



# UNIVERSIDAD DE GRANADA

Universidad de Granada  
Facultad de Ciencias del Deporte

**Departamento de Educación Física y Deportiva**

Programa de Doctorado en Biomedicina  
Línea de investigación en actividad física y deporte

**“Efectos de un programa de fortalecimiento funcional del CORE utilizando  
dinamometría electromecánica funcional sobre el dolor, incapacidad, fuerza y  
calidad muscular en sujetos con dolor lumbar agudo no específico.”**

Tesis Doctoral presentada por:

**WALESKA REYES FERRADA**

Tesis Doctoral dirigida por:

**LUIS JAVIER CHIROSA RIOS**

Granada, 2022

Editor: Universidad de Granada. Tesis Doctorales  
Autor: Waleska Reyes Ferrada  
ISBN: 978-84-1117-635-4  
URI: <https://hdl.handle.net/10481/79161>

## ÍNDICE

### Tabla de contenido

<b>DEDICATORIA .....</b>	<b>3</b>
<b>AGRADECIMIENTOS.....</b>	<b>4</b>
<b>ÍNDICE DE FIGURAS.....</b>	<b>5</b>
<b>INDICE DE TABLAS .....</b>	<b>6</b>
<b>LISTA DE PUBLICACIONES.....</b>	<b>8</b>
<b>PONENCIAS Y PROYECTOS .....</b>	<b>9</b>
<b>ABREVIATURAS.....</b>	<b>11</b>
<b>RESUMEN / ABSTRACT.....</b>	<b>12</b>
<b>INTRODUCCIÓN .....</b>	<b>18</b>
<b>OBJETIVOS E HIPÓTESIS .....</b>	<b>24</b>
<b>MATERIAL Y MÉTODO.....</b>	<b>25</b>
<b>RESULTADOS .....</b>	<b>41</b>
<b>DISCUSIÓN.....</b>	<b>72</b>
<b>CONCLUSIÓN / CONCLUSION .....</b>	<b>87</b>
<b>LIMITACIONES .....</b>	<b>92</b>
<b>PERSPECTIVAS DE FUTURAS INVESTIGACIONES.....</b>	<b>93</b>
<b>APLICACIONES PRÁCTICAS .....</b>	<b>94</b>
<b>BIBLIOGRAFÍA.....</b>	<b>95</b>
<b>ANEXOS.....</b>	<b>108</b>
<b>Anexo 1: Comité de ética.....</b>	<b>108</b>
<b>Anexo 2: Publicaciones internacionales .....</b>	<b>109</b>
<b>2.1 Isokinetic Trunk Strength in Acute Low Back Pain Patients Compared to Healthy Subjects: A Systematic Review .....</b>	<b>109</b>
<b>2.2 Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients: A systematic review.....</b>	<b>118</b>
<b>2.3 A new reliable device to assess trunk extensors strength .....</b>	<b>126</b>
<b>2.4 Muscle Quality and Functional and Conventional Ratios of Trunk Strength in Young Healthy Subjects: A Pilot Study .....</b>	<b>132</b>
<b>2.5 Isokinetic trunk training on pain, disability, and strength in Non-specific low back pain patients: A systematic review and meta-analysis.....</b>	<b>138</b>

## DEDICATORIA

*A mis hijos, **Josefa y Gaspar**, por ser la razón de todo lo que hago.  
A **Javier**, mi compañero de vida, por tu amor y apoyo incondicional.  
A mis **padres**, por darme todo y más.*

## AGRADECIMIENTOS

A mi querido Daniel, por tu generosidad y calidad humana, por creer en mí, guiarme y acompañarme en todo este proceso.

A mi director Luis Chiroso, Luja, por aceptarme, guiarme y mostrarme que trabajando en equipo todo resulta mejor.

A Angela y Darío, mis compañeros españoles, gracias por incorporarme como una más del equipo, por el apoyo y por toda la confianza depositada en mí.

A la Universidad Andrés Bello, a mi decano Dr. Christian Campos, y a mi directora Andrea Riquelme, por todo el apoyo brindado para llevar a cabo este proceso.

A la Universidad de Granada, a la Red Pleokinetic y al grupo IDAFISAD CTS 642 por aceptarme como una más de sus miembros.

## ÍNDICE DE FIGURAS

**Figura 1.** Evaluación de la fuerza de los extensores de tronco utilizando un Dinamómetro electromecánico funcional con diferentes rangos ( $R_1 = 25\%$  cm;  $R_2 = 50\%$  cm).

**Figura 2.** Protocolo de medición de la fuerza de flexores y extensores de tronco.

**Figura 3.** Diagrama de flujo de la revisión sistemática (estudio 1).

**Figura 4.** Diagrama de flujo de la revisión sistemática (estudio 2).

**Figura 5.** Correlaciones lineales entre la prueba y la repetición de las fases concéntrica y excéntrica de la fuerza media y máxima de los extensores del tronco.

**Figura 6.** Coeficiente de correlación ( $r$ ) del análisis de correlación de Pearson entre la fuerza media y máxima isométrica con la fuerza media y máxima dinámica (kg).

**Figura 7.** Diagrama de flujo de la revisión sistemática y metaanálisis (estudio 5)

**Figura 8.** Resumen del riesgo de sesgo

**Figura 9.** Gráfico de riesgo de sesgo

**Figura 10.** Gráfico de bosque de la comparación entre el EIK (experimental) frente al GC para los cambios en la intensidad del dolor.

## INDICE DE TABLAS

**Tabla 1:** Detalle del diseño de investigación de los estudios que componen esta Tesis Doctoral

**Tabla 2.** Características de los estudios individuales de la Revisión Sistemática (estudio 1).

**Tabla 3.** Calidad metodológica de los estudios incluidos en la Revisión Sistemática (estudio 1).

**Tabla 4.** Fuerza isocinética de flexión y extensión de tronco en pacientes con dolor lumbar agudo y adultos sanos.

**Tabla 5.** Características de los artículos incluidos en la Revisión Sistemática (estudio 2).

**Tabla 6.** Evaluación de la calidad de los estudios con la herramienta de evaluación clínica (CAT)

**Tabla 7.** Evaluación de la calidad de los estudios con Quality Appraisal of Reliability Studies (QAREL)

**Tabla 8.** Fiabilidad de la fuerza de flexión y extensión del tronco en sujetos con dolor lumbar

**Tabla 9.** Características demográficas de los participantes del estudio 3

**Tabla 10.** Fiabilidad test-retest de las mediciones de fuerza media (kg) utilizando un dinamómetro electromecánico funcional a diferentes velocidades y rangos de movimiento.

**Tabla 11.** Fiabilidad test-retest de las mediciones de fuerza pico (kg) utilizando un dinamómetro electromecánico funcional a diferentes velocidades y rangos de movimiento.

**Tabla 12.** Fuerza absoluta y relativa de los músculos flexores y extensores del tronco a diferentes velocidades utilizando un dinamómetro electromecánico funcional.

**Tabla 13.** Comportamiento de los ratios de fuerza del tronco a diferentes velocidades.

**Tabla 14.** Características de los estudios incluidos en la revisión sistemática y metaanálisis

**Tabla 15.** Características del entrenamiento de fortalecimiento isocinético de los estudios incluidos.

**Tabla 16.** Resumen de los hallazgos (RdH) y certeza de la evidencia (GRADE) para el entrenamiento isocinético del tronco en pacientes con dolor lumbar no específico.



## LISTA DE PUBLICACIONES

La presente tesis doctoral está compuesta por las siguientes publicaciones científicas:

1. **Reyes-Ferrada W**, Chiroso-Rios L, Rodriguez-Perea A, Jerez-Mayorga D, Chiroso-Rios I. Isokinetic Trunk Strength in Acute Low Back Pain Patients Compared to Healthy Subjects: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health*. 2021 Mar 4;18(5):2576. doi: 10.3390/ijerph18052576. PMID: 33806622; PMCID: PMC7967351.
2. **Reyes-Ferrada W**, Chiroso-Rios L, Martinez-Garcia D, Rodríguez-Perea Á, Jerez-Mayorga D. Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients: A systematic review. *J Back Musculoskelet Rehabil*. 2022;35(5):937-948. doi: 10.3233/BMR-210261. PMID: 35213350.
3. **Reyes-Ferrada, W.**; Barboza-González, P.; Jerez-Mayorga, D.; Chiroso-Ríos, L.; Chiroso-Ríos, I.; Martínez-García, D; Ulloa-Díaz, D.; Rodríguez-Perea, A. A New Reliable Device to Assess Trunk Extensors Strength. *Acta Bioeng. Biomech*. 2022, in press. <https://doi.org/10.37190/ABB-01965-2021-05>.
4. **Reyes-Ferrada, W.**; Rodríguez-Perea, Á.; Chiroso-Ríos, L.; Martínez-García, D.; Jerez-Mayorga, D. Muscle Quality and Functional and Conventional Ratios of Trunk Strength in Young Healthy Subjects: A Pilot Study. *Int. J. Environ. Res. Public Health* 2022, 19, 12673. doi: 10.3390/ijerph191912673. PMID: 36231973; PMCID: PMC9565179.
5. **Reyes-Ferrada W**, Chiroso-Ríos L, Martínez-García D, Rodríguez-Perea A, and Jerez-Mayorga D. Isokinetic trunk training on pain, disability, and strength in Non-specific low back pain patients: A systematic review and meta-analysis. (Sometido, pendiente de correcciones).

## PONENCIAS Y PROYECTOS

### Congresos internacionales:

- Reyes-Ferrada Waleska (2020). Isokinetic Trunk Strength in Acute Low Back Pain Patients Compared to Healthy Subjects: A Systematic Review. Jornadas “Avances tecnológicos aplicados al desarrollo de la fuerza en deportes colectivos” organizadas por la Red Iberoamericana de Conocimiento Pleokinetic, la Facultad de Ciencias del Deporte y la Universidad de Granada , España.
- Reyes-Ferrada Waleska (2021). Isokinetic trunk training on pain, disability, and strength in Non-specific low back pain patients: A systematic review and meta-analysis. 5º simposio internacional de Actividad física y deporte, en el ciclo de la vida y la salud integral. Universidad Autónoma del Estado de Morelos Facultad de Ciencias del Deporte, México.
- Reyes-Ferrada Waleska (2021). Isokinetic trunk training on pain, disability, and strength in Non-specific low back pain patients: A systematic review and meta-analysis. I Simpósio Internacional de Práticas em Dor – SIPED - International Symposium on Pain Practices 1º International symposium on pain- Siped, Brasil.
- Reyes-Ferrada Waleska (2021). Isokinetic trunk training on pain, disability, and strength in Non-specific low back pain patients: A systematic review and meta-analysis. Jornadas internacionales: últimos avances en dinamometría electromecánica funcional: control de la carga, gasto energético, fatiga y biomarcadores de actividad física y su aplicación al deporte. Universidad de Granada, España.

## **Proyectos:**

Título: Enfoque Heurístico para el diagnóstico de la lumbalgia no específica: Validación de una prueba diagnóstica.

Calidad en que ha participado: Investigadora

Entidad/es financiadora/s: FEDER/Junta de Andalucía, España.

Cód. según financiadora: B-CTS-184-UGR20

Duración: 2 años

Título: “Efectos del entrenamiento de la fuerza dinámica del tronco sobre el dolor, kinesiofobia, funcionalidad, fuerza y la calidad muscular en sujetos con dolor lumbar”

Calidad en que ha participado: Investigadora responsable

Entidad/es financiadora/s: Ciencias biomédicas y clínicas, Universidad Andrés Bello, Chile.

Cód. según financiadora: DI-08-CBC/22

Duración: 2 años

## ABREVIATURAS

**ICC** = Coeficiente de correlación intraclase

**SEM** = Error estándar de medición

**CV** = Coeficiente de variación

**DEMF** = Dinamómetro electromecánico funcional

**PROSPERO** = Registro Prospectivo Internacional de Revisiones Sistemáticas

**PRISMA** = Elementos de Información Preferidos para Revisiones Sistemáticas y Metaanálisis

**ET** = Error típico

**MDC** = cambio mínimo detectable

**r** = coeficiente de correlación de Pearson

**m·s<sup>-1</sup>** = metros por segundos

**°/s** = grados por segundos

**ISAK** = Sociedad Internacional para el Avance de la Kinantropometría

**V** = Velocidad

**R o ROM** = Rango de movimiento

**RC** = Ratio convencional

**RFF** = Ratio funcional flexor

**RFE** = Ratio funcional extensor

**DE** = Desviación estándar

**ES** = Tamaño del efecto

**ANOVA** = Análisis de la varianza

**IMC** = índice de masa corporal

**ISO** = contracción isométrica

**CON** = contracción concéntrica

**ECC** = contracción excéntrica

**IC** = Intervalo de confianza

**ω<sup>2</sup>** = Omega cuadrado

**CD** = Diferencia crítica

**ODI** = Oswestry Disability Index

**RdS** = Riesgo de sesgo

**GRADE** = Grading of Recommendation, Assessment, Development, and Evaluation

**DM** = Diferencia de medias

**EIK** = Entrenamiento isocinético

**ERV** = Entrenamiento de realidad virtual

**EEC** = Entrenamiento de la estabilidad del Core

**ECA** = Ensayo controlado aleatorio

**ODIm** = Oswestry Disability Index modificado

## RESUMEN / ABSTRACT

El dolor lumbar es la patología musculoesquelética más frecuente en el mundo y se considera una de las principales causas de años vividos con discapacidad. Además, supone una alta carga económica debido al ausentismo laboral producto del dolor, como al gasto sanitario que implica su diagnóstico y tratamiento. La debilidad de la fuerza muscular del tronco ha sido considerada un factor de riesgo del desarrollo del dolor lumbar y su severidad. Por esto, conocer los valores de referencia de la fuerza isocinética de tronco de flexores y extensores entre sujetos con dolor lumbar agudo y sujetos sanos, podría ayudarnos a determinar que personas están en riesgo de desarrollar dolor lumbar y así contar con valoraciones objetivas para prevenir su aparición. En este sentido el primer estudio de esta Tesis Doctoral fue *“Fuerza isocinética de tronco en pacientes con dolor lumbar agudo en comparación con sujetos sanos: Una revisión sistemática”*.

La dinamometría isocinética es el Gold estándar en la evaluación de la fuerza muscular, para el caso del tronco esta ha demostrado tener una fiabilidad excelente en sujetos sanos. Sin embargo, para la evaluación de pacientes con dolor lumbar los datos son contradictorios, desde estudios que desaconsejan su uso, hasta investigaciones que reportan fiabilidad excelente. Es por esto que el segundo estudio de esta Tesis Doctoral fue *“Fiabilidad de las mediciones de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar inespecífico: Una revisión sistemática”*.

La dinamometría isocinética no está exenta de cuestionamientos debido a que no representan necesariamente la fisiología o la velocidad del movimiento natural en su evaluación. La búsqueda de mediciones más naturales junto con el avance de la tecnología ha permitido el desarrollo de nuevos dinamómetros, como es el caso del dinamómetro electromecánico funcional (DEMF). Este equipamiento permite la evaluación de la fuerza en condiciones estáticas y dinámicas y de una manera natural y similar a los gestos de la vida diaria y deportivos. El DEMF ha demostrado ser fiable para evaluar la fuerza en extremidades superiores, inferiores y en los flexores de tronco. Sin embargo, no conocemos si la medición de la fuerza de extensores de tronco es fiable utilizando el DEMF. Así, dada la importancia de la fuerza de tronco en sujetos con dolor lumbar, y en particular de los extensores de tronco, conocer la fiabilidad de esta evaluación en sujetos sanos previo a la utilización en pacientes con dolor lumbar es fundamental. Por esto el

tercer estudio de esta Tesis Doctoral fue *"Un nuevo dispositivo fiable para evaluar la fuerza de los extensores del tronco"*.

Además de evaluar la fuerza muscular, nuevos enfoques de medición han sido desarrollados con el objetivo de considerar todas las dimensiones de la función muscular, uno de ellos es la evaluación de la calidad muscular entendida como la fuerza relativa a la masa muscular. Otros índices también incluyen la fuerza normalizada por peso corporal, lo que constituye una herramienta fácil de medir en entornos clínicos. Por otra parte, una relación frecuentemente utilizada es el ratio convencional entre la fuerza concéntrica del agonista dividida por la fuerza concéntrica del antagonista. Pero, si consideramos que el tronco funciona de una manera excéntrica/concéntrica, esta relación podría no ser suficiente. Por ello, los ratios funcionales cobran relevancia, al considerar la fuerza excéntrica del antagonista y la fuerza concéntrica del agonista. Sobre todo, cuando sabemos que la fuerza extensora de tronco se encuentra disminuida en pacientes con dolor lumbar, y que además, el movimiento de flexión anterior de tronco, el cual requiere el control excéntrico de los extensores, se asocia a la aparición de dolor lumbar. Así, conocer la calidad muscular y la relación fuerza y peso corporal, o el ratio convencional y funcional evaluadas con un DEMF en sujetos sanos, nos permitirán tener parámetros de referencia para utilizar en la comparación futura de sujetos con dolor lumbar. Así, el cuarto estudio de esta tesis doctoral fue *"Calidad muscular y ratios funcionales y convencionales de la fuerza del tronco en sujetos jóvenes sanos: Un estudio piloto"*.

Una de las ventajas de los dinamómetros isocinéticos, y en especial del DEMF, es la posibilidad que nos ofrecen de evaluar la fuerza, a la vez que podemos entrenar la fuerza, y de esta manera monitorizar objetivamente el entrenamiento. Si consideramos que el rol de la musculatura del tronco es proteger la columna de cargas potencialmente peligrosas, no debe sorprender que el entrenamiento de la fuerza de tronco ha cobrado relevancia en los últimos años. Por esto, conocer la evidencia disponible y los efectos del entrenamiento isocinético de los músculos de tronco en pacientes con dolor lumbar es fundamental. Así, el quinto estudio de esta tesis doctoral fue *"Entrenamiento isocinético de tronco sobre el dolor, incapacidad y fuerza en pacientes con dolor lumbar no específico: una revisión sistemática y meta análisis"*.

En base a los antecedentes expuestos, el objetivo principal de la presente Tesis Doctoral fue: Determinar los efectos de un programa de fortalecimiento funcional del tronco

utilizando un DEMF sobre el dolor, incapacidad, fuerza y calidad muscular en sujetos con dolor lumbar no específico. Dada las restricciones temporales impuestas por la pandemia, solo podremos dar una respuesta parcial a este objetivo, para ello contamos con cuatro investigaciones publicadas en revistas indexadas en el Journal Citation Reports más un proyecto de investigación en desarrollo, cuyos objetivos fueron: (1) determinar la calidad de la evidencia de los artículos que evalúan la fuerza isocinética de tronco en sujetos con dolor lumbar agudo y sujetos sanos y establecer valores de referencia de fuerza isocinética de tronco en sujetos con dolor lumbar agudo (estudio 1); determinar la calidad de la evidencia y examinar la fiabilidad y el protocolo más fiable de la evaluación de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar (estudio 2); examinar la fiabilidad y determinar el protocolo más fiable de la evaluación de la fuerza de extensores de tronco utilizando un DEMF (estudio 3), y analizar la calidad muscular y comparar el ratio de fuerza de tronco convencional y funcional utilizando diferentes variables de fuerza recogidas en condiciones isocinéticas e isométricas (estudio 4). Además, determinar los efectos del entrenamiento isocinético del tronco sobre la intensidad del dolor, la incapacidad y la fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar no específico (estudio 5).

Para dar continuidad a los objetivos planteados en un principio, se cuenta además con un proyecto de investigación financiado por la Universidad Andrés Bello, Chile (Nº DI-08-CBC/22) que se encuentra en desarrollo, titulado: **“Efectos del entrenamiento de la fuerza dinámica del tronco sobre el dolor, kinesiofobia, funcionalidad, fuerza y la calidad muscular en sujetos con dolor lumbar”**. Este proyecto involucra tres grandes objetivos:

- (I) Comparar los niveles de fuerza de tronco utilizando un DEMF, calidad muscular, dolor, discapacidad y kinesiofobia entre sujetos sanos y sujetos con dolor lumbar.
- (II) Determinar la fiabilidad de la evaluación de la fuerza de tronco utilizando un DEMF en sujetos con dolor lumbar.
- (III) Determinar los efectos de un programa de ocho semanas de entrenamiento de fuerza sobre la fuerza de tronco, calidad muscular, dolor, incapacidad y kinesiofobia en sujetos con dolor lumbar.

Low back pain is the most frequent musculoskeletal pathology in the world and is considered one of the leading causes of years lived with disability. In addition, it represents a high economic burden due to work absenteeism due to pain, as well as the health care costs involved in its diagnosis and treatment. Furthermore, weak trunk muscle strength has been considered a risk factor for developing low back pain and its severity. Therefore, knowing the reference values of isokinetic trunk strength of flexors and extensors between subjects with acute low back pain and healthy subjects could help us determine which people are at risk of developing low back pain and thus have objective assessments to prevent its appearance. In this sense, the first study of this Doctoral Thesis was *"Isokinetic trunk strength in patients with acute low back pain compared to healthy subjects: A systematic review."*

Isokinetic dynamometry is the gold standard in the evaluation of muscle strength, and in the case of the trunk, it has been shown to have excellent reliability in healthy subjects. However, for evaluating patients with low back pain, the data are contradictory, from studies that advise against its use to research that reports excellent reliability. For this, the second study of this Doctoral Thesis was *"Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in patients with non-specific low back pain: A systematic review."*

Isokinetic dynamometry is not free of questions because it does not necessarily represent the physiology or velocity of natural movement in its evaluation. The search for more natural measurements, together with the advance in technology, has allowed the development of new dynamometers, as is the case of the functional electromechanical dynamometer (FEMD). This equipment enables the evaluation of strength in static and dynamic conditions and naturally and similarly to the gestures of daily life and sports. The FEMD is reliable for assessing strength in the upper extremities, lower extremities, and trunk flexors. However, we need to determine if the trunk extensor strength measurement is reliable using the FEMD. Thus, given the importance of trunk strength in subjects with low back pain, particularly the trunk extensors, it is essential to know the reliability of this evaluation in healthy subjects before its use in patients with low back pain. For this reason, the third study of this Doctoral Thesis was *"A new reliable device to evaluate the strength of the trunk extensors."*

In addition to assessing muscle strength, new measurement approaches have been developed to consider all dimensions of muscle function, one of them being the assessment of muscle quality, understood as strength relative to muscle mass. Other



indices also include strength normalized by body weight, which is an easy tool to measure in clinical settings. On the other hand, a frequently used ratio is the conventional ratio between the agonist's concentric strength divided by the antagonist's concentric strength. But, if we consider that the trunk functions in an eccentric/concentric manner, more than this ratio may be required. Therefore, functional ratios become relevant when considering the antagonist's eccentric strength and the agonist's concentric strength. Especially when we know that trunk extensor strength is diminished in patients with low back pain and that, in addition, the movement of anterior trunk flexion, which requires eccentric control of the extensors, is associated with the appearance of low back pain. Thus, knowing the muscle quality and the strength and body weight ratio, or the conventional and functional ratio measured with a FEMD in healthy subjects, will allow us to have reference parameters to use in the future comparison of subjects with low back pain. Thus, the fourth study of this doctoral thesis was "Muscle quality and functional and conventional ratios of trunk strength in young, healthy subjects: A pilot study."

One of the advantages of isokinetic dynamometers, especially of the FEMD, is the possibility they offer us to evaluate strength. At the same time, we can train strength and thus objectively monitor training. Furthermore, if we consider that the role of the trunk musculature is to protect the spine from potentially dangerous loads, trunk strength training has gained relevance in recent years. For this reason, knowing the available evidence and the effects of isokinetic training of the trunk muscles in patients with low back pain is fundamental. Thus, the fifth study of this doctoral thesis was "Isokinetic trunk training on pain, disability, and strength in patients with non-specific low back pain: a systematic review and meta-analysis."

Based on the above background, the main objective of this Doctoral Thesis was: To determine the effects of a functional trunk strengthening program using a FEMD on pain, disability, strength, and muscle quality in subjects with non-specific low back pain. Given the temporal restrictions imposed by the pandemic, we will only be able to give a partial answer to this objective, for this we have four investigations published in journals indexed in the Journal Citation Reports plus a research project in development, whose objectives were: (1) determine the quality of evidence of articles evaluating isokinetic trunk strength in subjects with acute low back pain and healthy subjects and establish reference values of isokinetic trunk strength in subjects with acute low back pain (study 1); determine the quality of evidence and examine the reliability and most reliable protocol of trunk strength assessment with an isokinetic dynamometer in patients with low back pain (study 2);

explore the reliability and determine the most reliable protocol of trunk extensor strength assessment using a FEMD (study 3), and analyze muscle quality and compare the ratio of conventional and functional trunk strength using different strength variables collected under isokinetic and isometric conditions (study 4). In addition, to determine the effects of isokinetic trunk training on pain intensity, disability, and isokinetic trunk strength in patients with non-specific low back pain (study 5).

To give continuity to the objectives set out at the beginning, there is also a research project financed by the Universidad Andrés Bello, Chile (N° DI-08-CBC/22), which is under development, entitled: **"Effects of dynamic trunk strength training on pain, kinesiophobia, functionality, strength and muscle quality in subjects with low back pain"**. This project involves three primary objectives:

- (I) To compare levels of trunk strength using a FEMD, muscle quality, pain, disability, and kinesiophobia between healthy subjects and subjects with low back pain.
- (II) To determine the reliability of trunk strength assessment using a FEMD in subjects with low back pain.
- (III) To determine the effects of an eight-week strength training program on trunk strength, muscle quality, pain, disability, and kinesiophobia in subjects with low back pain.

## INTRODUCCIÓN

El dolor lumbar es la patología musculoesquelética más frecuente en el mundo y se considera la principal causa de años vividos con discapacidad [1, 2]. Además, supone una alta carga económica debido al ausentismo laboral que produce y al gasto sanitario que implica su diagnóstico y tratamiento [3]. El dolor lumbar se define como dolor, tensión muscular o rigidez por debajo del borde costal y sobre el pliegue glúteo inferior, con o sin irradiación del dolor [4]. Y se puede clasificar según la duración de los síntomas como dolor lumbar agudo, menos de seis semanas, o dolor lumbar crónico cuando el dolor persiste más de tres meses [4]. Se estima que la mayoría de las personas sufrirán al menos un episodio de dolor lumbar en su vida. Esta afección suele ser autolimitada, pero a menudo se vuelve crónica [5]. Da Silva et al. [6] informan una recurrencia del dolor en el 70% de los pacientes en los 12 meses siguientes a la recuperación del primer episodio de dolor lumbar agudo, de los cuales el 40% sufrirá una limitación funcional moderada o necesitará recurrir al sistema sanitario, lo que sugiere que el buen pronóstico del dolor lumbar agudo se ha sobreestimado [7].

El dolor lumbar se entiende como multifactorial e implica varios factores de riesgo [5]. Así, el dolor lumbar se clasifica como específico cuando se puede identificar la estructura anatómica que lo causa, como es el caso de fracturas, metástasis, radiculopatías, infecciones, etc. [8]. Sin embargo, en el 90% de los casos no es posible encontrar una causa anatómica, por lo que se denomina dolor lumbar no específico [8]. No obstante, se pueden atribuir varios factores de riesgo al desarrollo del dolor lumbar no específico, como la alteración de la respuesta neuromuscular del tronco [9, 10], el desacondicionamiento de la musculatura lumbar [11, 12], la reducción de la masa muscular [13], el desbalance y la disminución de la fuerza de los músculos flexores y extensores del tronco [14, 15].

Para evaluar la fuerza de tronco, varios métodos y dispositivos han sido desarrollados [16]. El Gold estándar es la dinamometría isocinética, que consiste en medir la capacidad de la fuerza muscular en movimientos lineales o rotativos a velocidades constantes [17]. Este método permite una rápida cuantificación de varios parámetros de la función muscular en diferentes posiciones y velocidades angulares, y su uso ha sido recomendado para fines clínicos y de investigación [18]. En pacientes con dolor lumbar crónico se ha

reportado una fuerza de extensores de tronco menor, sin afectación en la fuerza de flexión, cuando se comparan con sujetos sanos [19, 20]. A diferencia del dolor agudo, en el dolor lumbar crónico coexisten procesos nociceptivos, neuropáticos y nociplásticos, comúnmente entendidos como sensibilización central [5, 21], por lo tanto, se trata de distintas presentaciones clínicas. Cuando el dolor lumbar persiste durante más de tres meses, ya no se considera como un síntoma, sino como un trastorno en sí mismo que se mantiene por factores que pueden ser diferentes de las causas iniciales [4]. A nuestro conocimiento no existen valores de referencia de fuerza de tronco en sujetos con dolor agudo. Establecer si existe una alteración de la fuerza muscular del tronco en sujetos con dolor lumbar agudo en comparación con los sujetos sanos es primordial para poder desarrollar programas de entrenamiento para prevenir la aparición de dolor lumbar en la población general, y para el tratamiento de este tipo de pacientes, evitando su progresión a dolor crónico. Así, el primer estudio de esta Tesis Doctoral fue “*Fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar agudo en comparación con sujetos sanos: Una revisión sistemática*”.

Como se dijo anteriormente, la evaluación con dispositivos isocinéticos es el Gold estándar para la evaluación de la fuerza [17]. Para el caso del tronco, la evaluación isocinética ha sido realizada en personas sanas [22], deportistas [23, 24] y personas con dolor lumbar [19, 20]. Este tipo de evaluación ha demostrado ser válida para medir la fuerza del tronco [19]. Sin embargo, las evaluaciones además de ser validas, deben ser fiables, dada la importancia de la fuerza del tronco en la salud y el rendimiento [25].

La fiabilidad se define como la consistencia de las mediciones o la ausencia de errores de medición [26]. La fiabilidad puede ser relativa (coeficiente de correlación intraclass [ICC]) o absoluta (error estándar de medición [SEM] o coeficiente de variación [CV]). La fiabilidad relativa indica la similitud en el ordenamiento de los participantes en la prueba con la repetición de la misma [27], mientras que la fiabilidad absoluta está relacionada con la consistencia de las puntuaciones individuales [28, 29]. Por esto, contar con evaluaciones fiables es relevante desde el punto de vista de la investigación y la clínica [29, 30] para reflejar objetivamente el aumento o la disminución de la fuerza y que este no sea producto de un error de procedimiento o de equipamiento. Para personas sanas, la evaluación de la fuerza utilizando un dinamómetro isocinético es altamente fiable [31]; sin embargo, para personas con dolor lumbar los resultados son contradictorios. Por una parte, Gruther et al. [32] reportan una baja fiabilidad de la evaluación isométrica e isocinética en sujetos con dolor lumbar, por lo que recomiendan

no utilizar este tipo de evaluación en estos pacientes. Por otro lado, Verbrugghe et al. [33] reportan una fiabilidad excelente ( $ICC = 0.93-0.98$ ;  $SEM 5.5\%-9.3\%$ ) en la evaluación isométrica utilizando un dinamómetro isocinético. Sabemos que la función muscular alterada del tronco ha sido propuesta como proceso subyacente al desarrollo y recurrencia del dolor lumbar [34], y que la disminución de la fuerza isométrica e isocinética de tronco se ha asociado a la aparición y severidad del dolor lumbar [15]. Así, contar con evaluaciones fiables de la función del tronco es fundamental para una correcta evaluación y monitoreo de estos pacientes. Hasta donde sabemos, no existe consenso respecto a la fiabilidad de la evaluación de la fuerza del tronco utilizando un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar. Esto es importante desde el punto de vista clínico y de la investigación, ya que mediciones fiables permiten una mejor evaluación y seguimiento de parámetros objetivos, como la fuerza del tronco, en estos pacientes. Así, el segundo estudio de esta Tesis Doctoral fue *“Fiabilidad de las mediciones de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar inespecífico: Una revisión sistemática”*.

Los dinamómetros isocinéticos clásicos no han estado exentos de cuestionamientos debido a que no representan necesariamente la fisiología o la velocidad del movimiento natural en su evaluación [35]. Para esto se ha argumentado que las condiciones isocinéticas no se producen en las articulaciones aisladas durante los movimientos habituales o relacionados con el deporte [16]. Además, los dinamómetros isocinéticos clásicos no están disponibles universalmente debido a su elevado coste, su escasa portabilidad y sus limitaciones de espacio [36]. El reconocimiento de este inconveniente y la necesidad de evaluar patrones de movimiento funcionales han sido los principales impulsores del desarrollo y la aplicación de nuevos dinamómetros isocinéticos, que desde el punto de vista clínico, pueden estar más asociados a la función o al rendimiento que los dinamómetros clásicos [16]. Con el avance de la tecnología, se han desarrollado nuevos dinamómetros multiarticulares que ofrecen un enfoque más natural que los dinamómetros clásicos [16], como el dinamómetro electromecánico funcional (DEMF) (Dynasystem, Granada, Spain). El DEMF es una nueva generación de dinamómetro que permite evaluar y entrenar la fuerza de una manera fácil y de bajo costo comparado con los dispositivos isocinéticos. El DEMF, a diferencia de los dinamómetros clásicos, genera velocidades isocinéticas lineales y permite evaluar, entrenar y rehabilitar una gran variedad de movimientos a través de diversos modos dinámicos (cinéticos, tónicos, elásticos, inerciales, cónicos) y estáticos (isometría y vibración) [37, 38]. Desde nuestro

punto de vista, este dispositivo tiene al menos dos ventajas significativas sobre los dispositivos utilizados hasta la fecha. En primer lugar, la evaluación de la fuerza puede llevarse a cabo de forma más natural y, en segundo lugar, el coste de este dispositivo es menor que el de los dispositivos isocinéticos tradicionales. Además, el DEMF ofrece el registro de diferentes variables de fuerza (potencia, tiempo bajo tensión, impulso, velocidad, trabajo, etc.) que pueden utilizarse para la evaluación de personas sanas, deportistas o en algunas condiciones de salud como el dolor lumbar. Y, dada su facilidad de uso y transporte lo convierten en una herramienta novedosa y conveniente para la evaluación en entornos médicos o deportivos [39]. El DEMF ha demostrado ser fiable para evaluar la fuerza en las extremidades superiores [40], las extremidades inferiores [41] y para los flexores del tronco [38]. Para el caso de tronco, el DEMF ha demostrado una fiabilidad buena para la fuerza flexora isométrica (ICC = 0,79; CV = 7,72), y buena para la fuerza flexora isocinética excéntrica (ICC = 0,87; CV = 5,07) y concéntrica (ICC = 0,85; CV = 6,82) [38]. Sin embargo, a nuestro conocimiento, la fiabilidad de los extensores no ha sido reportada. La importancia de los extensores de tronco (erectores espinales y multifidos) radica en su rol en la estabilización de la columna lumbar mediante el control del movimiento segmentario y el aumento de la rigidez articular [42]. Además, tienen la clara función de extender el tronco [42], pero más importante aún, la de controlar excéntricamente la flexión del tronco [43] y limitar el movimiento del tronco durante la marcha. Por lo tanto, su función es relevante en la mayoría de las actividades humanas [44, 45]. La debilidad de estos músculos podría provocar cambios en la estabilidad lumbar, aumentando la tensión en los tejidos pasivos con el riesgo potencial de lesiones o dolor lumbar [46], por lo que pesquisar deficiencias en la fuerza de estos músculos es primordial tanto desde el punto de vista del rendimiento como en la salud. Así, antes de poder evaluar la fuerza en pacientes con dolor lumbar, es necesario conocer la fiabilidad y cuál es el protocolo más fiable de la evaluación de la fuerza de los extensores de tronco utilizando un DEMF en sujetos sanos. Por esto, el tercer estudio de esta Tesis Doctoral fue: *“Un nuevo dispositivo fiable para evaluar la fuerza de los extensores del tronco”*. Además de evaluar la fuerza muscular, nuevos enfoques de medición han sido desarrollados en los últimos años con el objetivo de considerar todas las dimensiones de la función muscular, uno de ellos es la evaluación de la calidad muscular [47]. Esta se entiende como la capacidad del tejido de realizar varias funciones, entre ellas la contracción, metabolismo y conducción eléctrica [48]. La fuerza normalizada por la masa muscular o fuerza relativa, es un parámetro útil para usar en clínica o investigación, como

parámetro indirecto de calidad muscular [47]. Sin embargo, pocos estudios han investigado la masa muscular de tronco y su relación con el dolor lumbar. La evaluación de la calidad muscular ha sido tradicionalmente medida en el esqueleto apendicular; incluso, para los criterios de sarcopenia, la masa muscular de tronco no ha sido considerada [49]. Además de la fuerza relativa por masa muscular, otras maneras más simples de normalizar la fuerza han sido utilizadas en la evaluación de la fuerza de tronco, como por ejemplo, la fuerza de tronco normalizada por peso corporal [23, 50, 51]. Estas relaciones sirven para mejorar la comparación entre sujetos, bajo el supuesto de que el peso corporal es una fuente importante de variabilidad en las mediciones de la fuerza [52, 53]. Por otra parte, una práctica común y útil en clínica es la medición del balance relativo entre músculos opuestos en una articulación a través de la comparación del ratio de la fuerza concéntrica entre agonistas y antagonistas [54]. Se ha demostrado que existe una relación particular entre los músculos agonistas y antagonistas para proteger la articulación [55]. Un desequilibrio entre antagonista/agonista podría significar una deficiencia en el músculo antagonista para producir la fuerza suficiente para frenar la acción del agonista en un movimiento, aumentando la probabilidad de lesión ligamentosa o muscular [56]. El ratio convencional agonista/antagonista se ha evaluado en articulaciones como la rodilla y el hombro con diferentes métodos [57, 58]. En lo que respecta al tronco, los estudios realizados en sujetos sanos y utilizando dinamómetros isocinéticos clásicos informaron de un ratio convencional flexores/extensores de 0,84 (0,54 – 1,16), es decir, los valores de fuerza isocinética de los extensores de tronco son mayores que los de los flexores [19], pero se debe considerar que estos datos provienen de una revisión en donde no se realizó evaluación de la calidad de la evidencia, lo que podría limitar nuestra confianza. Además, este ratio se ha evaluado clásicamente utilizando un dinamómetro isocinético y se ha calculado utilizando el torque pico [19, 59], lo que tiene la limitación de no caracterizar la variación de torque inherente a la relación longitud-tensión [59]. Además, el ratio convencional no tiene en cuenta la acción muscular excéntrica del antagonista. Sabemos que la musculatura del tronco depende del contexto [60]; por lo tanto, el ratio convencional puede no explicar adecuadamente la dinámica del movimiento en las actividades de la vida diaria o el deporte. El ratio funcional representa las acciones excéntricas antagonistas/concéntricas agonistas [54]. Funcionalmente, los músculos del tronco interactúan en modo excéntrico/concéntrico [61]. Por ejemplo, el movimiento de flexión hacia delante, comúnmente identificado como un factor de riesgo de dolor lumbar [62], depende del control excéntrico de los

músculos extensores para su ejecución [62, 63]. Por lo tanto, conocer el ratio funcional flexores/extensores y extensores/flexores del tronco en sujetos sanos nos permitiría comprender la dinámica muscular de referencia, para luego poder explorar el comportamiento de la calidad muscular y el ratio convencional y funcional en sujetos con dolor lumbar. Así, el cuarto estudio de esta Tesis Doctoral fue: *“Calidad muscular y ratios funcionales y convencionales de la fuerza del tronco en sujetos jóvenes sanos: Un estudio piloto”*.

Dado lo anteriormente dicho, parece clara la utilidad de los dinamómetros isocinéticos en la evaluación de la fuerza y otras dimensiones de la evaluación muscular. Sin embargo, otra ventaja que ofrece este tipo de dispositivos, es la posibilidad de entrenar la fuerza de una manera objetiva. Si consideramos su capacidad para desarrollar la fuerza máxima, la precisión con la que se puede programar el entrenamiento y su alta reproducibilidad, podría considerarse, a los dinamómetros isocinéticos, como una herramienta valiosa para el entrenamiento de la fuerza [64]. Además, estos dispositivos proporcionan retroalimentación visual y auditiva en tiempo real, lo que podría beneficiar la adherencia al entrenamiento y permitir un seguimiento objetivo de los resultados del entrenamiento. La característica más distintiva de los dinamómetros isocinéticos es la acomodación de la resistencia proporcionada por el equipo, que, a diferencia de los ejercicios tradicionales, permite una carga muscular máxima en todo el rango de movimiento [65]. En este sentido, el entrenamiento de la fuerza utilizando dinamómetros isocinéticos ha demostrado ser útil en entrenar la musculatura del hombro [66] y para restablecer los ratios de fuerza del manguito rotador [67]. Además, en los miembros inferiores ha demostrado disminuir el tiempo de reacción [68] y aumentar la fuerza y simetría [69], la fuerza explosiva [70], la masa muscular y la fuerza post cirugía de rodilla [71, 72]. Para pacientes con dolor lumbar se ha propuesto el entrenamiento de la fuerza de tronco como una alternativa de tratamiento [73–75]. Por ello, diferentes métodos de entrenamiento se han utilizado, como por ejemplo ejercicios de control motor [76], de estabilización del tronco [77, 78] y ejercicios de fortalecimiento con un dinamómetro isocinético [79]. Sin embargo, hasta donde sabemos, no hay consenso con respecto a si el entrenamiento isocinético del tronco tiene beneficios en los pacientes con dolor lumbar. Así, el quinto estudio de esta Tesis Doctoral fue: *“Entrenamiento isocinético de tronco sobre el dolor, incapacidad y fuerza en pacientes con dolor lumbar no específico: una revisión sistemática y meta análisis”*.



## OBJETIVOS E HIPÓTESIS

**Estudio 1:** *Fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar agudo en comparación con sujetos sanos: Una revisión sistemática.*

**Objetivo:** (I) Determinar la calidad de la evidencia de los estudios que evalúan la fuerza isocinética de tronco en sujetos con dolor lumbar agudo comparados con sujetos sanos y (II) establecer valores de referencia de fuerza isocinética de tronco en sujetos con dolor lumbar agudo.

**Estudio 2:** *Fiabilidad de las mediciones de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar inespecífico: Una revisión sistemática.*

**Objetivo:** (I) Evaluar la calidad de la evidencia de los estudios que evalúan la fiabilidad de la evaluación de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar no específico, (II) examinar la fiabilidad de la evaluación de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar no específico y (III) determinar el protocolo más fiable para la evaluación de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar no específico.

**Estudio 3:** *Un nuevo dispositivo fiable para evaluar la fuerza de los extensores del tronco.*

**Objetivo:** (I) Examinar la fiabilidad absoluta y relativa de la evaluación de la fuerza de los extensores del tronco con un DEMF y determinar la condición de evaluación más fiable, (II) comparar la fiabilidad absoluta y relativa de la fuerza promedio y la fuerza pico de los extensores del tronco y (III) determinar qué condición isocinética de evaluación se relaciona mejor con la fuerza isométrica máxima.

**Hipótesis:** (I) Las velocidades bajas y el rango de movimiento corto serían más fiables que las velocidades altas y el rango de movimiento largo. (II) La fuerza promedio será una variable más fiable que la fuerza pico en la evaluación de los extensores del tronco y (III) las velocidades lentas se relacionan más a la evaluación isométrica.

**Estudio 4:** *Calidad muscular y ratios funcionales y convencionales de la fuerza del tronco en sujetos jóvenes sanos: Un estudio piloto.*

**Objetivo:** Analizar la relación normalizada por el peso corporal y normalizada por la masa muscular en la fuerza del tronco, y comparar el ratio convencional y funcional del tronco utilizando diferentes variables de fuerza recogidas en condiciones isocinéticas e isométricas.

**Estudio 5:** *Entrenamiento isocinético de tronco sobre el dolor, incapacidad y fuerza en pacientes con dolor lumbar no específico: una revisión sistemática y meta análisis.*

**Objetivo:** Determinar los efectos del entrenamiento isocinético de tronco en la intensidad del dolor, la discapacidad y la fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar no específico.

## MATERIAL Y MÉTODO

Los aspectos más relevantes de la metodología de investigación de cada estudio se presentan resumidamente en la tabla 1. Además, se presenta la información más detallada de cada uno de los estudios que conforman la presente Tesis Doctoral.

