarreaux M, Dubois JD, Prado JM, Duarte M. Postural control during prolonged standing in persons with chronic low back pain. *Gait and Posture*. 2009;29(3):421-7.
212. Blanpied PR, Gross AR, Elliott JM, Devaney LL, Clewley D, Walton DM, et al. Neck Pain: Revision 2017. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. 2017;47(7):A1-83.
213. van Dieën JH, Reeves NP, Kawchuk G, van Dillen L, Hodges PW. Motor Control Changes in Low-Back Pain: Divergence in Presentations and Mechanisms. *The Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*. 2018;1-24.
214. Mok NW, Brauer SG, Hodges PW. Hip strategy for balance control in quiet standing is reduced in people with low back pain. *Spine*. 2004;29(6):E107-112.
215. Larivière C, Gagnon DH, Mecheri H. Trunk postural control in unstable sitting: Effect of sex and low back pain status. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*. 2015;30(9):933-9.
216. Willigenburg NW, Kingma I, van Dieën JH. Center of pressure trajectories, trunk kinematics and trunk muscle activation during unstable sitting in low back pain patients. *Gait & Posture*. 2013;38(4):625-30.
217. Schellendorfer S, Ernst MJ, Rast FM, Bauer CM, Meichtry A, Kool J. Low back pain and postural control, effects of task difficulty on centre of pressure and spinal kinematics. *Gait and Posture*. 2015;41(1):112-8.
218. Mitchell T, O'Sullivan PB, Burnett A, Straker L, Smith A, Thornton J, et al. Identification of modifiable personal factors that predict new-onset low back pain: a prospective study of female nursing students. *The Clinical Journal of Pain*. 2010;26(4):275-83.
219. Rabey M, Smith A, Kent P, Beales D, Slater H, O'Sullivan P. Chronic low back pain is highly individualised: patterns of classification across three unidimensional subgrouping analyses. *Scand J Pain*. 2019;19(4):743-753.

220. Moher D, Hopewell S, Schulz KF, Montori V, Gøtzsche PC, Devereaux PJ, et al. CONSORT 2010 Explanation and Elaboration: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMJ*. 26 de septiembre de 2010;340:c869.
221. Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *Lancet* (London, England). 2017;389(10070):736-47.
222. Amundsen PA, Evans DW, Rajendran D, Bright P, Bjørkli T, Eldridge S, et al. Inclusion and exclusion criteria used in non-specific low back pain trials: a review of randomised controlled trials published between 2006 and 2012. *BMC musculoskeletal disorders*. 2018;19(1):113.
223. Caña-Pino A, Espejo-Antúnez L, Carmona del Barco P, Montanero-Fernández J, Lluch-Girbés E, Roussel NA, et al. Energy spectral density as valid parameter to compare postural control between subjects with nonspecific chronic low back pain vs healthy subjects: A case-control study. *Musculoskeletal Science and Practice*. 2021;53.
224. Dworkin RH, Turk DC, Farrar JT, Haythornthwaite JA, Jensen MP, Katz NP, et al. Core outcome measures for chronic pain clinical trials: IMMPACT recommendations. *Pain*. 2005;113(1-2):9-19.
225. Childs JD, Piva SR, Fritz JM. Responsiveness of the numeric pain rating scale in patients with low back pain. *Spine*. 2005;30(11):1331-4.
226. Chesterton LS, Sim J, Wright CC, Foster NE. Interrater reliability of algometry in measuring pressure pain thresholds in healthy humans, using multiple raters. *The Clinical Journal of Pain*. 2007;23(9):760-6.
227. Imamura M, Alfieri FM, Filippo TRM, Battistella LR. Pressure pain thresholds in patients with chronic nonspecific low back pain. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*. 2016;29(2):327-36.

228. Caña-Pino A, Espejo-Antúnez L, Adsuar JC, Apolo-Arenas MD. Test–retest reliability of an iphone® inclinometer application to assess the lumbar joint repositioning error in non-specific chronic low back pain. *International Journal of Environmental Research and Public Health*. 2021;18(5):1-11.
229. Slade SC, Dionne CE, Underwood M, Buchbinder R. Consensus on Exercise Reporting Template (CERT): Explanation and Elaboration Statement. *Br J Sports Med*. 2016;50(23):1428-1437.
230. Hoffmann TC, Glasziou PP, Boutron I, Milne R, Perera R, Moher D, et al. Better reporting of interventions: template for intervention description and replication (TIDieR) checklist and guide. *BMJ (Clinical research ed)*. 2014;348:g1687.
231. Kim HJ, Nam SN, Bae UR, Hwang R, Lee JB, Kim JH. The effect of 12 weeks Prop Pilates Exercise Program (PPEP) on body stability and pain for fruit farmers with MSDs. *Technology and Health Care: Official Journal of the European Society for Engineering and Medicine*. 2014;22(3):359-67.
232. Ghasemi C, Amiri A, Sarrafzadeh J, Dadgoo M, Jafari H. Comparative study of muscle energy technique, craniosacral therapy, and sensorimotor training effects on postural control in patients with nonspecific chronic low back pain. *Journal of Family Medicine and Primary Care*. 2020;9(2):978-84.
233. Brumagne S, Cordo P, Lysens R, Verschueren S, Swinnen S. The role of paraspinal muscle spindles in lumbosacral position sense in individuals with and without low back pain. *Spine*. 2000;25(8):989-94.
234. Farrar JT, Young JP, LaMoreaux L, Werth JL, Poole MR. Clinical importance of changes in chronic pain intensity measured on an 11-point numerical pain rating scale. *Pain*. 2001;94(2):149-58.
235. Patti A, Bianco A, Paoli A, Messina G, Montalto MA, Bellafigliore M, et al. Pain Perception and Stabilometric Parameters in People With Chronic Low Back Pain After a Pilates Exercise Program: A Randomized Controlled Trial. *Medicine*. 2016;95(2):e2414.

236. Miyamoto GC, Costa LOP, Galvanin T, Cabral CMN. Efficacy of the addition of modified Pilates exercises to a minimal intervention in patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Physical Therapy*. 2013;93(3):310-20.
237. O'Neill S, Larsen JB, Nim C, Arendt-Nielsen L. Topographic mapping of pain sensitivity of the lower back - a comparison of healthy controls and patients with chronic non-specific low back pain. *Scandinavian Journal of Pain*. 2019;19(1):25-37.
238. Castro-Sanchez AM, Matarán-Peñarrocha GA, Gómez-García S, García-López H, Andronis L, Albornoz-Cabello M, et al. Study protocol randomised controlled trial comparison of cost-utility and cost-effectiveness of a face-to-face rehabilitation programme versus a telemedicine programme in the treatment of patients with chronic low back pain. *BMJ Open*. 2020;10(12):e040633.