**Tabla 1:** Detalle del diseño de investigación de los estudios que componen esta Tesis Doctoral

Estudio	Diseño	Muestra
Fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar agudo en comparación con sujetos sanos: Una revisión sistemática.	Revisión sistemática	NA
Fiabilidad de las mediciones de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar inespecífico: Una revisión sistemática.	Revisión sistemática	NA

Un nuevo dispositivo fiable para evaluar la fuerza de los extensores del tronco.	No experimental, descriptivo, de medidas repetidas.	n = 31 hombres sanos (21.5 ± 2.0 años, 69.9 ± 7.0 kg., 1.70 ± 0.1 m., IMC = 23.0 ± 1.6)
Calidad muscular y ratios funcionales y convencionales de la fuerza del tronco en sujetos jóvenes sanos: Un estudio piloto.	No experimental, descriptivo.	n = 27 hombres sanos (21.48 ± 2.08 años, 70.22 ± 7.65 kg., 1.75 ± 0.72 m., IMC = 22.99 ± 1.44 (kg/m <sup>2</sup> ))
Entrenamiento isocinético de tronco sobre el dolor, incapacidad y fuerza en pacientes con dolor lumbar no específico: una revisión sistemática y metaanálisis.	Revisión sistemática y metaanálisis	NA

Kg = kilogramos; m = metros; IMC = índice de masa corporal

**Estudio 1:** *Fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar agudo en comparación con sujetos sanos: Una revisión sistemática.*

### Registro de la revisión sistemática:

Se utilizó la lista de verificación de los Elementos de Información Preferidos para Revisiones Sistemáticas y Metaanálisis (PRISMA) [80]. El protocolo de esta revisión se registró en el Registro Prospectivo Internacional de Revisiones Sistemáticas (PROSPERO) en julio 2020 (CRD42020193458).

### Estrategia de búsqueda:

Dos investigadores independientes (WR-F y DJ-M) realizaron la búsqueda. Las bases de datos utilizadas fueron PubMed, Web of Science (WOS), Scopus y SPORTDiscus. La búsqueda se realizó sin restricción en la fecha de publicación hasta octubre de 2020, se incluyeron las siguientes palabras claves "isokinetic", "muscle strength", "dynamometer", "CORE", "abdominal muscles", "abdominal wall", "torso", "trunk", "low back pain", "low back ache" y "lumbago", utilizando los operadores booleanos (AND / OR).

### Criterios de elegibilidad:

Se incluyeron en esta revisión los artículos que cumplían los siguientes criterios. Para el objetivo uno: (I) participantes adultos (mayores de 18 años), (II) medidas de fuerza isocinética de flexores y extensores del tronco, (III) texto completo disponible y (IV)

artículos en inglés. Para el objetivo dos, se aplicaron los criterios del objetivo uno, pero se incluyeron todos los estudios que evaluaban la fuerza isocinética de los flexores y extensores del tronco en individuos con dolor lumbar agudo, independientemente de que tuvieran un grupo de control sano o no. Se excluyeron los estudios que sólo incluían personas sanas o sujetos con dolor lumbar crónico.

### **Selección de los estudios:**

Los artículos que se consideraron aptos para su inclusión en esta revisión se introdujeron en la aplicación Rayyan QCRI, una aplicación que ayuda en el proceso de selección de artículos, optimizando el tiempo de revisión y permitiendo la realización de trabajos colaborativos (disponible de forma gratuita en <http://rayyan.qcri.org>, consultada el 19 de junio de 2020) [81]. Se eliminaron las referencias duplicadas y dos investigadores independientes (WR-F y DJ-M) revisaron los títulos y los resúmenes para identificar los artículos que cumplían los criterios de elegibilidad. A continuación, se leyeron los artículos seleccionados en su totalidad y se comprobó la lista de referencias en busca de artículos relevantes que pudieran incluirse.

### **Evaluación de la calidad metodológica:**

Dos investigadores (WR-F y DJ-M) evaluaron de forma independiente la calidad metodológica y el riesgo de sesgo de cada artículo incluido en esta revisión sistemática. Hasta donde sabemos, no existe una escala de evaluación metodológica adecuada para el propósito de esta revisión; por lo tanto, utilizamos la lista de verificación propuesta por Castro et al. [82], que combina algunos ítems de QUADAS [83] y una lista de verificación para evaluar la calidad metodológica de estudios aleatorios y no aleatorios de intervenciones sanitarias [84]. Esta escala tiene 15 ítems divididos en tres secciones (muestra del estudio, procedimientos de prueba y análisis de datos, y presentación de resultados). Cada ítem se puntuó como "sí", "no", "poco claro" o "no aplica". Un estudio se consideró de alto riesgo de sesgo cuando recibió cinco o más puntuaciones de "no" o "poco claro"; por el contrario, un estudio se consideró de bajo riesgo de sesgo cuando recibió menos de cinco puntuaciones de "no" o "poco claro". Esta puntuación de corte se determinó sobre la base de revisiones anteriores que determinaron que el 30% de los resultados negativos discriminan entre estudios de baja o alta calidad metodológica [85]. En caso de desacuerdo entre los investigadores, se utilizó el enfoque del consenso; para

el caso en que no se pudiera alcanzar acuerdo, se consultó a un tercer investigador (LC-R).

### **Extracción de datos:**

La extracción de datos fue realizada por cada investigador de forma independiente; la información extraída estuvo relacionada con la identificación del artículo (autores, año de publicación, diseño y objetivo), las características de los participantes (muestra total, género, edad, peso y altura) y el protocolo de evaluación isocinética (movimiento, posición, rango de movimiento, velocidad angular, repeticiones y modo de contracción), además de los resultados y principales conclusiones.

**Estudio 2:** *Fiabilidad de las mediciones de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar inespecífico: Una revisión sistemática.*

### **Registro de la revisión sistemática:**

Se utilizó la lista de verificación de los Elementos de Información Preferidos para Revisiones Sistemáticas y Meta análisis (PRISMA) [86]. PRISMA fue diseñada para ayudar a los investigadores a informar de forma transparente por qué se hizo la revisión, qué hicieron los autores y qué encontraron. El protocolo de esta revisión se registró en PROSPERO (CRD42021247943).

### **Búsqueda de estudios:**

La búsqueda fue realizada por dos autores (WR-F y DJ-M). Las bases de datos utilizadas fueron PubMed, Scopus y Web of Science. La búsqueda se realizó el 30 de marzo de 2021, sin restricción de fechas de publicación, es decir, desde el inicio hasta marzo de 2021. Se incluyeron las siguientes palabras clave: "Isokinetic", "Dynamometer", "Trunk strength testing", "Muscle testing", "Isokinetic measurement", "CORE", "abdominal muscles", "abdominal wall", "torso", "trunk", "Spine", "Reliability", "Reproducibility". También se buscó manualmente en las referencias de los artículos seleccionados para identificar otros estudios potencialmente relevantes.

### **Criterios de elegibilidad:**

Se incluyeron en esta revisión los artículos que cumplían los siguientes criterios (I) sujetos adultos, es decir, mayores de 18 años, (II) sujetos con dolor lumbar no específico, (III) estudios con medidas repetidas de evaluación de la fuerza utilizando un dinamómetro isocinético de flexores y extensores del tronco, (IV) estudios que informaran de medidas de fiabilidad: coeficiente de variación (CV), coeficiente de correlación intraclase (ICC), error estándar (ET), error estándar de medición (SEM), cambio mínimo detectable (MDC) o correlación de Pearson (r), (V) texto completo disponible, y (VI) artículos en inglés. Además, se excluyeron todos los artículos que (I) sólo consideraban sujetos sanos o sujetos con dolor lumbar específico, (II) presentaciones de conferencias, tesis, libros, editoriales, artículos de revisión y opiniones de expertos, (III) artículos duplicados y (IV) artículos en los que los autores principales o secundarios no respondieron a las solicitudes de correo electrónico.

### **2.3. Selección de estudios:**

Los artículos recuperados de la búsqueda se introdujeron en la aplicación Rayyan QCRI [81], una aplicación que ayuda en el proceso de selección de artículos, optimizando el tiempo de revisión y permitiendo el trabajo colaborativo entre los investigadores (disponible de forma gratuita en <http://rayyan.qcri.org>, consultada el 27 de mayo de 2021). Rayyan QCRI es muy fácil de aprender a utilizar, con una interfaz intuitiva y fácil de usar [87], y se ha utilizado previamente en revisiones sistemáticas [88].

Se eliminaron los artículos duplicados y dos investigadores (WR-F y DJ-M) revisaron de forma independiente los títulos y los resúmenes para identificar los artículos que cumplían los criterios de elegibilidad. En caso de discrepancias, se consultó a un tercer investigador (LC-R) y se resolvió por consenso. Finalmente, se leyeron los artículos seleccionados en su totalidad y se revisó la lista de referencias en busca de artículos relevantes que pudieran ser incluidos.

### **Evaluación de la calidad de la evidencia:**

Dos autores (WR-F y AR-P) evaluaron de forma independiente la calidad de la evidencia de los artículos incluidos en esta revisión; en caso de discrepancias, se consultó a un tercer evaluador (LC-R) y se resolvió por consenso. Se utilizó la escala Critical Appraisal Tool (CAT) para evaluar la calidad de la evidencia de los estudios incluidos en esta revisión [89] y la lista de comprobación Quality Appraisal for Reliability Studies (QAREL) [90]. La tasa de acuerdo entre los revisores se calculó mediante la estadística kappa.

La escala CAT fue desarrollada para evaluar la calidad metodológica de los estudios que verifican la validez y la fiabilidad de las herramientas clínicas objetivas [89] y contiene 13 ítems categorizados como "sí" si la información se describe con suficiente detalle, "no" cuando la información no es suficientemente clara, o "no aplicable". De la escala, cinco ítems están relacionados con la validez y la fiabilidad, cuatro sólo con la validez y cuatro sólo con la fiabilidad. Por este motivo, sólo se han tenido en cuenta nueve ítems en esta revisión. Finalmente, se calculó el porcentaje de la evaluación ( $(\text{Ítems "sí"} \times 100)/9$ ), asumiendo un máximo del 100% (nueve ítems), que es la máxima calidad metodológica. Los estudios que obtuvieron una puntuación superior al 45% se consideraron de alta calidad [91].

La lista de comprobación QAREL es una herramienta de evaluación de la calidad de los estudios de fiabilidad diagnóstica [90]. QAREL contiene 11 ítems que abarcan siete dominios claves (sujetos, examinadores, cegamiento del examinador, orden de evaluación, intervalo de tiempo entre las mediciones repetidas, aplicación e interpretación de la prueba y análisis estadístico). Cada ítem está etiquetado como "sí", "no" o "poco claro". Además, algunos ítems incluyen la opción "no aplicable". La calidad se calculó ( $(\text{Ítems "sí"} \times 100)/11$ ), y el valor máximo fue del 100%. Sobre la base de estudios anteriores [91–93], una puntuación superior o igual al 60% se consideró de alta calidad.

**Estudio 3:** *Un nuevo dispositivo fiable para evaluar la fuerza de los extensores del tronco.*

**Muestra :**

Una muestra por conveniencia de treinta y un hombres jóvenes y sanos, sin experiencia en dinamómetros o dispositivos isocinéticos, voluntariamente participaron en este estudio. Los participantes fueron reclutados desde la comunidad universitaria. Para

participar en el estudio, los sujetos debían ser físicamente activos, con puntuaciones inferiores al 20% en el cuestionario de discapacidad por dolor lumbar de Oswestry, ya que puntuaciones más altas se han asociado a una variabilidad de la fuerza isocinética más significativa [94]. Se excluyeron del estudio los participantes con antecedentes de patología neurológica o cardiorrespiratoria, lesiones musculoesqueléticas o cirugías abdominales en los últimos seis meses y que realizaran ejercicios específicos de tronco. Todos los participantes fueron informados de la naturaleza, los objetivos y los riesgos asociados al procedimiento experimental antes de dar su consentimiento por escrito para participar. El protocolo de estudio fue aprobado por el Comité de ética en investigación de la Universidad de Granada y se realizó siguiendo la Declaración de Helsinki.

### **Diseño:**

Se utilizó un diseño de medidas repetidas para evaluar la fuerza de los extensores de tronco con diferentes protocolos. Para minimizar el error típico, los sujetos asistieron primero a una sesión de familiarización en dos días (con al menos 48 horas de diferencia). A continuación, los participantes completaron diferentes protocolos de velocidad (V) y de rango de movimiento (R) en cada día de prueba. Todas las evaluaciones fueron realizadas por un investigador de ciencias del deporte (AR-P), que tenía amplia experiencia en la realización de pruebas de fuerza muscular y en el uso del dispositivo. El evaluador estuvo ciego a los resultados de sus mediciones y a cualquier dato adicional que no formaba parte de la prueba. Además, la evaluación se realizó a la misma hora del día ( $\pm$  una hora) y en las mismas condiciones ambientales ( $\sim 21$  °C y  $\sim 60\%$  de humedad).

### **Procedimiento:**

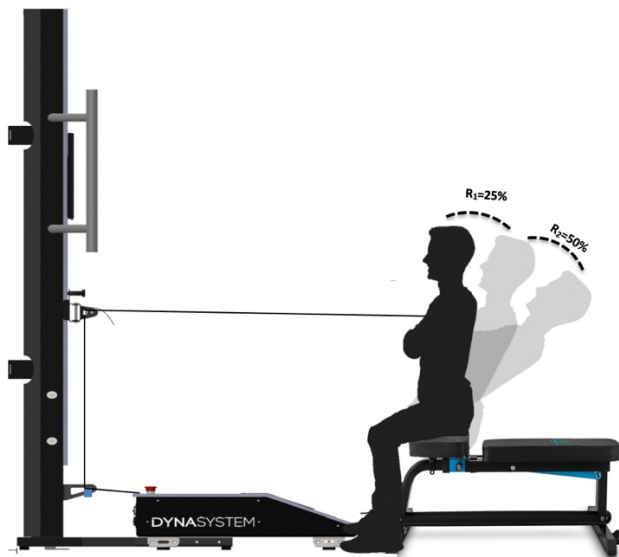
La fuerza isométrica e isocinética de los extensores del tronco se midió con un DEMF (Dynasystem, Model Research, Granada, España) [37], utilizando diferentes velocidades y rangos. La fuerza isométrica se midió a 90° del tronco respecto al muslo. Las velocidades utilizadas fueron  $V_1$  (0,15 m·s<sup>-1</sup>),  $V_2$  (0,30 m·s<sup>-1</sup>) y  $V_3$  (0,45 m·s<sup>-1</sup>).

La distancia entre el trocánter mayor y el acromion se midió para calcular el rango siguiendo los protocolos de la Sociedad Internacional para el Avance de la Kinantropometría (ISAK) [95], con una cinta métrica SECA®. La distancia total se consideró el 100%, a partir de la cual se calculó el 25% ( $R_1$ ) y el 50% ( $R_2$ ) para cada



participante. Esta medición de rango se registró en la configuración del DEMF para programar la ejecución de la evaluación.

La fuerza de los extensores se midió en posición sentada. Para ello, los participantes se sentaron con el tronco en  $90^\circ$  en un banco con los brazos cruzados sobre el pecho, las rodillas flexionada y los pies en el suelo (Figura 1). Unas correas estabilizaron la posición de la pelvis para evitar que otros músculos se involucraran, como el glúteo mayor, o para evitar cualquier desplazamiento en el banco. A pesar de la fijación, la posición fue cómoda. Además, la flexión de las rodillas reduce la tensión de los isquiotibiales, favoreciendo la cinemática lumbopélvica y reduciendo el estrés biomecánico [96]. La posición sentada de  $90^\circ$  se midió con un goniómetro (Baseline). Se realizaron dos sesiones de familiarización con el DEMF, separadas por 48 horas. Ellas consistían en un calentamiento general (cinco minutos de trote a  $<130$  pulsaciones por minuto (Polar M400), cinco minutos de movilidad articular y tres series de 15 repeticiones de planchas frontales y puentes de glúteos) seguidas de cuatro series de cinco repeticiones en el DEMF (dos submáximas y tres máximas) a una velocidad de  $0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  y  $0,45 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  con un rango corto ( $R_1 = 25\%$ ) y un R largo ( $R_2 = 50\%$ ). Entre cada serie, hubo un descanso de tres minutos.



**Figura 1.** Evaluación de la fuerza de los extensores de tronco utilizando un Dinamómetro electromecánico funcional con diferentes rangos ( $R_1 = 25\% \text{ cm}$ ;  $R_2 = 50\% \text{ cm}$ ).

Para la evaluación, se repitió el calentamiento y se dio un período de descanso de cinco minutos antes de comenzar el procedimiento. La prueba consistió en tres series de cuatro repeticiones máximas consecutivas de extensiones de tronco en  $V_1R_1$  ( $0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $25\%$

cm),  $V_2R_1$  (0,30 m·s<sup>-1</sup>, 25% cm),  $V_3R_1$  (0,45 m·s<sup>-1</sup>, 25% cm),  $V_1R_2$  (0,15 m·s<sup>-1</sup>, 50% cm),  $V_2R_2$  (0,30 m·s<sup>-1</sup>, 50% cm) y  $V_3R_2$  (0,45 m·s<sup>-1</sup>, 50% cm). La pausa entre series fue de tres minutos. A continuación, se realizó una contracción isométrica máxima de cinco segundos en posición sentada a 90°:  $V_0R_0$  (0 m·s<sup>-1</sup>, 90°). La prueba y la repetición de la prueba se realizaron con 48 horas de diferencia. El orden de las velocidades y el rango de movimiento se estableció de forma aleatoria. Este orden se llevó a cabo en las dos sesiones de prueba.

### **Análisis de los datos:**

Para calcular la fuerza dinámica se consideró las tres repeticiones más altas de la fuerza media y la fuerza pico de la contracción concéntrica y excéntrica. Para calcular la fuerza isométrica se consideró la fuerza media y la fuerza pico de la repetición.

### **Análisis estadístico:**

Los datos descriptivos se presentan como media (DE). La prueba de normalidad de Shapiro-Wilk verificó la distribución de los datos. Las pruebas T de muestras emparejadas evaluaron la fiabilidad con el tamaño del efecto (ES). La escala utilizada para interpretar la magnitud del ES fue: insignificante (<0,2), pequeño (0,2-0,5), moderado (0,5-0,8) y grande ( $\geq 0,8$ ) [97]. La fiabilidad absoluta se evaluó mediante el error estándar (ET) y el coeficiente de variación (CV), mientras que la fiabilidad relativa se evaluó mediante el ICC, modelo 3,1, con sus respectivos intervalos de confianza (IC) del 95%. El ICC se interpretó de la siguiente manera: <0,50 - pobre, entre 0,50 y 0,75 - moderado, entre 0,75 y 0,90 - bueno, por encima de 0,90 - excelente [98]. Se utilizaron los siguientes criterios para determinar la fiabilidad aceptable ( $CV \leq 10\%$ ,  $ICC \geq 0,80$ ) y alta ( $CV \leq 5\%$ ,  $ICC \geq 0,90$ ) [99]. Se utilizó un coeficiente de correlación de Pearson (r) para evaluar la relación entre las pruebas isométricas y dinámicas. Los criterios para interpretar la magnitud de la r fueron pequeños (0,10-0,29), moderados (0,30-0,49), grandes (0,50-0,69), muy grandes (0,70-0,89), extremadamente grandes (0,90-1,00) [28]. Los análisis de fiabilidad se realizaron con una hoja de cálculo personalizada [100], mientras que para el resto de los análisis se utilizó el paquete de software JASP (versión 0,14,1).

El tamaño de la muestra fue similar al de estudios anteriores destinados a examinar la fiabilidad de la fuerza muscular isocinética e isométrica de los extensores del tronco [101–105].

**Estudio 4:** *Calidad muscular y ratios funcionales y convencionales de la fuerza del tronco en sujetos jóvenes sanos: Un estudio piloto.*

### **Participantes:**

Se reclutaron veintisiete voluntarios sanos varones, físicamente activos, desde la comunidad universitaria (edad =  $21,48 \pm 2,08$  años, masa corporal =  $70,22 \pm 7,65$  kg, altura =  $1,75 \pm 0,72$  m, masa muscular =  $32,57 \pm 4,33$  kg, e índice de masa corporal (IMC) =  $22,99 \pm 1,44$  (kg/m<sup>2</sup>), sin ninguna experiencia en dispositivos isocinéticos o dinamómetros. Los participantes fueron elegibles para el estudio si estaban (I) libres de dolor lumbar, con un máximo de 20% en el Índice de Discapacidad de Oswestry, y (II) libres de lesiones musculoesqueléticas, especialmente de condiciones de salud que afectaran a la columna vertebral, como escoliosis, radiculopatía y dolor lumbar. Todos los participantes fueron informados sobre la naturaleza, los objetivos y los riesgos asociados al procedimiento experimental antes de dar su consentimiento por escrito para participar. El protocolo del estudio fue aprobado por el Comité de ética en investigación de la Universidad de Granada y se realizó siguiendo la Declaración de Helsinki.

### **Mediciones antropométricas:**

Las mediciones antropométricas se realizaron siguiendo las directrices de la ISAK [95], estando los sujetos descalzos y en ropa interior. Las mediciones se realizaron por la mañana y antes de la evaluación de la fuerza. Todas las evaluaciones fueron realizadas dos veces por un antropometrista certificado nivel 2 de la ISAK (W.R.-F.). Las mediciones incluyeron medidas de basales (peso y altura de pie y sentado), diez perímetros (cabeza, brazo relajado, brazo flexionado en tensión, antebrazo, tórax medio, cintura, cadera, muslo máximo, medio muslo y pantorrilla), seis pliegues cutáneos (tríceps, subescapular, supraescapular, abdominal, muslo delantero y pierna media) y seis diámetros óseos (biacromial, tórax transversal, tórax anteroposterior, biiliocrestal,

humeral y femoral). La altura (cm) se midió con un estadiómetro SECA (SECA, Hamburgo, Alemania) con una precisión de 0,1 mm, el peso corporal (kg) con una báscula SECA (SECA, Hamburgo, Alemania) con una precisión de 100 g, y los pliegues cutáneos con un caliper Harpenden (Harpenden, Londres, Reino Unido) con una precisión de 0,2 mm. El resto de las mediciones se realizaron con el kit antropométrico Roscraft. La composición corporal se determinó mediante la ecuación de Kerr utilizando una hoja de cálculo de Microsoft Office Excel [106].

### **Procedimientos:**

Los sujetos asistieron primero a una sesión de familiarización. Todas las evaluaciones fueron realizadas por una investigadora de ciencias del deporte (Á.R.-P.) que tenían una amplia experiencia en la realización de pruebas de fuerza muscular y en el uso del dispositivo. Los participantes completaron tres velocidades (V) isocinéticas ( $0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $V_1$ ),  $0,30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $V_2$ ) y  $0,45 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $V_3$ )), y dos protocolos de rango de movimiento (R), además de una condición isométrica. El rango se estableció midiendo la distancia entre el acromion y el trocánter mayor [38, 107]. El orden de velocidad y rango se estableció de forma aleatoria. La fuerza isométrica ( $0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $90^\circ$  entre el tronco y el muslo) e isocinética se evaluó con un dinamómetro electromecánico funcional (DEMF) (Modelo Dynasystem, Granada, España) [37]. La fiabilidad del DEMF para la evaluación de la fuerza del tronco en sujetos sanos ha sido establecida previamente [38, 107].

### **Protocolo de la prueba:**

Los participantes se colocaron delante del DEMF para evaluar la fuerza extensora del tronco y de espalda al DEMF para evaluar la fuerza flexora del tronco. Cada participante se sentó con el tronco a  $90^\circ$  en un banco, los brazos cruzados sobre el pecho, las rodillas en flexión y los pies en el suelo (Figura 2). A continuación, se estabilizó a los participantes en la posición de prueba mediante el uso de cintas fijadoras. El deslizamiento hacia delante en el banco se evitó utilizando cintas adecuadas que empujaban la pelvis y las piernas hacia abajo y hacia atrás, pero que no resultaban incómodas para los participantes.

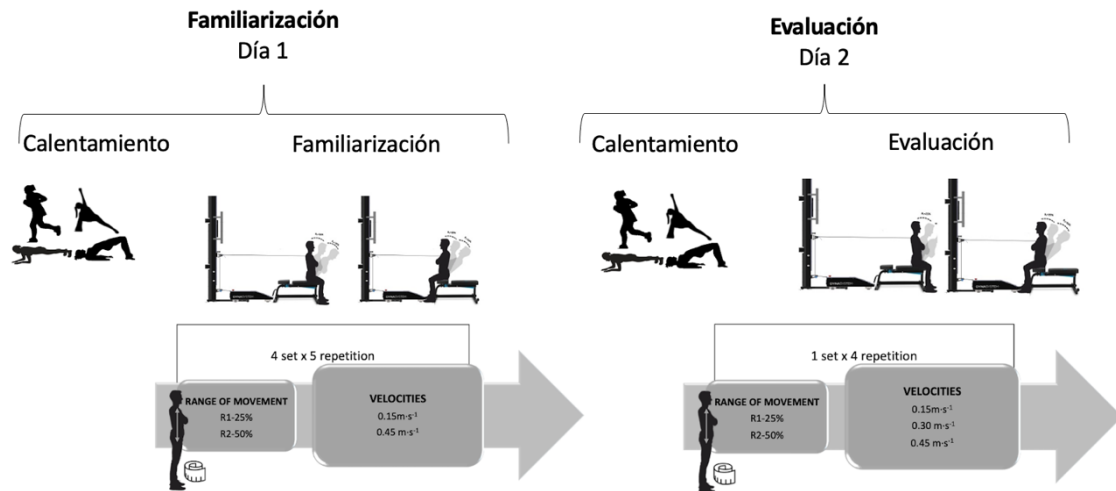


Figura 2 . Protocolo de medición de la fuerza de flexores y extensores de tronco.

Los participantes asistieron primero a una sesión de familiarización con el DEMF, y un investigador les explicó los procedimientos de evaluación. La familiarización consistió en un calentamiento general que incluyó 5 minutos de trote, 5 minutos de movilidad articular y tres series de 15 segundos de planchas frontales y puentes de glúteos. Al calentamiento general le siguieron cuatro series de cinco repeticiones (dos repeticiones submáximas y tres máximas) en  $V_1$  y  $V_3$  con  $R_1$  y  $R_2$ , al 25% y 50% de rango, respectivamente. El descanso entre series fue de 3 minutos.

Para la evaluación, se realizó la familiarización y el calentamiento, seguidos de 5 min de descanso. La prueba consistió en una serie de cuatro repeticiones máximas consecutivas de flexores y extensores del tronco en  $V_1R_1$  ( $0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 25% cm),  $V_2R_1$  ( $0,30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 25% cm),  $V_3R_1$  ( $0,45 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 25% cm),  $V_1R_2$  ( $0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 50% cm),  $V_2R_2$  ( $0,30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 50% cm) y  $V_3R_2$  ( $0,45 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 50% cm). El descanso entre series fue de 3 minutos. Después, se realizó una contracción isométrica máxima ( $0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 0 grados) de 6 segundos en posición sentada (formando 90 grados entre el tronco y el muslo).

### Calidad muscular y fuerza relativa del tronco:

La calidad muscular se midió a través de la fuerza relativa, es decir, la fuerza del tronco normalizada por el peso corporal total y la fuerza del tronco normalizada por la masa corporal magra. El ratio, la fuerza pico y media se calcularon utilizando el promedio de ambos rangos de movimiento para cada velocidad. Para calcular la fuerza dinámica se tomaron las tres repeticiones más altas de fuerza media y pico para las contracciones

concéntricas y excéntricas. Para calcular la fuerza isométrica, se tomaron los valores picos y medios de la repetición. El ratio agonista/antagonista se calculó para cada velocidad utilizando tanto la fuerza pico como la media, con las siguientes ecuaciones [54]:

$$\text{Ratio convencional (RC)} = \frac{\text{Fuerza concéntrica de flexores de tronco}}{\text{Fuerza concéntrica de extensores de tronco}}$$

$$\text{Ratio funcional flexor (RFF)} = \frac{\text{Fuerza excéntrica de flexores de tronco}}{\text{Fuerza concéntrica de extensores de tronco}}$$

$$\text{Ratio funcional extensor (RFE)} = \frac{\text{Fuerza excéntrica de extensores de tronco}}{\text{Fuerza concéntrica de flexores de tronco}}$$

### **Análisis estadístico:**

Los datos descriptivos se presentaron como media  $\pm$  DE. La prueba de normalidad de Shapiro-Wilk verificó la distribución normal de los datos. Las pruebas T de muestras emparejadas evaluaron la diferencia entre las proporciones con el tamaño del efecto d de Cohen. Se utilizó la siguiente escala para interpretar la magnitud del tamaño del efecto (ES):  $<0,20$  = trivial,  $0,20-0,59$  = pequeño,  $0,60-1,19$  = moderado,  $1,20-2,00$  = grande, y  $>2,00$  = muy grande [28]. Se realizó un análisis de varianza con medidas repetidas (ANOVA) con análisis post-hoc de Bonferroni. Se utilizó la corrección de Greenhouse-Geisser cuando se violó la prueba de esfericidad de Mauchly. Se calculó el omega cuadrado ( $\omega^2$ ) para el ANOVA, donde los valores del tamaño del efecto  $0,01$ ;  $0,06$  y superiores a  $0,14$  se consideraron pequeños, medianos y grandes, respectivamente [97]. Para todos los análisis se utilizó el paquete de software JASP (versión 0.14.1, <http://www.jasp-stats.org> (consultado el 20 de mayo de 2022)). La significación estadística se fijó en  $p \leq 0,05$ .

**Estudio 5:** *Entrenamiento isocinético de tronco sobre el dolor, incapacidad y fuerza en pacientes con dolor lumbar no específico: una revisión sistemática y meta análisis.*

### **Protocolo y registro:**

Se utilizó la lista de verificación de los Elementos de Información Preferidos para Revisiones Sistemáticas y Metaanálisis [86]. Además, el protocolo de esta revisión se registró en PROSPERO (International Prospective Register of Systematic Reviews) (CRD42021247030).

### **Búsqueda electrónica:**

Dos autores (WR-F y DJ-M) realizaron la búsqueda. Las bases de datos utilizadas fueron PubMed, Web of Science y Scopus. La búsqueda inicial se realizó desde enero de 2011 hasta el 30 de marzo de 2021, se incluyeron las siguientes palabras clave: "CORE strengthening", "trunk strengthening", "isokinetic exercise", "muscle strength", "dynamometer", "isokinetic training", "CORE", "abdominal muscles", "abdominal wall", "torso", "trunk", "low back pain", "low back ache", "back pain" y "lumbago". Debido al bajo número de artículos recuperados y con el objetivo de identificar el mayor número de artículos potenciales para esta revisión, se realizó una segunda búsqueda siguiendo la misma estrategia de búsqueda entre enero de 2001 y diciembre de 2010. Finalmente, se realizó una actualización de la búsqueda hasta el 20 de mayo de 2022.

### **Criterios de elegibilidad:**

Se incluyeron en esta revisión los artículos que cumplían los siguientes criterios: (1) Población: participantes adultos (edad  $\geq 18$  años) con diagnóstico médico de dolor lumbar no específico; (2) Intervención: entrenamiento isocinético de la fuerza de flexores y extensores del tronco; (3) Comparación: cualquier tratamiento conservador o intervenciones de control; (4) Resultados: evaluación de al menos uno de los siguientes efectos clínicos: intensidad del dolor, discapacidad y fuerza isocinética de flexores y extensores del tronco. (5) Estudios: ensayos controlados aleatorios publicados en los últimos 20 años, sin restricciones de idioma para identificar el mayor número de artículos posible. Además, se excluyeron (I) los estudios que sólo incluían a individuos sanos o a pacientes con dolor lumbar específico, (II) la literatura gris, como presentaciones de conferencias, tesis, libros, editoriales, artículos de revisión y opiniones de expertos, (III) los artículos duplicados y (IV) los artículos en los que los autores principales y/o secundarios no respondieron a las solicitudes por correo electrónico para proporcionar la información requerida y potencialmente ausente. Como se trata de una revisión

sistemática y no de un ensayo experimental; no requirió la aprobación de un comité de ética, ya que no se realizó ningún experimento con participantes humanos.

### **Selección de estudios:**

Los artículos recuperados a partir de la búsqueda inicial se introdujeron en la aplicación Rayyan QCRI, una App que ayuda en el proceso de selección de artículos, optimizando el tiempo de evaluación y permitiendo el trabajo colaborativo (disponible gratuitamente en <http://rayyan.qcri.org> (consultado el 30 de marzo de 2021)) [81]. Se eliminaron las referencias duplicadas. A continuación, dos investigadores independientes (WR-F y DJ-M) revisaron los títulos y los resúmenes para identificar los artículos relevantes para la revisión sistemática. A continuación, se realizó una lectura del texto completo de estos artículos para evaluar los criterios de elegibilidad y, por último, se comprobó la lista de referencias en busca de artículos relevantes que pudieran incluirse. Los desacuerdos se resolvieron por consenso o mediante la consulta de un tercer autor (LC-R).

### **Riesgo de sesgo de los estudios individuales:**

El riesgo de sesgo (RdS) de cada estudio individual se evaluó con la herramienta de riesgo de sesgo de la Colaboración Cochrane utilizando Review Manager 5,4 [108]. Esta herramienta evalúa el RdS según los siguientes seis dominios: generación de la secuencia aleatoria, ocultación de la asignación, cegamiento, datos de resultados incompletos, informe de resultados selectivo y "otras fuentes de sesgo". La evaluación crítica sobre el RdS se hace para cada dominio por separado, y se puede considerar como RdS "bajo", "alto" o "poco claro" (si la información no es suficiente para evaluar el dominio) [109]. Dos revisores (WR-F y DM-G) realizaron de forma independiente la evaluación de los resultados. En caso de discrepancia, se consultó a un tercer evaluador (LC-R).

### **Calificación de la certeza de la evidencia:**

La certeza de la evidencia se calificó mediante el enfoque de "Grading of Recommendation, Assessment, Development, and Evaluation" (GRADE) [110]. GRADE ofrece cuatro niveles de evidencia: Alto, moderado, bajo y muy bajo. Se utilizó el sistema



GRADE pro (<https://www.gradepro.org>) para cada resultado del metaanálisis y así crear una tabla de resumen de los hallazgos (RdH).

### **Proceso de recolección de datos:**

La extracción de datos fue realizada por tres investigadores independientes (WR-F, A-RP y DM-G); la información extraída estuvo relacionada con la identificación del artículo (autores y año de publicación), las características de los participantes (muestra, género y edad) y los protocolos de entrenamiento isocinético y de otro tipo (sesiones/semana). Además de las variables en estudio, los resultados principales y los datos que faltaban.

### **Métodos de síntesis:**

Cuando se pudieron agrupar tres o más estudios para el mismo resultado, se realizó un metaanálisis. Todos los cálculos se realizaron con una hoja de cálculo de Microsoft Excel (Microsoft, Redmond, WA, EE.UU.) que contenía los datos extraídos de cada publicación. Se utilizó la versión 5,4 de Review Manager (RevMan) para todos los gráficos de bosque de los análisis estadísticos. Se utilizó la estadística Q de Cochran [111] para evaluar la heterogeneidad entre los estudios. La heterogeneidad es una medida de las diferencias en los efectos principales entre los estudios. Además, se utilizó el estadístico  $I^2$  para evaluar la heterogeneidad ( $I^2 > 50\%$ ).

Los efectos del entrenamiento isocinético sobre la intensidad del dolor se calcularon para cada estudio incluido, tras la codificación de las diferencias entre grupos y las desviaciones estándar (DE). La diferencia de medias (DM) se calcularon restando los valores post-intervención de cada grupo. Se utilizó la varianza inversa de efectos aleatorios (IV) con la medición del efecto de la DM.

Se incorporó un modelo de efectos aleatorios cuando el supuesto es que los datos demostraron efectos a través de los estudios que están situados aleatoriamente alrededor de un valor central [112]. Se generaron gráficos de bosques para ilustrar las diferencias específicas entre los efectos del grupo sobre la intensidad del dolor y la DM dentro de los respectivos 95% IC.

## RESULTADOS

Los resultados de cada estudio que compone la presente Tesis Doctoral se presentan a continuación:

**Estudio 1:** *Fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar agudo en comparación con sujetos sanos: Una revisión sistemática.*

### **Selección de artículos:**

No se encontraron revisiones sistemáticas con un objetivo similar al del presente estudio. A partir de la búsqueda inicial, se recuperaron un total de 1603 artículos (Figura 3), de los cuales se eliminaron 610 por estar duplicados. Se identificó un artículo adicional procedente de otras fuentes. Todos los artículos que evaluaron la fuerza isocinética del tronco en individuos con dolor lumbar agudo presentaban un grupo de control. Por lo tanto, el número de artículos incluidos para el objetivo (I) y el objetivo (II) fue el mismo. Después de evaluar los títulos y los resúmenes, se excluyeron 977 artículos porque no cumplían los criterios de inclusión, lo que dejó 17 artículos para el análisis del texto completo.

De los 17 artículos, dos no pudieron ser recuperados porque al contactar a los autores, éstos no tenían una copia digital para compartir debido a la antigüedad de la publicación (1982 y 1994). De los 15 restantes, tras la lectura del texto completo, se eliminaron 11 artículos porque no incluían la evaluación de sujetos con dolor lumbar agudo. Así, se seleccionaron cuatro artículos y se revisó la lista de referencias, no encontrando ningún artículo nuevo.

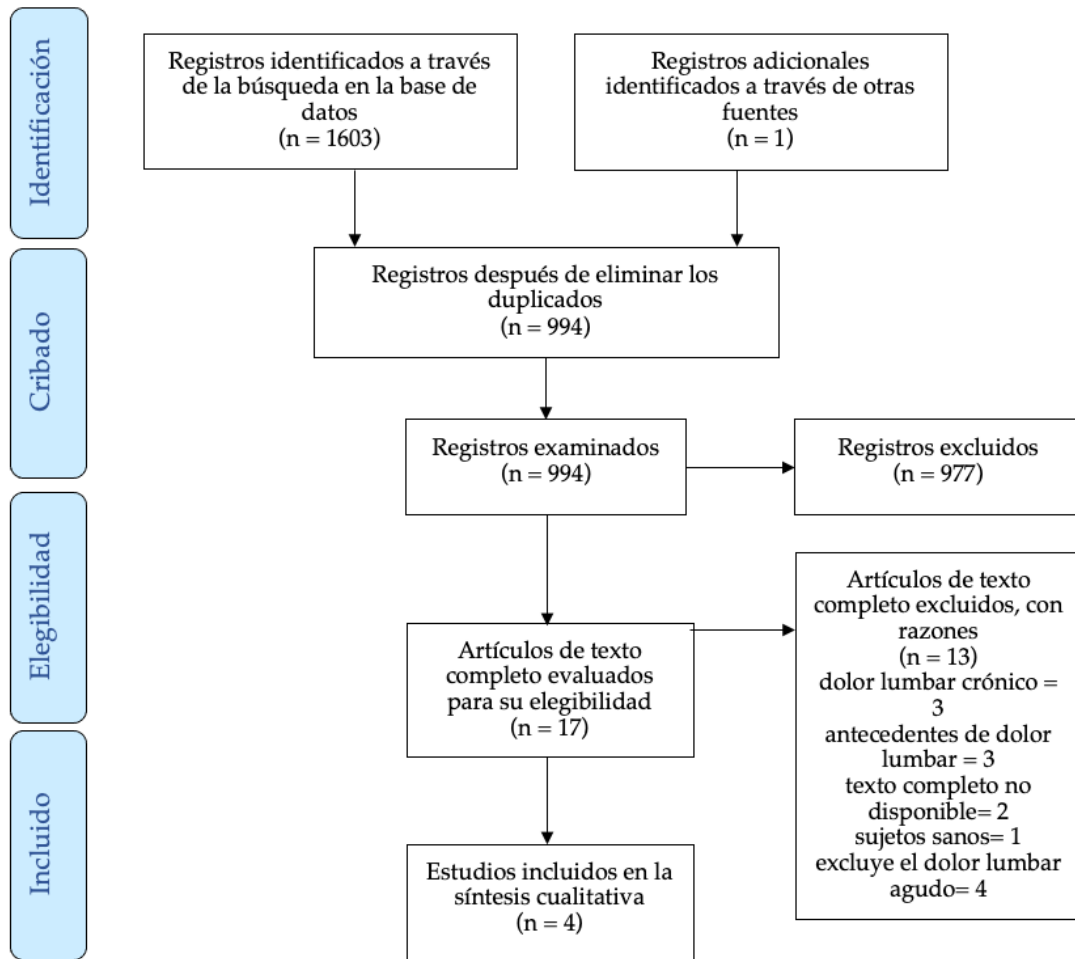


Figura 3. Diagrama de flujo de la revisión sistemática.

### Características de los estudios:

La tabla 2 presenta las principales características de los estudios incluidos. Un estudio [113] dividió a los pacientes según la duración de los síntomas en agudos y crónicos, dos [114, 115] lo hicieron en agudos, subagudos y crónicos, y sólo uno [116] consideró únicamente a los sujetos con dolor agudo. El número de participantes con dolor lumbar agudo osciló entre 21 y 46 sujetos; Gabr et al. [115] no indican el número exacto de sujetos con dolor lumbar agudo que participaron en su estudio. La edad no fue especificada para el grupo de dolor lumbar agudo en tres de los cuatro estudios, y sólo Hupli et al. [116] informaron de una edad promedio de  $40,1 \pm 8,9$  años para los hombres y  $43,5 \pm 9,2$  para las mujeres. El perfil de actividad física se informó en un solo estudio [116], pero no especifica con cuál herramienta se midió.

En cuanto al dinamómetro isocinético utilizado, Suzuki et al. [113] utilizaron el Cybex II, Akebi et al. [114] no lo especificaron, Hupli et al. [116] compararon dos dinamómetros: Ariel 5000 (Ariel dynamics Inc., Trabuco Canyon, CA, EE.UU.) y Lido Multi-Joint II (Ioredan Biomedical, Inc., West Sacramento, CA, EE.UU.), mientras que Gabr et al. [115] utilizaron Biodex System 4 pro. En cuanto a la posición en la que se midió la fuerza del tronco, tres estudios lo realizaron de pie con las rodillas en semiflexión [114–116] y un estudio [113] utilizó la posición supina. En relación con el rango de movimiento utilizado, no hubo concordancia entre los estudios. Un estudio utilizó el movimiento natural [116], otro 30° de flexión-extensión [113], otro [114] un rango de 0°-60° y otro el movimiento de máxima flexión y extensión [115]. Tres estudios midieron a velocidades de 60°/s y 120°/s [114–116], mientras que Suzuki et al. [113] utilizaron 30°/s. Las variables de fuerza calculadas fueron (I) torque pico (Nm), (II) flexión del tronco (J), (III) extensión del tronco (J), (IV) fuerza abdominal (J), (V) potencia media, (VI) ratio flexión-extensión (%) (fuerza de flexión/fuerza de extensión), (VII) fatiga (%) calculada como:  $(\text{fuerza muscular inicial} - \text{fuerza muscular final}) / \text{fuerza muscular inicial} \times 100$ , y (VIII) Coeficiente de variación del torque (%).

**Tabla 2.** Características de los estudios individuales.

Estudio	Objetivos	Participantes	Edad, peso y altura (Promedio ± DE)	Movimiento, posición y ROM	Velocidad y repeticiones	Modo de contracción	Resultados medidos
<b>Suzuki et al.</b> [113]	Medir la fuerza muscular y la fatiga de los flexores y extensores del tronco en sujetos sanos y en pacientes con DL y determinar el rol de los músculos del tronco en el síndrome del DL	Grupo DL: 90 hombres. DL agudo: 38 Grupo control: 50 hombres sanos.	Grupo DL : 29,7 ± 5,4a., 61,1 ± 8,5 kg, 167,8 ± 4,6 cm.  Grupo control : 28,3 ± 4,3a., 59,8 ± 7,5 kg, 167,8 ± 5,2 cm.	Flexión 1: Supino con manos detrás del cuello, caderas y rodillas estiradas.  Flexión 2: supino, manos detrás de la cabeza, caderas y rodillas flectadas.  Extensión: prono con brazos a los costados. ROM: 30° flexión y extensión.	30°/s  1 rep de 90 s.	Isométrica: sin distinción de acuerdo a la duración de los síntomas. Isocinética: concéntrica, de acuerdo a la duración de los síntomas. (DL agudo y DL crónico).	Torque isométrico (J); flexión de tronco (Joule), extensión de tronco (J), fuerza abdominal (J)
<b>Akebi et al.</b> [114]	Examinar la diferencia en el coeficiente de varianza (CV) de la fuerza isocinética del tronco entre los sujetos sanos y los pacientes con DL.	Grupo DL: 143 (93 hombres y 50 mujeres) DL agudo: 46, hombres 29 y mujeres 17. DL subagudo: 38 DL crónico: 59 Grupo control: 200 sujetos sanos (112 hombres y 88 mujeres)	Grupo DL: hombres: 51 ± 15,7a., mujeres: 50 ± 14,7a. Grupo control: hombres: 49 ± 15,5a., mujeres: 51 ± 15,3a.  Peso y altura no descritos.	De pie con las rodillas en 15° de flexión .  ROM 0° a 60° flexión y extensión.	60°/s 3 rep 120°/s 5 rep	Isocinética: concéntrica.	Coefficiente de varianza (%)
<b>Hupli et al.</b> [116]	Comparar las mediciones de la fuerza del tronco entre dos dispositivos isocinéticos diferentes utilizados en el ámbito clínico	Grupo DL: 21 (11 hombres y 10 mujeres). Grupo control: 20 sujetos sanos (10 hombres y 10 mujeres)	Grupo DL: Hombres: 40,1 ± 8,9a., 79,5 ± 9,4 kg, 177,6 ± 4,9 cm. Mujeres: 43,5 ± 9,2a., 66,0 ± 13,3 kg, 164,9 ± 6,4 cm.  Grupo control: Hombres: 39,7 ± 7,6a., 78,9 ± 5,6 kg, 180,5 ± 6,8 cm. Mujeres: 43,2 ± 7,2a., 65,5 ± 6,8 kg, 168,6 ± 5,2 cm.	De pie, con las rodillas en semiflexión.  ROM: movimiento natural desde la vertical a la flexión que cada sujeto pudo realizar.	60°/s y 120°/s 5 rep.	Isocinética: concéntrica.	Promedio del torque pico (Nm)
<b>Gabr et al.</b> [115]	Comprobar y comparar el torque muscular y la velocidad de la potencia de los músculos del tronco en hombres sanos y pacientes con DL para detectar la relación entre el DL y la fuerza de los músculos del tronco en ausencia de lesiones neurológicas estructurales.	Grupo DL : 50 hombres. No especifica el número por grupo de agudos, subagudos y crónicos . Grupo control : 50 hombres sanos.	Grupo DL : 22,9 ± 3,4a., 77,7 ± 21,1 kg, 170,6 ± 6,4 cm.  Grupo control : 23,4 ± 3,9a., 76,1 ± 15,5 kg, 170,6 ± 7,9 cm.	Posición semi de pie. ROM: ajustado a cada sujeto para la máxima flexión y extensión.	60°/s y 120°/s	Isocinética: concéntrica.	Torque pico, Razón flexores / extensores, potencia promedio de flexores y extensores de tronco.

DE: desviación estándar; ROM: Rango de movimiento; DL: dolor lumbar; a: años; rep: repeticiones; s: segundos.

### Calidad metodológica y riesgo de sesgo:

En esta revisión, 57 ítems (95%) fueron evaluados en acuerdo entre los dos revisores, los tres restantes fueron decididos por consenso (Tabla 3).

**Tabla 3.** Calidad metodológica de los estudios incluidos

Estudios	Ítems															Total de N/PC	Total RdS
	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	12	13	14	15		
Suzuki et al. [113]	S	N	N	N	PC	PC	NA	S	PC	PC	PC	PC	N	S	PC	11	Alto RdS
Akebi et al. [114]	N	N	N	S	PC	PC	NA	S	PC	PC	PC	PC	N	PC	S	11	Alto RdS
Hupli et al. [116]	S	N	N	S	PC	S	NA	S	PC	S	S	PC	N	S	PC	7	Alto RdS
Gabr et al. [115]	S	S	N	PC	PC	PC	NA	S	PC	PC	S	PC	N	S	S	8	Alto RdS

Elementos considerados para la calificación: 1. ¿Se describió adecuadamente la población del estudio (es decir, sexo, edad, masa corporal, altura corporal, tipo de actividad física/estilo de vida [sedentario, atleta, nivel de actividad física])?; 2. ¿Se presentaron los criterios de selección?; 3. ¿Se ha justificado el tamaño adecuado de la muestra (mediante cálculos o directrices)?; 4. ¿Se realizó calentamiento y protocolo de familiarización?; 5. ¿Se describieron el tipo de acción muscular (es decir, concéntrica y excéntrica), la secuencia de acción (es decir, concéntrica-concéntrica, concéntrica-excéntrica, excéntrica-excéntrica) y la velocidad del movimiento?; 6. ¿El orden de las pruebas (velocidades y rango) fue aleatorio o contrabalanceado?; 7. ¿Se ha tenido en cuenta la dominancia de los miembros inferiores?; 8. ¿Se han realizado y descrito adecuadamente la estandarización de las posiciones, los movimientos y la estabilización?; 9. ¿Los participantes recibieron el mismo estímulo durante la prueba?; 10. ¿Se tuvo en cuenta la corrección de la gravedad?; 11. ¿Se han descrito claramente las medidas de resultado?; 12. ¿Se extrajeron los datos del rango de carga isocinética?; 13. ¿Se presentaron las medidas de fiabilidad (por ejemplo, ICC, SEM)?; 14. ¿Se describieron claramente los resultados?; 15. ¿Se presentaron las estadísticas inferenciales adecuadas? N: no; S: si; PC: poco claro; NA: no aplicado; RdS: riesgo de sesgo.

### Muestra:

En cuanto a la muestra, tres estudios [113, 115, 116] describen la muestra adecuadamente (ítems 1); sin embargo, sólo Gabr et al. [115] especificaron los criterios de inclusión (ítems 2), ninguno de los artículos incluidos explicó cómo se calculó el tamaño de la muestra (ítems 3).

### Procedimiento:

En relación con el procedimiento de evaluación isocinética del tronco, dos estudios [114, 116] informan de un proceso de familiarización previo a la medición (ítems 4), ninguno de ellos informa adecuadamente del tipo o secuencia de contracción, sólo se informa la velocidad angular utilizada (ítems 5), sólo un estudio [116] informa de un orden aleatorio en las evaluaciones (ítems 6), y ninguno de los cuatro informa de la dominancia de las

extremidades (ítems 7) que fue evaluada como "no aplica" por tratarse del tronco. Los cuatro estudios [113–116] describen correctamente la posición de evaluación, los movimientos y la forma de estabilización utilizada (ítems 8). Ninguno de los estudios especifica si se dio o no el mismo estímulo a cada participante durante la evaluación (ítem 9). En cuanto al análisis de los datos, sólo Hupli et al. [116] informan que el software del dinamómetro Lido compensa la gravedad, mientras que Ariel no lo hace (ítems 10), no está claro si los otros tres estudios realizaron la corrección de la gravedad. En cuanto a la variable dependiente, dos estudios describen claramente cómo se realizó la extracción de datos [115, 116], mientras que en los otros dos estudios [113, 114] no está claro cómo se determinaron datos como la fatiga o el coeficiente de variación. Ninguno de los estudios aclara si los datos se extrajeron del rango de carga isocinética (ítems 12), y ninguno informa de las medidas de fiabilidad, como el coeficiente de correlación intraclase o la medida del error estándar (ítems 13).

### **Presentación de los resultados**

En cuanto a la presentación de los resultados, tres estudios [113, 115, 116] presentaron adecuadamente los resultados (ítems 14) y dos [114, 115] presentaron correctamente los estadísticos inferenciales (ítems 15). En resumen, los cuatro estudios mostraron un alto riesgo de sesgo [113–116].

### **Parámetros de fuerza del tronco**

Sólo dos estudios [115, 116] midieron el torque pico de forma similar (tabla 4).

**Tabla 4.** Fuerza isocinética de flexión y extensión de tronco en pacientes con dolor lumbar agudo y adultos sanos.

Movimiento	Posición	Grupo DL Agudo (Promedio ± DE)	Grupo Control (Promedio ± DE)	Unidad	Estudio		
Flexión	Supino	71,20 ± 22,85 (J)	86,69 ± 27,66 (J)	Flexión de tronco (J)	Suzuki et al.[113]		
		49,7 ± 21,7	42,0 ± 21,7	Fatiga (%)	Suzuki et al.[113]		
	De pie	<b>Dinamómetro Ariel:</b> 60°/s: 175,1 ± 61,4 Nm. 120°/s: 155,7 ± 58,3 Nm.	<b>Dinamómetro Ariel:</b> 60°/s: 171,3 ± 45,2 Nm. 120°/s: 165,2 ± 47,2 Nm.	Promedio torque pico (Nm)	Hupli et al.[116]		
		<b>Dinamómetro Lido:</b> 60°/s: 165,2 ± 47,7 Nm. 120°/s: 185,0 ± 54,0 Nm.	<b>Dinamómetro Lido:</b> 60°/s: 168,4 ± 48,8 Nm. 120°/s: 187,0 ± 61,7 Nm.				
		60°/s: Hombres: 89,7 ± 34,5 Nm. 120°/s: Hombres: 81,5 ± 34,9 Nm.	60°/s: Hombres: 118,7 ± 37,1 Nm. 120°/s: Hombres: 121,1 ± 39,7 Nm.	Promedio torque pico	Gabr et al.[115]		
		60°/s: Hombres: 38,9 ± 19,7 120°/s: Hombres: 32,0 ± 24,9	60°/s: Hombres: 56,0 ± 25,2 120°/s: Hombres: 57,7 ± 36,5			Potencia promedio	Gabr et al.[115]
		60°/s: Hombres: 12,2 ± 5,4 Mujeres: 12,2 ± 7,1. 120°/s: Hombres: 20,4 ± 9,2 Mujeres: 29,7 ± 15,5.	60°/s: Hombres: 8,9 ± 6,5 Mujeres: 9,5 ± 4,9. 120°/s: Hombres: 17,3 ± 6,2 Mujeres: 21,1 ± 8,0.	Coeficiente de variación (%)	Akebi et al.[114]		
		132,98 ± 29,91	156,72 ± 37,66			Extensión de tronco (J)	Suzuki et al.[113]
		Extensión	Supino	19,3 ± 13,2	17,2 ± 10,8	Fatiga (%)	Suzuki et al.[113]
				<b>Dinamómetro Ariel:</b> 60°/s: 178,9 ± 55,2 Nm. 120°/s: 165,6 ± 52,6 Nm.	<b>Dinamómetro Ariel:</b> 60°/s: 189,3 ± 49,4 Nm. 120°/s: 182,4 ± 52,6 Nm.	Promedio torque pico (Nm)	Hupli et al.[116]
<b>Dinamómetro Lido:</b> 60°/s: 240,0 ± 85,4 Nm. 120°/s: 217,5 ± 89,5 Nm.	<b>Dinamómetro Lido:</b> 60°/s: 264,0 ± 73,1 Nm. 120°/s: 249,5 ± 68,3 Nm.						
De pie	60°/s: Hombres: 91,5 ± 57,1 Nm. 120°/s: Hombres: 69,2 ± 49,6 Nm.		60°/s: Hombres: 141,0 ± 64,5 Nm. 120°/s: Hombres: 125,5 ± 68,1 Nm.	Promedio torque pico [115]	Gabr et al.[115]		



		60°/s: Hombres: 41,8 ± 35,2 120°/s: Hombres: 37,6 ± 37,1	60°/s: Hombres: 68,4 ± 47,6 120°/s: Hombres: 61,7 ± 59,0	Potencia promedio [115]	Gabr et al.[115]
		60°/s: Hombres: 11,4 ± 6,9 Mujeres: 11,6 ± 5,9 120°/s: Hombres: 21,9 ± 9,0 Mujeres: 24,5 ± 14,1.	60°/s: Hombres: 8,0 ± 5,8 Mujeres: 9,2 ± 5,3. 120°/s: Hombres: 16,6 ± 6,6 Mujeres: 22,2 ± 9,0.	Coefficiente de variación (%)	Akebi et al.[114]
Ratio Flexión – Extensión (%)	Supino	55,9 ± 18,8	57,2 ± 16,0	% flexion/extension (J)	Suzuki et al.[113]
Fuerza abdominal	Supino	69,73 ± 24,13	79,04 ± 29,22	Joule	Suzuki et al.[113]

DE: desviación estándar ; S: segundos

### **Promedio del torque máximo en flexión y extensión:**

Dos estudios [115, 116] determinaron el promedio del torque pico en flexión y extensión en sujetos sanos y en aquellos con dolor lumbar agudo, midiendo en bipedestación, en modo concéntrico, a velocidades de 60°/s y 120°/s. Hupli et al. [116] compararon a hombres y mujeres con dolor lumbar agudo y sujetos sanos utilizando dos dinamómetros, encontrando pequeñas diferencias no estadísticamente significativas entre los grupos. Gabr et al [115], al comparar hombres con dolor lumbar agudo y controles sanos, encontraron diferencias significativas en el torque pico de flexores ( $p = 0,004$ ) y extensores ( $p = 0,003$ ) a 60°/s y flexores ( $p < 0,001$ ) y extensores ( $p < 0,001$ ) a 120°/s, con un ratio flexores/extensores inversa a velocidades de 120°/s en el grupo de dolor lumbar agudo (Tabla 4).

### **Coefficiente de variación:**

Akebi et al. [114] evaluaron la relación de la variabilidad de las curvas de torque (CV) entre los sujetos con dolor lumbar agudo y los controles sanos encontrando valores de CV inferiores en la evaluación a 60°/s en comparación con 120°/s y, además, tanto en hombres como en mujeres el CV fue menor en los sujetos control en comparación con el dolor lumbar agudo (Tabla 4).

### **Potencia media:**

Gabr et al. [115] encontraron diferencias significativas entre la potencia media en flexión ( $p = 0,004$ ) y extensión ( $p = 0,014$ ) a 60°/s y entre la potencia media en flexión ( $p = 0,001$ ) y extensión ( $p = 0,045$ ) a 120°/s entre los hombres con dolor lumbar agudo y un grupo de control (Tabla 4).

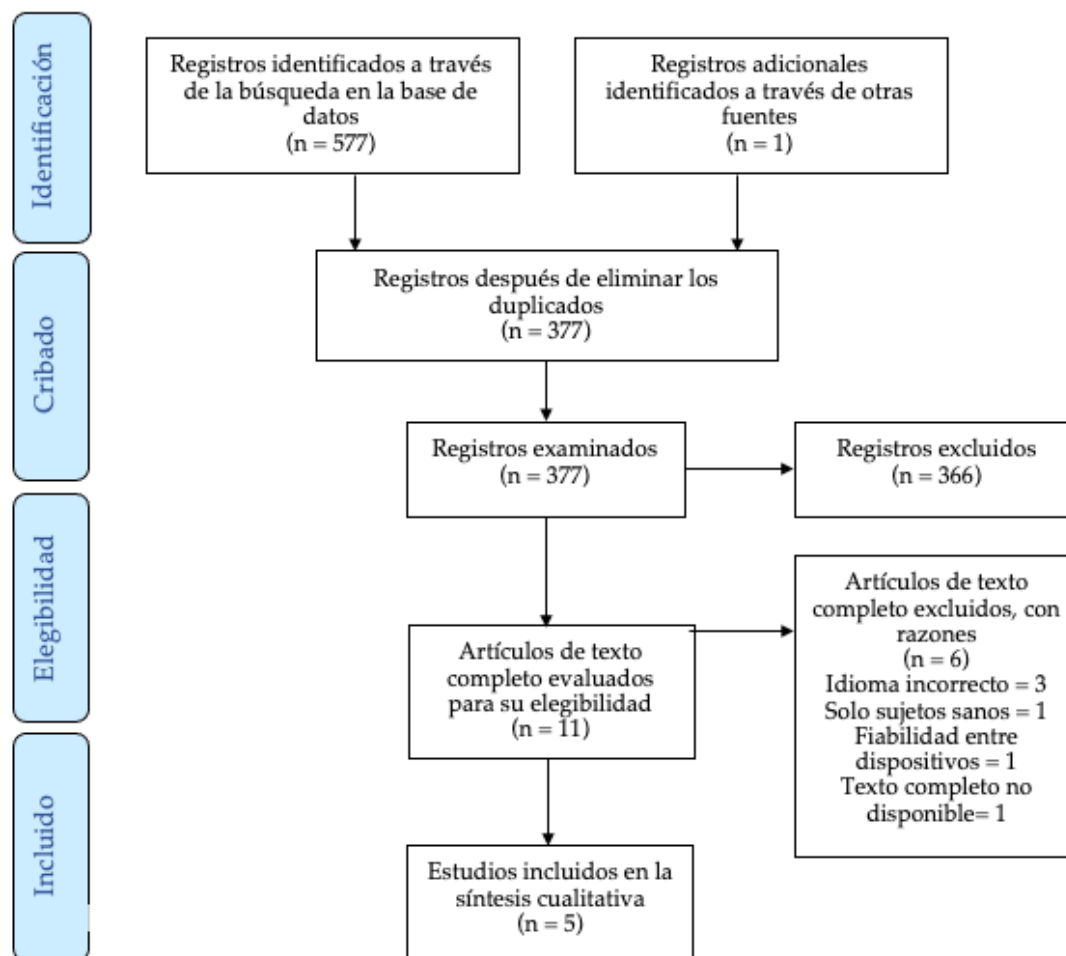
### **Efectos adversos de la evaluación isocinética del tronco:**

De todos los artículos revisados, ninguno informa de efectos adversos durante la medición de la fuerza del tronco utilizando un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar agudo. Suzuki et al. [113] y Gabr et al. [115] informan que la evaluación se llevó a cabo sin ninguna molestia, Akebi et al. [114] no informan de ningún efecto indeseable

durante la evaluación, y sólo Hupli et al. [116] informan de un dolor medido con la escala visual análoga (0-100) de 26,3 utilizando el dinamómetro Ariel y de 15,2 con el dinamómetro Lido en sujetos con dolor lumbar agudo.

**Estudio 2:** *Fiabilidad de las mediciones de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar inespecífico: Una revisión sistemática.*

No se encontraron revisiones sistemáticas con un objetivo similar al del presente estudio. De la búsqueda inicial se encontraron 577 artículos (Figura 4), de los cuales 201 fueron eliminados por estar duplicados. Tras evaluar los títulos y los resúmenes, 366 artículos no cumplían los criterios de inclusión, por lo que quedaron diez artículos para la lectura del texto completo. De los diez artículos, uno no estaba disponible y no se pudo contactar a los autores. Además, tres artículos estaban en idiomas distintos del inglés (alemán y turco), uno no evaluaba a sujetos con dolor lumbar no específico y otro comparaba la fiabilidad entre evaluadores. Se identificó un artículo adicional a partir de otras fuentes. Finalmente, se incluyeron cinco estudios en esta revisión sistemática.



**Figura 4.** Diagrama de flujo de la revisión sistemática.

### Características de los artículos incluidos:

El tamaño de la muestra de los estudios osciló entre 39 [33] y 66 [32] sujetos, con edades comprendidas entre 32 [117] y 45,1 [94] años y con un total de 141 pacientes con dolor lumbar no específico. La prueba inicial y la repetición de la prueba se realizaron entre dos días [118] y tres semanas [32].

Dos de los cinco artículos incluidos evaluaron en posición sentada [32, 33], mientras que tres evaluaron en posición de pie [94, 117, 118]. En cuanto al tipo de contracción, dos evaluaron la fuerza isométrica de flexores y extensores (sentados y a 20°, 60° y 100°) [32, 33], cuatro evaluaron la fuerza isocinética a velocidades de 90° /s [32], 60° /s, 90° /s y 120° /s [94, 118]. Mientras tanto, un estudio evaluó sólo la fuerza isocinética de los extensores a 60° /s, 120° /s y 150° /s [117]. Todos los estudios analizaron el torque pico, excepto Keller et al. [117], que consideraron el trabajo total (Nm) (Tabla 5).

**Tabla 5.** Características de los artículos incluidos en la revisión sistemática

Autor/año	Participantes	Dinamómetro	Procedimiento	Movimiento / Velocidad	Posición	Acción muscular	Unidad de medida
<b>Verbrugghe et al, 2019</b> [33]	CS: 19 (8M; 11F); 40,2±11,9 a. DL: 20 (10M; 10F); edad: 44,0±11,2 a.	Biodex system 3 pro, Enraf-Nonius, USA	Test-retest: 5-10 días	Flexión / extensión Isométrica	Sentado: Semiflexión y Aislamiento lumbar	Isométrica : 3 rep/5 s	Torque pico
<b>Gruther et al, 2009</b> [32]	CS: 19 DLc: 32 DCc: 15	Biodex 2000, NY, USA	Test-retest: 2-3 semanas (2,38 ± 0,9)	Flexión / extensión Isométrica a 20°, 60° y 100°. Isocinética 90°/s ROM: 20-100°.	Sentado	Isométrica : 3 rep; Isocinética : 4 rep	Isométrica: Torque pico (Nm) Isocinética: Potencia máxima (W), trabajo (J) y Torque pico (Nm)
<b>Keller et al, 2001</b> [117]	CS: 31 (7M; 24F); 32a. DLc: 31 (7M; 24F); 36 a.	Cyberx 6000 TEF Modular Component (Ronkonkoma, NY)	3 mediciones, intervalo: 5-10 días	Flexión/extensión isocinética, 60°/s, 120°/s y 150°/s; ROM: posición vertical hasta 80° de flexión hacia adelante	De pie	Isocinética	Trabajo total (Nm)
<b>Hupli et al, 1996</b> [94]	CS: 22; 43,5±61,1 a. DL Severo: 18; 45,1±8,4 a. DL leve: 20; 44,3±7,1 a.	Lidoback® (Loredan Biomedical Inc., Davis, TX)	3 mediciones, Intervalo: 1 semana	Flexión/extensión isocinética, 60°/s, 90°/s y 120°/s. ROM: 80° de flexión y 5° de extensión	De pie	Isocinética , 5 repeticiones a cada velocidad	Torque pico, torque promedio, coeficiente de variación, trabajo total y relación entre el torque pico y el peso corporal.
<b>Newton et al, 1993</b> [118]	CS: 70 (35M;35F); 37,9±10,4 a. DL DER1r: 94 (47M;47F); 35,5±9,9 a. DER3r: 26 (12M;14F); 34,5±8,7 a. Test-retest: CS: 21 DL: 20	Cyberx II Back Testing System	4 mediciones: intervalo: 2-3 días	Flexión/extensión isocinética, 60°/s, 90°/s y 120°/s. ROM: 0-60°.	De pie	Isocinética , 4 repeticiones a cada velocidad	Torque pico (Ft-lb), Ratio flexión/extensión, variación del punto medio.

CS: control sano; DL: dolor lumbar; DLc: dolor lumbar crónico; DCc: dolor de cabeza crónico; DER1r: derivaciones primarias; DER3r: derivaciones terciarias; M: masculino; F: femenino; ROM: Rango de movimiento ; Rep: repeticiones; Nm: Newton-metros; W: Watts; J: Joules.

### Calidad de la evidencia:

En esta revisión, 85 ítems (85%) fueron evaluados en acuerdo entre dos investigadores. El 82,2% para la escala CAT y el 87,2% para la lista de verificación QAREL. El 15%

restante se decidió por consenso. Considerando el número total de ítems evaluados, la tasa de acuerdo kappa entre revisores fue de 0,82.

La calidad de la evidencia de los artículos utilizando la escala CAT varió entre el 44% y el 67%, con un máximo del 100%. Tres artículos fueron clasificados como de alta calidad (Tabla 6).

**Tabla 6.** Evaluación de la calidad de los estudios con la escala Critical Appraisal Tool (CAT)

Estudio/año	1	2	3	4	5	6	7	8	9	%
Verbrughe et al, 2019 [33]	Si	Si	No	No	No	Si	Si	Si	Si	67
Gruther et al, 2009 [32]	Si	No	NA	No	No	Si	No	Si	Si	44
Keller et al, 2001 [117]	Si	Si	NA	No	No	Si	Si	No	Si	56
Hupli et al, 1996 [94]	Si	Si	NA	No	No	Si	Si	No	No	44
Newton et al, 1993 [118]	Si	Si	Si	No	No	Si	No	Si	Si	67

%; (Elementos "sí" x 100)/9; 1. Si se utilizaron sujetos humanos, ¿dieron los autores una descripción detallada de la muestra de sujetos utilizados para realizar la prueba isocinética? 2. ¿Aclaró el autor la cualificación o competencia de los evaluadores que realizaron la prueba isocinética? 3. Si se ha comprobado la fiabilidad entre los evaluadores, ¿se les ha ocultado el resultado de los otros evaluadores? 4. Si se comprobó la fiabilidad entre los evaluadores, ¿se les ocultó el resultado de la prueba evaluada? 5. ¿Se varió el orden del examen? 6. ¿Se tuvo en cuenta la estabilidad (o estabilidad teórica) de la variable que se medía al determinar la idoneidad del intervalo de tiempo entre las medidas repetidas? 7. ¿Se describió la ejecución de la prueba con suficiente detalle para permitir su repetición? 8. ¿Se explicaron las pérdidas del estudio? 9. ¿Los métodos estadísticos fueron apropiados para el propósito del estudio? %: porcentaje final de fiabilidad. NA: no aplicable.

Con respecto a la lista de verificación QAREL, la calidad de los artículos varió entre el 36% y el 55%, con un máximo del 100%. Ninguno de los artículos fue clasificado como de alta calidad (Tabla 7).

**Tabla 7.** Evaluación de la calidad de los estudios con Quality Appraisal of Reliability Studies (QAREL)

Estudio/año	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10	11	%
Verbrughe et al, 2019 [33]	Si	Si	PC	PC	PC	PC	PC	No	Si	Si	Si	45
Gruther et al, 2009 [32]	Si	PC	No	PC	PC	PC	PC	No	Si	Si	Si	36
Keller et al, 2001 [117]	Si	Si	NA	PC	PC	PC	PC	No	Si	Si	Si	45

Hupli et al, 1996 [94]	Si	Si	NA	PC	PC	PC	PC	No	Si	Si	No	36
Newton et al, 1993 [118]	Si	Si	Si	PC	PC	PC	PC	No	Si	Si	Si	55

%; (Ítems "sí" x 100)/11; ¿Se evaluó la prueba en una muestra de sujetos representativa de aquellos a los que los autores pretendían aplicar los resultados? 2. ¿El test fue realizado por evaluadores representativos de aquellos a los que los autores pretendían aplicar los resultados? 3. ¿Los calificadores estaban ciegos a los resultados de otros calificadores durante el estudio? 4. ¿Estaban los calificadores ciegos a sus propios resultados anteriores de la prueba evaluada? 5. ¿Se cegaron los calificadores a los resultados del estándar de referencia para el trastorno (o variable) que se estaba evaluando? 6. ¿Se cegó a los evaluadores a la información clínica que no se pretendía proporcionar como parte del procedimiento de prueba o del diseño del estudio? 7. ¿Se cegó a los calificadores para que no conocieran otros datos que no formaban parte de la prueba? 8. ¿Se varió el orden del examen? 9. ¿El intervalo de tiempo entre las mediciones repetidas era compatible con la estabilidad (o la estabilidad teórica) de la variable que se medía? 10. ¿Se aplicó la prueba correctamente y se interpretó de forma adecuada? 11. ¿Se utilizaron medidas estadísticas de concordancia adecuadas?  
Sí; No; PC: poco claro; NA: no aplicable.

En cuanto a la muestra utilizada, todos los estudios recuperados en esta revisión la describen correctamente y representan la población a estudiar. En cuanto a los evaluadores, cuatro estudios describen su cualificación, mientras que Gruther et al. [32] sólo explican que era un asistente del estudio. En cuanto al cegamiento de la evaluación, sólo Newton et al. [118] especifican que el evaluador estaba cegado respecto a los resultados de las evaluaciones clínicas y psicométricas. Sin embargo, no está claro si estaban cegados con respecto a los resultados de sus evaluaciones, los valores de referencia, la información clínica adicional u otras características de los sujetos en estudio. Los estudios restantes no proporcionan suficientes detalles sobre el cegamiento. Ninguno de los estudios varió el orden de las evaluaciones; sin embargo, todos los estudios respetaron la estabilidad teórica de la evaluación para realizar la segunda prueba. Newton et al. [118] y Gruther et al. [32] no especificaron claramente la posición, la familiarización y los tiempos de descanso entre las evaluaciones con respecto al protocolo. Sin embargo, todos aplicaron e interpretaron la evaluación de forma correcta. En cuanto a los abandonos durante la prueba, todos, excepto Keller et al. [117] y Hupli et al. [94], explicaron los abandonos. Todos los estudios utilizaron la fiabilidad relativa (ICC), excepto Hupli et al. [94], que sólo utilizaron la prueba t y la correlación de Pearson.

### Fiabilidad:

La fiabilidad de la evaluación se estimó en todos los artículos con el ICC, excepto en el estudio de Hupli et al. [94] en el que se utilizó el porcentaje de cambio. En esta revisión, para clasificar la fiabilidad relativa, se utilizaron los criterios propuestos por Koo et al. [98] para el ICC: < 0,50, pobre; entre 0,50 y 0,75, moderado; entre 0,75 y 0,90, bueno; por encima de 0,90, excelente. En general, los valores del ICC oscilaron entre 0,81 y 0,98 para los pacientes con dolor lumbar no específico y entre 0,91 y 0,98 para los sujetos

sanos. Para la evaluación de la fuerza isométrica, los valores del ICC oscilaron entre 0,81 y 0,98 para los pacientes con dolor lumbar no específico y entre 0,94 y 0,97 para los sujetos sanos. En la evaluación isocinética, el ICC varió entre 0,95-0,98 y 0,91-0,98, respectivamente (Tabla 8).

**Tabla 8.** Fiabilidad de la fuerza de flexión y extensión del tronco en sujetos con dolor lumbar

Autor / año	Parámetros de evaluación	Media (Nm) / (DE) prueba 1	Media (Nm) / (DE) prueba 2	ICC ( 95% IC)	Otras medidas
<b>Verbrugge et al, 2019 [33]</b>	Extensión isométrica en semiflexión (S)	238,3 (89,3)	247,8 (92,8)	0,94 (0,85-0,98)	SEM 8,9% MDC 61,3
	Extensión isométrica lumbar aislada (S)	232,2 (86,7)	239,0 (87,7)	0,97 (0,93-0,99)	SEM 6,4% MDC 40,9
	Flexión isométrica en semiflexión (S)	150,6 (55,5)	152,9 (55,9)	0,97 (0,91-0,99)	SEM 5,8% MDC 29,8
	Flexión isométrica lumbar aislada (S)	104,2 (35,4)	106,3 (34,1)	0,94 (0,84-0,98)	SEM 8,2% MDC 23,4
	Extensión isométrica en semiflexión (DL)	269,5 (95,6)	268,3 (93,1)	0,94 (0,86-0,98)	SEM 8,9% MDC 66,9
	Extensión isométrica lumbar aislada (DL)	244,0 (83,3)	249,2 (87,3)	0,93 (0,83-0,97)	SEM 9,3% MDC 62,7
	Flexión isométrica en semiflexión (DL)	155,2 (58,3)	155,4 (55,4)	0,98 (0,95-0,99)	SEM 6,0% MDC 25,0
	Flexión isométrica lumbar aislada (DL)	108,2 (32,1)	108,4 (34,5)	0,97 (0,92-0,99)	SEM 5,5% MDC 16,4
<b>Gruther et al, 2009 [32]</b>	Extensión isométrica 20° (DL)	160,2 (58,0)	161,6 (68,0)	0,85	p = 0,856
	Extensión isométrica 60° (DL)	171,7 (53,6)	128,2 (63,2)	0,85	p = 0,136
	Extensión isométrica 100° (DL)	163,9 (62,8)	179,1 (73,7)	0,81	p = 0,098
	Flexión isométrica 20° (DL)	28,1 (31,2)	35,2 (33,0)	-	p = 0,036*
	Flexión isométrica 60° (DL)	69,6 (37,9)	81,8 (44,2)	-	p = 0,019*
	Flexión isométrica 100° (DL)	77,5 (35,5)	95,2 (35,7)	-	p = 0,001*
	Extensión concéntrica 90°/s (DL)	87,7 (74,3)	117,9 (87,9)	-	p = 0,006*
	Flexión concéntrica 90°/s (DL)	50,5 (35,5)	63,8 (38,1)	-	p = 0,008*
<b>Keller et al, 2001 [117]</b>	Extensión concéntrica 60°/s (S)	140 (118-158)#	137,0 (111-165)#	0,96	CV 10% CD 27%
	Extensión concéntrica 120°/s (S)	1847 (1525-2421)#	1911,0 (1405-2284)#	0,98	CV 8% CD 21%
	Extensión concéntrica 150°/s (S)	105 (76-143)#	112,0 (81-142)#	0,96	CV 14% CD 39%
	Extensión concéntrica 60°/s (DL)	162 (124-197)#	151,0 (126-210)#	0,98	CV 10% CD 28%
	Extensión concéntrica 120°/s (DL)	2061 (1421-2510)#	1971,0 (1444-2637)#	0,97	CV 14% CD 38%
	Extensión concéntrica 150°/s (DL)	100 (59-121)#	90,0 (49-137)#	0,95	CV 23% CD 63%
<b>Hupli et al, 1996 [94]</b>	Extensión concéntrica 60°/s- 90°/s & 120°/s (S)	-	-	-	-
	Flexión concéntrica 60°/s- 90°/s & 120°/s (S)	-	-	-	-
	Extensión concéntrica 60°/s- 90°/s & 120°/s (DL)	-	-	-	-
	Flexión concéntrica 60°/s- 90°/s & 120°/s (DL)	-	-	-	-
<b>Newton et al, 1993 [118]</b>	Extensión concéntrica 60°/s (S)	142,9 (-)†	148,5 (-)†	0,98	-



Extensión concéntrica 90°/s (S)	132,4 (-)‡	136,0 (-)‡	0,94	-
Extensión concéntrica 120°/s (S)	113,4 (-)‡	119,6 (-)‡	0,91	-
Flexión concéntrica 60°/s (S)	115,8 (-)‡	115,8 (-)‡	0,94	-
Flexión concéntrica 90°/s (S)	111,9 (-)‡	113,3 (-)‡	0,96	-
Flexión concéntrica 120°/s (S)	103,4 (-)‡	107,3 (-)‡	0,95	-
Extensión concéntrica 60°/s (DL)	122,0 (-)‡	123,8 (-)‡	0,98	-
Extensión concéntrica 90°/s (DL)	100,9 (-)‡	106,5 (-)‡	0,97	-
Extensión concéntrica 120°/s (DL)	81,7 (-)‡	84,7 (-)‡	0,98	-
Flexión concéntrica 60°/s (DL)	114,1 (-)‡	113,6 (-)‡	0,98	-
Flexión concéntrica 90°/s (DL)	104,0 (-)‡	106,0 (-)‡	0,98	-
Flexión concéntrica 120°/s (DL)	88,7 (-)‡	100,5 (-)‡	0,98	-

Nm: Newton metros torque máximo; S: sujetos sanos; DL: sujetos con dolor lumbar; SEM: error estándar de medición; MDC: cambio mínimo detectable; CV: Coeficiente de variación; CD: Diferencia crítica; \*p < 0.05; ‡: ft-lb; #Median and (Quartiles) Nm.

Sólo Verbrugghe et al. [33] proporcionan valores de fiabilidad absoluta mediante el error estándar de medición (SEM) y Keller et al. [117] mediante el coeficiente de variación (CV).

En cuanto al protocolo más fiable para evaluar a los pacientes con dolor lumbar, Verbrugghe et al. [33] informaron la mayor fiabilidad en una posición funcional sentada (semiflexión), tres series de cinco segundos, con excelentes valores de fiabilidad tanto para la flexión (ICC = 0,98; SEM = 6,0%) como para la extensión (ICC = 0,94; SEM = 8,9%). Para la evaluación isocinética, teniendo en cuenta el torque pico, el protocolo más fiable para los flexores del tronco fue el reportado por Newton et al. [118] en posición de pie, rodillas 15° de semiflexión y el eje de rotación ajustado en L5-S1, rango de movimiento (ROM) de 60°, modo concéntrico y velocidades de 60°/s, 90°/s, y 120°/s con un ICC de 0,98. Para los extensores del tronco, el protocolo más fiable teniendo en cuenta el torque pico fue reportado por Newton et al. [118] en modo concéntrico pero a velocidades de 60°/s y 120°/s (ICC = 0,98). Sin embargo, teniendo en cuenta el trabajo total, el protocolo más fiable fue el reportado por Keller et al. [117] en posición de pie, con la pelvis fijada por un cinturón adhesivo por debajo de la cresta ilíaca, desde una posición erguida hasta 80° de flexión hacia delante y de vuelta a la posición erguida (ROM 80°), modo concéntrico a 60°/s con un ICC de 0,98 y un CV = 10%.

### Efectos adversos de la evaluación isocinética del tronco:

De los estudios revisados, ninguno informó de efectos adversos durante o después de la evaluación isocinética de la fuerza en pacientes con dolor lumbar. Además, la evaluación no aumentó el dolor ni siquiera en el grupo de pacientes con dolor lumbar grave [94]. Sólo un sujeto sano tuvo que abandonar la evaluación por un episodio de dolor lumbar agudo en la evaluación isométrica inicial [33].

**Estudio 3:** *Un nuevo dispositivo fiable para evaluar la fuerza de los extensores del tronco.*

Las características de los participantes se muestran en la Tabla 9. Ningún participante abandonó el estudio debido a dolor o por falta de asistencia a una prueba de evaluación.

**Tabla 9.** Características demográficas de los participantes

<b>Variab</b> les	<b>Promedio (DE)</b>
Edad (años)	21,5 (2,0)
Masa corporal (Kg)	69,9 (7,0)
Altura (m)	1,7 (0,1)
IMC (Kg/m <sup>2</sup> )	23,0 (1,6)
ODI (%)	2,8 (3,7)
ROM 100% (cm)	51,5 (3,5)
ROM 25% (cm)	12,9 (0,9)
ROM 50% (cm)	25,8 (1,8)

DE = desviación estándar; ROM = rango de movimiento; IMC= índice de masa corporal; ODI = Oswestry Disability Index.

En las Tablas 10 y 11 se presenta la media  $\pm$  DE, ES, CV, ET e ICC de la fuerza media y pico para los extensores del tronco. Los resultados indican que no hay diferencias entre el test y el retest en la fuerza isométrica de los extensores del tronco cuando se considera la fuerza media o pico ( $p > 0,05$ ;  $ES < 0,20$ ). Los ICC variaron entre 0,67 y 0,85 para las mediciones de la fuerza media y estuvieron entre 0,55 y 0,82 para las mediciones de la fuerza pico (Tablas 10 y 11).

**Tabla 10.** Fiabilidad test-retest de las mediciones de fuerza media (kg) utilizando un DEMF a diferentes velocidades y rangos de movimiento.

Condición		Día 1	Día 2	p-value	ES	CV (95% IC)	ET (95% IC)	ICC (95% IC)
ISO	V <sub>0</sub> R <sub>90°</sub>	72,3 (20,3)	75,0 (19,4)	0,342	0,13	14,62 (11,68-19,54)	10,77 (8,61-14,39)	0,72 (0,49-0,85)
	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	62,1 (15,9)	65,6 (16,0)	0,065	0,22	11,33 (9,05-15,14)	7,23 (5,78-9,67)	0,81 (0,63-0,90)
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	54,1 (16,3)	62,9 (17,0)	0,009	0,53	12,18 (9,73-16,28)	7,12 (5,69-9,52)	0,83 (0,67-0,91)
CON	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	52,7 (18,0)	59,1 (15,2)	0,004	0,38	14,24 (11,38-19,03)	7,96 (6,36-10,64)	0,78 (0,60-0,89)
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	60,5 (18,0)	61,2 (15,7)	0,698	0,05	12,59 (10,06-16,83)	7,66 (6,12-10,24)	0,80 (0,63-0,90)
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	56,2 (15,0)	61,0 (18,4)	0,029	0,29	14,09 (11,26-18,84)	8,26 (6,60-11,05)	0,77 (0,57-0,88)
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	54,5 (16,5)	61,2 (18,1)	0,003	0,39	14,29 (11,42-19,10)	8,26 (6,60-11,05)	0,78 (0,60-0,89)
	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	105,8 (26,2)	110,8 (25,9)	0,063	0,19	9,52 (7,61-12,72)	10,31 (8,24-13,78)	0,85 (0,72-0,93)
ECC	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	103,1 (24,8)	110,5 (24,3)	0,019	0,30	11,12 (8,89-14,86)	11,88 (9,49-15,88)	0,78 (0,59-0,89)
	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	108,7 (26,9)	113,1 (25,1)	0,268	0,17	13,82 (11,04-18,47)	15,33 (12,25-20,49)	0,67 (0,41-0,82)
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	108,3 (30,7)	112,3 (23,5)	0,189	0,14	10,53 (8,41-14,07)	11,61 (9,28-15,52)	0,83 (0,68-0,91)
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	107,4 (26,4)	114,2 (25,1)	0,024	0,26	10,18 (8,14-13,61)	11,28 (9,02-15,08)	0,82 (0,66-0,91)
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	106,9 (27,3)	117,0 (27,7)	0,010	0,37	12,90 (10,31-17,25)	14,44 (11,54-19,31)	0,74 (0,52-0,86)

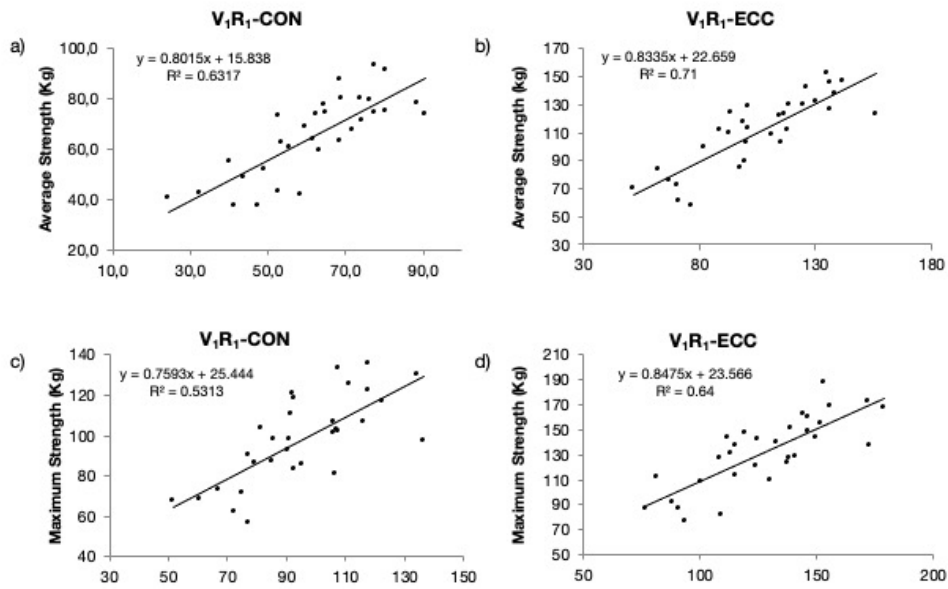
ISO = contracción isométrica; CON = contracción concéntrica; ECC = contracción excéntrica; V<sub>0</sub> = 0 m·s<sup>-1</sup>; V<sub>1</sub> = 0,15 m·s<sup>-1</sup>; V<sub>2</sub> = 0,30 m·s<sup>-1</sup>; V<sub>3</sub> = 0,45 m·s<sup>-1</sup>; R<sub>90</sub> = 90 grados; R<sub>1</sub> = 25% cm; R<sub>2</sub> = 50% cm; ES = Tamaño del efecto d de Cohen; CV = coeficiente de variación; ET = error típico (kg); ICC = coeficiente de correlación intraclase; 95% IC = 95% intervalo de confianza.