6. ***ANEXOS***

ANEXO 1. ANÁLISIS DEL PROCESADO DE LA SEÑAL DE LA ACCELEROMETRÍA

El análisis del procesado de la señal de la acelerometría supone la siguiente estructura en disco de la información de entrada:

- Una carpeta por cada uno de los posibles 4 *estados* ("sanos", "PRE", "POST" y "3 meses") de los sujetos analizados, que contendrá los datos recogidos de cada sujeto analizado en ese estado.
- Dentro de cada una de esas carpetas, los datos de cada sujeto se encuentran en una subcarpeta nombrada con el *número* asignado a dicho sujeto.
- Cada subcarpeta contendrá 4 archivos de nombres *n.csv* (con *n* de 1 a 4), uno por cada una de las 4 posibles *condiciones* en las que se encontraba el sujeto al recoger los datos (ojos abiertos/cerrados + posición estable/inestable).
- Cada uno de esos archivos contiene una línea por cada lectura del sensor, lectura que incluye, entre otros datos, los valores proporcionados por el acelerómetro para cada eje X/Y/Z tanto en bruto (raw) como preprocesado (cal) y tanto en las versiones Low Noise (LN) y Wide Range (WR).

A continuación se describen las líneas principales del programa:

- **Línea 2:** Establece un archivo log.txt que almacena tanto los nombres de los archivos de entrada que se consigan procesar como los nombres de sujetos cuyas subcarpetas puedan no encontrarse en alguna de las carpetas a procesar.
- **Líneas 3 a 20:** escriben en cada archivo de salida las cabeceras correspondientes, según lo siguiente:
 - datos.csv contendrá una línea por cada archivo procesado, con la energía y el RMS de los datos de ese archivo. En el cálculo de la energía se emplean las primeras 1024 lecturas del archivo (1024 primeras líneas), que a una frecuencia de 50Hz comprenden algo más de 20 segundos. Los 3 primeros valores de cada línea de datos.csv (estado, número sujeto, condición) identifican el archivo de entrada del que proceden el resto de datos de la línea, que consisten en:

- energía de la señal obtenida para cada eje X/Y/Z tanto bruta (raw) como preprocesada (cal) y tanto en su versión Low Noise (LN) como Wide Range (WR)
- RMS de la señal obtenida para cada eje X/Y/Z tanto bruta (raw) como preprocesada (cal) y tanto en su versión Low Noise (LN) como Wide Range (WR)
- **angulos.csv:** contiene una línea por cada lectura del acelerómetro (línea de cada archivo de entrada), que representa la dirección (ángulos con cada eje) de dicha lectura. Los 5 primeros valores de cada línea de **angulos.csv** identifican el archivo de entrada y el instante de tiempo (tanto sin unidades como en milisegundos) del que proceden el resto de datos de la línea. Aquí se generaron datos para todas las lecturas (todas las líneas) contenidas en cada archivo de entrada, no solo para las 1024 primeras.
- **Líneas 21 y 22:** establecen el intervalo de sujetos a analizar.
- **Líneas 24 a 81:** realizan el procesado de los datos para cada estado (0-sanos, 1-Pre, 2-Post, 3-3 Meses).
- **Líneas 35 a 80:** realizan el procesado de los datos para cada sujeto.
- **Líneas 40 a 78:** realizan el procesado de los datos para cada condición.
- **Línea 41:** muestra por pantalla y almacena en **log.txt** el nombre del archivo de entrada y la ruta de carpetas en la que se encuentra.
- **Línea 42:** escribe en una línea del archivo de salida **datos.csv** los datos (estado, número de sujeto y condición) correspondientes al archivo de entrada **n.csv** que va a procesarse.
- **Líneas 43 a 57:** lee del archivo de entrada **n.csv** los datos de todas las lecturas del acelerómetro para cada eje, tanto brutas (raw) como preprocesadas (cal) y tanto en su versión Low Noise (LN) como Wide Range (WR), así como los instantes de tiempo en que fueron realizadas, tanto sin unidades como en milisegundos.
- **Líneas 58 a 61:** calculan y continúan escribiendo en la misma línea del archivo de salida **datos.csv** la energía correspondiente a los 3 ejes para las señales LN+raw (línea 58), LN+cal (línea 59), WR+raw (línea 60) y WR+cal (línea 61).

- **Líneas 62 a 65:** calculan y continúan escribiendo en la misma línea del archivo de salida datos.csv el RMS correspondiente a los 3 ejes para las señales LN+raw (línea 58), LN+cal (línea 59), WR+raw (línea 60) y WR+cal (línea 61).
- **Línea 66:** hace un salto a la siguiente línea del archivo de salida datos.csv.
- **Líneas 68 a 77:** escriben en el archivo de salida angulos.csv las direcciones de los vectores de aceleraciones correspondientes a cada lectura (cada fila del archivo de entrada *n.csv*)
- **Línea 68:** escribe en una línea del archivo de salida angulos.csv los datos (estado, número de sujeto y condición e instantes de tiempo de la lectura) correspondientes a la línea del archivo de entrada *n.csv* que va a procesarse.
- **Líneas 69 a 76:** calculan y continúan escribiendo en la misma línea del archivo de salida angulos.csv las direcciones (ángulos sobre ejes X/Y/Z) correspondientes a los vectores de aceleración para las señales LN+raw (líneas 69 y 70), LN+cal (líneas 71 y 72), WR+raw (línea 73 y 74) y WR+cal (líneas 75 y 76).
- **Línea 77:** hace un salto a la siguiente línea del archivo de salida angulos.csv

Para el cálculo y análisis de la DEE se utilizó un código en el programa informático “calcular Energía.m”.

```

1 function energia=calcularEnergia(datos)
2     N=2*10; % número de puntos considerados
3     C=fft(datos,N); % FFT empleando los N primeros puntos
4     C=C(1:N/2+1); % Dado que la señal es simétrica, nos quedamos con los N/2 + 1 primeros puntos
5     C(2:length(C)-1)*=2; % y multiplicamos por 2 cada uno de ellos, excepto el primero (frecuencia 0) y el último (frecuencia de Nyquist)
6     Pc = abs(C).^2 / N; % De cada punto x, calculamos x^2/N
7     fs=50; % sample frequency
8     f = 0:fs/N:fs/2; % f contiene los respectivos valores de frecuencia de los puntos de Pc
9     banda=(f>1.5 & f<3.0); % banda contiene los índices de los puntos de Pc en la banda de frecuencia [1.5-3.0] Hz
10    energia=sum(Pc(banda)); % Cálculo de la energía contenida en la banda de frecuencia [1.5-3.0] Hz
11 endfunction

```

Descripción del código para el análisis de la DEE.

Obtiene la energía contenida en la frecuencia [1.5, 3.0] Hz, a partir de los primeros 1024 valores de la señal de acelerometría (a 50Hz, algo más de 20 segundos de señal) contenida en uno de los archivos de entrada *n.csv*, para uno de los ejes X/Y/Z y una de las versiones (LN+raw, LN+cal, WR+raw, WR+cal).

A continuación se describen las líneas principales del programa:

- **Líneas 2 y 3:** obtienen la transformada rápida de Fourier (FFT) para los primeros $N=1024$ valores de la señal de acelerometría, resultando una señal *C* en el dominio de la frecuencia con *N* valores.

- **Línea 4:** Dado que la señal C es simétrica, para el cálculo de la energía basta con considerar la mitad más uno ($N/2+1$) de su longitud (posiciones 1a a 513a de los $N=1024$ valores contenidos en C).
- **Línea 5:** Como cada valor de la primera mitad se encuentra repetido en la segunda (excepto el primero y el último valor de la primera mitad, que no se repiten), se duplican los valores contenidos en las posiciones de 2a a 512a de C .
- **Línea 6:** Para cada punto p en la secuencia C , se calcula $|p|^2$ en una nueva secuencia P_c .
- **Líneas 7 a 10:** Se obtiene la energía correspondiente a la banda de frecuencia $[1.5, 3.0)$ Hz como la suma de los valores de la secuencia P_c correspondientes a las posiciones de las frecuencias mayores o iguales que 1.5 y menores que 3.

```

1 function generarDatos
2 diary log.txt;
3 fEnergiaRMS = fopen ("datos.csv", "w");
4 fprintf(fEnergiaRMS, "0-Sano/1-LumbarPre/2-LumbarPost/3-Lumbar3Meses,Sujeto,Condicion");
5 fprintf(fEnergiaRMS, ",Energia X(LNraw),Energia Y(LNraw),Energia Z(LNraw)");
6 fprintf(fEnergiaRMS, ",Energia X(LNcal),Energia Y(LNcal),Energia Z(LNcal)");
7 fprintf(fEnergiaRMS, ",Energia X(WNraw),Energia Y(WNraw),Energia Z(WNraw)");
8 fprintf(fEnergiaRMS, ",Energia X(WNcal),Energia Y(WNcal),Energia Z(WNcal)");
9 fprintf(fEnergiaRMS, ",RMS X(LNraw),RMS Y(LNraw),RMS Z(LNraw)");
10 fprintf(fEnergiaRMS, ",RMS X(LNcal),RMS Y(LNcal),RMS Z(LNcal)");
11 fprintf(fEnergiaRMS, ",RMS X(WNraw),RMS Y(WNraw),RMS Z(WNraw)");
12 fprintf(fEnergiaRMS, ",RMS X(WNcal),RMS Y(WNcal),RMS Z(WNcal)");
13 fprintf(fEnergiaRMS, "\n");
14 fAngulos = fopen ("angulos.csv", "w");
15 fprintf(fAngulos, "0-Sano/1-LumbarPre/2-LumbarPost/3-Lumbar3Meses,Sujeto,Condicion,Timestamp(no units),Timestamp(ms)");
16 fprintf(fAngulos, ",Eje X(LNraw),Eje Y(LNraw),Eje Z(LNraw)");
17 fprintf(fAngulos, ",Eje X(LNcal),Eje Y(LNcal),Eje Z(LNcal)");
18 fprintf(fAngulos, ",Eje X(WNraw),Eje Y(WNraw),Eje Z(WNraw)");
19 fprintf(fAngulos, ",Eje X(WNcal),Eje Y(WNcal),Eje Z(WNcal)");
20 fprintf(fAngulos, "\n");
21 primerSujeto=1;
22 ultimoSujeto=60;
23 for estado=1:4
24     switch (estado)
25     case 0
26         raiz="sanos";
27     case 1
28         raiz="PRE";
29     case 2
30         raiz="POST";
31     case 3
32         raiz="3 MESES";
33     endswitch
34     for iSujeto=primerSujeto:ultimoSujeto
35         carpeta=[raiz "/" num2str(iSujeto)];
36         if exist(carpeta)=='?' % El usuario "iSujeto" no existe en la carpeta "raiz"
37             printf("Aviso: no existe el sujeto %d en %s\n",iSujeto,raiz)
38         else
39             for iCondicion=1:4
40                 namefile=[carpeta "/" num2str(iCondicion) ".csv"];
41                 fprintf(fEnergiaRMS, "%d,%d,%d", estado, iSujeto, iCondicion);
42                 datos=dload(namefile, ',', 4, 0);
43
44                 LNaccXraw=datos(:,0); % Low Noise Acc X (raw)
45                 LNaccYraw=datos(:,05); % Low Noise Acc Y (raw)
46                 LNaccZraw=datos(:,07); % Low Noise Acc Z (raw)
47                 LNaccXcal=datos(:,06); % Low Noise Acc X (calc)
48                 LNaccYcal=datos(:,06); % Low Noise Acc Y (calc)
49                 LNaccZcal=datos(:,06); % Low Noise Acc Z (calc)
50                 WNaccXraw=datos(:,10); % Wide Range Acc X (raw)
51                 WNaccYraw=datos(:,11); % Wide Range Acc Y (raw)
52                 WNaccZraw=datos(:,13); % Wide Range Acc Z (raw)
53                 WNaccXcal=datos(:,10); % Wide Range Acc X (calc)
54                 WNaccYcal=datos(:,12); % Wide Range Acc Y (calc)
55                 WNaccZcal=datos(:,14); % Wide Range Acc Z (calc)
56                 timeU=datos(:,1); % timestamp (no units)
57                 timeMS=datos(:,2); % timestamp (ms)
58                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularEnergia(LNaccXraw), calcularEnergia(LNaccYraw), calcularEnergia(LNaccZraw));
59                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularEnergia(LNaccXcal), calcularEnergia(LNaccYcal), calcularEnergia(LNaccZcal));
60                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularEnergia(WNaccXraw), calcularEnergia(WNaccYraw), calcularEnergia(WNaccZraw));
61                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularEnergia(WNaccXcal), calcularEnergia(WNaccYcal), calcularEnergia(WNaccZcal));
62                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularRMS(LNaccXraw), calcularRMS(LNaccYraw), calcularRMS(LNaccZraw));
63                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularRMS(LNaccXcal), calcularRMS(LNaccYcal), calcularRMS(LNaccZcal));
64                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularRMS(WNaccXraw), calcularRMS(WNaccYraw), calcularRMS(WNaccZraw));
65                 fprintf(fEnergiaRMS, "%,%.6f,%.6f,%.6f", calcularRMS(WNaccXcal), calcularRMS(WNaccYcal), calcularRMS(WNaccZcal));
66                 fprintf(fEnergiaRMS, "\n");
67                 for i=1:length(LNaccXraw)
68                     fprintf(fAngulos, "%d,%d,%d,%d,%.6f", estado, iSujeto, iCondicion, timeU(i), timeMS(i));
69                     [ejeX, ejeY, ejeZ]=calcularAngulos(LNaccXraw(i), LNaccYraw(i), LNaccZraw(i));
70                     fprintf(fAngulos, ",%.6f,%.6f,%.6f", ejeX, ejeY, ejeZ);
71                     [ejeX, ejeY, ejeZ]=calcularAngulos(LNaccXcal(i), LNaccYcal(i), LNaccZcal(i));
72                     fprintf(fAngulos, ",%.6f,%.6f,%.6f", ejeX, ejeY, ejeZ);
73                     [ejeX, ejeY, ejeZ]=calcularAngulos(WNaccXraw(i), WNaccYraw(i), WNaccZraw(i));
74                     fprintf(fAngulos, ",%.6f,%.6f,%.6f", ejeX, ejeY, ejeZ);
75                     [ejeX, ejeY, ejeZ]=calcularAngulos(WNaccXcal(i), WNaccYcal(i), WNaccZcal(i));
76                     fprintf(fAngulos, ",%.6f,%.6f,%.6f", ejeX, ejeY, ejeZ);
77                     fprintf(fAngulos, "\n");
78                 endfor
79             endfor
80         end
81     endfor
82 endfor
83 fclose(fEnergiaRMS);
84 fclose(fAngulos);
85 diary off;
86 endfunction

```

Descripción del código en software “generarDatos.m”

ANEXO 2. PROGRAMA DE EJERCICIO TERAPÉUTICO GRUPO ES

A) Respiración abdomino-diafragmática y contracción aislada del transverso del abdomen

Posición: Sujeto en decúbito supino con rodillas flexionadas, pelvis neutra.