**Tabla 11.** Fiabilidad test-retest de las mediciones de fuerza pico (kg) utilizando un DEMF a diferentes velocidades y rangos de movimiento.

Condición		Día 1	Día 2	p-value	ES	CV (95% IC)	ET (95% IC)	ICC (95% IC)
ISO	V <sub>0</sub> R <sub>90°</sub>	89,2 (21,1)	91,9 (21,3)	0,259	0,13	10,29 (8,23-13,76)	9,32 (7,45-12,46)	0,82 (0,65-0,91)
	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	95,4 (20,6)	97,9 (21,4)	0,380	0,12	11,34 (9,06-15,15)	10,96 (8,76-14,65)	0,74 (0,53-0,87)
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	86,7 (21,8)	95,5 (20,9)	0,014	0,41	14,60 (11,66-19,51)	13,30 (10,62-17,77)	0,63 (0,36-0,80)
CON	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	95,2 (27,5)	103,1 (24,0)	0,049	0,30	15,19 (12,14-20,30)	15,06 (12,04-20,13)	0,67 (0,42-0,83)
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	91,7 (24,2)	92,6 (18,5)	0,764	0,04	12,44 (9,94-16,63)	11,46 (9,16-15,32)	0,73 (0,51-0,86)
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	88,7 (21,3)	93,9 (21,3)	0,059	0,25	11,46 (9,16-15,32)	10,47 (8,37-13,99)	0,77 (0,58-0,88)
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	88,9 (22,1)	98,9 (23,2)	0,005	0,44	13,76 (10,99-18,39)	12,92 (10,32-17,27)	0,69 (0,45-0,84)
	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	127,9 (26,9)	132,0 (28,6)	0,211	0,15	9,63 (7,69-12,87)	12,51 (10,00-16,72)	0,81 (0,64-0,90)
ECC	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	130,7 (24,1)	137,1 (24,9)	0,071	0,26	10,09 (8,07-13,49)	13,51 (10,80-18,06)	0,71 (0,48-0,85)
	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	143,0 (26,3)	146,9 (25,8)	0,388	0,15	12,17 (9,72-16,26)	17,64 (14,10-23,58)	0,55 (0,25-0,76)
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	134,4 (33,9)	139,1 (26,9)	0,251	0,15	11,71 (9,39-15,57)	16,02 (12,84-21,30)	0,74 (0,53-0,86)
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	137,7 (28,3)	141,6 (26,9)	0,189	0,17	9,66 (7,72-12,92)	13,46 (10,75-17,99)	0,77 (0,58-0,88)
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	142,3 (26,2)	149,1 (14,82)	0,112	0,25	11,09 (8,86-14,82)	16,16 (12,91-21,60)	0,65 (0,39-0,82)

ISO = contracción isométrica; CON = contracción concéntrica; ECC = contracción excéntrica; V<sub>0</sub> = 0 m·s<sup>-1</sup>; V<sub>1</sub> = 0,15 m·s<sup>-1</sup>; V<sub>2</sub> = 0,30 m·s<sup>-1</sup>; V<sub>3</sub> = 0,45 m·s<sup>-1</sup>; R<sub>90</sub> = 90 grados; R<sub>1</sub> = 25% cm; R<sub>2</sub> = 50% cm; ES = Tamaño del efecto d de Cohen; CV = coeficiente de variación; ET = error típico (kg); ICC = coeficiente de correlación intraclase; 95% IC = 95% intervalo de confianza.

La evaluación más fiable fue la fuerza media en las mediciones concéntricas y excéntricas en V<sub>1</sub>R<sub>1</sub> en lo que respecta a la manifestación de la fuerza (Figura 5). Para la contracción isométrica, la manifestación de fuerza más fiable fue la fuerza pico.



**Figura 5.** Correlaciones lineales entre la prueba y la repetición de las fases concéntrica y excéntrica de la fuerza media y pico de los extensores del tronco.

Finalmente, la manifestación de fuerza que mejor se correlacionó con la fuerza isométrica fue la fuerza media concéntrica en  $V_2R_2$  ( $r = 0,69$ ) y la fuerza excéntrica pico de los extensores del tronco en  $V_1R_1$  ( $r = 0,65$ ) (Figura 6).

	Average Strength		Maximum Strength	
	ISO-CON	ISO-ECC	ISO-CON	ISO-ECC
$V_1R_1$	0.61***	0.63***	0.64***	0.65***
$V_2R_1$	0.52**	0.57***	0.44*	0.63***
$V_3R_1$	0.42*	0.44*	0.40*	0.41*
$V_1R_2$	0.64***	0.57***	0.66***	-0.28
$V_2R_2$	0.69***	0.59***	0.62***	0.62***
$V_3R_2$	0.49**	0.47**	-0.18	-0.10

**Figura 6.** Coeficiente de correlación ( $r$ ) de Pearson entre la fuerza media y pico isométrica con la fuerza media y pico dinámica (kg).

\*  $p < 0,05$ ; \*\* $p < 0,01$  \*\*\*  $p < 0,00$ .

**Estudio 4:** *Calidad muscular y ratios funcionales y convencionales de la fuerza del tronco en sujetos jóvenes sanos: Un estudio piloto.*

Los extensores del tronco presentaron valores de fuerza media y pico más altos que los flexores del tronco en las diferentes condiciones evaluadas en las pruebas isométricas e isocinéticas. El mayor valor de fuerza se registró en la mayor velocidad en la contracción excéntrica. Al considerar la fuerza pico o la fuerza media, la relación normalizada por el peso corporal y la relación por la masa muscular fue mayor en  $V_3$  tanto para los extensores como para los flexores (Tabla 12).

**Tabla 12.** Fuerza absoluta y relativa de los músculos flexores y extensores del tronco a diferentes velocidades utilizando un dinamómetro electromecánico funcional.

		Fuerza pico (n = 27)			Fuerza media (n = 27)		
		Fuerza (kg)	Normalizada por peso	Normalizada por masa muscular	Fuerza (kg)	Normalizada por peso	Normalizada por masa muscular
Extensores	Concéntrica						
	0,15 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>1</sub> )	95,91 ± 19,70	1,37 ± 0,26	2,97 ± 0,64	63,38 ± 15,61	0,91 ± 0,22	1,96 ± 0,51
	0,30 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>2</sub> )	95,87 ± 20,57	1,37 ± 0,28	2,98 ± 0,69	62,41 ± 16,94	0,89 ± 0,23	1,94 ± 0,55
	0,45 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>3</sub> )	101,34 ± 21,66	1,45 ± 0,32	3,16 ± 0,78	60,25 ± 16,39	0,86 ± 0,24	1,88 ± 0,55
	Excéntrica						
	0,15 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>1</sub> )	136,30 ± 27,19	1,95 ± 0,36	4,23 ± 0,91	112,41 ± 24,25	1,61 ± 0,33	3,49 ± 0,80
	0,30 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>2</sub> )	141,23 ± 25,35	2,02 ± 0,34	4,38 ± 0,84	114,03 ± 24,10	1,63 ± 0,31	3,53 ± 0,76
	0,45 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>3</sub> )	149,26 ± 24,78	2,14 ± 0,37	4,64 ± 0,91	116,06 ± 25,19	1,66 ± 0,37	3,61 ± 0,88
	Isométrica	93,73 ± 21,86	1,34 ± 0,29	2,90 ± 0,68	76,03 ± 20,37	1,09 ± 0,27	2,35 ± 0,62
Flexores	Concéntrica						
	0,15 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>1</sub> )	39,40 ± 5,45	0,56 ± 0,84	1,22 ± 0,20	25,34 ± 4,40	0,36 ± 0,06	0,78 ± 0,13
	0,30 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>2</sub> )	40,31 ± 6,45	0,58 ± 0,09	1,25 ± 0,22	24,64 ± 4,89	0,35 ± 0,06	0,76 ± 0,14
	0,45 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>3</sub> )	43,25 ± 7,49	0,62 ± 0,11	1,34 ± 0,27	24,19 ± 4,68	0,34 ± 0,06	0,74 ± 0,13
	Excéntrica						
	0,15 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>1</sub> )	57,74 ± 7,49	0,83 ± 0,89	1,79 ± 0,23	46,93 ± 6,98	0,67 ± 0,09	1,45 ± 0,22
	0,30 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>2</sub> )	62,81 ± 8,48	0,90 ± 0,11	1,95 ± 0,26	49,21 ± 7,52	0,70 ± 0,09	1,52 ± 0,20
	0,45 m·s <sup>-1</sup> (V <sub>3</sub> )	70,27 ± 9,51	1,01 ± 0,14	2,18 ± 0,35	51,95 ± 8,35	0,74 ± 0,10	1,61 ± 0,25
	Isométrica	37,00 ± 5,69	0,53 ± 0,06	1,14 ± 0,15	30,47 ± 5,64	0,43 ± 0,06	0,94 ± 0,13

No hubo diferencias significativas entre la fuerza media y pico de el ratio convencional de fuerza del tronco ( $p > 0,05$ ) en las pruebas isométricas e isocinéticas, excepto en la condición  $V_2$  ( $p = 0,02$ ). Por otro lado, tanto el ratio funcional flexor como el ratio funcional extensor tuvieron diferencias significativas al considerar la fuerza pico o media en condiciones isocinéticas ( $p = 0,001$ ), pero no una diferencia significativa en condiciones isométricas ( $p > 0,05$ ) (Tabla 13).

Para el ratio funcional de los flexores, hubo diferencias significativas con un gran tamaño del efecto entre las velocidades al considerar la fuerza pico ( $p = 0,001$ ;  $\omega^2 = 0,436$ ) y la fuerza media ( $p = 0,001$ ;  $\omega^2 = 0,447$ ). El análisis post hoc utilizando la corrección de Bonferroni reveló diferencias significativas entre las tres velocidades en comparación con las condiciones isométricas ( $p = 0,001$ ), y entre los ratios en  $V_1$ - $V_2$  (diferencia media = -0,058;  $p = 0,009$ ) y  $V_1$ - $V_3$  (diferencia media = -0,099;  $p = 0,001$ ) para la fuerza pico. Al considerar la fuerza media, el análisis post hoc reveló diferencias significativas entre las tres velocidades en comparación con las condiciones isométricas ( $p = 0,001$ ), y entre los ratios en  $V_1$ - $V_3$  (diferencia media = -0,139;  $p = 0,001$ ) y  $V_2$ - $V_3$  (diferencia media = -0,087;  $p = 0,047$ ) (Tabla 13).

Para el ratio funcional de los extensores, hubo diferencias significativas con un gran tamaño del efecto ( $p = 0,001$ ;  $\omega^2 = 0,292$ ) entre las velocidades al considerar la fuerza pico ( $p = 0,001$ ;  $\omega^2 = 0,292$ ) y la fuerza media ( $p = 0,001$ ;  $\omega^2 = 0,461$ ). El análisis post hoc reveló diferencias significativas entre las tres velocidades en comparación con las condiciones isométricas al considerar la fuerza pico ( $p = 0,001$ ) y la fuerza media ( $p = 0,001$ ) (Tabla 13).

**Tabla 13.** Comportamiento de las relaciones de fuerza del tronco a diferentes velocidades.

Ratio	V <sub>1</sub>	V <sub>2</sub>	V <sub>3</sub>	ISO	ANOVA de medidas repetidas
	Media (DE) (n = 27)	Media (DE) (n = 27)	Media (DE) (n = 27)	Media (DE) (n = 27)	
RC—Pico	0,42 (0,09)	0,44 (0,10)	0,44 (0,09)	0,41 (0,10)	F (2,60) = 1,94, p = 0,145 ω <sup>2</sup> = 0,006
RFF— Pico	0,62 (0,12)	0,68 (0,15)	0,72 (0,16)	0,41 (0,09)	F (2,59) = 121,16, p = 0,001 ω <sup>2</sup> = 0,436
RFE— Pico	3,49 (0,71)	3,55 (0,66)	3,51 (0,66)	2,55 (0,55)	F (2,60) = 52,59, p = 0,001, ω <sup>2</sup> = 0,292
RC—Media	0,42 (0,12)	0,42 (0,11)	0,43 (0,13)	0,42 (0,11)	F (2,54) = 0,19, p = 0,832 ω <sup>2</sup> = 0,000
RFF—Media	0,78 (0,21)	0,83 (0,21)	0,92 (0,27)	0,42 (0,11)	F (2,64) = 92,21, p = 0,001, ω <sup>2</sup> = 0,447
RFE—Media	4,51 (1,03)	4,73 (1,09)	4,92 (1,26)	2,53 (0,65)	F (2,53) = 103,34, p = 0,001, ω <sup>2</sup> = 0,461

V<sub>1</sub> = 0,15 m·s<sup>-1</sup>; V<sub>2</sub> = 0,30 m·s<sup>-1</sup>; V<sub>3</sub> = 0,45 m·s<sup>-1</sup>; ISO = isométrico; DE = desviación estándar; RC = Ratio convencional; RFF = Ratio funcional flexor;

RFE = Ratio funcional extensor.



**Estudio 5:** *Entrenamiento isocinético de tronco sobre el dolor, incapacidad y fuerza en pacientes con dolor lumbar no específico: una revisión sistemática y meta análisis.*

**Selección de estudios:**

No se encontraron revisiones sistemáticas con un objetivo similar al del presente estudio. A partir de la búsqueda inicial, se recuperaron 1347 artículos (Figura 7), de los cuales 484 se eliminaron como duplicados. Tras evaluar los títulos y resúmenes, se excluyeron 840 artículos por no ser relevantes para esta revisión, quedando 23 artículos para la lectura del texto completo. Se identificó un artículo adicional a partir de otras fuentes.

De los 24 artículos, seis se excluyeron porque no incluían pacientes con dolor lumbar no específico, ocho porque realizaban entrenamiento de fuerza pero no entrenamiento de fuerza isocinético, y tres porque sólo realizaban evaluación de fuerza isocinética y no entrenamiento de fuerza isocinética. Así, se seleccionaron siete artículos y se revisó la lista de referencias sin encontrar nuevos artículos. Se realizó una actualización de la búsqueda hasta mayo de 2022 (n=109); sin embargo, ningún artículo cumplió los criterios de inclusión.

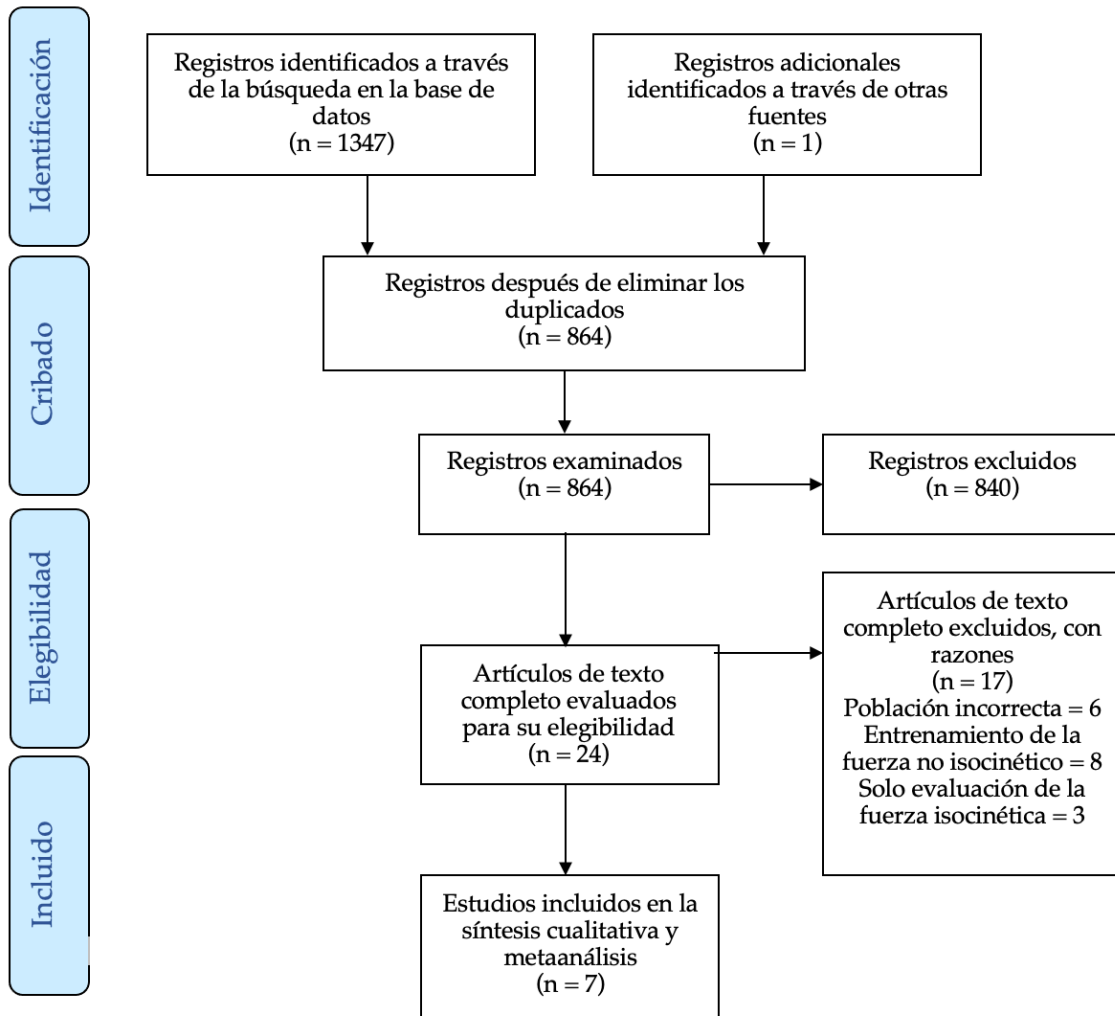


Figura 7. Diagrama de flujo de la revisión sistemática y metaanálisis

### Características de los estudios:

Los estudios recuperados incluyeron 342 participantes con dolor lumbar no específico, de los cuales sólo el 17,25% (59) eran mujeres. De la muestra total, 134 recibieron entrenamiento isocinético. El número de participantes por estudio osciló entre 17 [79] y 60 [119–122]. La edad mínima de los participantes fue de  $20,23 \pm 1,6$  [123], y la máxima de  $43 \pm 9,7$  años [79]. Cuatro estudios [119–121, 123] incluyeron una población de deportistas (jugadores de fútbol). Todos los estudios consideraron a participantes con dolor lumbar crónico, es decir, de al menos tres meses de duración. (Tabla 14)

Tabla 14. Características de los estudios incluidos en la revisión sistemática y metaanálisis

Autor/año	Tamaño de la muestra	Sexo/edad (años ± DE)	Clasificación del dolor lumbar	Resultados	Abandonos (n)
Nambi et al. 2020(A) [120]	60 DL; GC: 20; EIK: 20; EEC: 20.	60 H; GC: 21,38±1,4. EIK: 21,11±1,4; EEC: 22,12±1,3	Crónico (≥ 3 meses).	Intensidad del dolor (EVA), bienestar del jugador y rendimiento deportivo.	GC: 2; EIK: 1; EEC: 1.
Nambi et al. 2020(B) [123]	45 DL; GC: 15; EIK: 15; ERV: 15.	45 H; GC: 20,78±1,6; EIK: 20,23±1,6; ERV: 21,25±1,2.	Crónico (≥ 3 meses).	Intensidad del dolor (EVA), bienestar del jugador y rendimiento deportivo.	GC: 0; EIK: 0; ERV: 0.
Nambi et al. 2020(C) [121]	60 DL; GC: 20; EIK: 20; EEC: 20.	60 H; GC: 21,9±1,8; EIK: 22,1±1,8; EEC: 22,3±1,7.	Crónico (≥ 3 meses).	Intensidad del dolor (EVA), AST paraespinal, espesor del Multifidus y biomarcadores inflamatorios.	GC: 0; EIK: 1; EEC: 0.
Olivier et al. 2008 [122]	60 DL; GC: 30; EIK: 30.	33 H; 27 M; 39±9.	Crónico (≥ 3 meses).	Intensidad del dolor (EVA), fuerza isocinética (Cybex norm), calidad de vida, flexibilidad y resistencia del tronco.	Analiza n=40 pero no especifica cuántas pérdidas por grupo.
Calmels et al. 2004 [79]	17 DL; EIK: 9; GC: 8.	16 H; 1 M; 43±9,7.	Crónico	Intensidad del dolor (EVA), capacidad funcional (escala de Quebec), movilidad del tronco, extensibilidad muscular y fuerza.	No se informa.
Sertpoyraz et al. 2009 [124]	40 DL; EIK: 20; GC: 20.	9 H; 31 M; EIK: 38,75±7,81; GC: 38,25±7,36.	Crónico (≥ 3 meses).	Intensidad del dolor (EVA), discapacidad (ODIm), fuerza isocinética (Cybex norm), movilidad de la columna vertebral y síntomas depresivos.	EIK= 0; GC= 0.
Nambi et al. 2021 [119]	60 DL; GC: 20; EIK: 20; ERV: 20.	60 H; GC: 23,3±1,5; EIK: 22,8±1,6; ERV: 23,2±1,5.	Crónico (≥ 3 meses).	Intensidad del dolor (EVA), kinesiofobia y valores hormonales.	GC: 1; EIK: 0; ERV: 1.

DL: Dolor lumbar; GC: Grupo control; EIK: Entrenamiento isocinético ; EEC: Entrenamiento estabilidad del Core; ERV: Entrenamiento realidad virtual; H: Hombre; M: Mujeres; DE: Desviación estándar ; EVA: Escala visual análoga; AST: área de sección transversal; ODIm: Oswestry Disability Index Modificado.

En cuanto a los protocolos de entrenamiento, todos los estudios consideraron un grupo de entrenamiento isocinético (EIK) en comparación con un grupo de control (GC). El GC realizó ejercicios convencionales como estiramientos y ejercicios isotónicos e isométricos de los músculos del tronco. Además, Nambi et al. [120, 121] incluyeron un grupo de entrenamiento de estabilidad del tronco, y Nambi et al. [119, 123] un grupo de entrenamiento de realidad virtual. El periodo total de intervención osciló entre dos [79] y cuatro semanas [119–123], con un total de sesiones de entrenamiento entre seis [79] y veinte [119–123]. En cuanto a los dinamómetros, Nambi et al. [120, 121, 123] utilizaron Biodex Corporation, NY, EE.UU., Calmels et al. [79] un dinamómetro Cybex 6000®, Sertpoyraz et al. [124] un dinamómetro isocinético computerizado Cybex Norm. En

cambio, Olivier et al. [122] y Nambi et al. [119] no especifican el dinamómetro utilizado (Tabla 15).

**Tabla 15.** Características del entrenamiento de fortalecimiento isocinético de los estudios incluidos.

Autor/año	Grupo/intervención	Protocolos de entrenamiento isocinético	Frecuencia (x por semana)	Duración de la intervención (semanas)	Dinamómetro
Nambi et al. 2020(A) [120]	EIK: Fortalecimiento isocinético. EEC: Ejercicio de estabilidad del core GC: Rehabilitación convencional.	Cinco minutos de calentamiento. Estiramiento de flexores/extensores. Posición de pie, ROM: 90°. Familiarización (vídeo). Entrenamiento: 15 repeticiones x 3 series a 60°/s, 90°/s y 120°/s.	5	4	Biodex Corporation, NY, USA.
Nambi et al. 2020(B) [123]	EIK: Fortalecimiento isocinético ERV: Entrenamiento realidad virtual GC: Rehabilitación convencional.	Cinco minutos de calentamiento. Estiramiento de flexores/extensores. Posición de pie, ROM: 90°. Familiarización (vídeo). Entrenamiento: 15 repeticiones x 3 series a 60°/s, 90°/s y 120°/s.	5	4	Biodex Corporation, NY, USA.
Nambi et al. 2020(C) [121]	EIK: Fortalecimiento isocinético. EEC: Ejercicio de estabilidad del core GC: Rehabilitación convencional.	Cinco minutos de calentamiento. Estiramiento de flexores/extensores. Posición de pie, ROM: 90°. Familiarización (vídeo). Entrenamiento: 15 repeticiones x 3 series a 60°/s, 90°/s y 120°/s.	5	4	Biodex Corporation, NY, USA.
Olivier et al. 2008 [122]	EIK: Fortalecimiento isocinético + Rehabilitación convencional GC: Rehabilitación convencional.	Hospitalización de un día Primera semana: 8 repeticiones x 2 series a 120°/s; 7 repeticiones x 2 series a 105°/s, y 4 repeticiones x 1 serie a 90°/s. Segunda semana: 7 repeticiones x 2 series a 90°/s; 6 repeticiones x 2 series a 75°/s 5 repeticiones x 2 series a 60°/s, y 2 repeticiones x 1 serie a 30°/s. Semana tres - cuatro: 8 repeticiones x 2 series a 120°/s; 7 repeticiones x 2 series a 105°/s; 6 repeticiones x 2 series a 75°/s; 4 repeticiones x 2 series a 60°/s, y 2 repeticiones x 2 series a 30°/s.	5	4	No informada.
Calmels et al. 2004 [79]	EIK: Fortalecimiento isocinético GC: Rehabilitación convencional.	Diez minutos de calentamiento. Posición de pie, ROM: 70°. Familiarización sólo en la primera sesión. Sesión 1 y 2: 7 repeticiones x 2 series a 30°/s y 60°/s. Sesión 3 a 6: 9 repeticiones x 2 series a 120°/s; 7 repeticiones x 2 series a 105°/s; 5 repeticiones x 2 series a 90°/s, y 3 repeticiones x 2 series a 60°/s.	3	2	Cybox 6000®.

Sertpoyraz et al. 2009 [124]	EIK: Fortalecimiento isocinético GC: Rehabilitación convencional.	Diez minutos de calentamiento. Posición de pie, ROM: 90°. Entrenamiento: 5 repeticiones x 3 series a 60°/s, y 90°/s.	5	3	Cyber Norm Computerized Isokinetic, Cyber Company, New York.
Nambi et al. 2021 [119]	EIK: Fortalecimiento isocinético ERV: Entrenamiento realidad virtual GC: Rehabilitación convencional.	Cinco minutos de calentamiento. Estiramiento de flexores/extensores. Posición de pie, ROM: 90°. Familiarización (vídeo). Entrenamiento: 15 repeticiones x 3 series a 60°/s, 90°/s y 120°/s.	5	4	No informada.

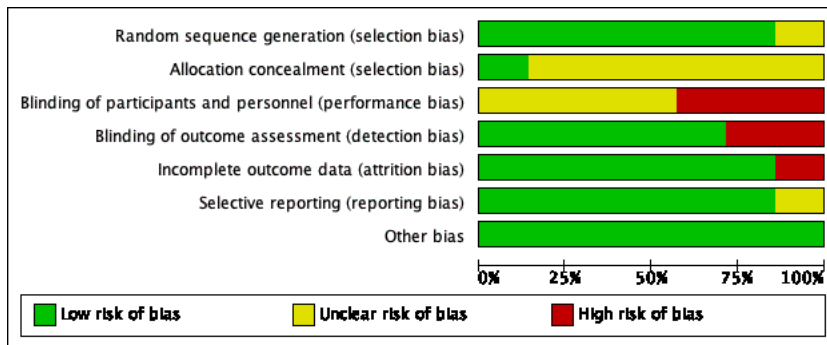
EIK: Fortalecimiento isocinético; EEC: Entrenamiento estabilidad Core; GC: grupo control; ERV: Entrenamiento realidad virtual; ROM: Rango de movimiento.

### Riesgo de sesgo en los estudios:

La evaluación del RdS para todos los artículos se presenta en las figuras 8 y 9. Para el RdS global, sólo un artículo [124] calificó el 85,7% de sus ítems como bajo RdS; cuatro [119–121, 123] clasificaron el 71,4% de sus ítems como bajo RdS, y dos [79, 122] obtuvieron menos del 50% de los ítems clasificados como bajo RdS. De los siete artículos, el 85,7% fueron clasificados como de bajo RdS en el proceso de aleatorización [119–124], sólo un artículo en la ocultación de la asignación [124], ninguno en el cegamiento de los participantes y del personal, y el 71,4% en el cegamiento de la evaluación de resultados [119–121, 123, 124].

	Random sequence generation (selection bias)	Allocation concealment (selection bias)	Blinding of participants and personnel (performance bias)	Blinding of outcome assessment (detection bias)	Incomplete outcome data (attrition bias)	Selective reporting (reporting bias)	Other bias
Calmels et al,2004	?	?	●	●	●	●	●
Nambi et al,2020 A	●	?	?	●	●	●	●
Nambi et al,2020 B	●	?	?	●	●	●	●
Nambi et al,2020 C	●	?	?	●	●	●	●
Nambi et al,2021	●	?	?	●	●	●	●
Olivier et al,2008	●	?	●	●	●	?	●
Sertpoyraz et al,2009	●	●	●	●	●	●	●

**Figura 8.** Resumen del riesgo de sesgo: Resumen del juicios de los autores de la revisión sobre cada elemento de riesgo de sesgo para cada estudio incluido.



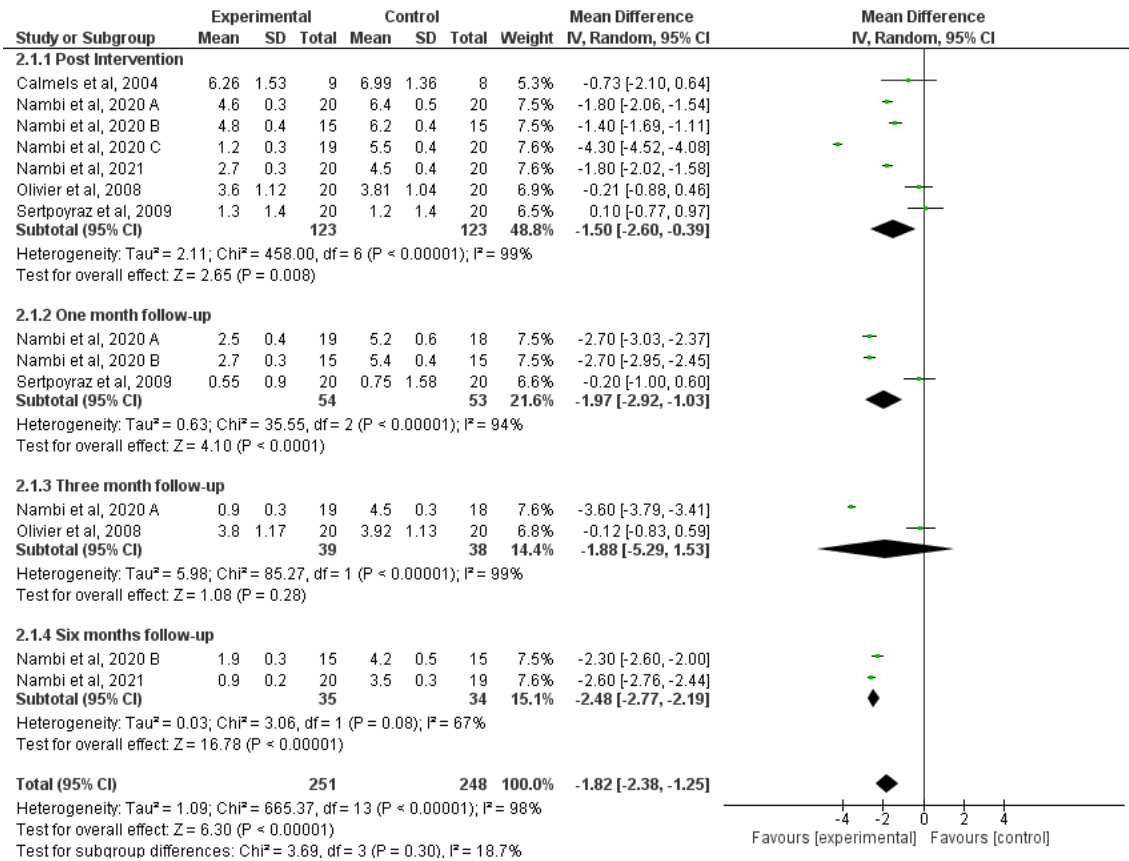
**Figura 9.** Gráfico de riesgo de sesgo: juicios de los autores de la revisión sobre cada elemento de riesgo de sesgo presentado como porcentajes en todos los estudios incluidos.

## Efecto del entrenamiento de fortalecimiento isocinético

### Intensidad del dolor:

Todos los estudios recuperados en esta revisión evaluaron la intensidad del dolor mediante la escala visual análoga (EVA). Por este motivo, se realizó un metaanálisis de la intensidad del dolor. En todos los artículos, la intensidad del dolor disminuyó significativamente en el EIK y en el GC, excepto en el caso de Calmels et al. [79], en el que la intensidad del dolor disminuyó significativamente sólo en el GC. El metaanálisis (Figura 10) muestra una disminución significativa de la intensidad del dolor a favor del grupo EIK  $-1,50$  ((95% IC  $-2,60$ ;  $-0,39$ );  $n = 123$ ;  $p < 0,008$ ) en comparación con el GC. La certeza de la evidencia fue muy baja según la clasificación GRADE. (Tabla 16)

Al mes de seguimiento el metaanálisis revela una disminución significativa de la intensidad del dolor, a favor del grupo EIK de  $-1,97$  ((95% IC  $-2,92$ ;  $-1,03$ );  $n = 54$ ;  $p < 0,0001$ ), a los tres meses de seguimiento de  $-1,88$  (95% IC  $-5,29$ ;  $1,53$ ;  $n = 39$ ;  $p = 0,28$ ) con una heterogeneidad significativa,  $I^2 = 94\%$  e  $I^2 = 99\%$  respectivamente y una certeza de evidencia muy baja según la calificación GRADE. Existe una reducción significativa de la intensidad del dolor a los seis meses de seguimiento a favor del grupo EIK de  $-2,48$  ((95% IC  $-2,77$ ;  $-2,19$ );  $n = 35$ ;  $p < 0,00001$ ) y una certeza de evidencia baja según la clasificación GRADE. (Figura 10) (Tabla 16)



**Figura 10.** Gráfico de bosque de la comparación entre el EIK (experimental) frente al GC para los cambios en la intensidad del dolor. DE = desviación estándar; 95% IC = intervalo de confianza del 95%; IV = varianza inversa.

**Tabla 16.** Resumen de los hallazgos (RdH) y certeza de la evidencia (GRADE) para el entrenamiento isocinético del tronco en pacientes con dolor lumbar no específico.

Nº de estudios	Diseño del estudio	RdS	Evaluación de la certeza				Otras consideraciones	Nº de pacientes		Efecto Absoluto (95%IC)	Certeza	Importancia
			Inconsistencia	Indirecto	Imprecisión			EIK	GC			
<b>Intensidad del dolor inmediatamente después de la intervención</b>												
7	ECA	no es serio	muy serio <sup>a</sup>	no es serio	serio <sup>b</sup>	ninguna	123	123	DM -1.50 95%IC (- 2.60 to -0.39)	⊕○○○ Muy baja	Importante	
<b>Intensidad del dolor 1 mes de seguimiento</b>												
3	ECA	no es serio	muy serio <sup>c</sup>	no es serio	serio <sup>d</sup>	ninguna	54	53	DM -1.97 95%IC (- 2.92 to -1.03)	⊕○○○ Muy baja	Importante	
<b>Intensidad del dolor 3 meses de seguimiento</b>												
2	ECA	serio <sup>e</sup>	muy serio <sup>f</sup>	no es serio	serio <sup>g</sup>	ninguna	39	38	DM -1.88 95%IC (- 5.29 to 1.53)	⊕○○○ Muy baja	Importante	
<b>Intensidad del dolor 6 meses de seguimiento</b>												
2	ECA	no es serio	muy serio <sup>h</sup>	no es serio	no es serio	ninguna	35	34	DM -2.48 95%IC (- 2.77 to -2.19)	⊕⊕○○ Baja	Importante	

RdS: riesgo de sesgo; EIK: entrenamiento isocinético; GC: grupo de control; IC: intervalo de confianza; ECA: ensayo controlado aleatorio; DM: diferencia de medias. Explicaciones: a. La heterogeneidad entre los estudios fue considerable ( $I^2=99\%$ ); b. Falta de relevancia clínica para la EVA; c. La heterogeneidad entre los estudios fue considerable ( $I^2=94\%$ ); d. Falta de relevancia clínica para la EVA; e. Un estudio fue clasificado como alto RdS; f. La heterogeneidad entre los estudios fue considerable ( $I^2=99\%$ ); g. Falta de relevancia clínica para la EVA; h. La heterogeneidad entre los estudios fue considerable ( $I^2=67\%$ ).

Grados de evidencia del Grupo de Trabajo GRADE

Alta certeza: Estamos muy seguros de que el verdadero efecto se acerca al de la estimación del efecto

Certeza moderada: Tenemos una confianza moderada en la estimación del efecto: Es probable que el efecto verdadero se acerque a la estimación del efecto, pero existe la posibilidad de que sea sustancialmente diferente

Certeza baja: Nuestra confianza en la estimación del efecto es limitada: El efecto real puede ser sustancialmente diferente de la estimación del efecto.

Certeza muy baja: Tenemos muy poca confianza en la estimación del efecto: Es probable que el verdadero efecto sea sustancialmente diferente de la estimación del efecto



## **Incapacidad:**

Dos de los artículos recuperados en esta revisión evaluaron los efectos de un programa de entrenamiento isocinético sobre la incapacidad. Calmels et al. [79] utilizaron la escala de Quebec para medir la capacidad funcional y no encontraron mejoras significativas ni en el GC ( $p = 0,606$ ) ni en el de EIK ( $p = 0,233$ ). Por otro lado, Sertpoyraz et al. [124], utilizando el Cuestionario de incapacidad de Oswestry Modificado (ODIm), informaron de una disminución significativa de la incapacidad en el GC y el EIK ( $p < 0,05$ ) al final de la intervención y al mes de seguimiento. Lamentablemente, no se realizó un metaanálisis porque no se pudieron agrupar los resultados debido a la diferencia en los instrumentos de medición de la incapacidad y al reducido número de artículos disponibles.

## **Fuerza isocinética de los flexores y extensores del tronco:**

Sólo dos estudios evaluaron la fuerza isocinética de los flexores y extensores del tronco. Olivier et al. [122] encontraron un aumento significativo entre los valores de torque pico antes y después de la intervención en los músculos flexores y extensores del tronco. Sin embargo, sólo informaron de diferencias estadísticamente significativas en el torque pico de los extensores entre los grupos a  $30^\circ /s$  a favor del grupo EIK. A los tres meses de seguimiento, los dos grupos mejoraron por igual. Sertpoyraz et al. [124] informaron de un aumento significativo del torque pico evaluado a  $60^\circ /s$  y  $90^\circ /s$  en ambos grupos inmediatamente después del tratamiento y al mes de seguimiento ( $p < 0,05$ ). Lamentablemente, no pudimos agrupar los datos debido a las diferencias entre las velocidades de medición realizadas en cada estudio y al reducido número de artículos disponibles.

## DISCUSIÓN

A continuación, se discuten los principales resultados de cada estudio de la presente Tesis Doctoral.

**Estudio 1:** *Fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar agudo en comparación con sujetos sanos: Una revisión sistemática.*

La presente revisión sistemática se diseñó para (I) determinar la calidad de la evidencia de los estudios que evalúan la fuerza isocinética del tronco en sujetos con dolor lumbar agudo en comparación con sujetos sanos y (II) establecer valores de referencia de la fuerza isocinética del tronco en sujetos con dolor lumbar agudo. Los principales hallazgos de este estudio fueron (I) los artículos incluidos en esta revisión presentan un alto riesgo de sesgo, por lo tanto, baja calidad de la evidencia, y (II) no fue posible determinar valores de referencia, ni tampoco fue posible determinar si la fuerza del tronco puede distinguir entre pacientes con dolor lumbar agudo y sujetos sanos. Sin embargo, basándonos en los datos proporcionados por los artículos revisados, podemos informar de un rango de torque pico de flexión entre 175,1 Nm y 89,7 Nm a 60° /s y entre 185,0 Nm y 81,5 Nm a 120° /s, y para el torque pico en extensión entre 240,0 Nm y 91,5 Nm a 60° /s y entre 217,5 Nm y 69,2 Nm a 120° /s en sujetos con dolor lumbar agudo.

Además de considerar investigaciones con bajo riesgo de sesgo, también debemos considerar los estudios con protocolos de evaluación similares para sugerir valores de referencia. Estrázulas et al. [31] tras revisar la literatura, recomiendan protocolos fiables para la evaluación de los flexores y extensores del tronco, realizados en posición sentada a velocidades de 30° /s y 60° /s con un rango de 30° (10° de flexión y 20° de extensión) y/o en posición de pie a velocidades de 60° /s y 90° /s con un rango entre 90° y 95° de flexión y 15° de extensión, ambos protocolos en modo concéntrico con el eje en la espina iliaca anterosuperior. En los cuatro estudios revisados, ninguno incluyó la evaluación en posición sentada, tres de ellos [114–116] utilizaron la posición de pie pero en un rango diferente al sugerido y con velocidades de 60° /s y 120° /s, las cuales son comúnmente utilizadas en la medición de la fuerza del tronco [31].

En cuanto a la variable analizada, sabemos que el torque pico se utiliza ampliamente como referencia, lo que permite una comparación directa entre estudios. Mueller et al. [19, 125] lo han utilizado anteriormente para analizar a sujetos con dolor lumbar, para determinar los déficits y para evaluar la eficacia del entrenamiento o del tratamiento. En esta revisión, dos de los cuatro estudios incluidos utilizaron el torque pico en su análisis; sin embargo, Hupli et al. [116] encontraron diferencias entre los dinamómetros utilizados, por lo que concluyen y recomiendan que no se comparen estos datos entre sí. Analizando esta misma variable Gabr et al. [115] encontraron que a diferencia de los pacientes con dolor lumbar

crónico, los pacientes con dolor lumbar agudo tienen una reducción significativa de la fuerza de los flexores y extensores del tronco, con un ratio flexores/extensores inversa a  $120^\circ/s$ , es decir, mayor que uno, lo que indica que los músculos extensores fueron los más afectados por la debilidad. Mueller et al. [19] habían informado previamente lo mismo, pero con datos de sujetos con dolor lumbar crónico, donde se observó una mayor disminución de la fuerza de los extensores que de los flexores, por lo que el ratio flexores/extensores fue mayor que en los sujetos sanos. Es importante destacar que sólo los valores de los flexores a  $60^\circ/s$  obtenidos por Gabr et al. [115] son similares a los descritos por Mueller et al. [19] para el grupo de dolor lumbar crónico, y los de los flexores a  $60^\circ/s$  en sujetos sanos por Hupli et al. [116] con el grupo control de Mueller et al. [19]. Por otro lado, Suzuki et al. [113] reportan diferencias en la fuerza de los flexores y extensores del tronco entre sujetos con dolor lumbar agudo y asintomáticos; sin embargo, esta variable fue medida en Joules, lo que no permite la comparación, y además sólo indica la existencia de diferencias estadísticas, pero no reporta el valor de p.

Es importante tener en cuenta que ninguno de los estudios incluidos en esta revisión realizó una evaluación de la fuerza isométrica de los flexores y extensores del tronco en sujetos con dolor lumbar agudo utilizando un dinamómetro isocinético. Entre los estudios revisados, sólo Suzuki et al [113] evaluaron la fuerza isométrica; sin embargo, consideraron como un único grupo a pacientes con dolor agudo y dolor crónico (que tenían una media de once años de dolor), por lo que, lamentablemente, no fue posible distinguir los valores de fuerza isométrica en sujetos con dolor lumbar agudo. La evaluación isométrica es fiable en sujetos con dolor lumbar [33], y se han observado valores inferiores de fuerza del tronco en atletas y no atletas con dolor lumbar en comparación con individuos sanos. Cho et al. [15] proponen que el riesgo de padecer dolor lumbar y su gravedad estarían asociados a la debilidad isocinética y a la debilidad isométrica de los flexores y extensores del tronco.