Parámetros: 10 contracciones de 10 segundos de duración cada una.

Instrucción: inhalar: Lleve el aire a la zona de las costillas inferiores. Exhalar: contracción abdominal profunda, sintiendo cómo la zona costal inferior desciende y disminuye su diámetro transversal.

B) Preparación abdominal

Posición: Sujeto en decúbito supino con rodillas flexionadas, pelvis neutra

Parámetros: 10 repeticiones

Instrucción: inhalar: Lleve la barbilla hacia el pecho (Doble-mentón). Piensa en alargar la nuca para ponerla en línea con la columna torácica; Exhalar: Flexione el tronco hacia delante, llevando las manos a los pies.

C) Elevación de la pelvis con contracción previa del transverso del abdomen y pelvis neutra (Puente de glúteos).

Posición: rodillas flexionadas, pelvis neutra.

Parámetros: 10 repeticiones manteniendo la pelvis elevada durante 5 segundos.

Instrucción: Inhalar: contracción previa del transverso abdominal. Exhalar: ascender la pelvis de forma controlada hasta la alineación con el tronco. Posteriormente baje de forma controlada.

D) Oblicuos con brazos libres

Posición: rodillas flexionadas, pelvis neutra

Parámetros: 10 repeticiones

Instrucción: Exhalar: Flexión cervical y torácica superior. Girar el tronco hacia un lado. Los brazos se dirigen hacia el mismo lado.

E) Flexibilización columna vertebral (“El gato”)

Posición: Comenzando en cuatro puntos de rodillas las manos debajo de los hombros y las rodillas debajo de las caderas, pelvis neutra.

Parámetros: 10 repeticiones

Instrucción: Exhalar: Flexione suavemente el cuello dejando caer la barbilla hacia el pecho al mismo tiempo que arquee (flexione) el resto de la columna en una curva. A continuación, lleve lentamente a la posición contraria levantando la cabeza hacia arriba,

extendiendo el cuello, al tiempo que deja caer el resto de la columna en posición extendida.

F) Ejercicio de estabilidad cruzada en posición cuadrúpeda (“Superman”)

Posición: Comenzando en cuatro puntos de rodillas, las manos debajo de los hombros y las rodillas debajo de las caderas, pelvis neutra.

Parámetros: 10 repeticiones

Instrucción: Exhalar: lleve el brazo derecho hacia delante (Flexión 180°), al mismo tiempo que lleve la pierna contraria hacia atrás (Extensión).

G) Apoyo frontal sobre los pies (“Plancha mano-pie”)

Posición: Comience apoyado sobre las manos y las rodillas, con las rodillas debajo de las caderas y las manos debajo de los hombros, pelvis neutra.

Parámetros: 10 repeticiones

Instrucción: Exhalar: Levante la pelvis mientras lleve y apoye un pie directamente hacia atrás y luego el otro. Mantenga la posición de plancha un ciclo respiratorio.

H) Medio rodar hacia atrás

Posición: Comience sentado con las rodillas flexionadas y los pies apoyados sobre la colchoneta. Los brazos flexionados 90°.

Parámetros: 10 repeticiones.

Instrucción: Exhalar: Redondee la espalda flexionando desde la columna cervical hasta la columna lumbar realizando una curva. Mantenga la posición en la inspiración y vuelva a rodar hacia delante hasta la posición inicial en la exhalación.

I) Rotación torácica en posición de pie

Posición: de pie, con los brazos cruzados sobre el pecho.

Parámetros: 10 repeticiones.

Instrucciones: Exhalar: Realice una rotación torácica y aísle el movimiento evitando que su pelvis siga la rotación.

ANEXO 3. PROGRAMA DE EJERCICIO TERAPÉUTICO GRUPO EGL

A) Respiración abdomino-diafragmática y contracción aislada del transverso del abdomen	
<u>Posición:</u> rodillas flexionadas, pelvis neutra. <u>Parámetros:</u> 10 contracciones de 10 segundos de duración cada una. <u>Sistema láser:</u> el láser se coloca en un punto medio entre los dos EIAS cinchado alrededor de la pelvis. <u>Instrucción:</u> inhalar: Llevar el aire a la zona de las costillas inferiores. Exhalar: Mantener la luz del láser en la parte superior y media del panel con contracción abdominal profunda, sintiendo como la zona costal inferior desciende y disminuye su diámetro transversal.	
B) Preparación abdominal	
<u>Posición:</u> rodillas flexionadas, pelvis neutra <u>Sistema láser:</u> el láser se coloca en un punto medio entre los dos EIAS cinchado alrededor de la pelvis. <u>Parámetros:</u> 10 repeticiones <u>Instrucción:</u> inhalar: Lleve la barbilla hacia el pecho (Doble-mentón). Piensa en alargar la nuca para ponerla en línea con la columna torácica; Mantenga la luz del láser en la parte superior y media del panel; Exhalar: Flexione el tronco hacia delante, llevando las manos a los pies. Dirija la luz láser hacia el punto rojo central del panel.	

C) Elevación de la pelvis con contracción previa del transverso del abdomen y pelvis neutra (Puente de glúteos).	
<u>Posición:</u> rodillas flexionadas, pelvis neutra. <u>Sistema láser:</u> el láser se coloca en un punto medio entre los dos EIAS cinchado alrededor de la pelvis. <u>Parámetros:</u> 10 repeticiones manteniendo la pelvis elevada durante 5 segundos. <u>Instrucción:</u> Inhalar: contracción previa del transverso abdominal. Exhalar: ascender la pelvis de forma controlada hasta la alineación con el tronco. Posteriormente baje de forma controlada. La luz láser debe ir desde la parte superior del panel hasta el punto medio rojo. Invierta la trayectoria elevando la pelvis.	
D) Oblicuos con brazos libres	
<u>Posición:</u> rodillas flexionadas, pelvis neutra <u>Sistema láser:</u> el láser se coloca en un punto medio entre los dos EIAS cinchado alrededor de la pelvis. <u>Parámetros:</u> 10 repeticiones <u>Instrucción:</u> Exhalar: Flexión cervical y torácica superior. Girar el tronco hacia un lado. Los brazos se dirigen hacia el mismo lado. La luz láser debe permanecer fija en el punto medio rojo mientras se realiza el movimiento.	