A partir de esto, es necesario considerar la importancia de la medición de estos parámetros en pacientes con dolor lumbar agudo, los que podrían ser utilizados como un indicador de funcionalidad o pronóstico en estos sujetos. La dinamometría isocinética ha sido ampliamente utilizada para evaluar la fuerza del tronco en pacientes con dolor lumbar crónico [33, 126–128]; sin embargo, pocos estudios han evaluado a pacientes con dolor lumbar agudo.

Basándonos en esta revisión sistemática, no podemos recomendar valores de referencia para la fuerza de los flexores y extensores del tronco en sujetos con dolor lumbar agudo

debido al alto riesgo de sesgo de los artículos incluidos y a la diversidad de protocolos, instrumentos y variables utilizados en cada artículo. Aunque tres [113–115] de los cuatro estudios revisados informan de diferencias en algunos parámetros de fuerza entre individuos con dolor lumbar agudo y sujetos sanos, estos datos no son fiables dada la limitada calidad de la evidencia. Por lo tanto, tampoco fue posible determinar si los niveles de fuerza pueden ayudarnos a distinguir entre pacientes con dolor lumbar agudo y sujetos sanos. Por otro lado, no identificamos ningún estudio que comparara la fuerza excéntrica entre estas personas. La contracción excéntrica se produce cuando la fuerza externa es mayor que la fuerza del músculo, por lo que juega un papel importante en las actividades de la vida diaria y el deporte, en la desaceleración del cuerpo durante los movimientos [61], por lo que sería interesante investigar los diferentes tipos de contracción y la relación excéntrica/concéntrica en los sujetos con dolor lumbar agudo en comparación con los sujetos sanos para entender la dinámica muscular del tronco en diferentes contextos o actividades.

Podemos considerar como una fortaleza de esta revisión el haber considerado investigaciones sin límite de fecha anterior hasta el año 2020. Sin embargo, esto nos presenta una dificultad asociada, ya que los estudios que incluimos tienen un rango de 36 años de diferencia, tiempo en el que los estándares de publicación científica han cambiado, y se han desarrollado nuevas directrices [129, 130], lo que podría explicar el alto riesgo de sesgo encontrado en esta revisión.

En este contexto, es necesario contar con estudios longitudinales rigurosos, basados en las pautas metodológicas actuales, que permitan detectar a las personas con riesgo de desarrollar dolor lumbar agudo y que consideren los múltiples aspectos implicados en el dolor lumbar, tanto físicos como psicológicos. Por ello, podemos sugerir la formación de grupos de trabajo para determinar el consenso sobre la mejor forma de abordar la evaluación de este tipo de pacientes. Por las razones antes expuestas, consideramos necesaria la realización de nuevos estudios de alta calidad metodológica que permitan esclarecer si existen niveles de fuerza asociados al dolor lumbar agudo y poder prevenir su aparición. Además, ante los cuestionamientos sobre la evaluación de movimientos no naturales o que no necesariamente representan la fisiología o velocidad del movimiento realizado en el dinamómetro isocinético [35], es necesario desarrollar nuevas tecnologías [38, 40] que permitan evaluar la fuerza del tronco relacionada con un contexto funcional o deportivo que imite las demandas funcionales del deportista o paciente.

**Estudio 2:** *Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients: A systematic review.*

El objetivo de la presente revisión fue (I) evaluar la calidad de la evidencia de los estudios que evaluaron la fiabilidad de la evaluación de la fuerza del tronco mediante un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar no específico, (II) examinar la fiabilidad de la evaluación de la fuerza del tronco mediante un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar no específico, y (III) determinar el protocolo más fiable en la evaluación de la fuerza del tronco en pacientes con dolor lumbar no específico. Los principales resultados de esta revisión indican que (I) existe evidencia de buena calidad de los estudios sobre la fiabilidad de la evaluación de la fuerza del tronco en pacientes con dolor lumbar no específico, (II) la fiabilidad de la evaluación isométrica e isocinética de la fuerza de los flexores y extensores del tronco en pacientes con dolor lumbar no específico utilizando un dinamómetro isocinético es excelente y (III) el protocolo más fiable para la evaluación isométrica es en posición funcional sentada (semiflexión), mientras que para la evaluación isocinética de los flexores y extensores es en posición de pie con velocidades de 60°/s y 120°/s y rango de movimiento de 60°.

En cuanto a la calidad de la evidencia, tres de los cinco artículos recuperados presentaron evidencia de buena calidad cuando se utilizó la escala CAT; sin embargo, cuando se utilizó la lista de verificación QAREL, ninguno de los artículos incluidos fue clasificado como de alta calidad. Esta diferencia podría explicarse porque, aunque ambas escalas se complementan en la evaluación de la fiabilidad de las evaluaciones objetivas [89, 90], la lista de verificación QAREL tiene un 36% de sus ítems (cuatro) correspondientes al proceso de cegamiento. Por el contrario, la escala CAT sólo considera un ítem según se haya comprobado la fiabilidad intra o inter evaluadores. En el caso de esta revisión, todos los estudios, excepto Newton et al. [118], no informaron sobre si se realizó o no un proceso de cegamiento. Por lo tanto, se clasificaron como "poco claros", y la puntuación de la evaluación de la lista de verificación QAREL disminuyó.

En lo que respecta a la fiabilidad de la evaluación isométrica con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar no específico, los datos muestran que este tipo de medición tiene una fiabilidad excelente para los flexores (ICC = 0,98 (0,95-0,99)) y de buena a excelente para los extensores (ICC = 0,94 (0,86- 0,98)) utilizando el ICC 3,1 y el 95% IC [33]. Además, cuando se evaluó la concordancia, se obtuvieron valores de

SEM inferiores al 10%. El protocolo utilizado por los autores puede explicar esta alta fiabilidad [33], que consistió en un calentamiento exhaustivo específico del tronco para familiarizar a los sujetos con el procedimiento, seguido de un periodo de educación sobre la ejecución correcta de la prueba. Grabiner et al. [131] observaron variaciones entre el 17% y el 26,5% en la repetición de la prueba en sujetos con antecedentes de dolor lumbar en comparación con los sujetos sanos en la evaluación de la fuerza, lo que sugiere que los profesionales de la salud e investigadores deben proporcionar una sesión de familiarización sustancial al evaluar pacientes con dolor lumbar para obtener datos clínicamente fiables. Otra razón para la excelente fiabilidad podría ser porque cuando la evaluación se realiza a velocidad cero y sin cambios en el ROM, hay menos posibilidad de desalineación del eje de movimiento o cambios en la posición y fijación de los sujetos; esto permite una variación menor entre la prueba y la repetición. Disponer de protocolos fiables para medir la fuerza isométrica del tronco es esencial para supervisar las intervenciones en pacientes con dolor lumbar, pero también para detectar a las personas con riesgo de padecerlo, ya que la incidencia y la gravedad del dolor lumbar están relacionadas con la debilidad isométrica e isocinética de los músculos del tronco [15].

Teniendo en cuenta los estudios de alta calidad metodológica, la fiabilidad de la evaluación isocinética de los flexores y extensores del tronco también fue excelente considerando el ICC. Sin embargo, tanto Newton et al. [118] como Keller et al. [117] no especifican el 95% IC. Si pensamos en los datos comunicados por Keller et al. [117], que sólo midieron la fuerza de los extensores como trabajo total (Nm), la condición más fiable fue la modalidad concéntrica a 60° /s con un ICC = 0,98 y un CV = 10%. Sin embargo, es crucial considerar que Keller et al. [117] informan de la fiabilidad de las mediciones dos y tres; ya que encontraron diferencias estadísticamente significativas en la fuerza entre la primera y la segunda medición. Por tanto, no evaluaron la fiabilidad y la consideraron como un efecto de aprendizaje. Algo similar ocurre con Newton et al. [118], quienes evaluaron la fiabilidad en una submuestra de 20 pacientes, informando de un efecto de aprendizaje entre la evaluación uno y dos, por lo que se evaluó la fiabilidad entre la medición dos y cuatro, informando de una excelente fiabilidad para los flexores y extensores de tronco a velocidades de 60, 90 y 120° /s con un ICC entre 0,97 y 0,98. Gruther et al. [32], sólo realizaron dos evaluaciones separadas por dos semanas y reportan "unos pocos ensayos para la familiarización", encontrando un incremento significativo, entre 45 y 160%, comparado con la medición basal en la fuerza isocinética concéntrica de flexores ( $p = 0,008$ ) y extensores ( $p = 0,006$ ) a 90° /s. Hupli et al. [94], que no

especifican un proceso de familiarización en su protocolo, informaron de una variación de la fuerza entre las mediciones cercana al 15% en el grupo de dolor lumbar leve y de 43-50% en el grupo dolor lumbar grave. Esto pone de manifiesto la importancia de la familiarización cuando se evalúa la fuerza muscular para optimizar la producción de fuerza al tiempo que se reduce el efecto de aprendizaje. Cuando no se realiza la familiarización, podríamos subestimar los resultados. Por otro lado, una familiarización excesiva podría provocar efectos de entrenamiento o fatiga sin tener en cuenta la pérdida de tiempo en la evaluación [132]. Para la fuerza isocinética del tronco, Roth et al. [105], que evaluaron a sujetos jóvenes y sanos, informaron de una buena fiabilidad (ICC = 0,85-0,96) con un CV aceptable entre la medición del primer al cuarto día. Sin embargo, la fiabilidad fue menor cuando se comparó la prueba de familiarización con la del primer día, lo que reafirma la importancia de la familiarización para disminuir la variabilidad basal, especialmente a altas velocidades. Urzica et al. [133] compararon las mediciones de fuerza isocinética en los días uno, dos y 21 de la admisión a un tratamiento de fortalecimiento del tronco en pacientes con dolor lumbar. Encontraron diferencias significativas entre las mediciones del primer y segundo día, posiblemente atribuibles al efecto aprendizaje, reafirmando la necesidad de un proceso de familiarización, especialmente cuando la evaluación isocinética sitúa a los pacientes en una condición no relacionada con sus movimientos naturales.

En cuanto a la posición de medición, cuando los sujetos sanos realizan la prueba, el protocolo más fiable es en posición de pie, a velocidades de 60°/s y 90°/s con un ROM de 80° en modo concéntrico [31]. Según esta revisión, el protocolo más fiable para los pacientes con dolor lumbar es en bipedestación a 60°/s y 120°/s y un ROM de 60°. En cuanto a la variable analizada, el torque pico ha sido ampliamente utilizado en sujetos sanos [19] y en pacientes con dolor lumbar [88]. En esta revisión, todos los artículos, excepto Keller et al. [117], utilizaron el torque pico para determinar la fiabilidad de la medición. En cuanto al tipo de contracción, es esencial considerar que ninguno de los artículos recuperados en esta revisión evaluó la fiabilidad de la evaluación de la fuerza excéntrica de los flexores y extensores del tronco. La contracción excéntrica se produce cuando la fuerza externa es mayor que la fuerza muscular, por lo que desempeña un papel vital en las actividades de la vida diaria y el deporte, desacelerando el cuerpo durante el movimiento [61]. En concreto, en el tronco, los erectores de la columna son los encargados de iniciar el movimiento de extensión desde la posición de pie, mientras que los flexores deben controlar excéntricamente este movimiento [134, 135]. Además, el

grupo de extensores tiene una clara función anti gravitatoria excéntrica [43]. En hombres sanos, la fiabilidad de la fuerza excéntrica del tronco es buena a excelente (ICC = 0,78-0,91) [136]. En pacientes con una hernia ventral gigante, la fiabilidad de la fuerza flexora excéntrica fue excelente (ICC = 0,92-0,96) [137].

Hasta donde sabemos, no se ha investigado la fiabilidad de la fuerza excéntrica del tronco en pacientes con dolor lumbar. Por lo tanto, podemos sugerir que es necesario determinar la fiabilidad de estas mediciones para comprender la dinámica del tronco en estos pacientes. Por último, desde el punto de vista clínico, es esencial señalar que la medición de la fuerza del tronco mediante un dinamómetro isocinético no genera efectos adversos ni agrava el dolor en los pacientes con dolor lumbar. Esto debería animar a los clínicos e investigadores a evaluar y monitorizar a estos pacientes. Además, tras la revisión de la evidencia, está claro que el proceso de familiarización es esencial en los pacientes con dolor lumbar. Por ello, sería interesante determinar el mejor programa de familiarización en cuanto a series y repeticiones y determinar si debe realizarse el mismo día o en días diferentes. Dadas las críticas a los movimientos antinaturales durante la evaluación isocinética con dinamómetros clásicos [35], es necesario conocer la fiabilidad de las nuevas generaciones de dinamómetros isocinéticos [16, 37], que tienen un enfoque más funcional y podrían ser una nueva opción de evaluación en pacientes con dolor lumbar.

**Estudio 3:** *Un nuevo dispositivo fiable para evaluar la fuerza de los extensores del tronco.*

Los principales hallazgos de este estudio fueron que las velocidades más lentas y los rangos de movimiento más cortos ( $V_1R_1$ ) en la modalidad excéntrica tienen la mayor fiabilidad absoluta y relativa, tanto cuando se considera la fuerza media ( $p = 0,063$ ; ICC = 0,85; CV = 9,52%), como cuando se considera la fuerza pico ( $p = 0,211$ ; ICC = 0,81; CV = 9,63%). En la evaluación isométrica, la manifestación de fuerza más fiable fue la fuerza pico ( $p = 0,259$ ; ICC = 0,82; CV = 10,29%). Por lo tanto, podemos sugerir que el DEMF es una herramienta altamente fiable para evaluar los extensores del tronco en condiciones dinámicas e isométricas (estática a  $90^\circ$ ).

En la literatura, se han considerado muchos rangos de movimiento, velocidades y/o posiciones para estudiar la fiabilidad de la medición de la fuerza de extensión del tronco utilizando dispositivos isocinéticos o dinamómetros de mano [36, 102, 136]. Sin



embargo, todavía no se ha determinado un protocolo único que proporcione la fiabilidad más excelente. Por lo tanto, en el presente estudio se compararon diferentes rangos y velocidades para determinar cuál condición de evaluación es más fiable. De acuerdo con los resultados, existe evidencia de que la fiabilidad absoluta y relativa es similar en todas las condiciones de evaluación, oscilando entre una fiabilidad moderada y buena. Sin embargo, la mayor fiabilidad en la fuerza concéntrica se encontró en el rango de movimiento corto y a velocidades más lentas ( $V_1R_1$ ), considerando ambas manifestaciones de la fuerza, es decir, los valores de fuerza media ( $CV = 11,33\%$ ,  $ET = 7,23$ ) y pico ( $CV = 11,34\%$ ,  $ET = 10,96$ ). En la fuerza excéntrica, las velocidades más lentas y el rango de movimiento más corto ( $V_1R_1$ ) son los más fiables para evaluar la fuerza de los extensores del tronco cuando se considera la fuerza media ( $CV = 9,52\%$ ;  $ET = 10,31$ ) o pico ( $CV = 9,63\%$ ;  $ET = 12,51$ ). Además, en esta condición, no hubo efecto aprendizaje entre la prueba y la repetición. Por lo tanto, los datos sugieren que la fuerza de los extensores del tronco debe evaluarse a una velocidad de  $0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  en un rango corto (25%) cuando se utiliza el DEMF. Para la evaluación isométrica, los valores más fiables se obtuvieron cuando la variable analizada fue la fuerza pico ( $CV = 10,29\%$ ,  $ET = 9,32$ ) en lugar de la fuerza media ( $CV = 14,62\%$ ;  $ET = 10,77$ ).

En la mayoría de los estudios que investigan la fiabilidad de la fuerza isocinética de los extensores del tronco, la variable que se suele utilizar como referencia es la fuerza pico, sin comparar previamente lo que ocurre si se utiliza la fuerza media [104, 105]. Según la evidencia, la evaluación isocinética de los músculos del tronco se realiza en dos posiciones principales: sentado y de pie. En los estudios en los que se evaluó la fiabilidad de la fuerza de los extensores en diferentes velocidades y rangos en posición sentada, se obtuvieron valores similares de fiabilidad relativa. Dvir et al. [102], evaluó hombres a velocidades lentas y rango corto ( $20^\circ$ ), obteniendo una buena fiabilidad relativa ( $ICC = 0,78$ ;  $SEM = 10,4$ ) a  $10^\circ / \text{s}$  y una fiabilidad relativa moderada ( $ICC = 0,62$ ;  $SEM = 15,8$ ) a  $40^\circ / \text{s}$  en modo excéntrico, y un  $ICC$  de  $0,53$  ( $SEM = 13,5$ ) a  $10^\circ / \text{s}$  y un  $ICC$  de  $0,52$  ( $SEM = 16,4$ ) a  $40^\circ / \text{s}$  en modo concéntrico. En un reciente estudio de Juan-Recio et al. [104], los autores evaluaron la fiabilidad a una velocidad mayor ( $120^\circ / \text{s}$ ) y reportan un  $ICC$  de  $0,77$  para la fuerza pico [104]. Utilizando la posición sentada y un rango de  $60^\circ$ , Roth et al. [105] informaron de una fiabilidad alta a excelente en la evaluación isométrica ( $ICC = 0,93$ ;  $CV = 6,9\%$ ) y en el modo concéntrico un  $ICC$  de  $0,92$  ( $CV = 7,7\%$ ) a  $60^\circ / \text{s}$  y un  $ICC$  de  $0,85$  ( $CV = 12,4\%$ ) a  $150^\circ / \text{s}$ .

Por otra parte, si consideramos la evaluación de la fuerza de extensión en la posición de pie, Müller et al. [138], evaluando a adolescentes en un rango de 55°, informaron un ICC de 0,69 (SEM = 17,8) en contracción isométrica. En el modo concéntrico reportan un ICC de 0,94 (SEM = 7,2) evaluado a 30° /s, un ICC = 0,83 (SEM = 12,2) a 60° /s, y un ICC de 0,89 (SEM = 10,9) a 120° /s. El modo excéntrico sólo se evaluó a una velocidad de 30° /s con un ICC de 0,86 (SEM = 11,9). Guilhem et al. [103] informaron de una excelente fiabilidad absoluta y relativa al evaluar los músculos extensores en contracción isométrica (ICC = 0,94; SEM = 7,0), en contracción excéntrica a 60°/s (ICC = 0,94; SEM = 5,9), y en contracción concéntrica evaluada a 60° /s (ICC = 0,87; SEM = 5,9) y 120° /s (ICC = 0,88; SEM = 8,0) con un rango de 60° [103].

De todos los valores obtenidos en los diferentes estudios, la evaluación de rango corto y velocidad lenta realizada por Dvir et al. [102] es la que reportó la menor fiabilidad. Los autores lo atribuyen a la falta de fijación de la pelvis al evaluar la fuerza del tronco en hombres [102]. En el presente estudio, la fijación de la pelvis no parece haber influido en la medición, ya que la mayor fiabilidad se obtuvo precisamente en la velocidad lenta y en el rango más corto, a pesar de que el DEMF no dispone de un sofisticado sistema de fijación y soporte como los dinamómetros isocinéticos clásicos. Este sistema de fijación podría permitir un movimiento más natural. En este sentido, es interesante considerar que la evaluación isocinética sitúa al sujeto en una condición lejana a sus movimientos naturales. Esto pone de manifiesto, por un lado, la importancia de un proceso de familiarización. Por ejemplo, Roth et al. [105] informaron de una excelente fiabilidad entre la prueba del día dos y la prueba del día cinco, pero encontraron una mayor variación entre la familiarización y la medición del día uno. Y por otro lado, la necesidad de considerar posiciones que permitan un movimiento más natural, como es el caso del DEMF.

Es importante señalar que la novedad de este estudio fue evaluar qué condición de evaluación está más relacionada con la fuerza isométrica. La fuerza media en la fase concéntrica de los extensores del tronco en la condición V<sub>2</sub>R<sub>2</sub> (r = 0,69) estuvo más relacionada con la fuerza isométrica pico. No hay estudios anteriores que analicen esto en la evaluación de la fuerza de los extensores del tronco, pero sí hay un estudio sobre los flexores del tronco. Este estudio demostró que la fuerza promedio excéntrica de los flexores del tronco medida a altas velocidades pero con un rango corto (r = 0,73) estaba mejor relacionada con la fuerza isométrica pico [38]. Saber cuál condición se correlaciona más fuertemente con la fuerza isométrica puede ser útil cuando el tiempo es limitado o se

necesita evaluar a un paciente con restricción de movimiento, como opción, se podría realizar un protocolo de evaluación isométrica de cinco segundos.

**Estudio 4:** *Calidad muscular y ratios funcionales y convencionales de la fuerza del tronco en sujetos jóvenes sanos: Un estudio piloto.*

El propósito del estudio fue analizar la relación normalizada por el peso corporal y normalizada por la masa muscular de la fuerza del tronco, y comparar la razón convencional y funcionales del tronco utilizando diferentes variables de fuerza recogidas en condiciones isocinéticas e isométricas. Los principales hallazgos de este estudio fueron que (1) en todas las condiciones estudiadas, los valores de fuerza de los extensores del tronco fueron mayores que los de los flexores; el mayor valor de fuerza se registró a la mayor velocidad en contracción excéntrica. Así pues, la relación fuerza por peso total o fuerza por masa muscular fue mayor en  $V_3$ . (2) No hubo diferencias significativas entre la fuerza media y la máxima en la razón convencional, excepto en  $V_2$ . (3) Los ratios funcionales se comportaron de forma diferente al considerar la fuerza pico o media en todas las velocidades, excepto en la condición isométrica, pero el ratio convencional no fue distinto entre las tres velocidades o la fuerza isométrica. Estos resultados sugieren que el ratio convencional y funcional se comportaron de forma diferente cuando se consideran las manifestaciones de fuerza medias y picos de los sujetos sanos.

En consonancia con estudios anteriores [19, 23, 136], el ratio convencional fue inferior a 1. La evidencia demuestra que el grupo de los extensores es más fuerte que el de los flexores [19, 24, 103], lo que coincide con los hallazgos de este estudio. La mayor fuerza absoluta del tronco se encontró en la fuerza excéntrica de los flexores y extensores a la mayor velocidad, lo que explica que la mayor fuerza relativa se obtuviera en  $V_3$ . Así, según los resultados, los sujetos sanos tienen una fuerza excéntrica de los extensores de aproximadamente el doble del peso corporal, mientras que en el caso de los flexores, fue de aproximadamente una vez el peso corporal cuando se consideraba la fuerza pico. Estos datos, a pesar de proceder de una muestra pequeña, podrían ser útiles en el ámbito deportivo y clínico, y un parámetro fácil de calcular. Sin embargo, es necesario realizar más investigaciones en este ámbito para identificar los valores de referencia.

El ratio funcional ha sido menos explorado en la literatura relativa al tronco. Teniendo en cuenta la importancia para la estabilidad articular, el ratio de la fuerza excéntrica y

concéntrica entre agonista/antagonista se ha examinado en el hombro, como representación de las fases de armado y remate en los jugadores de voleibol [57], y en la rodilla, para comprender la importancia de la fuerza excéntrica de los isquiotibiales en relación con la fuerza concéntrica del cuádriceps en la prevención de las lesiones del ligamento cruzado anterior [58]. Teniendo en cuenta la naturaleza dinámica de los movimientos, tal vez la exploración de esta relación sea de mayor importancia para comprender el funcionamiento de la musculatura del tronco. Clásicamente, el ratio funcional da cuenta de la fuerza excéntrica de los flexores y la fuerza concéntrica de los extensores (ratio funcional flexor) [54], considerando que estos últimos son los responsables de iniciar la extensión del tronco desde la posición erguida, que debe ser controlada excéntricamente por los abdominales [62]. En este estudio, la razón funcional flexora osciló entre 0,62 y 0,72 si se considera la fuerza pico, y entre 0,78 y 0,92 si se considera la fuerza media. Una novedad de este estudio es la incorporación del ratio funcional extensor, si consideramos que los extensores deben controlar excéntricamente la flexión hacia delante en las actividades diarias y deportivas [62]. Por lo tanto, este parámetro debe tenerse en cuenta, especialmente cuando sabemos que los músculos extensores son más débiles en los sujetos con dolor lumbar [19]. Según nuestros datos en sujetos sanos, la fuerza excéntrica de los extensores es hasta cuatro veces superior a la fuerza concéntrica de los flexores. En el análisis post hoc, el ratio funcional flexor y extensor mostró diferencias significativas para todas las velocidades ( $V_1$ ,  $V_2$  y  $V_3$ ) en comparación con las condiciones isométricas.

La comparación del ratio convencional entre diferentes investigaciones es difícil debido a los diversos dispositivos y parámetros utilizados (posición, velocidades y rango de movimiento) [61, 136]. Además, algunos autores utilizan la fuerza como valor absoluto [23], y otros la normalizan en función del peso corporal [61]. Además, en este estudio se utilizó un aparato lineal, por lo que no expresamos la fuerza en relación con un momento articular. Por otra parte, la comparación de los ratios funcionales es aún más difícil, ya que diferentes autores miden diferentes ratios, como el ratio flexor excéntrico/flexor concéntrico ( $F_{exc}/F_{con}$ ) o extensor excéntrico/extensor concéntrico ( $E_{exc}/E_{con}$ ). Por ejemplo, Müller et al. [138] informaron de un ratio  $F_{exc}/F_{con}$  entre 1,01 y 1,05 y un ratio  $E_{exc}/E_{con}$  entre 1,35 y 1,24 a  $30^\circ/s$  en atletas adolescentes sanos. Por otro lado, Dervisevic et al. [136] informaron de un ratio  $F_{exc}/F_{con}$  entre 1,12 a  $30^\circ/s$  y 1,22 a  $60^\circ/s$ , y ratio  $E_{exc}/E_{con}$  entre 1,18 a  $30^\circ/s$  y 1,39 a  $60^\circ/s$  en una población similar a la de este estudio, es decir, en hombres jóvenes sanos, utilizando un dinamómetro isocinético

clásico. Comprender el comportamiento de los músculos antagonistas y agonistas, es decir, la cocontracción durante los movimientos del tronco, es un fenómeno que debe estudiarse.

**Estudio 5:** *Entrenamiento isocinético de tronco sobre el dolor, incapacidad y fuerza en pacientes con dolor lumbar no específico: una revisión sistemática y meta análisis.*

El objetivo de esta revisión y metaanálisis fue determinar los efectos del entrenamiento isocinético del tronco sobre el dolor, la incapacidad y la fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar no específico. El principal hallazgo de esta revisión es que no hay evidencia suficiente en relación a los efectos del entrenamiento isocinético en pacientes con dolor lumbar. Teniendo en cuenta esto, nuestros datos muestran que el EIK podría ser una alternativa de tratamiento para disminuir la intensidad del dolor, aunque la evidencia es muy incierta. Además, el EIK reduce la incapacidad y aumenta la fuerza de tronco en los pacientes con dolor lumbar no específico, aunque la evidencia es mínima. Esta revisión se centró en pacientes con dolor lumbar no específico, es decir, sin una causa anatómica conocida que explique su dolor. Sin embargo, en función de la duración temporal del dolor lumbar, todos los estudios incluidos en esta revisión consideraron a los pacientes con dolor lumbar crónico, es decir, de más de tres meses de duración. Al comparar las manifestaciones clínicas entre los pacientes con dolor lumbar agudo, subagudo o crónico, este último presenta un mayor nivel de dolor, mayor consumo de analgésicos y mayor riesgo de requerir cirugía lumbar que los pacientes con dolor lumbar agudo y subagudo [139]. Esta revisión y metaanálisis muestra una disminución de la intensidad del dolor en el grupo de EIK. Teniendo en cuenta los artículos con bajo RdS que realizaron cuatro semanas de entrenamiento; hay una mayor disminución de la intensidad del dolor inmediatamente después de la intervención en el grupo EIK en comparación con el GC, -2,6 frente a -1,0 [120]; -2,5 frente a -1,1 [123]; -6,2 frente a -1,8 [121], y -4,6 frente a -2,9 [119], respectivamente. Al mes de seguimiento, esta tendencia se mantiene, con una mayor disminución de la intensidad del dolor en el grupo EIK que en el GC, -4,7 frente a -2,2 [120] y -4,6 frente a -1,9 [123], respectivamente. Por último, a los 6 meses de seguimiento en el grupo EIK se observó una mayor disminución del dolor que en el GC, -5,4 frente a -3,1 [120] y -6,4 frente a -3,9 [119]. Estos cuatro estudios realizaron un protocolo de 20 sesiones, consistente en tres series de 15

repeticiones a velocidades de 60°/s, 90°/s y 120°/s, lo que da un volumen total de 2700 repeticiones en toda la intervención, frente a 900 repeticiones totales de Olivier et al. [122], 248 repeticiones de Calmels et al. [79] y 450 repeticiones totales de Sertpoyraz et al. [124] que podrían explicar esta mayor disminución de la intensidad del dolor. Además de las diferencias en el volumen de entrenamiento, es fundamental tener en cuenta que la población entrenada en los cuatro estudios de Nambi et al. [119–121, 123] corresponde a jóvenes futbolistas hombres (18 a 25 años), lo que puede no ser representativo de la población general afectada por el dolor lumbar, mientras que en el resto de artículos se consideraron pacientes no deportistas, hombres y mujeres, de edad media (38 a 43 años) [79, 122, 124]. Estas diferencias son esenciales para tener en cuenta porque tienen varios factores de confusión (por ejemplo, la historia del entrenamiento, la respuesta al entrenamiento agudo, la respuesta al dolor y la percepción, etc.). No obstante, es importante señalar que existe una prevalencia de dolor lumbar similar o mayor en deportistas que en la población general [140]; por ello, es una población que debe ser considerada. Sin embargo, esto dificulta la generalización de los resultados, especialmente en mujeres deportistas o no deportistas. Si tenemos en cuenta el metaanálisis, el grupo de EIK presenta una disminución más significativa de la intensidad del dolor tras la intervención (-1,50 [95% IC -2,60; -0,39]) y en el seguimiento al mes (-1,97 [95% IC -2,92; -1,03]) y a los seis meses (-2,48 [95% IC -2,77; -2,19]) en comparación con el GC. Así pues, el EIK parece ser una opción de tratamiento capaz de producir una disminución del dolor en los pacientes con dolor lumbar no específico. Sin embargo, estos resultados deben interpretarse con cautela debido a la elevada heterogeneidad encontrada en el metaanálisis.

Sabemos que el dolor lumbar es la principal causa de incapacidad en el mundo [1]. En esta revisión, sólo dos estudios evaluaron los efectos del EIK sobre la incapacidad. Sertpoyraz et al. [124], el único artículo con un bajo RdS, informaron de una disminución de la incapacidad en el grupo EIK y el GC mediante el ODIm. Una reducción de seis puntos en el ODIm se considera clínicamente relevante [141]. Así, tanto el grupo EIK como el GC disminuyeron significativamente la incapacidad, 7,20 y 8,35 puntos, respectivamente, y con resultados clínicamente significativos. Hay muchos factores que pueden contribuir a la incapacidad, como los factores biofísicos, psicológicos, sociales y genéticos. Por lo tanto, la incapacidad no es simplemente el resultado de las entradas nociceptivas [3]. En consecuencia, cabe esperar que diferentes tipos de intervenciones tengan efectos positivos sobre la incapacidad. Así, el entrenamiento isocinético del tronco

podría considerarse una opción de entrenamiento cuando el objetivo es mejorar la incapacidad de los pacientes con dolor lumbar. No debe ignorarse que estos resultados provienen de un solo estudio, por lo que deben interpretarse con precaución. Por lo tanto, es necesario realizar más investigaciones sobre los efectos del EIK en la incapacidad.

La fuerza muscular del tronco se ha considerado un factor de riesgo para el desarrollo de dolor lumbar [15]. Además, se sabe que los pacientes con dolor lumbar crónico tienen una disminución de la fuerza isocinética de los extensores lumbares [19]. En esta revisión, aunque siete estudios entrenaron la fuerza, sólo dos midieron si el programa de EIK afecta a la fuerza isocinética del tronco. Olivier et al. [122], que añadieron sólo 15 minutos diarios de EIK a un programa de tratamiento convencional, informaron de un aumento significativo en ambos grupos, con diferencias entre ellos sólo en la fuerza extensora a 30° /s. Por otro lado, Sertpoyraz et al. [124] informaron de aumentos significativos de la fuerza flexora y extensora del tronco a 60° /s y 90° /s en los grupos de EIK y control (ejercicios convencionales). Teniendo en cuenta la relación dosis-respuesta en el entrenamiento de la fuerza [142], es esencial señalar que tanto Olivier et al. [122] como Sertpoyraz et al. [124] consideraron dos o tres series de entrenamiento de la fuerza por velocidad, lo que puede no ser suficiente para observar ganancias de fuerza más significativas. Además, ninguno de los estudios recuperados en esta revisión consideró un período de entrenamiento superior a cuatro semanas, lo que puede haber sido insuficiente para observar diferencias en los efectos de un programa de entrenamiento de fuerza isocinético en pacientes con dolor lumbar. Tataryn et al. [73] encontraron beneficios más significativos de un programa de entrenamiento de fuerza de la cadena posterior que de ejercicios generales en pacientes con dolor lumbar sobre el dolor, la incapacidad y la fuerza. Sin embargo, recomiendan encarecidamente que se considere un período de 12 a 16 semanas para optimizar los resultados en estas variables en pacientes con dolor lumbar crónico.

La fuerza muscular isocinética, a diferencia de la intensidad del dolor y la incapacidad, es una medida objetiva para determinar los efectos de una intervención. Además, sabemos que las adaptaciones neuronales predominan en las primeras semanas de entrenamiento de fuerza [143]; podemos sugerir que son necesarias más investigaciones que consideren períodos de entrenamiento más prolongados para observar los efectos crónicos del entrenamiento de fuerza en pacientes con dolor lumbar. Además, dado el cuestionamiento sobre la falta de movimientos naturales cuando se utilizan los dinamómetros isocinéticos clásicos [35], podemos sugerir además el uso de las nuevas generaciones de

dinamómetros con un enfoque más funcional [37, 144]. Los dinamómetros funcionales podrían permitir una transferencia más significativa de estas habilidades a las actividades deportivas y cotidianas de los pacientes con dolor lumbar crónico. Por último, debido a la limitada evidencia respecto a la incapacidad y la fuerza del tronco en pacientes con dolor lumbar, y a la limitada evidencia en no deportistas y mujeres respecto a la intensidad del dolor, se necesita más investigación para dilucidar el papel del entrenamiento isocinético del tronco en sujetos con dolor lumbar.

## CONCLUSIÓN / CONCLUSION

La conclusión general de la presente Tesis Doctoral resalta la necesidad de realizar nuevas investigaciones de alta calidad metodológica, con el objetivo de conocer los valores de fuerza de tronco en personal con dolor lumbar, para determinar si estos difieren en relación a los sujetos sanos. Además, podemos concluir que la evaluación de la fuerza usando un dinamómetro isocinético clásico es fiable en pacientes con dolor lumbar. Por otra parte, podemos concluir que el DEMF es altamente fiable en la evaluación de la fuerza de extensores de tronco isométrica e isocinética en sujetos sanos. En este sentido, sería interesante conocer la fiabilidad de la evaluación de la fuerza de tronco con esta nueva generación de dinamómetros en sujetos con dolor lumbar. Además, podemos concluir que la fuerza de extensores es mayor a la de flexores de tronco, que la calidad muscular es mayor a velocidades altas y considerando la fuerza excéntrica, y que el ratio funcional, a diferencia del convencional, es diferente si se considera la fuerza pico o la fuerza media en sujetos sanos. Esto destaca la necesidad de conocer los niveles de fuerza, la calidad muscular y el comportamiento de los ratios convencionales y funcionales en pacientes con dolor lumbar. Finalmente, sabemos que existe escasa evidencia respecto al entrenamiento isocinético de la fuerza en pacientes con dolor lumbar, sin embargo, podría ser una herramienta útil para la disminución del dolor y la incapacidad, como también para aumentar la fuerza de tronco en estos pacientes. La evidencia es muy incierta, por lo que es necesario realizar nuevas investigaciones que permitan dilucidar el rol del entrenamiento isocinético en estos pacientes.

Las conclusiones específicas de cada uno de los estudios que componen la presente Tesis Doctoral fueron:



**Estudio 1:** *Fuerza isocinética del tronco en pacientes con dolor lumbar agudo en comparación con sujetos sanos: Una revisión sistemática.*

- La calidad de los estudios que evaluaron la fuerza isocinética del tronco en sujetos con dolor lumbar agudo en comparación con los controles sanos es débil.
- Los datos disponibles no permitieron presentar valores de referencia en pacientes con dolor lumbar agudo.
- Se necesitan futuras investigaciones de alta calidad metodológica para establecer valores de referencia de la fuerza isocinética del tronco en sujetos con dolor lumbar agudo y para determinar la capacidad de la fuerza del tronco para discriminar a los pacientes con dolor lumbar agudo de los individuos sanos.

**Estudio 2:** *Fiabilidad de las mediciones de la fuerza del tronco con un dinamómetro isocinético en pacientes con dolor lumbar inespecífico: Una revisión sistemática.*

- Existe evidencia de buena calidad sobre la fiabilidad de la evaluación de la fuerza del tronco utilizando un dinamómetro isocinético.
- La fiabilidad es excelente en pacientes con dolor lumbar no específico; sin embargo, debe considerarse un proceso de familiarización para obtener datos clínicamente fiables.
- El protocolo más fiable es en posición sentada para la fuerza isométrica y en posición de pie para la fuerza isocinética.

**Estudio 3:** *Un nuevo dispositivo fiable para evaluar la fuerza de los extensores del tronco.*

- El DEMF es un dispositivo altamente fiable para evaluar los extensores del tronco en condición dinámica e isométrica.
- Para la evaluación isométrica, la medición de la fuerza pico fue más fiable.
- Para la evaluación dinámica, la condición más fiable fue en las velocidades más lentas y rango corto ( $V_1R_1$ ), tanto en la contracción concéntrica como excéntrica, y tanto la fuerza media como la fuerza pico, con una gran correlación con la evaluación isométrica.

**Estudio 4:** *Calidad muscular y ratios funcionales y convencionales de la fuerza del tronco en sujetos jóvenes sanos: Un estudio piloto.*

- Los extensores del tronco son más fuertes que los músculos flexores, lo que da lugar a un ratio convencional inferior a uno.
- La relación normalizada por peso corporal o por masa muscular es mayor cuando se considera la fuerza excéntrica y una velocidad alta ( $V_3$ ).
- El ratio convencional se comporta de forma similar cuando se considera la fuerza pico o media, pero el ratio funcional es diferente para todas las velocidades, excepto en condiciones isométricas.
- Es necesario explorar el comportamiento del ratio funcional en diversas poblaciones, como por ejemplo, pacientes con dolor lumbar.

**Estudio 5:** *Entrenamiento isocinético de tronco sobre el dolor, incapacidad y fuerza en pacientes con dolor lumbar no específico: una revisión sistemática y meta análisis.*

- La evidencia sobre el entrenamiento isocinético del tronco en pacientes con dolor lumbar es mínima; por lo tanto, se necesitan nuevas investigaciones.
- El entrenamiento isocinético del tronco podría ser una herramienta clínica novedosa para controlar el dolor y mejorar la incapacidad y la fuerza del tronco en los pacientes con dolor lumbar no específico, aunque la certeza de la evidencia es muy baja.

The general conclusion of the present Doctoral Thesis highlights the need to carry out new research of high methodological quality, intending to know the values of trunk strength in patients with low back pain to determine if these differences concern healthy subjects. Furthermore, the strength evaluation using a classic isokinetic dynamometer is reliable in patients with low back pain. On the other hand, the FEMD is highly reliable in assessing isometric and isokinetic trunk extensor strength in healthy subjects. In this sense, it would be interesting to know the reliability of the evaluation of trunk strength with this new generation of dynamometers in subjects with low back pain. Furthermore, we can conclude that the strength of extensors is greater than that of trunk flexors, that muscle quality is greater at high velocities and considering eccentric strength, and that the functional ratio, unlike the conventional one, is different if peak strength or average strength is considered in healthy subjects. Therefore, it highlights the need to know the strength levels, muscle quality, and the behavior of the conventional and functional ratios in patients with low back pain. Finally, we know that there is scarce evidence regarding

isokinetic strength training in patients with low back pain; however, it could be a helpful tool for the reduction of pain and disability, as well as to increase trunk strength in these patients. However, the evidence is very uncertain, so further research is needed to elucidate the role of isokinetic training in these patients.

The specific conclusions of each of the studies comprising this Doctoral Thesis were:

**Studio 1:** *Isokinetic Trunk Strength in Acute Low Back Pain Patients Compared to Healthy Subjects: A Systematic Review.*

- o The quality of the evidence that evaluated the trunk isokinetic strength in subjects with acute low back pain compared to healthy controls is weak.
- o The available data did not allow the presentation of reference values in patients with acute low back pain.
- o Future research of high methodological quality is needed to establish reference values for trunk isokinetic strength in subjects with acute low back pain and to determine the ability of trunk strength to discriminate patients with acute low back pain from healthy individuals.

**Studio 2:** *Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients: A systematic review.*

- o There is good quality evidence on the reliability of trunk strength assessment using an isokinetic dynamometer.
- o Reliability is excellent in patients with non-specific low back pain; however, a familiarization process should be considered to obtain clinically reliable data.
- o The most reliable protocol is in a seated position for isometric strength and a standing position for isokinetic strength.

**Studio 3:** *A New Reliable Device to Assess Trunk Extensors Strength.*

- o The FEMD is a highly reliable device for assessing trunk extensors in dynamic and isometric condition.
- o For the isometric assessment, the peak strength measurement was most reliable.

o For dynamic assessment, the most reliable condition was at slower velocities and short range ( $V_1R_1$ ), both concentric and eccentric contraction, and both mean and peak strength, with a high correlation with isometric assessment.

**Studio 4:** *Muscle Quality and Functional and Conventional Ratios of Trunk Strength in Young Healthy Subjects: A Pilot Study.*

o Trunk extensors are stronger than flexor muscles, resulting in a conventional ratio of less than one.

o The normalized ratio per body weight or muscle mass is higher when considering eccentric strength and high velocity ( $V_3$ ).

o The conventional ratio behaves similarly when considering peak or average strength, but the functional ratio is different for all velocities except isometric conditions.

o The behavior of the functional ratio needs to be explored in various populations, e.g., patients with low back pain.

**Study 5:** Isokinetic trunk training on pain, disability, and strength in patients with non-specific low back pain: a systematic review and meta-analysis.

o The evidence on isokinetic trunk training in patients with low back pain is minimal; therefore, further research is needed.

o Isokinetic trunk training could be a novel clinical tool to control pain and improve trunk disability and strength in patients with non-specific low back pain. However, the certainty of the evidence is very low.

## LIMITACIONES

Los estudios que componen la presente Tesis Doctoral tienen una serie de limitaciones que deben ser conocidas.

Por una parte, para las revisiones sistemáticas uno y dos no fue posible realizar meta análisis, por la variedad de protocolos y variables utilizadas al evaluar la fuerza de tronco con dinamómetros isocinéticos. Además, estas revisiones solo consideraron artículos en idioma inglés, lo que pudo haber afectado el número de artículos a analizar. Por otro lado, al no considerar un límite de fecha anterior para la recopilación de evidencia, lo que pudiese considerarse una fortaleza, tiene una limitación asociada; los estudios revisados tienen hasta 36 años de diferencia, tiempo en el que los estándares de publicación científica han cambiado, y se han desarrollado nuevas directrices. Además, esta diferencia no permitió caracterizar correctamente la muestra de cada estudio debido a la heterogeneidad en la presentación de los datos en cada estudio.

Los estudios originales tampoco están exentos de limitaciones, como por ejemplo el haber evaluado una muestra relativamente pequeña, compuesta solo por hombres jóvenes y sanos, lo que hace que estos datos no se puedan extrapolar a otras poblaciones, como por ejemplo, personas con dolor lumbar. Por otra parte, el hecho de utilizar un dispositivo nuevo y ofrecer valores lineales con velocidad y amplitud de movimiento distintos dificulta la comparación con otros estudios.

Finalmente, la revisión sistemática con metaanálisis sólo abarca la evidencia de los últimos 21 años. Además, cuatro de los artículos incluidos pertenecen al mismo grupo de investigación, que evaluó sólo un tipo específico de población joven y deportista, lo que puede dificultar la generalización de los hallazgos de esta revisión al resto de los pacientes. A pesar de ser el mismo grupo de investigación, se aclaró que se trataba de ensayos diferentes con muestras distintas cuando se contactó con el autor. Por otra parte, los resultados deben interpretarse con precaución debido a la alta heterogeneidad encontrada, probablemente debido a las diferentes muestras y protocolos de entrenamiento, y a la baja certeza de la evidencia

## PERSPECTIVAS DE FUTURAS INVESTIGACIONES

Como se dijo anteriormente, el DEMF es un dispositivo que permite la evaluación y entrenamiento de la fuerza. Así, los resultados de la presente Tesis Doctoral nos permiten sugerir nuevas investigaciones de alta calidad metodológica orientadas a:

Evaluar y comparar la fuerza de tronco, ratios y calidad muscular entre sujetos sanos y pacientes con dolor lumbar.

Dada las múltiples opciones de movimiento que permite el DEMF, podemos sugerir diseñar nuevos protocolos de evaluación de la fuerza, que se asemejen más a los gestos deportivos o a los mecanismos de lesión clásicamente descrito en la literatura (por ejemplo, flexión anterior de tronco).

Además, podemos sugerir realizar un programa de entrenamiento de la fuerza del tronco en personas sanas o pacientes con dolor lumbar, para determinar sus efectos sobre medidas objetivas, como la fuerza y calidad muscular, pero también sobre variables clínicas como el dolor, la funcionalidad y la kinesiofobia. Este proyecto se encuentra en desarrollo con financiamiento de la Universidad Andrés Bello (Nº DI-08-CBC/22).

## APLICACIONES PRÁCTICAS

- La evaluación de la fuerza de tronco utilizando dinamómetros isocinéticos clásicos es fiable en pacientes con dolor lumbar. Pero es necesario un proceso de familiarización para obtener datos clínicamente fiables.
- La evaluación de la fuerza del tronco utilizando un dinamómetro isocinético no produce efectos adversos ni agrava los síntomas en pacientes con dolor lumbar.
- La evaluación de la fuerza de los extensores de tronco utilizando un dinamómetro isocinético funcional es fiable en sujetos sanos. La condición más fiable fue en las velocidades más lentas y rango corto ( $V_1R_1$ ), es decir,  $0,15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  y utilizando el 25% de la distancia medida entre el acromion y el trocánter mayor.

## BIBLIOGRAFÍA

- [1] GBD 2017 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *Lancet* 2018; 392: 1789–1858.
- [2] Wu A, March L, Zheng X, et al. Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017: estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. *Ann Transl Med* 2020; 8: 299–299.
- [3] Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet* 2018; 391: 2356–2367.
- [4] Vlaeyen JWS, Maher CG, Wiech K, et al. Low back pain. *Nat Rev Dis Prim* 2018; 4: 52.
- [5] Knezevic NN, Candido KD, Vlaeyen JWS, et al. Low back pain. *Lancet*; 6736. Epub ahead of print June 2021. DOI: 10.1016/S0140-6736(21)00733-9.
- [6] da Silva T, Mills K, Brown BT, et al. Recurrence of low back pain is common: a prospective inception cohort study. *J Physiother* 2019; 65: 159–165.
- [7] Stevans JM, Delitto A, Khoja SS, et al. Risk Factors Associated With Transition From Acute to Chronic Low Back Pain in US Patients Seeking Primary Care. *JAMA Netw open* 2021; 4: e2037371.
- [8] Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *Lancet* 2017; 389: 736–747.
- [9] Cholewicki J, Greene H, Polzhofer G, et al. Neuromuscular Function in Athletes. *J Orthop Sport Phys Ther* 2002; 32: 568–75.
- [10] Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, et al. Muscle Response Pattern to Sudden Trunk Loading in Healthy Individuals and in Patients with Chronic Low Back Pain. *Spine* 2000; 25: 947–954.
- [11] Catalá MM, Schroll A, Laube G, et al. Muscle Strength and Neuromuscular Control in Low-Back Pain: Elite Athletes Versus General Population. *Front Neurosci* 2018; 12: 436.
- [12] Steele J, Bruce-Low S, Smith D. A reappraisal of the deconditioning hypothesis in low back pain: Review of evidence from a triumvirate of research methods on specific lumbar extensor deconditioning. *Curr Med Res Opin* 2014; 30: 865–911.



- [13] Hori Y, Hoshino M, Inage K, et al. ISSLS PRIZE IN CLINICAL SCIENCE 2019: clinical importance of trunk muscle mass for low back pain, spinal balance, and quality of life—a multicenter cross-sectional study. *Eur Spine J* 2019; 28: 914–921.
- [14] Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, et al. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine* 1999; 24: 54–57.
- [15] Cho KH, Beom JW, Lee TS, et al. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. *Ann Rehabil Med* 2014; 38: 234–240.
- [16] Dvir Z, Müller S. Multiple-joint isokinetic dynamometry: a critical review. *J Strength Cond Res* 2019; 00: 1–15.
- [17] Stark T, Walker B, Phillips JK, et al. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R* 2011; 3: 472–479.
- [18] Kannus P. Isokinetic Evaluation of Muscular Performance. *Int J Sports Med* 1994; 15: S11–S18.
- [19] Mueller S, Stoll J, Mueller J, et al. Validity of isokinetic trunk measurements with respect to healthy adults, athletes and low back pain patients. *Isokinet Exerc Sci* 2012; 20: 255–266.
- [20] Zouita Ben Moussa A, Zouita S, Ben Salah F, et al. Isokinetic Trunk Strength, Validity, Reliability, Normative data and Relation to Physical Performance and Low back pain: A Review of the Literature. *Int J Sports Phys Ther* 2020; 15: 160–174.
- [21] Sanzarello I, Merlini L, Rosa MA, et al. Central sensitization in chronic low back pain: A narrative review. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2016; 29: 625–633.
- [22] García-Vaquero MP, Barbado D, Juan-Recio C, et al. Isokinetic trunk flexion–extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: Reliability, learning effect, and sex differences. *J Sport Heal Sci*.
- [23] Zouita ABM, Salah FZB, Dziri C, et al. Comparison of isokinetic trunk flexion and extension torques and powers between athletes and nonathletes. *J Exerc Rehabil* 2018; 14: 72–77.
- [24] Zouita ABM, Zouita S, Dziri C, et al. Differences in Trunk Strength Between Weightlifters and Wrestlers. *J Hum Kinet* 2019; 67: 5–15.
- [25] Cronström A, Creaby MW, Nae J, et al. Modifiable Factors Associated with Knee Abduction During Weight-Bearing Activities: A Systematic Review and

- Meta-Analysis. *Sport Med* 2016; 46: 1647–1662.
- [26] Safrit MJ, Wood TM. *Measurement concepts in physical education and exercise science*. Human Kinetics Books Champaign, 1989.
- [27] Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 2005; 19: 231–240.
- [28] Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, et al. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 3–12.
- [29] Hopkins WG. Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sport Med* 2000; 30: 1–15.
- [30] Atkinson G, Nevill AM. Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sport Med* 1998; 26: 217–238.
- [31] Estrázulas JA, Estrázulas JA, de Jesus K, et al. Evaluation isometric and isokinetic of trunk flexor and extensor muscles with isokinetic dynamometer: A systematic review. *Phys Ther Sport* 2020; 45: 93–102.
- [32] Gruther W, Wick F, Paul B, et al. Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. *J Rehabil Med* 2009; 41: 613–619.
- [33] Verbrugghe J, Agten A, Eijnde BO, et al. Reliability and agreement of isometric functional trunk and isolated lumbar strength assessment in healthy persons and persons with chronic nonspecific low back pain. *Phys Ther Sport* 2019; 38: 1–7.
- [34] HODGES PW, DANNEELS L. Changes in Structure and Function of the Back Muscles in Low Back Pain: Different Time Points, Observations, and Mechanisms. *J Orthop Sport Phys Ther* 2019; 49: 464–476.
- [35] Bouilland S, Loslever P, Lepoutre FX. Biomechanical comparison of isokinetic lifting and free lifting when applied to chronic low back pain rehabilitation. *Med Biol Eng Comput* 2002; 40: 183–192.
- [36] Yang S, Wu W, Zhang C, et al. Reliability and validity of three isometric back extensor strength assessments with different test postures. *J Int Med Res* 2019; 030006051988526.
- [37] Rodríguez-Perea Á, Jerez-Mayorga D, García-Ramos A, et al. Reliability and concurrent validity of a functional electromechanical dynamometer device for the assessment of movement velocity. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sport Eng*

- Technol* 2021; 1–6.
- [38] Rodriguez-Perea A, Chiroso Ríos LJ, Martinez-Garcia D, et al. Reliability of isometric and isokinetic trunk flexor strength using a functional electromechanical dynamometer. *PeerJ* 2019; 7: e7883.
- [39] Jerez-Mayorga D, Huerta-Ojeda Á, Chiroso-Ríos LJ, et al. Test–Retest Reliability of Functional Electromechanical Dynamometer on Five Sit-to-Stand Measures in Healthy Young Adults. *Int J Environ Res Public Health* 2021; 18: 6829.
- [40] Martinez-Garcia D, Rodriguez-Perea A, Barboza P, et al. Reliability of a standing isokinetic shoulder rotators strength test using a functional electromechanical dynamometer: Effects of velocity. *PeerJ* 2020; 8: 1–15.
- [41] Vega EC, Jerez-Mayorga D, Payer RM, et al. Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLoS One* 2018; 13: 1–12.
- [42] MacDonald DA, Lorimer Moseley G, Hodges PW. The lumbar multifidus: Does the evidence support clinical beliefs? *Man Ther* 2006; 11: 254–263.
- [43] Floyd WF, Silver PHS. The function of the erectores spinae muscles in certain movements and postures in man\*. *J Physiol* 1955; 129: 184–203.
- [44] Olson MW. Trunk extensor fatigue influences trunk muscle activities during walking gait. *J Electromyogr Kinesiol* 2010; 20: 17–24.
- [45] Thorstensson A, CARLSON H, ZOMLEFER MR, et al. Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol Scand* 1982; 116: 13–20.
- [46] Farfan HF, Gracovetsky S. The Nature of Instability. *Spine (Phila Pa 1976)* 1984; 9: 714–719.
- [47] Barbat-Artigas S, Rolland Y, Zamboni M, et al. How to assess functional status: A new muscle quality index. *J Nutr Health Aging* 2012; 16: 67–77.
- [48] Fragala MS, Kenny AM, Kuchel GA. Muscle Quality in Aging: a Multi-Dimensional Approach to Muscle Functioning with Applications for Treatment. *Sport Med* 2015; 45: 641–658.
- [49] Shahtahmassebi B, Hebert JJ, Hecimovich MD, et al. Associations between trunk muscle morphology, strength and function in older adults. *Sci Rep* 2017; 7: 1–10.
- [50] Spudić D, Vodičar J, Vodičar M, et al. Isometric Trunk Strength Assessment of Athletes: Effects of Sex, Sport, and Low Back Pain History. *J Sport Rehabil*

- 2022; 31: 38–46.
- [51] Okada T, Hakkaku T, Iwai K, et al. Weight Category-dependent Trunk Muscle Strength and its Relation with LBP in Elite Judokas. *Sport Med Int Open* 2021; 05: E14–E21.
- [52] Delitto A, Crandell CE, Rose SJ. Peak Torque-to-Body Weight Ratios in the Trunk: A Critical Analysis. *Phys Ther* 1989; 69: 138–143.
- [53] Jaric S. Muscle strength testing: Use of normalisation for body size. *Sport Med* 2002; 32: 615–631.
- [54] Cozette M, Leprêtre P-M, Doyle C, et al. Isokinetic Strength Ratios: Conventional Methods, Current Limits and Perspectives. *Front Physiol* 2019; 10: 1–4.
- [55] Ruas C V., Pinto RS, Haff GG, et al. Alternative Methods of Determining Hamstrings-to-Quadriceps Ratios: a Comprehensive Review. *Sport Med - Open* 2019; 5: 11.
- [56] Ruas C V., Minozzo F, Pinto MD, et al. Lower-extremity strength ratios of professional soccer players according to field position. *J Strength Cond Res* 2015; 29: 1220–1226.
- [57] Stickley CD, Hetzler RK, Freemyer BG, et al. Isokinetic Peak Torque Ratios and Shoulder Injury History in Adolescent Female Volleyball Athletes. *J Athl Train* 2008; 43: 571–577.
- [58] Duarte JP, Valente-dos-Santos J, Coelho-e-Silva MJ, et al. Reproducibility of isokinetic strength assessment of knee muscle actions in adult athletes: Torques and antagonist-agonist ratios derived at the same angle position. *PLoS One* 2018; 13: e0202261.
- [59] Dvir Z. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*. Churchill Livingstone, <https://books.google.com.co/books?id=k-tsAAAAMAAJ> (1995).
- [60] Barbado D, Barbado LC, Elvira JLL, et al. Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait Posture* 2016; 49: 90–96.
- [61] Shirado O, Ito T, Kaneda K, et al. Concentric and eccentric strength of trunk muscles: influence of test postures on strength and characteristics of patients with chronic low-back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 604–611.
- [62] Ebenbichler GR, E. Oddsson LI, Kollmitzer J, et al. Sensory-motor control of the

- lower back: implications for rehabilitation. *Med Sci Sports Exerc* 2001; 33: 1889–1898.
- [63] Reeves NP, Cholewicki J, Milner T, et al. Trunk antagonist co-activation is associated with impaired neuromuscular performance. *Exp Brain Res* 2008; 188: 457–463.
- [64] Pontes SS, de Carvalho ALR, Almeida K de O, et al. Effects of isokinetic muscle strengthening on muscle strength, mobility, and gait in post-stroke patients: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil* 2019; 33: 381–394.
- [65] Davies GJ, Ellenbecker TS. Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation. In: *Physical Rehabilitation of the Injured Athlete*. Elsevier, pp. 548–570.
- [66] Park J-H, Chung SW, Lee S-J, et al. Evaluation of the Electromyographic Amplitude-to-Work Ratio in the Infraspinatus Muscle During External Shoulder Rotation Exercises: A Comparison of Concentric Isotonic and Isokinetic Exercises. *Orthop J Sport Med* 2020; 8: 232596712093245.
- [67] Malliou PC. Effective ways of restoring muscular imbalances of the rotator cuff muscle group: a comparative study of various training methods. *Br J Sports Med* 2004; 38: 766–772.
- [68] Keles SB, Sekir U, Gur H, et al. Eccentric/concentric training of ankle evolver and dorsiflexors in recreational athletes: Muscle latency and strength. *Scand J Med Sci Sport* 2014; 24: 29–38.
- [69] Golik-Peric D, Drapsin M, Obradovic B, et al. Short-Term Isokinetic Training Versus Isotonic Training: Effects on Asymmetry in Strength of Thigh Muscles. *J Hum Kinet* 2011; 30: 29–35.
- [70] Lee SEK, Lira CAB de, Nouailhetas VLA, et al. Do isometric, isotonic and/or isokinetic strength trainings produce different strength outcomes? *J Bodyw Mov Ther* 2018; 22: 430–437.
- [71] Vidmar MF, Baroni BM, Michelin AF, et al. Isokinetic eccentric training is more effective than constant load eccentric training on the quadriceps rehabilitation following partial meniscectomy: A randomized clinical trial. *Phys Ther Sport* 2019; 39: 120–125.
- [72] Vidmar MF, Baroni BM, Michelin AF, et al. Isokinetic eccentric training is more effective than constant load eccentric training for quadriceps rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial.

- Brazilian J Phys Ther* 2020; 24: 424–432.
- [73] Tataryn N, Simas V, Catterall T, et al. Posterior-Chain Resistance Training Compared to General Exercise and Walking Programmes for the Treatment of Chronic Low Back Pain in the General Population: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med - Open* 2021; 7: 17.
- [74] Tjøsvoll SO, Mork PJ, Iversen VM, et al. Periodized resistance training for persistent non-specific low back pain: A mixed methods feasibility study. *BMC Sports Sci Med Rehabil*; 12. Epub ahead of print 8 May 2020. DOI: 10.1186/s13102-020-00181-0.
- [75] Pedersen BK, Saltin B. Exercise as medicine - evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. *Scand J Med Sci Sports* 2015; 25: 1–72.
- [76] Saragiotto BT, Maher CG, Yamato TP, et al. Motor control exercise for chronic non-specific low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev* 2016; 36: 301–302.
- [77] Coulombe BJ, Games KE, Neil ER, et al. Core Stability Exercise Versus General Exercise for Chronic Low Back Pain. *J Athl Train* 2017; 52: 71–72.
- [78] Ozsoy G, Ilcin N, Ozsoy I, et al. The Effects Of Myofascial Release Technique Combined With Core Stabilization Exercise In Elderly With Non-Specific Low Back Pain: A Randomized Controlled, Single-Blind Study. *Clin Interv Aging* 2019; 14: 1729–1740.
- [79] Calmels P, Jacob JF, Fayolle-Minon I, et al. [Use of isokinetic techniques vs standard physiotherapy in patients with chronic low back pain. Preliminary results]. *Ann Readapt Med Phys Rev Sci la Soc Fr Reeduc Fonct Readapt Med Phys* 2004; 47: 20–27.
- [80] Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, et al. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. *PLoS Med*; 6. Epub ahead of print 2009. DOI: 10.1371/journal.pmed.1000097.
- [81] Ouzzani M, Hammady H, Fedorowicz Z, et al. Rayyan—a web and mobile app for systematic reviews. *Syst Rev* 2016; 5: 210.
- [82] Castro MP de, Ruschel C, Santos GM, et al. Isokinetic hip muscle strength: a systematic review of normative data. *Sport Biomech* 2018; 19: 26–54.
- [83] Whiting P, Rutjes AWS, Reitsma JB, et al. The development of QUADAS: A tool for the quality assessment of studies of diagnostic accuracy included in systematic reviews. *BMC Med Res Methodol* 2003; 3: 1–13.

- [84] Downs SH, Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *J Epidemiol Community Health* 1998; 52: 377–384.
- [85] Cook C, Mabry L, Reiman MP, et al. Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Physiotherapy* 2012; 98: 93–100.
- [86] Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ* 2021; 372: n71.
- [87] Cleo G, Scott AM, Islam F, et al. Usability and acceptability of four systematic review automation software packages: a mixed method design. *Syst Rev* 2019; 8: 145.
- [88] Reyes-Ferrada W, Chiroso-Rios L, Rodriguez-Perea A, et al. Isokinetic Trunk Strength in Acute Low Back Pain Patients Compared to Healthy Subjects: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health* 2021; 18: 2576.
- [89] Brink Y, Louw QA. Clinical instruments: reliability and validity critical appraisal. *J Eval Clin Pract* 2012; 18: 1126–1132.
- [90] Lucas NP, Macaskill P, Irwig L, et al. The development of a quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL). *J Clin Epidemiol* 2010; 63: 854–861.
- [91] Muñoz-Bermejo L, Pérez-Gómez J, Manzano F, et al. Reliability of isokinetic knee strength measurements in children: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One* 2019; 14: e0226274.
- [92] Powden CJ, Hoch JM, Hoch MC. Reliability and minimal detectable change of the weight-bearing lunge test: a systematic review. *Man Ther* 2015; 20: 524–532.
- [93] Adhia DB, Bussey MD, Ribeiro DC, et al. Validity and reliability of palpation-digitization for non-invasive kinematic measurement – A systematic review. *Man Ther* 2013; 18: 26–34.
- [94] Hupli M, Hurri H, Luoto S, et al. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part I: The effect of repetition on measurement of isokinetic performance capacity of trunk muscles among healthy controls and two different groups of low-back pain patients. *Scand J Rehabil Med* 1996; 28: 201–206.
- [95] Stewart A, Marfell-Jones M, Olds T, et al. International Society for Advancement of Kinanthropometry. *Int Stand Anthr assessment Int Soc Adv Kinanthropometry*; 115.

- [96] Jandre Reis FJ, Macedo AR. Influence of Hamstring Tightness in Pelvic, Lumbar and Trunk Range of Motion in Low Back Pain and Asymptomatic Volunteers during Forward Bending. *Asian Spine J* 2015; 9: 535.
- [97] Cohen J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*. 2nd ed. New York: Lawrence Erlbaum Associates, 1988.
- [98] Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 2016; 15: 155–163.
- [99] James LP, Roberts LA, Haff GG, et al. Validity and reliability of a portable isometric mid-thigh clean pull. *J Strength Cond Res* 2017; 31: 1378–1386.
- [100] Hopkins. Spreadsheets for analysis of validity and reliability. *Sportscience* 2015; 19: 36–44.
- [101] De Blaiser C, De Ridder R, Willems T, et al. Reliability and validity of trunk flexor and trunk extensor strength measurements using handheld dynamometry in a healthy athletic population. *Phys Ther Sport* 2018; 34: 180–186.
- [102] Dvir Z, Keating J. Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clin Biomech* 2001; 16: 627–630.
- [103] Guilhem G, Giroux C, Couturier A, et al. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J Electromyogr Kinesiol*. Epub ahead of print 2014. DOI: 10.1016/j.jelekin.2014.07.006.
- [104] Juan-Recio C, López-Plaza D, Barbado Murillo D, et al. Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. *J Sports Sci* 2017; 36: 1–8.
- [105] Roth R, Donath L, Kurz E, et al. Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Phys Ther Sport* 2017; 24: 26–31.
- [106] Kerr DA. *An anthropometric method for fractionation of skin, adipose, bone, muscle and residual tissue masses in males and females age 6 to 77 years*. Theses (School of Kinesiology)/Simon Fraser University, 1988.
- [107] Reyes-Ferrada W, Barboza-gonzalez P, Jerez-mayorga D, et al. A New Reliable Device to Assess Trunk Extensors Strength. *Acta Bioeng Biomech*; 24. Epub ahead of print 2022. DOI: 10.37190/ ABB-01965-2021-05.
- [108] Higgins JPT, Altman DG, Sterne JAC. Assessing risk of bias in included studies. In: Higgins JPT, Green S (editors). *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions* Version 5.1. 0 (updated March 2011). The Cochrane



- Collaboration, 2011. *Available from handbook cochrane org.*
- [109] Hartling L, Ospina M, Liang Y, et al. Risk of bias versus quality assessment of randomised controlled trials: cross sectional study. *BMJ* 2009; 339: b4012–b4012.
- [110] Santesso N, Glenton C, Dahm P, et al. GRADE guidelines 26: informative statements to communicate the findings of systematic reviews of interventions. *J Clin Epidemiol* 2020; 119: 126–135.
- [111] Cochran WG. The combination of estimates from different experiments. *Biometrics* 1954; 10: 101–129.
- [112] DerSimonian R, Laird N. Meta-analysis in clinical trials. *Control Clin Trials* 1986; 7: 177–188.
- [113] Suzuki N, Endo S. A quantitative study of trunk muscle strength and fatigability in the low-back-pain syndrome. *Spine* 1983; 8: 69–74.
- [114] Akebi T, Saeki S, Hieda H, et al. Factors affecting the variability of the torque curves at isokinetic trunk strength testing. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 33–35.
- [115] Gabr W, Eweda RS. Isokinetic Strength of Trunk Flexors and Extensors Muscles in Adult Men with and without Nonspecific Back Pain: A Comparative Study. *J Behav Brain Sci* 2019; 09: 340–350.
- [116] Hupli M, Sainio P, Hurri H, et al. Comparison of trunk strength measurements between two different isokinetic devices used at clinical settings. *J Spinal Disord Tech* 1997; 10: 391–397.
- [117] Keller A, Hellesnes J, Jens I, Brox A. Reliability of the Isokinetic Trunk Extensor Test, Biering-Sørensen Test, and Åstrand Bicycle Test. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001; 26: 771–777.
- [118] Newton M, Thow M, Somerville D, et al. Trunk strength testing with isomachines. Part 2: Experimental evaluation of the Cybex II Back Testing System in normal subjects and patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 1993; 18: 812–24.
- [119] Nambi G, Abdelbasset WK, Alrawaili SM, et al. Virtual reality or isokinetic training; its effect on pain, kinesiophobia and serum stress hormones in chronic low back pain: A randomized controlled trial. *Technol Heal Care* 2021; 29: 155–166.
- [120] Nambi G, Abdelbasset WK, Alqahtani BA, et al. Isokinetic back training is more

- effective than core stabilization training on pain intensity and sports performances in football players with chronic low back pain. *Medicine (Baltimore)* 2020; 99: e20418.
- [121] Nambi G, Abdelbasset WK, Alsubaie SF, et al. Isokinetic training – its radiographic and inflammatory effects on chronic low back pain. *Medicine (Baltimore)* 2020; 99: e23555.
- [122] Olivier N, Lepretre A, Caby I, et al. [Does exercise therapy for chronic lower-back pain require daily isokinetic reinforcement of the trunk muscles?]. *Ann Readapt Med Phys Rev Sci la Soc Fr Reeduc Fonct Readapt Med Phys* 2008; 51: 284–291.
- [123] Nambi G, Abdelbasset WK, Elsayed SH, et al. Comparative Effects of Isokinetic Training and Virtual Reality Training on Sports Performances in University Football Players with Chronic Low Back Pain-Randomized Controlled Study. *Evidence-Based Complement Altern Med* 2020; 2020: 1–10.
- [124] Sertpoyraz F, Eyigor S, Karapolat H, et al. Comparison of isokinetic exercise versus standard exercise training in patients with chronic low back pain: a randomized controlled study. *Clin Rehabil* 2009; 23: 238–247.
- [125] Mueller S, Stoll J, Cassel M, et al. Trunk peak torque, muscle activation pattern and sudden loading compensation in adolescent athletes with back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2019; 32: 379–388.
- [126] Dvir Z, Keating JL. Trunk extension effort in patients with chronic low back dysfunction. *Spine* 2003; 28: 685–692.
- [127] Ripamonti M, Colin D, Rahmani A. Maximal power of trunk flexor and extensor muscles as a quantitative factor of low back pain. *Isokinet Exerc Sci* 2011; 19: 83–89.
- [128] Yahia A, Jribi S, Ghroubi S, et al. Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. *Jt bone spine* 2011; 78: 291–297.
- [129] Schulz KF, Altman DG, Moher D. CONSORT 2010 Statement: Updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMJ* 2010; 340: 698–702.
- [130] von Elm E, Altman DG, Egger M, et al. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. *Lancet* 2007; 370: 1453–1457.

- [131] Grabiner MD, Jeziorowski JJ, Divekar AD. Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the biodex clinical data station. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990; 11: 590–598.
- [132] Chan JPY, Krisnan L, Yusof A, et al. Maximum isokinetic familiarization of the knee: Implication on bilateral assessment. *Hum Mov Sci* 2020; 71: 102629.
- [133] Urzica I, Tiffreau V, Popielarz S, et al. [Isokinetic trunk strength testing in chronic low back pain. The role of habituation and training to improve measures]. *Ann Readapt Med Phys Rev Sci la Soc Fr Reeduc Fonct Readapt Med Phys* 2007; 50: 271–274.
- [134] Kalimo H, Rantanen J, Viljanen T, et al. Lumbar muscles: Structure and function. *Ann Med* 1989; 21: 353–359.
- [135] Thorstensson A, Oddsson L, Carlson H. Motor control of voluntary trunk movements in standing. *Acta Physiol Scand* 1985; 125: 309–321.
- [136] Dervisevic E, Hadzic V, Burger H. Reproducibility of trunk isokinetic strength findings in healthy individuals. *Isokinet Exerc Sci* 2007; 15: 99–109.
- [137] Gunnarsson U, Johansson M, Strigård K. Assessment of abdominal muscle function using the Biodex System-4. Validity and reliability in healthy volunteers and patients with giant ventral hernia. *Hernia* 2011; 15: 417–421.
- [138] Müller J, Müller S, Stoll J, et al. Reproducibility of maximum isokinetic trunk strength testing in healthy adolescent athletes. *Sport - Sport* 2014; 30: 229–237.
- [139] Hüllemann P, Keller T, Kabelitz M, et al. Clinical Manifestation of Acute, Subacute, and Chronic Low Back Pain in Different Age Groups: Low Back Pain in 35,446 Patients. *Pain Pract* 2018; 18: 1011–1023.
- [140] Wilson F, Ardern CL, Hartvigsen J, et al. Prevalence and risk factors for back pain in sports: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* 2021; 55: 601–607.
- [141] Fritz JM, Irrgang JJ. A comparison of a modified Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire and the Quebec Back Pain Disability Scale. *Phys Ther* 2001; 81: 776–88.
- [142] Schoenfeld BJ, Ogborn D, Krieger JW. Dose-response relationship between weekly resistance training volume and increases in muscle mass: A systematic review and meta-analysis. *J Sports Sci* 2017; 35: 1073–1082.
- [143] Pearcey GEP, Alizedah S, Power KE, et al. Chronic resistance training: is it time to rethink the time course of neural contributions to strength gain? *Eur J Appl*

*Physiol* 2021; 121: 2413–2422.

- [144] Dvir Z, Müller S. Multiple-Joint Isokinetic Dynamometry: A Critical Review. *J Strength Cond Res* 2020; 34: 587–601.

## ANEXOS

Se adjuntan los siguientes anexos:

Anexo 1: Comité de ética



UNIVERSIDAD  
DE GRANADA

Vicerrectorado de Investigación y Transferencia

### COMITE DE ETICA EN INVESTIGACION DE LA UNIVERSIDAD DE GRANADA

La Comisión de Ética en Investigación de la Universidad de Granada, visto el informe preceptivo emitido por la Presidenta del Comité en Investigación Humana, tras la valoración colegiada del Comité en sesión plenaria, en el que se hace constar que la investigación propuesta respeta los principios establecidos en la legislación internacional y nacional en el ámbito de la biomedicina, la biotecnología y la bioética, así como los derechos derivados de la protección de datos de carácter personal,

Emite un Informe Favorable en relación a la investigación titulada: "EFECTOS DE UN PROGRAMA DE FORTALECIMIENTO FUNCIONAL DEL CORE UTILIZANDO DINAMOMETRÍA ELECTROMECAÁNICA FUNCIONAL SOBRE EL DOLOR, INCAPACIDAD, FUERZA Y CALIDAD MUSCULAR EN SUJETOS CON DOLOR LUMBAR AGUDO NO ESPECÍFICO." que dirige D./Dña. WALESKA REYES FERRADA, con NIF F25838067, quedando registrada con el nº: 1670/CEIH/2020.

Granada, a 11 de Septiembre de 2020.

**HERRERA  
VIEDMA  
ENRIQUE -  
26478489S**

Firmado  
digitalmente por  
HERRERA VIEDMA  
ENRIQUE -  
26478489S  
Fecha: 2020.09.14  
12:04:00 +02'00'

EL PRESIDENTE  
Fdo: Enrique Herrera Viedma

EL SECRETARIO  
Fdo: Francisco Javier O'Valle Ravassa

## Anexo 2: Publicaciones internacionales

### 2.1 Isokinetic Trunk Strength in Acute Low Back Pain Patients Compared to Healthy Subjects: A Systematic Review

**Abstract:** Background: The purpose of this systematic review was to: (I) determine the quality of evidence from studies assessing trunk isokinetic strength in subjects with acute low back pain (ALBP) compared to healthy subjects and (II) establish reference values of isokinetic trunk strength in subjects with ALBP. Methodology: Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analyses (PRISMA) statements were followed using keywords associated with trunk, strength and low back pain. Four databases were used: PubMed, Web of Science, Scopus and SPORTDiscus. Methodological quality was assessed using the Quality Assessment of Diagnostic Accuracy Studies (QUADAS). Results: A total of 1604 articles were retrieved, four included in this review. All were evaluated as high risk of bias (Rob). Due to the high Rob and the diversity of protocols, instruments and variables used, it was not possible to determine reference values for subjects with ALBP, we can only establish a range of flexion peak torque (PT) between 175.1 and 89.7 Nm at 60°/s and between 185 and 81.5 Nm at 120°/s, and for extension PT between 240.0 and 91.5 Nm at 60°/s and between 217.5 and 69.2 Nm at 120°/s in subjects with ALBP. Conclusions: Due to the low quality of the evidence and the diversity of protocols used when measuring trunk isokinetic strength, it is necessary to carry out new high-quality research to establish reference values of trunk strength in subjects with ALBP.

Keywords: dynamometer; core muscles; trunk strength testing; reference data; peak torque

#### 1. Introduction

Low back pain (LBP) is among the three leading causes of years lived with disability[1], only in 2017 577 million people suffered from LBP[2]. LBP refers to pain, muscle tension or stiffness below the costal border and over the lower gluteal fold, with or without sciatica. It can be classified according to its duration in acute low back pain (ALBP), less than six weeks, or chronic low back pain (CLBP) when the pain persists for more than three months[3]. It is estimated that 80% of the population will suffer from LBP at least once in their lives[4, 5], but these symptoms should disappear within six weeks. Although a significant number of patients will have recurrences or persistent pain and disability[6, 7], even in the follow-up to one year, some patients will still show mild to moderate levels of pain and disability[8]. Da Silva et al.[9] reports a pain episode recurrence in 70% of the patients within 12 months after recovery from the first ALBP episode, of which 40% will suffer a moderate functional limitation or will need to use the health system, suggesting that the good prognosis of ALBP has been overestimated.

About the cause of the LBP, it is not often possible to determine an anatomical source of pain (e.g., epidural abscess, compression fracture, spondyloarthropathy, malignancy or cauda equina syndrome)[10]. Most of the times, 90% of the cases, no specific cause is identified for which is denominated non-specific LBP (NSLBP)[10]. However, multiple factors have been associated with the occurrence of NSLBP, among them the alteration of the neuromuscular response of the trunk[11, 12], the deconditioning (or decrease in the function) of the lumbar musculature[13, 14], the reduction of the muscular mass of the trunk[15], and the reduction of the muscular strength of the trunk[13, 16, 17].

The spine needs to be mechanically stable at all times to avoid injuries that can eventually lead to pain[18]. Maintaining this stability is role of the active neuromuscular system[19], and thus the trunk strength plays an important role in different aspects related to health and sport[20–23]. The trunk is the center of the kinematic chains, transferring forces and acting as a bridge between the upper and lower extremities[24]. Arms and legs can be compared with their contralateral to define deficits or imbalances, but unlike the extremities, the trunk does not have this possibility, which makes it difficult to have parameters of normality or reference. Trunk strength has been related to injury prevention[25, 26], that is why it plays an important role in the functional evaluation of people or athletes[27, 28].

To evaluate trunk strength, several methods have been developed. The gold standard is the isokinetic dynamometry, which consists of measuring muscle strength capacity under linear or rotational movements at constant velocities[29]. This method allows a quick quantification of several muscle function parameters at different positions and angular velocities, and its use has been recommended for clinical and research purposes[30].

Prospective studies have shown that trunk strength imbalance[17] and decreased trunk muscle strength could be considered risk factors for developing NSLBP, specifically isometric and isokinetic strength of trunk flexors and lumbar extensors muscles[16]. To the best of our knowledge, there are no reference values

in the development of the first episode of ALBP, instead, the evidence shows that when comparing healthy subjects with CLBP patients, the lumbar extensor peak torque is lower, but the flexor peak torque does not decrease in the same way, so the ratio flexors/extensors (F/E) does not decrease[31]. These data are important since the parameters of isokinetic strength could be used for the early detection of people at risk for developing NSLBP. However, these reference data correspond to subjects with CLBP, and were obtained from reviews in which no assessment of the quality of the evidence was carried out. This could limit our confidence in the reported data[31, 32]. Furthermore, in CLBP, the evidence shows that pain and disability do have physical causes and have multifactorial etiology[33], with psychological factors[34], central sensitization[35] and kinesiophobia[36] playing a role in this type of patient. De Souza et al[37] demonstrated that the peak torque of lumbar extensors in women with CLBP who have fear or negative beliefs related to the activity could be modified merely by using kinesiotape. This suggests that probably the strength values obtained in this type of patient may be influenced by other processes related to chronic pain and may not be an appropriate measurement on its own.

This allows us to question whether we estimate the ability to exert maximum trunk strength in subjects with chronic pain. Establish whether an alteration in trunk muscle strength is present in those subjects who suffer from ALBP compared to healthy subjects is paramount. In order to be able to develop training programs for preventing ALBP in the general population, and to manage this type of patients, avoiding its progression to CLBP. It is necessary to have data on the trunk's isokinetic strength in patients with ALBP that will allow determining which people are at risk for developing ALBP and thus prevent its appearance in healthy people. Besides, to manage it and avoid its progression to CLBP. Thus, the objective of this systematic review was (I) to determine the quality of evidence from studies assessing trunk isokinetic strength in subjects with ALBP compared to healthy subjects and (II) establish reference values of isokinetic trunk strength in subjects with ALBP.

## 2. Materials and Methods

The Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analyses guidelines (PRISMA) were used [38]. The protocol of this review was registered in PROSPERO (CRD42020193458).

### 2.1 Study search

Two authors (WR-F and DJ-M) conducted the search. The databases used were PubMed, Web of Science, Scopus and SPORTDiscus. The search was carried out from their inception to October 2020, the following keywords were included: “isokinetic”, “muscle strength”, “dynamometer”, “CORE”, “abdominal muscles”, “abdominal wall”, “torso”, “trunk”, “low back pain”, “low back ache” y “lumbago”.

### 2.2 Eligibility criteria

Articles that met the following criteria were included in this review. For aim (I): Adult participants (age  $\geq 18$  years old), measures of isokinetic trunk flexors and extensors strength comparing a group of individuals with ALBP with a healthy control group, full-text available, and articles in English. For aim (II), the criteria for aim (I) were applied, but all the studies assessing isokinetic trunk flexors and extensors strength in individuals with ALBP, regardless of having a healthy control group or not, were included. Studies that only included either healthy people or subjects with chronic low-back pain were excluded.

### 2.3 Study selection

Articles that were found eligible for inclusion in this review were entered into the Rayyan QCRI application, an app that assists in the article selection process, optimizing the screening time and allowing collaborative tasks (available for free at <http://rayyan.qcri.org>)[39]. Duplicate references were removed, and two independent researchers (WR-F and DJ-M) reviewed titles and abstracts to identify articles met the eligibility criteria. The selected articles were then read in full, and the reference list was checked for relevant articles that could be included.

### 2.4 Assessment of the risk of bias and quality of evidence

Each article included in this systematic review was independently assessed for methodological quality and risk of bias by two researchers (WR-F and DJ-M). To the best of our knowledge, there is no scale for methodological evaluation adequate for the purpose of this review, therefore, we used the checklist proposed by Castro et al.[40], which combines some items from QUADAS[41] and a checklist to evaluate the methodological quality of both randomized and non-randomized studies of health care interventions[42]. This scale has 15 items divided into three sections (study sample, test procedures and data analysis, and results presentation). Each item was scored as "yes," "no," "unclear," or "not applied". A study was considered high risk of bias (low quality) when it received five or more "no" or "unclear"; in contrast, a study was considered low risk of bias (high quality) when it received less than five "no" or "unclear". This cut-off score was determined on the basis of previous reviews that determined that 30% of negative results discriminate between studies of low or high methodological quality[43]. In case of disagreement among researchers, the consensus approach was used; for the case in which consensus could not be reached, a third researcher was consulted (LC-R)

## 2.5 Data extraction and analysis

The data extraction was performed by each researcher independently, the information extracted was related to the identification of the article (authors, year of publication, design and objective), the characteristics of the participants (total sample, gender, age, weight and height) and the isokinetic evaluation protocol (movement, position, range of movement, angular velocity, repetitions and contraction mode), in addition to results and main conclusions.

## 3. Results

### 3.1 Article selection

No systematic reviews with a similar objective as the present study were found. From the initial search, a total of 1603 articles were retrieved (Figure 3), of which 610 were eliminated because they were duplicated. One additional article was identified from other sources. All the articles that assessed isokinetic trunk strength in individuals with ALBP presented a control group. Therefore, the number of articles included for aim (I) and aim (II) were the same. After evaluating titles and abstracts, 977 articles were excluded because they did not meet the inclusion criteria, leaving 17 articles for full-text analysis.

#### See Figure 3

Of the 17 articles, two could not be retrieved because when contacting the authors, they did not have a digital copy to share due to the age of the publication (1982 and 1994). Of the remaining 15, after reading the full text, 11 articles were eliminated because they did not include the evaluation of subjects with ALBP. Thus, four articles were selected, and the reference list was checked, and there were no new articles found.

### 3.2 Characteristics of the studies

Table 2 presents the main characteristics of the included studies. One study[44] divided patients according to the duration of symptoms as acute and chronic, two[45, 46] did so in acute, subacute and chronic, and only one[47] considered only subjects with acute pain. The number of participants with ALBP ranged from 21 to 46 subjects; Gabr et al.[46] does not indicate the exact number of ALBP subjects enrolled in their study. Age was not specified by the ALBP group in three of four studies, with only Hupli et al.[47] reporting an average age of  $40.1 \pm 8.9$  years for men and  $43.5 \pm 9.2$  for women. The physical activity profile was reported in only one study[47], but it does not specify which tool is measured.

Regarding the isokinetic dynamometer used, Suzuki et al.[44] used Cybex II, Akebi et al.[45] did not specify it, Hupli et al.[47] compared two dynamometers: Ariel 5000 (Ariel dynamics Inc., Trabuco Canyon, CA, U.S.A.) and Lido Multi-Joint II (Ioredan Biomedical, Inc., West Sacramento, CA, U.S.A.) while Gabr et al.[46] used biodex system 4 pro. Regarding the position in which the trunk strength was measured, three studies were performed in standing with knees in semi-flexion[45–47] and one study[44] used the supine position. In relation to the range of movement used, there was no concordance among the studies. One study used natural movement[47], another one 30° of flex-ion-extension[44], another one[45] a range of 0°-



60° and another one the movement of maximum flexion and extension[46]. Three studies measured at velocities of 60°/s and 120°/s[45–47], while Suzuki et al.[44] used 30°/s.

The strength variables calculated were: (I) average peak torque (Nm), (II) trunk flexion (J), (III) trunk extension (J), (IV) abdominal strength (J), (V) average power, (VI) flexion-extension ratio (%) (flexion strength/extensor strength), (VII) fatigue (%) calculated as: (initial muscle strength – final muscle strength/initial muscle strength) x 100, and (VIII) Coefficient of Torque Variation (%).

**See Table 2**

### 3.3 Methodological quality and risk of bias

In this review, 57 items (95%) were evaluated in the agreement between the two reviewers, the remaining three were decided by agreement (Table 3).

**See Table 3**

#### 3.3.1 Sample

Regarding the sample, three studies[44, 46, 47] describe the sample properly (items 1), however, only Gabr et al.[46] specified the inclusion criteria (items 2), none of the included articles explained how the sample size was calculated (items 3).

#### 3.3.2 Procedure

In relation to the trunk isokinetic evaluation procedure, two studies[45, 47] report a familiarization process prior to measurement (items 4), none of them properly reports the type or sequence of contraction, only reports the angular velocity used (items 5), only one study[47] reports a randomized order in the evaluations (items 6), and none of the four informs the dominance of the extremities (items 7) which was evaluated as "not applied" because it is the trunk. All four studies[44–47] correctly describe the assessment position, the movements, and the form of stabilization used (items 8). None of the studies specifies whether or not the same encouragement was given to each participant during the assessment (item 9). Considering the data analysis, only Hupli et al.[47] reports that the Lido dynamometer software compensates for gravity, while Ariel does not (items 10), it is not clear if the other three studies performed gravity correction. Regarding the dependent variable, two studies clearly describe how the data extraction was performed[46, 47], while in the other two studies[44, 45], it is not clear how data such as fatigue or coefficient of variation were determined. None of the studies clarifies whether the data were extracted from the isokinetic load range (items 12), and none reports reliability measures, such as intra-class correlation coefficient or standard error measurement (items 13).