E) Flexibilización columna vertebral (“El gato”)	
<u>Posición:</u> Comenzando en cuatro puntos de rodillas las manos debajo de los hombros y las rodillas debajo de las caderas, pelvis neutra. <u>Sistema láser:</u> el láser se coloca en un punto medio entre los dos EIAS cinchado alrededor de la pelvis. <u>Parámetros:</u> 10 repeticiones <u>Instrucción:</u> Exhalar: Flexione suavemente el cuello dejando caer la barbilla hacia el pecho al mismo tiempo que arquee (flexione) el resto de la columna en una curva. La luz láser debe ir desde la parte inferior del objetivo hasta la parte superior del mismo. A continuación, lleve lentamente a la posición contraria levantando la cabeza hacia arriba, extendiendo el cuello, al tiempo que deja caer el resto de la columna en posición extendida.	
F) Ejercicio de estabilidad cruzada en posición cuadrúpeda (“Superman”)	
<u>Posición:</u> Comenzando en cuatro puntos de rodillas, las manos debajo de los hombros y las rodillas debajo de las caderas, pelvis neutra. <u>Sistema láser:</u> el láser se coloca en un punto medio entre los dos EIAS cinchado alrededor de la pelvis. <u>Parámetros:</u> 10 repeticiones <u>Instrucción:</u> Exhalar: Lleve el brazo derecho hacia delante (Flexión 180°), al mismo tiempo que lleve la pierna contraria hacia atrás (Extensión). La luz láser debe permanecer fija en el punto medio del objetivo mientras se realiza el movimiento.	
G) Apoyo frontal sobre los pies (“Plancha mano-pie”)	

<u>Posición:</u> Comience apoyado sobre las manos y las rodillas, con las rodillas debajo de las caderas y las manos debajo de los hombros, pelvis neutra. <u>Sistema láser:</u> el láser se coloca en un punto medio entre los dos EIAS cinchado alrededor de la pelvis. <u>Parámetros:</u> 10 repeticiones <u>Instrucción:</u> Exhalar: Levante la pelvis mientras lleve y apoye un pie directamente hacia atrás y luego el otro. La luz láser debe permanecer fija en el punto medio del objetivo mientras se realiza el movimiento. Mantenga la posición de plancha un ciclo respiratorio.	
H) Medio rodar hacia atrás	
<u>Posición:</u> Comience sentado con las rodillas flexionadas y los pies apoyados sobre la colchoneta. Los brazos flexionados 90°. La luz láser debe quedar fija en el punto medio de color rojo. <u>Sistema láser:</u> el láser se coloca en un punto medio entre los dos EIAS cinchado alrededor de la pelvis. <u>Parámetros:</u> 10 repeticiones. <u>Instrucción:</u> Exhalar: Redondee la espalda flexionando desde la columna cervical hasta la columna lumbar realizando una curva. Mantenga la posición en la inspiración y vuelva a rodar hacia delante hasta la posición inicial en la exhalación. La luz del láser irá desde el punto medio rojo hasta la parte superior central del panel.	

I) Rotación torácica en posición de pie	
<u>Posición:</u> de pie, con los brazos cruzados sobre el pecho. <u>Sistema láser:</u> el láser se coloca en un punto medio entre los dos EIAS cinchado alrededor de la pelvis. <u>Parámetros:</u> 10 repeticiones. <u>Instrucciones:</u> Exhalar: Realice una rotación torácica y aísle el movimiento evitando que su pelvis siga la rotación. La luz láser debe permanecer fija en el punto medio rojo del panel mientras se realiza el movimiento.	

ANEXO 4. MODELO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Proyecto: Efectos del ejercicio terapéutico guiado y educación en neurociencia del dolor en sujetos con dolor lumbar crónico inespecífico. Análisis de indicadores del control postural (estabilometría y acelerometría) y clinimétricos.

Paciente:

Paciente ID#:

Centro:

Centro ID#:

Investigador: Alejandro Caña Pino

LEA DETENIDAMENTE LA INFORMACIÓN CONTENIDA EN ESTE DOCUMENTO Y ASEGÚRESE QUE ENTIENDE ESTE PROYECTO DE INVESTIGACIÓN. POR FAVOR SI ESTÁ DE ACUERDO EN PARTICIPAR EN ESTE ESTUDIO, FIRME ESTE DOCUMENTO. POR SU FIRMA RECONOCE QUE HA SIDO INFORMADO DE LAS CARACTERÍSTICAS DEL PROYECTO, DE SUS REQUISITOS Y SUS RIESGOS Y QUE ACEPTA LIBREMENTE PARTICIPAR EN ÉL. UNA COPIA DEL PRESENTE DOCUMENTO LE SERÁ ENTREGADA.

OBJETO DEL ESTUDIO:

Ha sido invitado/a a participar en un estudio de investigación dirigido a investigar sobre métodos de valoración no invasivos pero objetivos que nos permitan cuantificar el control postural y equilibrio y así valorar la efectividad de un programa de ejercicio terapéutico basado en control motor. Los instrumentos de valoración serán: acelerometría, baropodometría – estabilometría. Ello viene motivado porque el control postural y el equilibrio está alterado en la patología lumbar crónico y su valoración y posterior tratamiento mediante control motor podría ser eficaz en el paciente con dolor lumbar.

PROCEDIMIENTOS Y DURACIÓN DEL ESTUDIO.

PARTICIPANTES DEL ESTUDIO:

En el estudio, formando parte de la muestra de grupo experimental, pueden participar sujetos con dolor lumbar crónico de al menos 3 meses de duración y una edad (18-45 años) y sujetos sanos con una edad (18-45 años) sin antecedentes de dolor lumbar crónico.

El estudio es completamente voluntario. Usted puede abandonar el estudio en cualquier momento sin ser penalizado ni perder los beneficios.

PROCEDIMIENTOS:

Las pruebas a realizar consisten:

- Registro de variables descriptivas (peso, altura, edad, alteración del movimiento lumbar...)
- Permanecer durante 30 segundos cada prueba sobre una plataforma de presión. Repitiendo la prueba tres veces. Aplicación del test de Romberg. (Bipedestación con ojos abiertos y cerrados en superficie estable e inestable).
- Para la participación se precisa la colocación de un acelerómetro en la pelvis (centro de masas), el cual se fijará mediante cinta con velcro. No se realizará ninguna prueba invasiva.
- Escala visual analógica para el registro del dolor

- Algometría a 5 cm de la apófisis espinosa de L3 y en epicóndilo lateral(Bilateral)
- Joint Position Sense (JPS) para valorar el posicionamiento articular propioceptivo con un goniómetro digital.
- Valoración de la discapacidad mediante Roland Morris / Oswestry Disability Index/ Escala catastrófica del dolor (PCS)
- Aplicación de un programa de ejercicio terapéutico mediante control motor 2 días/ semana durante dos meses.
- Valoración al finalizar la intervención
- Las pruebas serán fotografiadas

La duración de las sesiones será aproximadamente de 45 minutos.

La muestra que cede será utilizada exclusivamente con finalidad de investigación sin ánimo de lucro.

RESULTADOS DEL ESTUDIO.

Al finalizar el estudio se le informará del resultado global del mismo si usted lo desea, pero NO de su resultado personal, que se tratará con total confidencialidad de acuerdo con la Declaración de Helsinki y la Ley 14/2007, de Investigación biomédica.

RIESGOS /INCOMODIDADES

No existe ningún tipo de riesgo asociado a los instrumentos de valoración utilizados ni riesgos en las pruebas a realizar.