#### 3.3.3 Presentation of results

Regarding the presentation of results, three studies[44, 46, 47] adequately presented the results (items 14) and two[45, 46] properly presented the inferential statistics (items 15). In summary, the four studies showed a high risk of bias[44–47].

### 3.4 Trunk strength parameters

Only two studies[46, 47] measured peak torque in a similar way (Table 4).

**See table 4**

#### 3.4.1 Average peak torque in flexion and extension

Two studies[46, 47] determined the average peak torque in flexion and extension in healthy subjects and those with ALBP, measuring in standing, concentric mode, at velocities of 60°/s and 120°/s. Hupli et al.[47] compared men and women with ALBP and healthy subjects using two dynamometers, finding small, non-statistically significant differences between groups. Gabr et al.[46] when comparing men with ALBP and healthy controls, found significant differences in the peak torque of flexors ( $p = 0.004$ ) and extensors ( $p = 0.003$ ) at 60°/s and flexors ( $p < 0.001$ ) and extensors ( $p < 0.001$ ) at 120°/s, with an inverse F/E ratio at speeds of 120°/s in the ALBP group (Table 3).

#### 3.4.2 Coefficient of variation

Akebi et al.[45] evaluated the relationship of the variability of the torque curves (CV) between subjects with ALBP and healthy controls finding CV values lower than the evaluation at 60°/s compared to 120°/s and, in addition, in both men and women the CV was lower in the control subjects compared to ALBP (Table 4).

#### 3.4.3 Average power

Gabr et al.[46] found significant differences between average power in flexion ( $p = 0.004$ ) and extension ( $p = 0.014$ ) at 60°/s and between average power in flexion ( $p = 0.001$ ) and extension ( $p = 0.045$ ) at 120°/s between men with ALBP and a control group (Table 4).

#### 3.5 Adverse outcome from trunk isokinetic assessment

From all the articles reviewed, none report adverse effects during trunk strength measurement using an isokinetic dynamometer in patients with ALBP. Suzuki et al.[44] and Gabr et al.[46] report that the assessment was performed without any complaints, Akebi et al.[45] do not report any undesirable effects during the assessment, and only Hupli et al.[47] reports a pain measured with visual analogue scale (VAS) (0-100) of 26.3 using the Ariel dynamometer and 15.2 with Lido dynamometer in subjects with ALBP.

### 4. Discussion

The present systematic review was designed to (I) determine the quality of evidence from studies assessing trunk isokinetic strength in subjects with ALBP compared to healthy subjects and (II) establish reference values of isokinetic trunk strength in subjects with ALBP. The main findings of this study were (I) the articles included in this review present a high risk of bias, therefore, low quality of evidence, and (II) It was not possible to determine reference values, neither was it possible to determine whether trunk strength can distinguish between patients with ALBP and healthy subjects. However, based on data provided in the articles reviewed, we can report a range of peak flexion torque between 175.1 Nm and 89.7 Nm at 60°/s and between 185 Nm and 81.5 Nm at 120°/s, and for peak torque in extension between 240.0 Nm and 91.5 Nm at 60°/s and between 217.5 Nm and 69.2 Nm at 120°/s in subjects with ALBP.

In addition to considering research with a low risk of bias, we should also consider studies with similar evaluation protocols to suggest reference values. Estrázulas et al.[48] after reviewing the literature, recommend reliable protocols for the evaluation of trunk flexors and extensors, carried out in a sitting position at velocities of 30°/s and 60°/s with a range of 30° (10° of flexion and 20° of extension) and/or in a standing position at velocities of 60°/s and 90°/s with a range between 90° and 95° of flexion and 15° of extension, both protocols in concentric mode with the axis in the anterior superior iliac spine. In the four studies reviewed, none included evaluation in sitting position, three of them[45–47] used the standing position but in a different range to the suggested and with velocities of 60°/s and 120°/s, which are commonly used in the measurement of trunk strength[48].

Concerning the variable analyzed, we know that the peak torque is widely used as a reference, allowing a direct comparison between studies. It has been previously used by Mueller et al.[31, 49] to analyze subjects with low back pain, to determine deficits and to assess the effectiveness of training or therapy. In this review, two of the four included studies used peak torque in their analysis; however, Hupli et al.[47] found differences between the dynamometers used and therefore conclude and recommend that these data should not be compared among themselves. Analyzing this same variable Gabr et al.[46] found that unlike patients with CLBP, patients with ALBP have a significant reduction in the strength of trunk flexors and extensors,

with an inverse F/E ratio at 120°/s, that is, greater than one, which indicates that the extensors muscles were mostly affected by the weakness. Mueller et al.[31] had previously reported the same, but with data from CLBP subjects, where a greater decrease in extensors' strength was observed than in flexors, so the F/E ratio was higher than in healthy subjects. It is important to note that only the 60°/s flexor values obtained by Gabr et al.[46] are similar to those described by Mueller et al.[31] for the CLBP group, and those of 60°/s flexors in healthy subjects by Hupli et al.[47] with the control group by Mueller et al.[31]. On the other hand, Suzuki et al.[44] report differences in the strength of flexors and trunk extensors between ALBP and asymptomatic subjects, however, this variable was measured in Joules, which does not allow comparison, and also only indicates the existence of statistical differences, but does not report the p-value.

It is important to consider that none of the studies included in this review performed an isometric strength assessment of trunk flexors and extensors in subjects with ALBP using an isokinetic dynamometer. Among the studies reviewed, only Suzuki et al[44] evaluated isometric strength, however, they considered as a single group patients with acute and chronic pain (who had an average of eleven years of pain), so unfortunately, it was not possible to distinguish isometric strength values in subjects with ALBP. Isometric evaluation is reliable in subjects with CLBP[50], and lower values of trunk strength have been observed in athletes and non-athletes with CLBP compared to healthy individuals. Cho et al.[16] propose that the risk for LBP and its severity would be associated with isokinetic weakness and the isometric weakness of trunk flexors and extensors.

From this, it is necessary to consider the importance of measuring these parameters in patients with ALBP, which could be used as an indicator of functionality or prognosis in these subjects, since isokinetic dynamometry has been widely used to evaluate the trunk strength but in patients with CLBP[50–53], however, few studies have evaluated patients with ALBP.

Based on this systematic review, we cannot recommend reference values for the strength of trunk flexors and extensors in subjects with ALBP due to the high risk of bias of the articles included and the diversity of protocols, instruments and variables used in each article. Although three[44–46] of the four studies reviewed report differences in some strength parameters between individuals with ALBP and healthy subjects, these data are not confident given the limited quality of the evidence. Thus, it was also not possible to determine whether strength levels can help us distinguish between patients with ALBP and healthy subjects. On the other hand, we did not identify any studies that compared eccentric strength among these people. The eccentric contraction occurs when the external force is greater than the muscle strength, therefore, it plays an important role in the activities of daily life and sports, in the deceleration of the body during movements[54], so it would be interesting to investigate different types of contraction and eccentric/concentric ratio in subjects with ALBP compared to healthy subjects to understand the muscle dynamics of the trunk in different contexts or activities.

We can consider this review's strength, having considered research with no prior date limit until 2020. However, that presents us with an associated difficulty since the studies we include have a range of 36 years of difference, time in which the standards of scientific publication have changed, and new guidelines have been developed[55, 56], which could explain the high risk of bias found in this review.

In this context, it is necessary to have rigorous longitudinal studies, based on current methodological guidelines, that allow us to detect people at risk for developing ALBP and that consider the multiple aspects involved in LBP, both physical and psychological. For this reason, we can suggest the formation of working groups to determine consensus on the best way to approach the evaluation of this type of patient. For the reasons mentioned earlier, we consider it necessary to carry out new studies of high methodological quality that allow us to clarify if there are levels of strength associated with ALBP and to be able to prevent its appearance. In addition, given the questions regarding the evaluation of unnatural movements or those that do not necessarily represent the physiology or velocity of the movement performed on the isokinetic dynamometer[57], it is necessary to develop new technologies[28, 58] that allow the evaluation of trunk strength related to a functional or athletic context that mimics the functional demands of the athlete or patient.

## 5. Conclusions

The findings of this systematic review indicate that the quality of studies assessing isokinetic trunk strength in subjects with ALBP compared to healthy controls was weak. Moreover, the available data did not allow

presenting reference values in patients with ALBP. Future research of high methodological quality is needed to establish reference values of trunk isokinetic strength in subjects with ALBP and to determine the ability of trunk strength to discriminate ALBP patients from healthy individuals.

## References

- [1] James SL, Abate D, Abate KH, et al. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 Diseases and Injuries for 195 countries and territories, 1990-2017: A systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *Lancet* 2018; 392: 1789–1858.
- [2] Wu A, March L, Zheng X, et al. Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017: estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. *Ann Transl Med* 2020; 8: 299–299.
- [3] Vlaeyen JWS, Maher CG, Wiech K, et al. Low back pain. *Nat Rev Dis Prim* 2018; 4: 52.
- [4] Cassidy JD, Carroll LJ, Côté P. The Saskatchewan Health and Back Pain Survey. *Spine* 1998; 23: 1860–1866.
- [5] Freburger JK, Holmes GM, Agans RP, et al. The rising prevalence of chronic low back pain. *Arch Intern Med* 2009; 169: 251–258.
- [6] Pengel LHM, Herbert RD, Maher CG, et al. Acute low back pain: Systematic review of its prognosis. *Br Med J* 2003; 327: 323–325.
- [7] Hoy D, Brooks P, Blyth F, et al. The Epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2010; 24: 769–781.
- [8] Menezes Costa LDC, Maher CG, Hancock MJ, et al. The prognosis of acute and persistent low-back pain: a meta-analysis. *Can Med Assoc J* 2012; 184: E613–E624.
- [9] da Silva T, Mills K, Brown BT, et al. Recurrence of low back pain is common: a prospective inception cohort study. *J Physiother* 2019; 65: 159–165.
- [10] Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *Lancet* 2017; 389: 736–747.
- [11] Cholewicki J, Greene H, Polzhofer G, et al. Neuromuscular Function in Athletes. *J Orthop Sport Phys Ther* 2002; 32: 568–75.
- [12] Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, et al. Muscle Response Pattern to Sudden Trunk Loading in Healthy Individuals and in Patients with Chronic Low Back Pain. *Spine* 2000; 25: 947–954.
- [13] Catalá MM, Schroll A, Laube G, et al. Muscle Strength and Neuromuscular Control in Low-Back Pain: Elite Athletes Versus General Population. *Front Neurosci* 2018; 12: 436.
- [14] Steele J, Bruce-Low S, Smith D. A reappraisal of the deconditioning hypothesis in low back pain: Review of evidence from a triumvirate of research methods on specific lumbar extensor deconditioning. *Curr Med Res Opin* 2014; 30: 865–911.
- [15] Hori Y, Hoshino M, Inage K, et al. ISSLS PRIZE IN CLINICAL SCIENCE 2019: clinical importance of trunk muscle mass for low back pain, spinal balance, and quality of life—a multicenter cross-sectional study. *Eur Spine J* 2019; 28: 914–921.
- [16] Cho KH, Beom JW, Lee TS, et al. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. *Ann Rehabil Med* 2014; 38: 234–240.
- [17] Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, et al. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine* 1999; 24: 54–57.
- [18] Oxland TR. Fundamental biomechanics of the spine-What we have learned in the past 25 years and future directions. *J Biomech* 2016; 49: 817–832.
- [19] Panjabi MM. The stabilizing system of the spine: Part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders* 1992; 5: 383–389.
- [20] Barbado D, Lopez-Valenciano A, Juan-Recio C, et al. Trunk stability, trunk strength and sport performance level in judo. *PLoS One* 2016; 11: 1–12.

- [21] Golubić A, Šarabon N, Marković G. Association between trunk muscle strength and static balance in older women. *J Women Aging* 2019; 00: 1–10.
- [22] Granacher U, Gollhofer A, Hortobágyi T, et al. The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: A systematic review. *Sport Med* 2013; 43: 627–641.
- [23] Zouita ABM, Salah FZB, Dziri C, et al. Comparison of isokinetic trunk flexion and extension torques and powers between athletes and nonathletes. *J Exerc Rehabil* 2018; 14: 72–77.
- [24] Kibler W Ben, Press J, Sciascia A. The Role of Core Stability in Athletic Function. *Sport Med* 2006; 36: 189–198.
- [25] Cronström A, Creaby MW, Nae J, et al. Modifiable Factors Associated with Knee Abduction During Weight-Bearing Activities: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med* 2016; 46: 1647–1662.
- [26] Heebner NR, Abt JP, Lovalekar M, et al. Physical and performance characteristics related to unintentional musculoskeletal injury in special forces operators: A prospective analysis. *J Athl Train* 2017; 52: 1153–1160.
- [27] Juan-Recio C, Lopez-Plaza D, Barbado Murillo D, et al. Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. *J Sports Sci* 2018; 36: 357–364.
- [28] Rodríguez-Perea A, Chiroso Ríos LJ, Martínez-García D, et al. Reliability of isometric and isokinetic trunk flexor strength using a functional electromechanical dynamometer. *PeerJ* 2019; 7: e7883.
- [29] Stark T, Walker B, Phillips JK, et al. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R* 2011; 3: 472–479.
- [30] Kannus P. Isokinetic Evaluation of Muscular Performance. *Int J Sports Med* 1994; 15: S11–S18.
- [31] Mueller S, Stoll J, Mueller J, et al. Validity of isokinetic trunk measurements with respect to healthy adults, athletes and low back pain patients. *Isokinet Exerc Sci* 2012; 20: 255–266.
- [32] Zouita Ben Moussa A, Zouita S, Ben Salah F, et al. Isokinetic Trunk Strength, Validity, Reliability, Normative data and Relation to Physical Performance and Low back pain: A Review of the Literature. *Int J Sports Phys Ther* 2020; 15: 160–174.
- [33] Cholewicki J, Breen A, Popovich JM, et al. Can Biomechanics Research Lead to More Effective Treatment of Low Back Pain? A Point-Counterpoint Debate. *J Orthop Sport Phys Ther* 2019; 49: 425–436.
- [34] Nicholas MK, Linton SJ, Watson PJ, et al. Early identification and management of psychological risk factors ('yellow flags') in patients with low back pain: A reappraisal. *Phys Ther* 2011; 91: 737–753.
- [35] Sanzarello I, Merlini L, Rosa MA, et al. Central sensitization in chronic low back pain: A narrative review. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2016; 29: 625–633.
- [36] Comachio J, Magalhães MO, Campos Carvalho E Silva AP de M, et al. A cross-sectional study of associations between kinesiophobia, pain, disability, and quality of life in patients with chronic low back pain. *Adv Rheumatol (London, England)* 2018; 58: 8.
- [37] de Souza Júnior JR, Lemos TV, Hamu TCD da S, et al. Effects of Kinesio Taping on peak torque and muscle activity in women with low back pain presenting fears and beliefs related to physical activity. *J Bodyw Mov Ther* 2020; 24: 361–366.
- [38] Moher D, Liberati A, Tetzlaff J, et al. Preferred reporting items for systematic reviews and meta-analyses: The PRISMA statement. *PLoS Med*; 6. Epub ahead of print 2009. DOI: 10.1371/journal.pmed.1000097.
- [39] Ouzzani M, Hammady H, Fedorowicz Z, et al. Rayyan—a web and mobile app for systematic reviews. *Syst Rev* 2016; 5: 210.
- [40] Castro MP de, Ruschel C, Santos GM, et al. Isokinetic hip muscle strength: a systematic review of normative data. *Sport Biomech* 2018; 19: 26–54.
- [41] Whiting P, Rutjes AWS, Reitsma JB, et al. The development of QUADAS: A tool for the quality assessment of studies of diagnostic accuracy included in systematic reviews. *BMC Med Res Methodol* 2003; 3: 1–13.
- [42] Downs SH, Black N. The feasibility of creating a checklist for the assessment of the methodological quality both of randomised and non-randomised studies of health care interventions. *J Epidemiol Community Health* 1998; 52: 377–384.

- [43] Cook C, Mabry L, Reiman MP, et al. Best tests/clinical findings for screening and diagnosis of patellofemoral pain syndrome: a systematic review. *Physiotherapy* 2012; 98: 93–100.
- [44] Suzuki N, Endo S. A quantitative study of trunk muscle strength and fatigability in the low-back-pain syndrome. *Spine* 1983; 8: 69–74.
- [45] Akebi T, Saeki S, Hieda H, et al. Factors affecting the variability of the torque curves at isokinetic trunk strength testing. *Arch Phys Med Rehabil* 1998; 79: 33–35.
- [46] Gabr W, Eweda RS. Isokinetic Strength of Trunk Flexors and Extensors Muscles in Adult Men with and without Nonspecific Back Pain: A Comparative Study. *J Behav Brain Sci* 2019; 09: 340–350.
- [47] Hupli M, Sainio P, Hurri H, et al. Comparison of trunk strength measurements between two different isokinetic devices used at clinical settings. *J Spinal Disord Tech* 1997; 10: 391–397.
- [48] Estrázulas JA, Estrázulas JA, de Jesus K, et al. Evaluation isometric and isokinetic of trunk flexor and extensor muscles with isokinetic dynamometer: A systematic review. *Phys Ther Sport* 2020; 45: 93–102.
- [49] Mueller S, Stoll J, Cassel M, et al. Trunk peak torque, muscle activation pattern and sudden loading compensation in adolescent athletes with back pain. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2019; 32: 379–388.
- [50] Verbrugghe J, Agten A, Eijnde BO, et al. Reliability and agreement of isometric functional trunk and isolated lumbar strength assessment in healthy persons and persons with chronic nonspecific low back pain. *Phys Ther Sport* 2019; 38: 1–7.
- [51] Dvir Z, Keating JL. Trunk extension effort in patients with chronic low back dysfunction. *Spine* 2003; 28: 685–692.
- [52] Ripamonti M, Colin D, Rahmani A. Maximal power of trunk flexor and extensor muscles as a quantitative factor of low back pain. *Isokinet Exerc Sci* 2011; 19: 83–89.
- [53] Yahia A, Jribi S, Ghroubi S, et al. Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. *Jt bone spine* 2011; 78: 291–297.
- [54] Shirado O, Ito T, Kaneda K, et al. Concentric and eccentric strength of trunk muscles: influence of test postures on strength and characteristics of patients with chronic low-back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 604–611.
- [55] Schulz KF, Altman DG, Moher D. CONSORT 2010 Statement: Updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMJ* 2010; 340: 698–702.
- [56] von Elm E, Altman DG, Egger M, et al. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. *Lancet* 2007; 370: 1453–1457.
- [57] Bouilland S, Loslever P, Lepoutre FX. Biomechanical comparison of isokinetic lifting and free lifting when applied to chronic low back pain rehabilitation. *Med Biol Eng Comput* 2002; 40: 183–192.
- [58] Martinez-Garcia D, Rodriguez-Perea A, Barboza P, et al. Reliability of a standing isokinetic shoulder rotators strength test using a functional electromechanical dynamometer: Effects of velocity. *PeerJ* 2020; 8: 1–15.

## 2.2 Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients: A systematic review

### Abstract:

**Background:** This systematic review aimed: (I) to evaluate the quality of evidence of studies evaluating the reliability of trunk strength assessment with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain (NSLBP) patients, (II) to examine the reliability of trunk strength assessment using an isokinetic dynamometer in NSLBP patients and (III) to determine the most reliable protocol for trunk strength assessment in NSLBP patients. **Methodology:** PRISMA guidelines were followed. Three databases were used: PubMed, Scopus, and Web of Science with the following keywords: *Isokinetic, Dynamometer, Trunk strength testing, Muscle testing, Isokinetic measurement, CORE, Abdominal muscles, Abdominal wall, Torso, Trunk, Spine, Reliability* and, *Reproducibility*. We included only test-retest studies, focused on the reliability of isometric and isokinetic strength assessed with an isokinetic dynamometer in NSLBP adults' patients, published in English and from inception to March 2021. The methodological quality was evaluated with the CAT scale and QAREL checklist. **Results:** 577 articles were retrieved, five included in this review. Three articles provide good quality of evidence, the reliability of trunk strength assessment in NSLBP patients is excellent, and the most reliable protocol for isometric assessment is in a seated position (ICC=0.94-0.98) and for isokinetic strength in standing position, at 60°/s and 120°/s (ICC=0.98). **Conclusion:** There is good quality evidence regarding the trunk strength assessment's reliability. Reliability is excellent in NSLBP patients; however, a familiarization process should be considered to obtain clinically reliable data. The most reliable protocol is in a seated position for isometric strength and a standing position for isokinetic strength.

**Keywords:** reproducibility, test re-test, torso, core muscles, trunk strength testing, back pain.

### Introduction

Low back pain (LBP) is the leading cause of decreased productivity worldwide and is one of the leading causes of years lived with disability<sup>1</sup>. In addition; it has been associated with other musculoskeletal injuries<sup>2,3</sup> and poor quality of life<sup>4</sup>. In 2017, LBP affected 577 million people worldwide<sup>5</sup>. LBP is defined as pain, muscle tension, or stiffness between the lower costal edge and the lower limit of the gluteal fold, with or without irradiation<sup>4</sup>. In addition, it can be characterized in terms of temporality as acute pain, less than six weeks, subacute, and chronic, when the pain extends beyond 12 weeks<sup>6,7</sup>. It has been estimated that LBP will affect 90% of the population at least once in their lives<sup>8,9</sup>. Of these acute episodes, most will recover within two weeks. However, about 70% will have recurrences, of which 40% will need to use health services<sup>10</sup>, and it is expected that at least 5% of these patients with low back pain will develop chronic low back pain (cLBP)<sup>11</sup>.

LBP is understood as multifactorial and involves several risk factors<sup>12</sup>. Thus, LBP is classified as specific when the anatomical structure can be identified, as in the presence of fractures, metastases, infections, etc.<sup>13</sup>. However, in 90% of the cases, it is impossible to find an anatomical cause, so it is called non-specific low back pain (NSLBP)<sup>13</sup>. However, several risk factors can be attributed to the development of NSLBP, such as the altered neuromuscular response of the trunk<sup>14,15</sup>, deconditioning of the lumbar musculature<sup>16,17</sup>, the reduced muscle mass<sup>18</sup>, imbalance, and reduced trunk flexors and extensors muscle strength<sup>19,20</sup>.

Concerning trunk strength, there are records of its assessment since the 1940s<sup>21</sup>. Multiple evaluation systems have been developed to assess trunk strength<sup>22-24</sup>, with isokinetic evaluation being the gold standard<sup>25</sup>. The measurement of trunk strength with an isokinetic dynamometer can be performed isometrically, at different angular positions, and isokinetically, i.e., at different angular velocities<sup>26</sup>. This type of assessment has proven valid for measuring trunk strength<sup>27</sup>. However, the assessments need to be reliable given the importance of trunk strength in health and performance. Reliability is defined as the consistency of measurements or the absence of measurement errors<sup>28</sup>. Reliability can be relative (intraclass correlation coefficient (ICC)) or absolute (standard error of measurement (SEM) or the coefficient of variation (CV)). Relative reliability indicates how similar the rank orders of the participants in the test are to the retest<sup>29</sup>, whereas absolute reliability is related to the consistency of individual scores<sup>30,31</sup>. For this, reliable measurements are relevant in sports medicine and research<sup>31,32</sup> to objectively reflect the increase or decrease in strength rather than the product of procedural or equipment error.

Recently, Estrázulas et al.<sup>33</sup> reviewed the protocols for isokinetic and isometric measurements using a dynamometer in healthy subjects, recommending a protocol in seated and standing positions to increase the reliability of these measurements. Unfortunately, the results are contradictory in subjects with LBP since Gruther et al.<sup>34</sup>, when comparing the isometric and isokinetic trunk assessment in healthy subjects and those with LBP, reported low reliability and therefore did not recommend this type of assessment in LBP patients. However, Verbrugghe et al.<sup>35</sup> reported substantial reliability (ICC= 0.93-0.98; SEM 5.5%- 9.3%) in isometric trunk assessment using an isokinetic dynamometer when comparing healthy subjects with LBP patients.

Thus, the reliability of isokinetic trunk strength assessment in healthy subjects is well established; however, given the characteristics of pain and muscle function in LBP patients, to the best of our knowledge, the reliability of the trunk strength assessment using an isokinetic dynamometer in this type of patient has not been proven. Nevertheless, it is important from a clinical and researchers' point of view since reliable measurements allow a better evaluation and monitoring of objective parameters, such as trunk strength, in these patients. Therefore, the aims of the present systematic review were: (I) to evaluate the quality of evidence of studies evaluating the reliability of trunk strength assessment with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain (NSLBP) patients, (II) to examine the reliability of trunk strength assessment using an isokinetic dynamometer in NSLBP patients and (III) to determine the most reliable protocol for trunk strength assessment using an isokinetic dynamometer in NSLBP patients.

## Methodology

The Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses (PRISMA) guidelines were used<sup>36</sup>. It was designed to help researchers transparently report why the review was done, what the authors did, and what they found. The protocol for this review was registered in PROSPERO (CRD42021247943).

### 2.1. Study Search

The search was performed by two authors (WR-F and DJ-M). The databases used were PubMed, Scopus, and Web of Science. The search was performed March 30th, 2021, with no restriction on publication dates, i.e., from inception until March 2021. The following keywords were included: "Isokinetic", "Dynamometer", "Trunk strength testing", "Muscle testing", "Isokinetic measurement", "CORE", "abdominal muscles", "abdominal wall", "torso", "trunk", "Spine", "Reliability", "Reproducibility". We also manually searched the references of selective articles to identify additional potentially relevant studies.

### 2.2. Eligibility Criteria

Articles that met the following criteria were included in this review: (I) subjects >18 years old, (II) subjects with NSLBP, (III) studies with repeated measures design assessing isokinetic trunk flexors and extensors strength, (IV) studies reporting measures of reliability: coefficient of variation (CV), intraclass correlation index (ICC), standard error (TE), standard error of measurement (SEM), minimum detectable change (MDC) or Pearson correlation (r), (V) full text available, and (VI) articles in English. In addition, we excluded all those articles that (I) only considered healthy subjects or subjects with specific LBP, (II) conference presentations, theses, books, editorials, review articles and expert opinions, (III) duplicate articles, and (IV) articles in which the principal or secondary authors did not respond to e-mail requests.

### 2.3. Study Selection

The articles retrieved from the search were entered into the Rayyan QCRI application<sup>37</sup>, an app that assists the article selection process, optimizing review time and allowing collaborative work among researchers. (Available for free at <http://rayyan.qcri.org> (accessed on 27 May 2021)). Rayyan QCRI is very easy to learn how to use, with an intuitive and user-friendly interface<sup>38</sup>, and has been previously used in systematic reviews<sup>39</sup>.

Duplicate articles were eliminated, and two investigators (WR-F and DJ-M) independently reviewed titles and abstracts to identify articles that met the eligibility criteria. In case of discrepancies, a third investigator (LC-R) was consulted and resolved by consensus. Finally, the selected articles were read in total, and the reference list was reviewed for relevant articles that could be included.

### 2.4 Quality of evidence assessment

Two authors (WR-F and AR-P) independently assessed the quality of evidence of the articles included in this review; in case of discrepancies, a third assessor (LC-R) was consulted and resolved by consensus. The Critical Appraisal Tool (CAT) scale was used to assess the quality of the evidence of the studies included in this review<sup>40</sup> and the Quality Appraisal for Reliability Studies (QAREL) checklist<sup>41</sup>. The agreement rate between the reviewers was calculated using kappa statistics.



The CAT is a scale developed to evaluate the methodological quality of studies that verify the validity and reliability of objective clinical tools<sup>40</sup>. It contains 13 items categorized as "yes" if the information is described in sufficient detail, "no" when the information is not clear enough, or "not applicable." Five items are related to validity and reliability, four to validity, and four to reliability only. For this reason, only nine items were considered in this review. Finally, the percentage of the evaluation was calculated ((Items "yes" x 100)/9), assuming a maximum of 100% (nine items), which was the highest methodological quality. Studies that scored over 45% were considered to be of high quality<sup>42</sup>.

The quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL) checklist is an assessment tool for evaluating the quality of diagnostic reliability studies<sup>41</sup>. QAREL contains 11 items encompassing seven key domains (subjects, examiners, examiner blinding, order of assessment, time interval between repeated measurements, test application and interpretation, and statistical analysis). Each item is labeled as "yes", "no", or "unclear". In addition, some items include the option "not applicable." Quality was calculated ((Items "yes" x 100)/11), and the maximum value was 100%. Based on previous studies<sup>42-44</sup>, a score higher or equal to 60% was considered high quality.

## Results

No systematic reviews with a similar objective to the present study were found. From the initial search, 577 articles were found (Figure 1), of which 201 articles were eliminated because they were duplicates. After evaluating titles and abstracts, 366 articles did not meet the inclusion criteria, leaving ten articles for full-text reading. Of the ten articles, one was not available because the authors could not be contacted. In addition, three articles were in languages other than English (German and Turkish), one did not evaluate subjects with NSLBP, and another compared inter-rater reliability. One additional article was identified from other sources. Finally, five studies were included in this systematic review.

See Figure 4

### Characteristics of the articles included

The sample size among the studies ranged from 39<sup>35</sup> to 66<sup>34</sup> subjects, with ages ranging from 32<sup>45</sup> to 45.1<sup>46</sup> years and with a total of 141 patients with NSLBP. The initial test and retest were performed between two days<sup>47</sup> and three weeks<sup>34</sup>.

Two of the five included articles were evaluated in a seated position<sup>34,35</sup>, while three were assessed in a standing position<sup>45-47</sup>. Regarding the type of contraction, two evaluated the isometric flexors and extensors strength (seated and at 20°, 60°, and 100°)<sup>34,35</sup>, four evaluated isokinetic strength at velocities of 90°/s<sup>34</sup>, 60°/s, 90°/s y 120°/s<sup>46,47</sup>. Meanwhile, one study evaluated only the isokinetic extensors strength at 60°/s, 120°/s, and 150°/s<sup>45</sup>. All studies analyzed peak torque except Keller et al.<sup>45</sup>, who considered total work (Nm). (Table 5)

See table 5

### Quality of evidence

In this review, 85 items (85%) were evaluated in an agreement between two investigators. 82.2% for the CAT scale and 87.2% for the QAREL checklist. The remaining 15% was decided by consensus. Considering the total number of items evaluated, the kappa agreement rate between reviewers was 0.82. The quality of evidence of the articles using the CAT scale varied between 44% and 67%, with a maximum of 100%. Three articles were classified as high quality. (Table 6)

See table 6

Concerning the QAREL checklist, the quality of the articles varied between 36% and 55%, with a maximum of 100%. None of the articles were classified as high quality. (Table 7)

See table 7

For the sample used, all the studies retrieved in this review describe it correctly and represent the population to be studied. As for the evaluators, four studies describe their qualifications, while Gruther et al.<sup>34</sup> only explain that it was a study assistant. Regarding the evaluation blinding, only Newton et al.<sup>47</sup> specify that

the evaluator was blinded from the results of the clinical and psychometric assessments. However, it is not clear whether they were blinded from the results of their assessments, baseline values, extra clinical information, or other characteristics of the subjects under study. The remaining studies do not provide sufficient details about blinding. None of the studies varied the order of the assessments; however, all studies respected the theoretical stability of the evaluation to perform the retest. Newton et al.<sup>47</sup> and Gruther et al.<sup>34</sup> did not clearly specify the position, familiarization, and rest times between assessments regarding the protocol. However, all applied and interpreted the evaluation correctly. Regarding withdrawals during the test, all, except for Keller et al.<sup>45</sup> and Hupli et al.<sup>46</sup>, explained the dropouts. All studies used relative reliability (ICC), except Hupli et al.<sup>46</sup>, which only used the t-test and Pearson's correlation.

## Reliability

The evaluation's reliability was estimated in all the articles with the ICC, except in the study by Hupli et al.<sup>46</sup> in which the percentage of change was used. In this review, to classify relative reliability, we used the criteria proposed by Koo et al.<sup>48</sup> for the ICC: <0.50, poor; between 0.50 and 0.75, moderate, between 0.75 and 0.90 good; above 0.90, excellent. Overall, the ICC values ranged between 0.81 and 0.98 for patients with NSLBP and 0.91 to 0.98 for healthy subjects. For isometric strength assessment, the ICC values ranged between 0.81- 0.98 for patients with NSLBP and 0.94 - 0.97 for healthy subjects. In the isokinetic assessment, the ICC varied between 0.95 - 0.98 and 0.91 - 0.98, respectively. (Table 8)

Only Verbrugghe et al.<sup>35</sup> provide absolute reliability values through the standard error of measurement (SEM) and Keller et al.<sup>45</sup> through the coefficient of variation (CV).

Regarding the most reliable protocol for evaluating LBP patients, for the isometric testing, the highest reliability was reported by Verbrugghe et al.<sup>35</sup> evaluating in a seated functional position (semi-flex), three series of five seconds, with excellent reliability values for both flexion (ICC = 0.98; SEM = 6.0%) and extension (ICC = 0.94; SEM = 8.9%). For the isokinetic evaluation, considering peak torque, the most reliable protocol for trunk flexors was that reported by Newton et al.<sup>47</sup> in standing position, knees 15° of semi-flexion and the axis of rotation adjusted at L5-S1, range of motion (ROM) of 60°, concentric mode and velocities of 60°/s, 90°/s, and 120°/s with an ICC of 0.98. For trunk extensors, the most reliable protocol considering peak torque was reported by Newton et al.<sup>47</sup> in concentric mode but at velocities of 60°/s and 120°/s (ICC = 0.98). However, considering the total work, the most reliable protocol was that reported by Keller et al.<sup>45</sup> in standing position, with the pelvis fixed by an adhesive belt below the iliac crest, from an upright position to 80° forward flexion and back to the upright position (ROM 80°), concentric mode at 60°/s with an ICC of 0.98 and a CV = 10%.

See table 8

## Adverse Outcome from Trunk Isokinetic Assessment

From the reviewed studies, none reported adverse effects during or after isokinetic strength assessment in LBP patients. In addition, the assessment did not increase pain even in the group of patients with severe LBP<sup>46</sup>. Only one healthy subject had to drop out of the evaluation for an episode of acute LBP at the initial isometric evaluation<sup>35</sup>.

## Discussion

The present review aimed to (I) assess the quality of evidence from studies evaluating the reliability of trunk strength assessment using an isokinetic dynamometer in NSLBP patients, (II) examine the reliability of trunk strength assessment using an isokinetic dynamometer in NSLBP patients, and (III) determine the most reliable protocol in trunk strength assessment in NSLBP patients. The main findings of this review indicate that (I) there is good quality evidence from studies regarding the reliability of trunk strength assessment in patients with NSLBP, (II) the reliability of isometric and isokinetic assessment of trunk flexor and extensor strength in patients with NSLBP using an isokinetic dynamometer is excellent and (III) the most reliable protocol for isometric assessment is in functional seated (semi-flex) position, while for isokinetic assessment of flexors and extensors is in standing position with velocities of 60°/s and 120°/s and ROM of 60°.

Concerning the quality of the evidence, three of the five articles retrieved presented good quality evidence when the CAT scale was used; however, when the QAREL checklist was used, none of the articles included

were classified as high quality. This difference could be explained by the fact that, although both scales complement each other in the reliability assessment for objective evaluations<sup>40,41</sup>, the QAREL checklist has 36% of its items (four) corresponding to the process of blinding. In contrast, the CAT scale only considers one item according to whether intra- or inter-rater reliability was tested. In the case of this review, all the studies, except for Newton et al.<sup>47</sup>, did not report information regarding whether or not a blinding process was performed. Hence, they were classified as "unclear," and the QAREL checklist assessment score decreased.

Regarding the isometric assessment reliability using an isokinetic dynamometer in NSLBP patients, the evidence shows that this type of measurement has excellent reliability for flexors (ICC = 0.98 (0.95 - 0.99)) and good to excellent for extensors (ICC = 0.94 (0.86-0.98)) using the ICC 3.1 and the 95% confidence interval (95% CI)<sup>35</sup>. In addition, when the agreement was evaluated, SEM values of less than 10% were obtained. The protocol used by the authors can explain this high reliability<sup>35</sup>, which consisted of a comprehensive trunk-specific warm-up to familiarize the subjects with the procedure, followed by an education period on the correct execution of the test. Grabiner et al.<sup>49</sup> reported variations between 17% and 26.5% in the retest of subjects with a history of LBP compared to healthy subjects in the strength evaluation, suggesting that clinicians and researchers should provide a substantial familiarization session when evaluating LBP patients to obtain clinically reliable data. Another reason for excellent reliability could be because when the assessment is conducted at zero velocity and with no change in ROM, there is less possibility of misalignment of the axis of motion or changes in the position and fixation of the subjects; this allows for minor variation between the test and retest. Having reliable protocols for measuring trunk isometric strength is essential for monitoring interventions in LBP patients but also for detecting individuals at risk for LBP since the incidence and severity of LBP is related to isometric and isokinetic weakness of trunk muscles<sup>19</sup>.

Considering high methodological quality studies, the reliability of the isokinetic assessment of trunk flexors and extensors was also excellent considering the ICC. However, both Newton et al.<sup>47</sup> and Keller et al.<sup>45</sup> do not specify the 95% CI. If we thought the data reported by Keller et al.<sup>45</sup>, who only measured extensor strength as total work (Nm), the most reliable condition was the concentric mode at 60°/s with an ICC 0.98 and a CV= 10%. However, it is crucial to consider that Keller et al.<sup>45</sup> report the reliability of measurements two and three; since they found statistically significant differences in the strength between the first and second measurements. Thus, they did not evaluate the reliability and considered it as a learning effect. Something similar occurs with Newton et al.<sup>47</sup>, who assessed the reliability in a subsample of 20 patients, reporting a learning effect between evaluation one and two, so reliability was evaluated between measurement two and four, reporting excellent reliability for trunk flexors and extensors at velocities of 60, 90 and 120°/s with ICC between 0.97 and 0.98. Gruther et al.<sup>34</sup>, only performed two evaluations separated by two weeks and reports "a few trials for familiarization," finding a significant increase, between 45 and 160%, compared to baseline in flexors (p = 0.008) and extensors (p = 0.006) concentric isokinetic strength at 90°/s. Hupli et al.<sup>46</sup>, whose does not specify a familiarization process in their protocol, reported a variation in strength between measurements closer to 15% in the mild LBP group and 43-50% in the severe LBP group. This highlights the importance of familiarization when assessing muscle strength to optimize strength production while decreasing the learning effect. When familiarization is not performed, we could underestimate the results. On the other hand, excessive familiarization could produce training effects or fatigue without considering the loss of time in the evaluation<sup>50</sup>. For trunk isokinetic strength, Roth et al.<sup>51</sup>, evaluating young, healthy subjects, reported good reliability (ICC = 0.85 - 0.96) with acceptable CVs between day one to day four measurement. However, reliability was lower when comparing familiarization to day one testing, reaffirming familiarization's importance in decreasing basal variability, especially at high velocities. Urzica et al.<sup>52</sup> compared isokinetic strength measurements on days one, two, and 21 days of admission to a trunk strengthening treatment in LBP patients. They found significant differences between day one and day two measurements, possibly attributable to the learning effect, reaffirming the need for a familiarization process, especially when the isokinetic evaluation situates the patients in a condition unrelated to their natural movements.

Regarding the measurement position, when healthy subjects are testing, the most reliable protocol is in the standing position, at velocities of 60°/s and 90°/s with a ROM of 80° in concentric mode<sup>33</sup>. Therefore, according to this review, the most reliable protocol for LBP patients is standing at 60°/s and 120°/s and ROM of 60°. Concerning the variable analyzed, peak torque has been widely used in healthy subjects<sup>27</sup> and LBP patients<sup>39</sup>. In this review, all the articles except for Keller et al.<sup>45</sup> used peak torque to determine the measurement reliability. Regarding the type of contraction, it is essential to consider that none of the articles retrieved in this review evaluated the reliability of the trunk flexors and extensors eccentric strength

evaluation. Eccentric contraction occurs when the external strength is greater than the muscular strength, thus plays a vital role in daily life activities and sports, decelerating the body during movement<sup>53</sup>. Specifically, in the trunk, the spinal erectors are responsible for initiating the extension movement from the standing position, while the flexors must eccentrically control this movement<sup>54,55</sup>. In addition, the extensor group has a clear eccentric antigravitational function<sup>56</sup>. In healthy men, eccentric trunk strength reliability is good to excellent (ICC = 0.78 - 0.91)<sup>57</sup>. In patients with a giant ventral hernia, the reliability of eccentric flexor strength was excellent (ICC = 0.92 - 0.96)<sup>58</sup>.

To our knowledge, the reliability of eccentric trunk strength in LBP patients has not been probed. Therefore, we can suggest that determining the reliability of these measurements is necessary to understand trunk dynamics in these patients. Finally, from a clinical point of view, it is essential to note that measuring trunk strength using an isokinetic dynamometer does not generate adverse effects or aggravation of pain in LBP patients. It should encourage clinicians and researchers to evaluate and monitor these patients. In addition, after reviewing the evidence, it is clear that the familiarization process is essential in LBP patients. For this reason, it would be interesting to determine the best familiarization program in terms of series and repetitions and to determine whether it should be performed on the same day or on different days. Given the criticisms regarding unnatural movements during isokinetic assessment with classical dynamometers<sup>59</sup>, it is necessary to know the reliability of the new generations of isokinetic dynamometers<sup>60,61</sup>, which have a more functional approach and could be a new assessment option in LBP patients.

This review is not exempt from limitations; we only use three databases and include only articles in English, which may have affected the number of articles retrieved. In addition, this review considered articles from two to 28 years old, which did not allow to characterize each study's sample correctly due to heterogeneity in the presentation of the data in each study. It could be explained by the fact that the standards of scientific publication have changed, and new guidelines have been developed<sup>62</sup>. Notwithstanding this, we can consider as a strength the fact that we reviewed all the available evidence, with no publication deadline until March 2021.

## Conclusion

There is good quality evidence regarding the trunk strength assessment's reliability. Reliability is excellent in NSLBP patients; however, a familiarization process should be considered to obtain clinically reliable data. The most reliable protocol is in a seated position for isometric strength and a standing position for isokinetic strength.

## Clinical message

- The reliability of trunk strength assessment using an isokinetic dynamometer is excellent in patients with low back pain.
- A familiarization process is necessary to obtain clinically reliable data.
- Trunk strength assessment using an isokinetic dynamometer does not produce adverse effects or aggravation of symptoms in patients with low back pain.
- Isometric strength should be measured in seated position, while isokinetic strength should be measured in standing position, at velocities of 60°/s and 120°/s.

## References

1. GBD 2017 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *Lancet* 2018; 392: 1789–1858.
2. Scaturro D, Lauricella L, Tumminelli LG, et al. Is there a relationship between mild-moderate back pain and fragility fractures? Original investigation. *Acta Medica Mediterr* 2020; 36: 2149–2153.
3. Scaturro D, Asaro C, Lauricella L, et al. Combination of Rehabilitative Therapy with Ultramicrozoned Palmitoylethanolamide for Chronic Low Back Pain: An Observational Study. *Pain Ther* 2020; 9: 319–326.
4. Vlaeyen JWS, Maher CG, Wiech K, et al. Low back pain. *Nat Rev Dis Prim* 2018; 4: 52.
5. Wu A, March L, Zheng X, et al. Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017: estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. *Ann Transl Med* 2020; 8: 299–299.
6. Heuch I, Foss IS. Acute low back usually resolves quickly but persistent low back pain often persists. *J Physiother* 2013; 59: 127.
7. Menezes Costa LDC, Maher CG, Hancock MJ, et al. The prognosis of acute and persistent low-back pain: a meta-analysis. *Can Med Assoc J* 2012; 184: E613–E624.
8. Cassidy JD, Carroll LJ, Côté P. The Saskatchewan Health and Back Pain Survey. *Spine* 1998; 23: 1860–1866.
9. Freburger JK, Holmes GM, Agans RP, et al. The rising prevalence of chronic low back pain. *Arch Intern Med* 2009; 169: 251–258.
10. da Silva T, Mills K, Brown BT, et al. Recurrence of low back pain is common: a prospective inception cohort study. *J Physiother* 2019; 65: 159–165.
11. Downie AS, Hancock MJ, Rzewuska M, et al. Trajectories of acute low back pain: A latent class growth analysis. *Pain* 2016; 157: 225–234.