BENEFICIOS

Los beneficios que obtendrán con su participación en la investigación están relacionados con la valoración de su control postural y eficacia de un programa de ejercicio terapéutico de control motor y ayudará a determinar medidas objetivas y eficientes de valoración e intervención en la patología lumbar crónica

COSTES

El proyecto no presenta ninguna subvención que lo avale y apoye económicamente. A usted no le supondrá ningún coste su participación ni será recompensado económicamente.

El investigador principal, Alejandro Caña Pino, puede ser contactado en cualquier momento en el siguiente teléfono, 627870249, correo electrónico: acanapin@alumnos.unex.es, a fin de recabar información acerca del proyecto y en la siguiente dirección:

Departamento de Terapéutica Médico Quirúrgica
Facultad de Medicina. Av. Elvas s/n 06071Badajoz

Este proyecto se desarrollará conjuntamente con el profesorado del Área de Fisioterapia del Departamento de Terapéutica Médico Quirúrgica de la Universidad de Extremadura y profesorado de la Universidad de Valladolid.

CONFIDENCIALIDAD DE SU MUESTRA.

De acuerdo con la normativa legal vigente, los resultados de las muestras se tratarán con total confidencialidad. El protocolo de recogida de datos será archivado, y a cada participante se le asignará una clave de tal modo que no pueda relacionarse la muestra e información obtenida con la identidad del sujeto. Las muestras serán anonimizadas, asegurando la imposibilidad de inferir su identidad, para su estudio y potencial análisis ulterior.

El investigador principal del proyecto se compromete a que la confidencialidad de los datos que se puedan obtener en dicho proyecto será escrupulosamente observada, y que los datos personales de los sujetos participantes no serán conocidos por los investigadores ajenos del proyecto. El investigador principal del proyecto se compromete a no utilizar las muestras para otros estudios diferentes a los de este proyecto y a no traspasar las muestras a otros posibles proyectos o equipos de investigación.

Para todo lo no previsto en este documento, se aplicará la legislación vigente sobre protección de datos de carácter personal (Ley 41/2002, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica, BOE 274 de 15 de noviembre de 2002; Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal; BOE 298 de 14 de diciembre de 1999; Real Decreto 1720/2007, de 21 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento de desarrollo de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de protección de datos de carácter personal, BOE 17 de 19 de enero de 2008), sobre investigación biomédica (Ley 14/2007, de 3 de julio, de Investigación biomédica; BOE 159 de 4 de julio de 2007) y cualquier otra que resultara aplicable.

Los resultados del estudio pueden ser publicados en revistas científicas o publicaciones de carácter general. No obstante, la información concerniente a su participación será mantenida como confidencial. Recibirá una copia de esta hoja de información y del consentimiento informado firmado por usted.

DECLARACIÓN DEL PARTICIPANTE.

He sido informado por el personal relacionado con el proyecto mencionado:

- De las ventajas e inconvenientes de este procedimiento.
- Del fin para el que se utilizarán mis muestras.
- Soy consciente de los riesgos y beneficios que conlleva mi participación
- Que en cualquier momento puedo solicitar información genérica sobre los estudios para los que se han utilizado mis muestras.
- Que he comprendido la información recibida y he podido formular todas las preguntas que he creído oportunas.

Usted tiene derecho de participar o no en la investigación y de retirar su consentimiento en cualquier momento.

SE ME HA PROPORCIONADO COPIA DEL PRESENTE DOCUMENTO.

ACEPTO PARTICIPAR EN ESTE ESTUDIO.

Nombre:.....Firma:

Declaración del investigador de que ha informado debidamente al participante

Nombre:.....Firma

ANEXO 5. COMITÉ DE BIOÉTICA DE LA UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA

 **UNIVERSIDAD DE EXTREMADURA**

**VICERRECTORADO DE INVESTIGACIÓN,
TRANSFERENCIA E INNOVACIÓN**

Campus Universitario
Avda de Elvas s/nº
06071 BADAJOZ

Tel.: 924 28 93 05
Fax: 924 27 29 83

NºRegistro: 77//2018

**D. FERNANDO HENAO DÁVILA, PRESIDENTE POR DELEGACIÓN DE LA
COMISIÓN DE BIOÉTICA Y BIOSEGURIDAD DE LA UNIVERSIDAD DE
EXTREMADURA.**

INFORMA: Que una vez analizada, por esta Comisión la solicitud de Proyecto de Investigación titulado " Caracterización clinimétrica tras ejercicio terapéutico y educación en dolor lumbar crónico" cuyo Investigador/a Principal es D/Dª Mª Dolores Apolo Arenas, ha decidido por unanimidad valorar positivamente el precitado proyecto por considerar que se ajusta a las normas éticas esenciales cumpliendo con la normativa vigente al efecto.

Y para que conste y surta los efectos oportunos firmo el presente informe en Badajoz a 6 de julio de 2018.

ANEXO 6. REGISTRO DE ENSAYOS CLÍNICOS (CLINICAL TRIALS.GOV)

ClinicalTrials.gov PRS
Protocol Registration and Results System

ClinicalTrials.gov Protocol Registration and Results System (PRS) Receipt
Release Date: October 9, 2018

ClinicalTrials.gov ID: NCT03635242

Study Identification

Unique Protocol ID: 08062018
Brief Title: Characterization by Clinimetric Indicators of Chronic Low Back Pain Subjects Versus Healed Patients
Official Title: Characterization by Clinimetric Indicators of Chronic Low Back Pain Subjects Versus Post-treatment Healed Patients by Therapeutic Exercise
Secondary IDs:

Study Status

Record Verification: October 2018
Overall Status: Completed
Study Start: June 8, 2018 [Actual]
Primary Completion: August 8, 2018 [Actual]
Study Completion: October 9, 2018 [Actual]

Sponsor/Collaborators

Sponsor: University of Extremadura
Responsible Party: Principal Investigator
Investigator: Alejandro Caña Pino [apino]
Official Title: Medical Surgical-Therapy Department, Universidad de Extremadura Facultad de Medicina, Badajoz, Spain
Affiliation: University of Extremadura
Collaborators:

Oversight

U.S. FDA-regulated Drug: No
U.S. FDA-regulated Device: No
U.S. FDA IND/IDE: No
Human Subjects Review: Board Status: Approved
Approval Number: 77//2018
Board Name: Comité de Bioética de la Universidad de Extremadura
Board Affiliation: Universidad de Extremadura
Phone: 924 289300
Email: unex@unex.es
Address:

Avenida de Elvas s/n 06006 Badajoz

Data Monitoring: No

FDA Regulated Intervention: No

Study Description

Brief Summary: Pretending with the use of accelerometers and pressure platform, determine indicators that are useful to therapists to assess postural control and balance, to subsequently allow to evaluate the effect of therapeutic interventions through therapeutic exercise of motor control in patients with chronic low back pain .

Detailed Description: The records are made simultaneously with the different evaluation equipment, accelerometer and pressure platform. The tests are performed in a control group of healthy subjects, and in an experimental group with DLC receiving a program of therapeutic exercise based and pain education based on neuroscience.

After the collection of the records, the behavior patterns in both groups are evaluated, the possible differences among them are established for the clinimetric indicators analyzed related to the postural control, as well as a characteristic of the sample.

Subsequently, through the evaluation after the intervention of the experimental group we will analyze the effect of a physiotherapy treatment based on the therapeutic exercise of motor control on parameters related to postural control and clinical variables (perceived pain, mechanosensitivity, disability and proprioceptive repositioning of the lumbar spine)

Conditions

Conditions: Chronic Low Back Pain
Postural Low Back Pain

Keywords: postural control
Chronic Low Back Pain
therapeutic exercise
healed patients

Study Design

Study Type: Interventional

Primary Purpose: Treatment

Study Phase: N/A

Interventional Study Model: Parallel Assignment

Number of Arms: 2

Masking: None (Open Label)

Allocation: Randomized

Enrollment: 100 [Actual]

Arms and Interventions

Arms	Assigned Interventions
Active Comparator: Control. no therapeutic program The control group continued to perform their daily activities without changing any habit. Group of healthy subjects Assessment of postural control through accelerometry and pressure platform	Control. no therapeutic program The control group continued to perform their daily activities without changing any habit. Group of healthy subjects Assessment of postural control through accelerometry and pressure platform
Experimental: Experimental. Therapeutic program People with chronic back pain of at least 3 months duration, to whom the therapeutic exercise of motor control and pain education based on neuroscience will be applied 2 days a week for 2 months. Prior to the intervention, a postural control assessment will be made by accelerometry and pressure platform	Experimental. Therapeutic program People with chronic back pain of at least 3 months duration, to whom the therapeutic exercise of motor control and pain education based on neuroscience will be applied 2 days a week for 2 months. Prior to the intervention, a postural control assessment will be made by accelerometry and pressure platform

Outcome Measures

Primary Outcome Measure:

1. pressure platform and accelerometry
Stay for 30 seconds each test on a pressure platform. Accelerometer in the pelvis (center of mass), fixed by velcro tape. Application of the Romberg test. (Standing with open eyes and closed on stable and unstable surface). The unit of the accelerometer is mg (1 mg = 0.001) and the kinetic energy of the signal is measured in Julians x 10⁻⁶ The displacement unit of the pressure center of the platform is millimeters
[Time Frame: 4 weeks]

Secondary Outcome Measure:

2. weight
Descriptive variable. Its unit of measurement is Kilograms
[Time Frame: 4 weeks]
3. Height
Descriptive variable. Its unit of measurement is meters
[Time Frame: 4 weeks]
4. age
Descriptive variable. Its unit of measurement is years
[Time Frame: 4 weeks]
5. EVA (Visual Analog Scale).
Used for pain assessment in an analogical way, that is, by means of a line of 10 centimeters. 0 (absence of pain); 10 (maximum pain)
[Time Frame: 4 weeks]
6. Algometry
Algometry at 5 cm from the spinous process of L3 and in lateral epicondyl (Bilateral)
[Time Frame: 4 weeks]
7. Joint Position Sense (JPS)
Joint Position Sense (JPS) to evaluate the proprioceptive joint positioning of the lumbar spine with a digital goniometer at 30° flexion in standing and sitting
[Time Frame: 4 weeks]
8. Roland Morris
determine the degree of disability. The extreme values oscillate between 0 (absence of disability due to low back pain) and 24 (maximum possible disability)

[Time Frame: 4 weeks]

9. Oswestry Disability Index

The Oswestry Disability Index (also known as the Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire) is an extremely important tool that researchers and disability evaluators use to measure a patient's permanent functional disability

Scoring instructions For each section of the total possible score is 5: if the first statement is marked the section score = 0; if the last statement is marked, it = 5.

[Time Frame: 4 weeks]

10. Pain Catastrophizing Scale (PCS)

it measures the catastrophic thoughts before the pain, that is, the negative thought before the pain. In the PCS, people take the painful past experience as a reference and indicate the degree to which they experience certain thoughts and feelings. The PCS is composed of 13 items, on a Likert scale of 5 points that goes from 0 (never) to 4 (always).

Higher scores indicate higher levels of catastrophism

[Time Frame: 4 weeks]

11. The Tampa Kinesiophobia Scale (TSK)

It is commonly used in clinical practice to quantify pain levels related to fear of activity or to a new injury in patients with back pain. Patients with high levels of kinesiophobia are often considered at greater risk of developing long-term activity limitation and chronicity

[Time Frame: 4 weeks]

Eligibility

Minimum Age: 18 Years

Maximum Age: 45 Years

Sex: All

Gender Based: No

Accepts Healthy Volunteers: Yes

Criteria: Inclusion Criteria:

- patients with chronic back pain of at least 3 months duration
- own ability to read and write
- and access the study voluntarily.

Exclusion Criteria:

- vestibular disorders
- without severe visual impairment
- no medication intake with a potential effect on balance during the 90 days prior to data collection

Contacts/Locations

Central Contact Person: Alejandro AC Caña-Pino, PT, MSc
Telephone: 627870249
Email: alejandroc.p.fisio@gmail.com

Central Contact Backup: Luis LE Espejo-Antúnez, PhD
Telephone: 650057024
Email: luisea@unex.es

Study Officials: Luis LE Espejo-Antúnez, PhD
Study Director

	Universidad de Extremadura. Facultad de Medicina (Badajoz). Spain Mª Dolores MD Apolo-Arenas, PhD Study Director Universidad de Extremadura. Facultad de Medicina (Badajoz). Spain Alejandro Caña-Pino, PT,MSc Study Principal Investigator Universidad de Extremadura. Facultad de Medicina (Badajoz). Spain Locations: Spain Universidad de Extremadura Badajoz, Spain, 06071 Contact: Alejandro AC Caña-Pino, PT,MSc 627870249 alejandrocp.fisio@gmail.com Contact: Luis Espejo-Antúnez, PhD 650057024 luisse@unex.es Principal Investigator: Alejandro AC Caña-Pino, PT, MSc
IPDSharing	Plan to Share IPD:
References	Citations: Links: Available IPD/Information:

ANEXO 7. ESCALA DISCAPACIDAD (ROLAND-MORRIS)



ESCALA DE ROLAND-MORRIS

© Fundación Kovacs. La utilización de la versión española de la escala de Roland-Morris es libre para su uso clínico. No obstante, debe indicar que su copyright pertenece a la Fundación Kovacs y para cualquier otro fin debe citar la referencia de su publicación (Kovacs FM, Llobera J, Gil del Real MT, Abraira V, Gestoso M, Fernández C and the Kovacs-Atención Primaria Group. Validation of the Spanish version of the Roland Morris Questionnaire. *Spine* 2002;27:538-542)

Cuando le duele la espalda, puede que le sea difícil hacer algunas de las cosas que habitualmente hace. Esta lista contiene algunas de las frases que la gente usa para explicar cómo se encuentra cuando le duele la espalda (o los riñones). Cuando las lea, puede que encuentre algunas que describan su estado de *hoy*. Cuando lea la lista, piense en cómo se encuentra usted *hoy*. Cuando lea usted una frase que describa como se siente hoy, póngale una señal. Si la frase no describe su estado de hoy, pase a la siguiente frase. Recuerde, tan solo señale la frase si está seguro de que describe cómo se encuentra usted hoy.

- 1.- ☐ Me quedo en casa la mayor parte del tiempo por mi dolor de espalda.
- 2.- ☐ Cambio de postura con frecuencia para intentar aliviar la espalda.
- 3.- ☐ Debido a mi espalda, camino más lentamente de lo normal.
- 4.- ☐ Debido a mi espalda, no puedo hacer ninguna de las faenas que habitualmente hago en casa.
- 5.- ☐ Por mi espalda, uso el pasamanos para subir escaleras.
- 6.- ☐ A causa de mi espalda, debo acostarme más a menudo para descansar.
- 7.- ☐ Debido a mi espalda, necesito agarrarme a algo para levantarme de los sillones o sofás.
- 8.- ☐ Por culpa de mi espalda, pido a los demás que me hagan las cosas.
- 9.- ☐ Me visto más lentamente de lo normal a causa de mi espalda.
- 10.- ☐ A causa de mi espalda, sólo me quedo de pie durante cortos períodos de tiempo.
- 11.- ☐ A causa de mi espalda, procuro evitar inclinarme o arrodillarme.
- 12.- ☐ Me cuesta levantarme de una silla por culpa de mi espalda.
- 13.- ☐ Me duele la espalda casi siempre.
- 14.- ☐ Me cuesta darme la vuelta en la cama por culpa de mi espalda.
- 15.- ☐ Debido a mi dolor de espalda, no tengo mucho apetito.
- 16.- ☐ Me cuesta ponerme los calcetines - o medias - por mi dolor de espalda.
- 17.- ☐ Debido a mi dolor de espalda, tan solo ando distancias cortas.
- 18.- ☐ Duermo peor debido a mi espalda.
- 19.- ☐ Por mi dolor de espalda, deben ayudarme a vestirme.
- 20.- ☐ Estoy casi todo el día sentado a causa de mi espalda.
- 21.- ☐ Evito hacer trabajos pesados en casa, por culpa de mi espalda.
- 22.- ☐ Por mi dolor de espalda, estoy más irritable y de peor humor de lo normal.
- 23.- ☐ A causa de mi espalda, subo las escaleras más lentamente de lo normal.
- 24.- ☐ Me quedo casi constantemente en la cama por mi espalda.

ANEXO 8. ESCALA DISCAPACIDAD (OSWESTRY LOW BACK PAIN DISABILITY)

Por favor lea atentamente: Estas preguntas han sido diseñadas para que su médico conozca hasta qué punto su dolor de espalda le afecta en su vida diaria. Responda a todas las preguntas, señalando en cada una sólo aquella respuesta 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 de dolor

- ☐ Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes
- ☐ El dolor es fuerte pero me arreglo 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 quitan el dolor y no los tomo

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

- ☐ Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor
- ☐ Me las puedo arreglar solo pero esto me aumenta el dolor
- ☐ Lavarme, vestirme, etc., me produce 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 si puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo
- ☐ Sólo puedo levantar objetos muy ligeros
- ☐ No puedo levantar ni elevar ningún objeto

4. Andar

- ☐ El dolor no me impide andar
- ☐ El dolor me impide andar más de un kilómetro
- ☐ El dolor me impide andar más de 500 metros
- ☐ El dolor me impide andar más de 250 metros
- ☐ Sólo puedo andar 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 diez 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 diez 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 seis horas
- ☐ Incluso tomando pastillas duermo menos de cuatro horas
- ☐ Incluso tomando pastillas duermo menos de dos 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 sí 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 dos 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

ANEXO 9. ESCALA CATASTROFISMO (PAIN CATASTROPHIZING SCALE)

Todas las personas experimentamos situaciones de dolor en algún momento de nuestra vida. Las personas estamos a menudo expuestas a situaciones que pueden causar dolor como las enfermedades, las heridas, los tratamientos dentales o las intervenciones quirúrgicas.

Estamos interesados en conocer el tipo de pensamientos y sentimientos que usted tiene cuando siente dolor. A continuación se presenta una lista de 13 frases que describen diferentes pensamientos y sentimientos que pueden estar asociados al dolor. Utilizando la siguiente escala, por favor, indique el grado en que usted tiene esos pensamientos y sentimientos cuando siente dolor.

Cuando siento dolor...

1. Estoy preocupado todo el tiempo pensando en si el dolor desaparecerá
 - 0: Nada en absoluto
 - 1: Un poco
 - 2: Moderadamente
 - 3: Mucho
 - 4: Todo el tiempo
2. Siento que ya no puedo más
 - 0: Nada en absoluto
 - 1: Un poco
 - 2: Moderadamente
 - 3: Mucho
 - 4: Todo el tiempo
3. Es terrible y pienso que esto nunca va a mejorar
 - 0: Nada en absoluto
 - 1: Un poco
 - 2: Moderadamente
 - 3: Mucho
 - 4: Todo el tiempo
4. Es horrible y siento que esto es más fuerte que yo
 - 0: Nada en absoluto
 - 1: Un poco
 - 2: Moderadamente
 - 3: Mucho
 - 4: Todo el tiempo
5. Siento que no puedo soportarlo más
 - 0: Nada en absoluto
 - 1: Un poco
 - 2: Moderadamente
 - 3: Mucho
 - 4: Todo el tiempo
6. Temo que el dolor empeore

- 0: Nada en absoluto
- 1: Un poco
- 2: Moderadamente
- 3: Mucho
- 4: Todo el tiempo

7. No dejo de pensar en otras situaciones en las que experimento dolor

- 0: Nada en absoluto
- 1: Un poco
- 2: Moderadamente
- 3: Mucho
- 4: Todo el tiempo

8. Deseo desesperadamente que desaparezca el dolor

- 0: Nada en absoluto
- 1: Un poco
- 2: Moderadamente
- 3: Mucho
- 4: Todo el tiempo

9. No puedo apartar el dolor de mi mente

- 0: Nada en absoluto
- 1: Un poco
- 2: Moderadamente
- 3: Mucho
- 4: Todo el tiempo

10. No dejo de pensar en lo mucho que me duele

- 0: Nada en absoluto
- 1: Un poco
- 2: Moderadamente
- 3: Mucho
- 4: Todo el tiempo

11. No dejo de pensar en lo mucho que deseo que desaparezca el dolor

- 0: Nada en absoluto
- 1: Un poco
- 2: Moderadamente
- 3: Mucho
- 4: Todo el tiempo

12. No hay nada que pueda hacer para aliviar la intensidad del dolor

- 0: Nada en absoluto
- 1: Un poco
- 2: Moderadamente
- 3: Mucho
- 4: Todo el tiempo

13. Me pregunto si me puede pasar algo grave

- 0: Nada en absoluto
- 1: Un poco
- 2: Moderadamente
- 3: Mucho
- 4: Todo el tiempo

ANEXO 10. ESCALA KINESIOFOBIA (TAMPA SCALE KINESIOPHOBIA)

Tampa Scale for Kinesiophobia (Spanish adaptation. Gómez-Pérez, López-Martínez y Ruiz-Párraga, 2011)

INSTRUCCIONES: a continuación se enumeran una serie de afirmaciones. Lo que Ud. ha de hacer es indicar hasta qué punto eso ocurre en su caso según la siguiente escala:

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