12. Knezevic NN, Candido KD, Vlaeyen JWS, et al. Low back pain. *Lancet*; 6736. Epub ahead of print June 2021. DOI: 10.1016/S0140-6736(21)00733-9.
13. Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *Lancet* 2017; 389: 736–747.
14. Cholewicki J, Greene H, Polzhofer G, et al. Neuromuscular Function in Athletes. *J Orthop Sport Phys Ther* 2002; 32: 568–75.
15. Radebold A, Cholewicki J, Panjabi MM, et al. Muscle Response Pattern to Sudden Trunk Loading in Healthy Individuals and in Patients with Chronic Low Back Pain. *Spine* 2000; 25: 947–954.
16. Catalá MM, Schroll A, Laube G, et al. Muscle Strength and Neuromuscular Control in Low-Back Pain: Elite Athletes Versus General Population. *Front Neurosci* 2018; 12: 436.
17. Steele J, Bruce-Low S, Smith D. A reappraisal of the deconditioning hypothesis in low back pain: Review of evidence from a triumvirate of research methods on specific lumbar extensor deconditioning. *Curr Med Res Opin* 2014; 30: 865–911.
18. Hori Y, Hoshino M, Inage K, et al. ISSLS PRIZE IN CLINICAL SCIENCE 2019: clinical importance of trunk muscle mass for low back pain, spinal balance, and quality of life—a multicenter cross-sectional study. *Eur Spine J* 2019; 28: 914–921.
19. Cho KH, Beom JW, Lee TS, et al. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. *Ann Rehabil Med* 2014; 38: 234–240.
20. Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, et al. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine* 1999; 24: 54–57.
21. Mayer L, Greenberg BB. Measurements of the strength of trunk muscles. *JBJS* 1942; 24: 842–856.
22. De Blaiser C, De Ridder R, Willems T, et al. Reliability and validity of trunk flexor and trunk extensor strength measurements using handheld dynamometry in a healthy athletic population. *Phys Ther Sport* 2018; 34: 180–186.
23. Dvir Z, Keating J. Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clin Biomech* 2001; 16: 627–630.
24. Glenn JM, Galey M, Edwards A, et al. Validity and reliability of the abdominal test and evaluation systems tool (ABTEST) to accurately measure abdominal force. *J Sci Med Sport* 2015; 18: 457–462.
25. Stark T, Walker B, Phillips JK, et al. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R* 2011; 3: 472–479.
26. Kannus P. Isokinetic Evaluation of Muscular Performance. *Int J Sports Med* 1994; 15: S11–S18.
27. Mueller S, Stoll J, Mueller J, et al. Validity of isokinetic trunk measurements with respect to healthy adults, athletes and low back pain patients. *Isokinet Exerc Sci* 2012; 20: 255–266.
28. Safrit MJ, Wood TM. *Measurement concepts in physical education and exercise science*. Human Kinetics Books Champaign, 1989.
29. Weir JP. Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *J Strength Cond Res* 2005; 19: 231–240.
30. Hopkins WG, Marshall SW, Batterham AM, et al. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc* 2009; 41: 3–12.
31. Hopkins WG. Measures of reliability in sports medicine and science. *Sport Med* 2000; v. 30: 1–15.
32. Atkinson G, Nevill AM. Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sport Med* 1998; 26: 217–238.
33. Estrázulas JA, Estrázulas JA, de Jesus K, et al. Evaluation isometric and isokinetic of trunk flexor and extensor muscles with isokinetic dynamometer: A systematic review. *Phys Ther Sport* 2020; 45: 93–102.
34. Gruther W, Wick F, Paul B, et al. Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. *J Rehabil Med* 2009; 41: 613–619.
35. Verbrugge J, Agten A, Eijnde BO, et al. Reliability and agreement of isometric functional trunk and isolated lumbar strength assessment in healthy persons and persons with chronic nonspecific low back pain. *Phys Ther Sport* 2019; 38: 1–7.
36. Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ* 2021; 372: n71.
37. Ouzzani M, Hammady H, Fedorowicz Z, et al. Rayyan—a web and mobile app for systematic reviews. *Syst Rev* 2016; 5: 210.
38. Cleo G, Scott AM, Islam F, et al. Usability and acceptability of four systematic review automation software packages: a mixed method design. *Syst Rev* 2019; 8: 145.
39. Reyes-Ferrada W, Chiroso-Rios L, Rodriguez-Perea A, et al. Isokinetic Trunk Strength in Acute Low Back Pain Patients Compared to Healthy Subjects: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health* 2021; 18: 2576.
40. Brink Y, Louw QA. Clinical instruments: reliability and validity critical appraisal. *J Eval Clin Pract* 2012; 18: 1126–1132.
41. Lucas NP, Macaskill P, Irwig L, et al. The development of a quality appraisal tool for studies of diagnostic reliability (QAREL). *J Clin Epidemiol* 2010; 63: 854–861.
42. Muñoz-Bermejo L, Pérez-Gómez J, Manzano F, et al. Reliability of isokinetic knee strength measurements in children: A systematic review and meta-analysis. *PLoS One* 2019; 14: e0226274.
43. Powden CJ, Hoch JM, Hoch MC. Reliability and minimal detectable change of the weight-bearing lunge test: a systematic review. *Man Ther* 2015; 20: 524–532.
44. Adhia DB, Bussey MD, Ribeiro DC, et al. Validity and reliability of palpation-digitization for non-invasive kinematic measurement – A systematic review. *Man Ther* 2013; 18: 26–34.
45. Keller A, Hellesnes J, Jens I, Brox A. Reliability of the Isokinetic Trunk Extensor Test, Biering-Sørensen Test, and Åstrand Bicycle Test. *Spine (Phila Pa 1976)* 2001; 26: 771–777.
46. Hupli M, Hurri H, Luoto S, et al. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part I: The effect of repetition on measurement of isokinetic performance capacity of trunk muscles among healthy controls and two different groups of low-back pain patients. *Scand J Rehabil Med* 1996; 28: 201–206.
47. Newton M, Thow M, Somerville D, et al. Trunk strength testing with iso-machines. Part 2: Experimental evaluation of the Cybex II Back Testing System in normal subjects and patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)* 1993; 18: 812–24.
48. Koo TK, Li MY. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med* 2016; 15: 155–163.
49. Grabiner MD, Jeziorowski JJ, Divekar AD. Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the biodex clinical data station. *J Orthop Sports Phys Ther* 1990; 11: 590–598.
50. Chan JPY, Krisnan L, Yusof A, et al. Maximum isokinetic familiarization of the knee: Implication on bilateral assessment. *Hum Mov Sci* 2020; 71: 102629.
51. Roth R, Donath L, Kurz E, et al. Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Phys Ther Sport* 2017; 24: 26–31.
52. Urzica I, Tiffreau V, Popielarz S, et al. [Isokinetic trunk strength testing in chronic low back pain. The role of habituation and training to improve measures]. *Ann Readapt Med Phys Rev Sci la Soc Fr Reeduc Fonct Readapt Med Phys* 2007; 50: 271–274.

53. Shirado O, Ito T, Kaneda K, et al. Concentric and eccentric strength of trunk muscles: influence of test postures on strength and characteristics of patients with chronic low-back pain. *Arch Phys Med Rehabil* 1995; 76: 604–611.
54. Kalimo H, Rantanen J, Viljanen T, et al. Lumbar muscles: Structure and function. *Ann Med* 1989; 21: 353–359.
55. Thorstensson A, Oddsson L, Carlson H. Motor control of voluntary trunk movements in standing. *Acta Physiol Scand* 1985; 125: 309–321.
56. Floyd WF, Silver PHS. The function of the erector spinae muscles in certain movements and postures in man\*. *J Physiol* 1955; 129: 184–203.
57. Dervisevic E, Hadzic V, Burger H. Reproducibility of trunk isokinetic strength findings in healthy individuals. *Isokinet Exerc Sci* 2007; 15: 99–109.
58. Gunnarsson U, Johansson M, Strigård K. Assessment of abdominal muscle function using the Biodex System-4. Validity and reliability in healthy volunteers and patients with giant ventral hernia. *Hernia* 2011; 15: 417–421.
59. Bouilland S, Loslever P, Lepoutre FX. Biomechanical comparison of isokinetic lifting and free lifting when applied to chronic low back pain rehabilitation. *Med Biol Eng Comput* 2002; 40: 183–192.
60. Dvir Z, Müller S. Multiple-joint isokinetic dynamometry: a critical review. *J Strength Cond Res* 2019; 00: 1–15.
61. Rodríguez-Perea Á, Jerez-Mayorga D, García-Ramos A, et al. Reliability and concurrent validity of a functional electromechanical dynamometer device for the assessment of movement velocity. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sport Eng Technol* 2021; 1–6.
62. Schulz KF, Altman DG, Moher D. CONSORT 2010 Statement: Updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *BMJ* 2010; 340: 698–702.
63. Haddaway NR, LA M. PRISMA2020: R package and ShinyApp for producing PRISMA 2020 compliant flow diagrams (Version 0.0. 1). *Zenodo*.

## 2.3 A new reliable device to assess trunk extensors strength

### Abstract

**Purpose:** This study aims to examine the reliability of trunk extensor strength assessment with a functional electromechanical dynamometer (FEMD). **Methods:** Thirty-one men performed strength assessment at different velocities (V) ( $V1=0.15\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $V2=0.30\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $V3=0.45\text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) and range of movement (R) ( $R1=25\%$  cm;  $R2=50\%$  cm), and isometric contraction at  $90^\circ$ . Reliability was obtained through the intraclass correlation coefficient (ICC), typical error (TE), and coefficient of variation (CV). **Results:** The absolute reliability provided stable repeatability of the average eccentric strength in the V1R1 condition (CV=9.52%) and the maximum eccentric strength in V1R1 (CV=9.63%) and V2R2 (CV=9.66%). The relative reliability of the trunk extensor's average strength was good (ICC=0.77-0.83) for concentric and good (ICC=0.78-0.85) and moderate (ICC=0.67-0.74) for eccentric contraction. Also, good (ICC=0.77-0.81) and moderate (ICC=0.55-0.74) reliability of the maximum strength were obtained for concentric and eccentric contraction. The most reliable manifestation to evaluate the concentric (CV=11.33%) and eccentric (CV=9.52%) strength was the average strength in the V1R1 condition and the maximum strength (CV=10.29%) to isometric assessment. The average concentric strength in the V2R2 condition ( $r=0.69$ ) and the maximum eccentric strength in the V1R1 condition ( $r=0.65$ ) were the best related to the maximum isometric strength. **Conclusion:** FEMD is a highly reliable device to evaluate trunk extensors strength.

**Keywords:** isokinetic, core, strength, reproducibility, dynamometer.

### 1. Introduction

Muscle strength is one of the fundamental parameters for human movement, with a crucial role in sports performance and injury prevention [42]. Specifically, in the spine, the muscles are part of the active subsystem, and together with the passive subsystem (vertebrae, discs, and ligaments) and the neural subsystem (nerves and central nervous system), are responsible for maintaining and recovering stability after a disturbance [37]. In this way, trunk strength plays a vital role in various aspects related to health [16], [28], sport [3], [45], and injury prevention [1]. Thus, the weakness or imbalance of trunk muscles has been associated with the occurrence and severity of low back pain [6], [31].

In conjunction with the rest of the trunk muscles, the erector spine and lumbar multifidus stabilize the lumbar spine by controlling segmental movement and increasing joint stiffness [32]. In addition, these muscles have the function of extending the trunk [32], eccentrically controlling trunk flexion [15], and limiting trunk movement during gait. Hence, its function is relevant in most human activities [36], [43]. Because of their importance, weakness in these muscles could lead to changes in lumbar stability, increasing the stress on passive tissues with the potential risk of injury or lumbar pain [14]. Hence knowing the strength levels of these muscles is paramount from both a performance and health standpoint.

Maximum trunk strength has been measured using different devices, such as hand-held dynamometers [13], [35] and isokinetic dynamometers [27], [40]. However, isokinetic devices have been questioned because they do not necessarily represent the physiology or velocity of natural movement in their evaluation [4]. In addition, they are not universally available due to their high cost, low portability, and space limitations [44]. With the advancement of technology, new multi-joint dynamometers have been developed to offer a more natural approach than classic dynamometers [13], such as the functional electromechanical dynamometer (FEMD). The FEMD allows a wide variety of movements (isokinetic, isotonic, elastic, isometric, inertial, eccentric, and vibration) [39]. Due to these characteristics, it has been used previously to evaluate the upper extremities [33], lower [24], [25], and trunk flexors [38]. From our point of view, this device has at least two significant advantages over the devices used to date. Firstly, the evaluation of strength can be carried out more functionally and secondly, the cost of this device is lower than the traditional isokinetic machines. In addition, the FEMD offers different strength variables that can be used for assessment, and its ease of use and transport makes it a new and more convenient tool for evaluation in medical or sports environments [26].

Due to the importance of the lumbar extensor muscles, developing reliable methods for measuring strength is essential. Reliability refers to the repeatability or reproducibility of measurement; thus, the higher the reliability, meant minor error and better measure [19]. Atkinson & Nevill emphasizes the importance of reliable measurements in both sports medicine and research [2]. Thus, once the reliability and validity have been established, the professional will determine if the observed changes in human performance result from the interventions applied or simply an inconsistency inherent in human performance [5].

In addition to this, it is essential to have evaluations that reflect the strength of the lumbar extensors without the intervention of the hip extensors [30] since the latter can produce greater activation at different torque and velocities [7]. Likewise, it is challenging to differentiate between muscle groups if the pelvis is not stabilized during measurement [9]. In addition, higher isokinetic velocities have been associated with higher

measurement error, i.e., lower reproducibility [5]. Given the above, the position to be evaluated, the velocities, and the equipment to be used are essential to avoid erroneous conclusions regarding the lumbar extensors' function or dysfunction. Thus, examining if this new generation of dynamometers is reliable for assessing lumbar extensors may be helpful in both sports and healthcare settings.

To our knowledge, the trunk extensors' strength has not yet been investigated with this device; hence we do not know its reliability. Therefore, the main purposes of this study were (I) to examine the absolute and relative reliability of trunk extensor strength with a FEMD and to determine the most reliable assessment conditioning, (II) to compare the absolute and relative reliability of average strength and maximum strength of trunk extensors and (III) to determine which isokinetic condition of evaluation is best related to the maximum isometric. We hypothesized that (I) low velocities and short range of movement would be more reliable than high velocities and a large range of motion. Additionally, we hypothesized that (II) average strength was a more reliable variable than maximum strength in trunk extensors evaluation and that (III) slow velocities are best suited to isometric evaluation. The results are expected to provide new information regarding trunk strength evaluation protocols using FEMD.

## 2. Materials and methods

### 2.1 Participants

A convenience sample of thirty-one volunteered healthy young men without experience in isokinetic or dynamometers devices participated in this study (Table 9). Participants were recruited from the university community. To participate in the study, subjects had to be physically active, with Oswestry Low Back Pain Disability scores less than 20% because higher scores have been associated with more significant isokinetic strength variability [21]. Participants who had a history of neurological or cardiorespiratory pathology, musculoskeletal injuries, or abdominal surgeries within the last six months and performed specific trunk exercises were excluded from the study. Furthermore, they were informed regarding the nature, aims, and risks associated with the experimental procedure before giving their written consent to participate. The study protocol was approved by the Institutional Review Board of the University of Granada and was conducted following the Helsinki Declaration.

### 2.2 Study design

A repeated-measurement design was used to evaluate the trunk extensor's strength with different protocols. To minimize the typical error, subjects first attended a two-familiarization session on two days (at least 48 hours apart). Then, participants completed different conditioning of velocity (V) and range of movement (R) protocols on each testing day. All evaluations were conducted by sports science research (AR-P), who had extensive experience performing muscle strength testing's and using the device. The rater was blind to the results of their measurements and additional cues that were not part of the test. In addition, the assessment was performed at the same time of the day ( $\pm$  one h) and under the same environmental conditions ( $\sim 21^{\circ}\text{C}$  and  $\sim 60\%$  humidity).

### 2.3 Testing Procedures

Isometric and isokinetic trunk extensors strength was measured with a FEMD (Dynasystem, Model Research, Granada, Spain) [39], using different V and R. The isometric strength was measured at  $90^{\circ}$  of the trunk to the thigh. Velocities were: V1 ( $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), V2 ( $0.30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), and V3 ( $0.45 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ).

The distance between the greater trochanter to acromion was measured to calculate the R following the International Society for the Advancement of Kinanthropometry protocols [41], with a SECA<sup>®</sup> tape measure. The total distance was considered 100%, from which 25% (R1) and 50% (R2) were calculated for each participant. This R measurement was registered in the FEMD configuration to program the execution of the measurement.

### See Figure 1

The extensors' strength was measured in a sitting position. For this purpose, the participants sat with their trunks at  $90^{\circ}$  on a bench with their arms crossed on their chest, knee flexion, and feet on the floor (Figure 1). Straps stabilized the pelvis position to avoid the involvement of other muscles, such as the gluteus maximus or any displacement on the bench. Despite the fixation, the position was comfortable. In addition, the knee flexion reduces hamstring tension, favoring the lumbopelvic kinematics and reducing biomechanical stress [23]. The seated  $90^{\circ}$  position was measured with a goniometer (Baseline). Two FEMD familiarization sessions were performed, separated by 48hrs. They consisted of a general warm-up (five



minutes of jogging at <130 beats per minute (Polar M400), five minutes of joint mobility, and three sets of 15 repetitions of front planks and gluteal bridges) followed by four sets by five repetitions on the FEMD (two submaximal and three maximal) at a velocity of 0.15 m·s<sup>-1</sup> and 0.45 m·s<sup>-1</sup> with a short R (R1 = 25%) and a large R (R2 = 50%). Between each set, there was a three-minute rest.

For the evaluation, the warm-up was repeated, and a five-minute rest period was given before starting the procedure. The test consisted of three series of four maximum consecutive repetitions of trunk extensors at V1R1 (0.15 m·s<sup>-1</sup>, 25% cm), V2R1 (0.30 m·s<sup>-1</sup>, 25% cm), V3R1 (0.45 m·s<sup>-1</sup>, 25% cm), V1R2 (0.15 m·s<sup>-1</sup>, 50% cm), V2R2 (0.30 m·s<sup>-1</sup>, 50% cm) and V3R2 (0.45 m·s<sup>-1</sup>, 50% cm). The pause between sets was 3-minute. After that, a maximum isometric contraction of five seconds in a seated 90° position was performed: V0R90 (0 m·s<sup>-1</sup>, 90°). The test and retest were performed within 48 hours of each other. The order of the velocities and range of movements was randomly established. This order was carried out in the two testing sessions.

#### 2.4 Data Analysis

The three highest repetitions of the average strength and the maximum strength for the concentric and eccentric contraction were taken to calculate the dynamic strength. For calculating the isometric strength, the average strength and maximum strength of the repetition were taken.

#### 2.5 Statistical analysis

The descriptive data are presented as mean (SD). The Shapiro-Wilk normality test verified the distribution of the data. T-tests of paired samples assessed the reliability with the effect size (ES). The scale used for interpreting the magnitude of the ES was: negligible (<0.2), small (0.2–0.5), moderate (0.5–0.8), and large (≥0.8) [8]. Absolute reliability was assessed using the typical error (TE) and coefficient of variation (CV), while relative reliability was assessed using the ICC, model 3.1, with their respective 95% confidence intervals (CI). The ICC was interpreted as follows: <0.50, poor; between 0.50 and 0.75, moderate, between 0.75 and 0.90 good; above 0.90, excellent [29]. The following criteria were used to determine acceptable (CV ≤ 10%, ICC ≥ 0.80) and high (CV ≤ 5%, ICC ≥ 0.90) reliability [22]. A Pearson correlation coefficient (r) was used to assess the relationship between the isometric and dynamic tests. The criteria to interpret the magnitude of the r were small (0.10-0.29), moderate (0.30-0.49), large (0.50-0.69), very large (0.70-0.89), extremely large (0.90-1.00) [20]. Reliability analyses were performed using a customized spreadsheet [18], while the JASP software package (version 0.14.1) was used for all other analyses.

The sample size was similar to previous studies aimed to examine the reliability of isokinetic and isometric trunk extensor muscle strength [10], [12], [17], [27], [40].

### 3. Results

The characteristics of the participant are displayed in Table 9. No participant dropped out of the study due to pain or failure to attend an evaluation test.

**See table 9**

Tables 2 and 3 present the mean ± SD, ES, CV, TE and ICC of the average and maximum strength for the trunk extensors. The results indicate no difference between test and retest in isometric trunk extensor strength when the average or maximum strength is considered (p > 0.05; ES < 0.20). The ICCs varied between 0.67 and 0.85 for the average strength measurements and were between 0.55 and 0.82 for maximum strength measurements (Table 2 and 3).

**See table 10 and 11**

The most reliable assessment was the average in both V1R1 concentric and eccentric measurements concerning the manifestation of strength. (Figure 5). For isometric contraction, the most reliable strength manifestation was the maximum strength.

**See Figure 5**

Finally, the strength manifestation correlating best with isometric strength was the average concentric strength at V2R2 (r = 0.69) and the maximum eccentric strength of the trunk extensors at V1R1 (r = 0.65). (Figure 6).

## See Figure 6

### 4. Discussion

The main findings of this study were that slower velocities and shorter ranges of movement (V1R1) in eccentric mode have the highest absolute and relative reliability, both when considering the average strength ( $p = 0.063$ ; ICC = 0.85; CV= 9.52%), as well as when considering the maximum strength ( $p = 0.211$ ; ICC = 0.81; CV= 9.63%). In isometric evaluation, the most reliable strength manifestation was maximal strength ( $p = 0.259$ ; ICC = 0.82; CV= 10.29%). Therefore, we can suggest that FEMD is a highly reliable tool for evaluating trunk extensors in dynamic and isometric conditions (static at 90°).

In the literature, many ranges of movement, velocities, and/or positions are considered to study the trunk extension strength measurement's reliability using isokinetic devices or hand-held dynamometers [11], [12], [44]. However, no unique protocol has been determined that provides the most excellent reliability yet. Therefore, the R and V were compared to determine which evaluation condition is more reliable in the present study. According to the results, there is evidence that the absolute and relative reliability is similar in all evaluation conditions, ranging from moderate to good reliability. Nevertheless, the greatest reliability in the concentric strength was found in short-range of movement and slower velocities (V1R1), considering both manifestations of strength, i.e., average (CV = 11.33%, TE = 7.23) and maximum (CV = 11.34%, TE = 10.96) strength values. The same occurs in the eccentric strength, the slower velocities, and the shortest ranges of movement (V1R1), are the most reliable to evaluate the trunk extensor strength when the average (CV = 9.52%; TE = 10.31) or maximum (CV = 9.63%; TE = 12.51) strength is considered. Furthermore, in this condition, there was no learning effect between the test and the retest. Therefore, the data suggest that the trunk extensors' strength should be evaluated at a velocity of 0.15 m·s<sup>-1</sup> in a short R (25%) when using FEMD. For isometric evaluation, the most reliable values were obtained when the analyzed variable was maximum strength (CV = 10.29%, TE = 9.32) instead of the average strength (CV = 14.62%; TE = 10.77).

In most studies investigating the reliability of isokinetic trunk extensor strength, the variable commonly used as a reference is maximum strength, without previously comparing what occurs if the average strength is used [27], [40]. According to the literature, the evaluation of the isokinetic trunk muscles is performed in two main positions: seated and standing. Studies in which the extensors' strength reliability at different V and R were evaluated in a seated position, similar values of relative reliability were obtained. Dvir et al. assessing men at slow velocities and short R (20°) reported a good relative reliability (ICC = 0.78; SEM = 10.4) at 10°/s and a moderate relative reliability (ICC = 0.62; SEM = 15.8) at 40°/s in eccentric mode, and an ICC of 0.53 (SEM = 13.5) at 10°/s and ICC of 0.52 (SEM = 16.4) at 40°/s in concentric mode [12]. In the recent study by Juan-Recio et al., they evaluated the reliability at a higher velocity (120°/s) and found an ICC of 0.77 for the maximum strength [27]. Using the seated position and a R of 60°, Roth et al. reported a high or excellent reliability in the isometric evaluation (ICC = 0.93; CV = 6.9%) and in concentric mode an ICC of 0.92 (CV = 7.7 %) at 60°/s and an ICC of 0.85 (CV = 12.4%) at 150°/s [40].

On the other hand, if we consider assessing extensor strength in the standing position, Müller et al. [34], assessing adolescents in an R of 55°, reported an ICC of 0.69 (SEM = 17.8) in isometric contraction. In concentric mode they reported an ICC of 0.94 (SEM = 7.2) evaluated at 30°/s, an ICC = 0.83 (SEM = 12.2) at 60°/s, and an ICC of 0.89 (SEM = 10.9) at 120°/s. The eccentric mode only was assessed at a velocity of 30°/s with an ICC of 0.86 (SEM = 11.9) [34]. Guilhem et al. [17] reported an excellent absolute and relative reliability when assessing the extensors muscles in isometric contraction (ICC = 0.94; SEM = 7.0), in eccentric contraction at 60°/s (ICC = 0.94; SEM = 5.9), and in concentric contraction evaluated at 60° /s (ICC = 0.87; SEM = 5.9) and 120°/s (ICC = 0.88; SEM = 8.0) with a R of 60° [17].

Of all the values obtained in the different studies, the short-range and slow-velocity assessment performed by Dvir et al. [12] is the one that reported the lowest reliability. They attribute this to the lack of fixation of the pelvis when evaluating trunk strength in men [12]. In this study, the pelvis fixation does not seem to have influenced the measurement since the highest reliability was obtained precisely in the slowest velocity and shortest range, even though the FEMD does not have a sophisticated attachment and support system such as the classic isokinetic dynamometers. This fixation system could allow a more natural movement. In this sense, it is interesting to consider that the isokinetic evaluation situates the subject in a condition unrelated to their natural movements. It highlights, on the one hand, the importance of a familiarization process. For example, Roth et al. [40] reported excellent reliability between test two and test five, but they found greater variation between familiarization and measurement one. And on the other hand, the need to consider settings that allow a more natural movement, as is the case of the FEMD.

It is important to note that this study's novelty was to assess which evaluation condition is most related to isometric strength. The average strength in the trunk extensors' concentric phase with the V2R2 condition ( $r = 0.69$ ) was stronger related to the maximum isometric contraction. No previous studies analyze this in trunk extensors strength assessment, but there is a study in the trunk flexors. This study showed that the average strength of eccentric trunk flexor strength measured at high velocities but short R ( $r = 0.73$ ) was best related to the maximum isometric contraction [38]. Knowing which condition correlates most strongly with isometric strength can be helpful when time is limited or a patient with movement restriction needs to be assessed. A five-second isometric assessment protocol could be performed as an option.

Finally, this study is not exempt from limitations. First, we have only evaluated male students without any injuries or back pain; consequently, our data cannot be extrapolated to the rest of the population. Second, using a novel device and offering linear values of velocity and range of movement has made our research more difficult to compare with other studies. Besides, there was a learning effect with some effect sizes greater than 20% in the assessment. Similarly, just the correlation of the dynamic strength with a static condition at 90° was realized. Future research could perform the same evaluation in another type of static condition, position (standing), and population, such as patients with low back pain, people of another age range, and even female students, to further determine the best evaluation condition in these populations.

## 5. Conclusions

In conclusion, the FEMD is a highly reliable device to evaluate trunk extensors in dynamic and isometric condition (static at 90°). For the isometric evaluation, the maximal strength measurement was more reliable. For dynamic evaluation, the most reliable condition was in short-range and slower velocities (V1R1), both in concentric and eccentric contraction, and both average and maximal strength, with a large correlation with the isometric assessment.

## 6. References

- [1] Araujo, S., Cohen, D., & Hayes, L. Six weeks of core stability training improves landing kinetics among female capoeira athletes: A pilot study. *J Hum Kinet*, 2015, 45(1), 27–37.
- [2] Atkinson, G., & Nevill, A. M. Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Med*, 1998, 26(4), 217–238.
- [3] Barbado, D., Lopez-Valenciano, A., Juan-Recio, C., Montero-Carretero, C., Van Dieën, J. H., & Vera-Garcia, F. J. Trunk stability, trunk strength and sport performance level in judo. *PLoS ONE*, 2016, 11(5), 1–12.
- [4] Bouillard, S., Loslever, P., & Lepoutre, F. X. Biomechanical comparison of isokinetic lifting and free lifting when applied to chronic low back pain rehabilitation. *Med Bio Eng Comput*, 2002, 40(2), 183–192.
- [5] Caruso, J. F., Brown, L. E., & Tufano, J. J. The reproducibility of isokinetic dynamometry data. *Isokinet. Exerc. Sci*, 2012, 20(4), 239–253.
- [6] Cho, K. H., Beom, J. W., Lee, T. S., Lim, J. H., Lee, T. H., & Yuk, J. H. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. *Ann Rehabil Med*, 2014, 38(2), 234–240.
- [7] Clark, B. C., Manini, T. M., Mayer, J. M., Ploutz-Snyder, L. L., & Graves, J. E. Electromyographic activity of the lumbar and hip extensors during dynamic trunk extension exercise. *Arch Phys Med Rehabil*, 2002, 83(11), 1547–1552.
- [8] Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences* Second Edition, Hillsdale, NJ: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers, 1988.
- [9] Da Silva, R. A., Larivière, C., Arsenaault, A. B., Nadeau, S., & Plamondon, A. Pelvic stabilization and semisitting position increase the specificity of back exercises. *Med Sci Sports Exerc*, 2009, 41(2), 435–443.
- [10] De Blaiser, C., De Ridder, R., Willems, T., Danneels, L., & Roosen, P. Reliability and validity of trunk flexor and trunk extensor strength measurements using handheld dynamometry in a healthy athletic population. *Phys Ther Sport*, 2018, 34, 180–186.
- [11] Dervisevic, E., Hadzic, V., & Burger, H. Reproducibility of trunk isokinetic strength findings in healthy individuals. *Isokinet. Exerc. Sci*, 2007, 15, 99–109.
- [12] Dvir, Z., & Keating, J. Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clin Biomech*, 2001, 16(7), 627–630.
- [13] Dvir, Zeevi, & Müller, S. Multiple-joint isokinetic dynamometry: a critical review. *J. Strength Cond. Res.*, 2020, 34(2), 587–601.
- [14] Farfan, H. F., & Gracovetsky, S. The Nature of Instability. *Spine (Phila Pa 1976)*, 1984, 9(7), 714–719.
- [15] Floyd, W. F., & Silver, P. H. S. The function of the erectors spinae muscles in certain movements and postures in man. *J Physiol.*, 1955, 129(1), 184–203.
- [16] Golubić, A., Šarabon, N., & Marković, G. Association between trunk muscle strength and static balance in older women. *J Women Aging*, 2019, 33(3), 288–297.
- [17] Guilhem, G., Giroux, C., Couturier, A., & Maffiuletti, N. A. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J Electromyogr Kinesiol.*, 2014, 24 (6), 986–993.
- [18] Hopkins. Spreadsheets for analysis of validity and reliability. *Sport Sci.*, 2015, 19(19), 36–44.
- [19] Hopkins, Will G. Measures of Reliability in Sports Medicine and Science. *Sports Med*, 2000, 30(1), 1–15.
- [20] Hopkins, William G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Med Sci Sports Exerc*, 2009, 41(1), 3–12.

- [21] Hupli, M., Hurri, H., Luoto, S., Sainio, P., & Alaranta, H. Isokinetic performance capacity of trunk muscles. Part I: The effect of repetition on measurement of isokinetic performance capacity of trunk muscles among healthy controls and two different groups of low-back pain patients. *Scand J Rehabil Med.*, 1996, 28(4), 201–206.
- [22] James, L. P., Roberts, L. A., Haff, G. G., Kelly, V. G., & Beckman, E. M. Validity and reliability of a portable isometric mid-thigh clean pull. *J. Strength Cond. Res.*, 2017, 31(5), 1378–1386.
- [23] Jandre Reis, F., & Ribero Macedo, A. Influence of Hamstring Tightness in Pelvic, Lumbar and Trunk Range of Motion in Low Back Pain and Asymptomatic Volunteers during Forward Bending. *Asian Spine J*, 2015, 9(4), 535–540.
- [24] Jerez-Mayorga, D., Chiroso Ríos, L. J., Reyes, A., Delgado-Floody, P., Machado Payer, R., & Guisado Requena, I. M. Muscle quality index and isometric strength in older adults with hip osteoarthritis. *PeerJ*, 2019, 7(8), e7471.
- [25] Jerez-Mayorga, D., Delgado-Floody, P., Intelangelo, L., Campos-Jara, C., Arias-Poblete, L., García-Verazaluce, J., García-Ramos, A., & Chiroso, L. J. Behavior of the muscle quality index and isometric strength in elderly women. *Physiol. Behav.*, 2020, 227, 113145.
- [26] Jerez-Mayorga, D., Huerta-Ojeda, Á., Chiroso-Ríos, L. J., Guede-Rojas, F., Guzmán-Guzmán, I. P., Intelangelo, L., Miranda-Fuentes, C., & Delgado-Floody, P. Test-Retest Reliability of Functional Electromechanical Dynamometer on Five Sit-to-Stand Measures in Healthy Young Adults. *Int. J. Environ.*, 2021, 18(13), 6829.
- [27] Juan-Recio, C., López-Plaza, D., Barbado Murillo, D., García-Vaquero, M. P., & Vera-García, F. J. Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. *J. Sports Sci*, 2017, 36(4), 1–8.
- [28] Kato, K., & Hatanaka, Y. The influence of trunk muscle strength on walking velocity in elderly people with sarcopenia. *J Phys Ther Sci.*, 2020, 32(2), 166–172.
- [29] Koo, T. K., & Li, M. Y. A Guideline of Selecting and Reporting Intraclass Correlation Coefficients for Reliability Research. *J Chiropr Med*, 2016, 15(2), 155–163.
- [30] Larivière, C., Da Silva, R. A., Arsénault, A. B., Nadeau, S., Plamondon, A., & Vadeboncoeur, R. (2010). Specificity of a Back Muscle Exercise Machine in Healthy and Low Back Pain Subjects. *Med Sci Sports Exerc.*, 2010, 42(3), 592–599.
- [31] Lee, J. H., Hoshino, Y., Nakamura, K., Kariya, Y., Saita, K., & Ito, K. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain: A 5-year prospective study. *Spine*, 1999, 24(1), 54–57.
- [32] MacDonald, D. A., Lorimer Moseley, G., & Hodges, P. W. The lumbar multifidus: Does the evidence support clinical beliefs? *Man. Ther.*, 2006, 11(4), 254–263.
- [33] Martínez-García, D., Rodríguez-Perea, A., Barboza, P., Ulloa-Díaz, D., Jerez-Mayorga, D., Chiroso, I., & Ríos, L. J. C. Reliability of a standing isokinetic shoulder rotators strength test using a functional electromechanical dynamometer: Effects of velocity. *PeerJ*, 2020, 8, 1–15.
- [34] Müller, J., Müller, S., Stoll, J., Fröhlich, K., Baur, H., & Mayer, F. Reproducibility of maximum isokinetic trunk strength testing in healthy adolescent athletes. *Sport. - Sport.*, 2014, 30(3), 229–237.
- [35] Newman, B. L., Pollock, C. L., & Hunt, M. A. (2012). Reliability of measurement of maximal isometric lateral trunk-flexion strength in athletes using handheld dynamometry. *J Sport Rehabil.*, 2012, 21(4), 1–5.
- [36] Olson, M. W. Trunk extensor fatigue influences trunk muscle activities during walking gait. *J Electromyogr Kinesiol.*, 2010, 20(1), 17–24.
- [37] Panjabi, M. M. The stabilizing system of the spine. Part II. neutral zone and instability hypothesis. *J. Spinal Disord.*, 1992, 5(4), 390–397.
- [38] Rodríguez-Perea, A., Chiroso Ríos, L. J., Martínez-García, D., Ulloa-Díaz, D., Guede Rojas, F., Jerez-Mayorga, D., & Chiroso Ríos, I. J. Reliability of isometric and isokinetic trunk flexor strength using a functional electromechanical dynamometer. *PeerJ*, 2019, 7, e7883.
- [39] Rodríguez-Perea, Á., Jerez-Mayorga, D., García-Ramos, A., Martínez-García, D., & Chiroso Ríos, L. J. Reliability and concurrent validity of a functional electromechanical dynamometer device for the assessment of movement velocity. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sport Eng Technol*, 2021, 235(3), 176–181.
- [40] Roth, R., Donath, L., Kurz, E., Zahner, L., & Faude, O. Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Phys. Ther. Sport.*, 2017, 24, 26–31.
- [41] Stewart, A., Marfell-Jones, M., Olds, T., & De Ridder, H. International Society for Advancement of Kinanthropometry. *Int Stand Anthr assessment Int Soc Adv Kinanthropometry*, Lower Hutt, New Zealand, 2011.
- [42] Suchomel, T. J., Nimphius, S., & Stone, M. H. The Importance of Muscular Strength in Athletic Performance. *Sport Med.*, 2016, 46(10), 1419–1449.
- [43] Thorstensson, A., CARLSON, H., ZOMLEFER, M. R., & NILSSON, J. Lumbar back muscle activity in relation to trunk movements during locomotion in man. *Acta Physiol Scand.*, 1982, 116(1), 13–20.
- [44] Yang, S., Wu, W., Zhang, C., Wang, D., Chen, C., Tang, Y., Li, K., Xu, J., & Luo, F. Reliability and validity of three isometric back extensor strength assessments with different test postures. *J Int Med Res.*, 2020, 48(2), 300060519885268.
- [45] Zouita, A. B. M., Zouita, S., Dziri, C., Brughelli, M., Behm, D. G., & Chaouachi, A. Differences in Trunk Strength Between Weightlifters and Wrestlers. *J. Hum. Kinet.*, 2019, 67(1), 5–15.

## 2.4 Muscle Quality and Functional and Conventional Ratios of Trunk Strength in Young Healthy Subjects: A Pilot Study

### Abstract:

Background: The trunk strength conventional ratio (CR) has been evaluated. However, the functional ratio and the ratio of strength to body weight (BW) or muscle mass (MM) have been poorly explored. Relative strength is a measure of muscle quality. Objectives: To analyze the trunk strength ratio normalized by BW and MM and compare the trunk's conventional and functional ratios collected in isokinetic and isometric conditions. Methods: Twenty-seven healthy males ( $21.48 \pm 2.08$  years,  $70.22 \pm 7.65$  kg) were evaluated for trunk isometric and isokinetic strength using a functional electromechanical dynamometer. Results: The extensor's strength was greater than the flexors, with a CR of  $0.41 \pm 0.10$  to  $0.44 \pm 0.10$ . Muscle quality was higher in eccentric contraction and high velocity for flexors and extensors. The functional flexor ratio (FFR) ranged between  $0.41 \pm 0.09$  and  $0.92 \pm 0.27$ . The functional extensor ratio (FER) ranged between  $2.53 \pm 0.65$  and  $4.92 \pm 1.26$ . The FFR and FER showed significant differences between velocities when considering the peak strength ( $p = 0.001$ ) and mean strength ( $p = 0.001$ ). Conclusions: Trunk ex-tensors were stronger than the flexors; thus, the CR was less than one. Muscle quality was higher at a high velocity. Unlike CR, FFR and FER behaved differently at distinct velocities. This finding highlights the need to explore the behavior of the functional ratio in different populations.

Keywords: isokinetic; core muscles; antagonist/agonist; muscle strength; dynamometer

### 1. Introduction

The spine and the muscles surrounding it play an essential mechanical role in human function [1]. The neuromuscular system is crucial for maintaining the spine's mechanical stability, increasing its ability to generate tension to avoid injuries [2]. Thus, muscles are the only voluntary support of the joints and act to initiate or accelerate movement and limit or decelerate movement [3]. In this way, agonist and antagonist musculature play an essential role in movement control [4].

It has been shown that a particular ratio exists between the agonist and the antagonist's muscles to protect the joint [5]. An imbalance between antagonist/agonist (A/A) could mean a deficiency in the antagonist's muscle to produce enough strength to slow down the agonist's action in a movement, increasing the probability of ligamentous or muscle injury [6]. The conventional ratio A/A has been evaluated in certain joints and with different methods [7,8]. Concerning the trunk, studies in healthy subjects reported a conventional flexor/extensor's ratio (F/E) of 0.84 (0.54–1.16), i.e., the isokinetic strength values of trunk extensors are greater than the flexors [9]. This ratio has been classically evaluated using an isokinetic dynamometer and calculated using peak torque [9,10], which has the limitation of not characterizing the inherent torque variation to the length–tension relationship [10]. Moreover, the conventional ratio does not consider the eccentric muscular action of the antagonist.

Trunk musculature depends on the context [11,12]; thus, the conventional ratio may not adequately explain the dynamics of movement in activities of daily living or sports. The functional ratio represents the eccentric antagonist/concentric agonist actions [13]. Functionally, the trunk muscles interact in an eccentric/concentric mode [14]. For example, the bending forward movement, commonly identified as a risk factor for lower-back pain [15], depends on eccentric control of the extensor muscles for its execution [3,16]. Thus, knowing the trunk's functional F/E and E/F ratio would allow us to understand its muscular dynamics.

In this sense, another approach to complement the evaluation of muscle function is by estimating other ratios, such as relative strength [17]. Relative strength is considered a measure of muscle quality [18]. Classically, relative strength has been expressed as the ratio of strength to total body weight [19–21]; however, the strength per muscle mass ratio has been poorly explored. Assessing muscle quality can help identify individuals who might benefit from interventions that improve muscle quality and prevent functional deterioration [22]. Considering the importance of muscle strength balance for joint stability and injury prevention, in contrast with the limbs that can be evaluated by comparing them with the contralateral, the trunk does not have this possibility, ratios thus become more relevant. Therefore, this study aimed to analyze the ratio normalized by body weight and normalized by muscular mass in trunk strength, and to compare the trunk's conventional and functional ratios using different strength variables collected in isokinetic and isometric conditions.

### 2. Materials and Methods

#### 2.1. Participants

Twenty-seven physically active male student volunteers (age =  $21.48 \pm 2.08$  years, body mass =  $70.22 \pm 7.65$  kg, height =  $1.75 \pm 0.72$  m, muscle mass =  $32.57 \pm 4.33$  kg, and body mass index (BMI) =  $22.99 \pm 1.44$  (kg/m<sup>2</sup>)) without any experience in isokinetic or dynamometers devices were recruited from the university community. Participants were eligible for the study if they were (I) free from lower-back pain,

with a maximum of 20% in the Oswestry Disability Index, and (II) free from musculoskeletal injury, especially health conditions affecting the spine, such as scoliosis, radiculopathy, and lower-back pain. All participants were informed regarding the nature, aims, and risks associated with the experimental procedure before giving their written consent to participate. The study protocol was approved by the Institutional Review Board of the University of Granada and by the Declaration of Helsinki.

## 2.2. Anthropometrics Measurements

Anthropometric measurements were performed following the guidelines of the International Society for the Advancement in Kinanthropometry (ISAK) [23], with the subjects being barefoot and wearing their underwear. Measurements were taken during the morning and prior to the strength assessment. All of the assessments were performed twice by an ISAK level 2 certified anthropometrist (W.R.-F.). Measurements included baseline measurements (weight, and standing and sitting height), ten perimeters (head, relaxed arm, flexed arm in tension, forearm, midsternal thorax, waist, hip, maximum thigh, mid-thigh, and calf), six skinfolds (triceps, subscapular, suprascapular, abdominal, front thigh, and medial leg), and six bone diameters (biacromial, transverse thorax, anteroposterior thorax, biiliocrestal, humeral, and femoral). Height (cm) was measured using a SECA stadiometer (SECA, Hamburg, Germany) with 0.1 mm precision, body weight (kg) using a SECA scale (SECA, Hamburg, Germany) with 100 g precision, and skinfolds with a Harpenden caliper (Harpenden, London, UK) with a precision of 0.2 mm. The rest of the measurements were performed with the Rosscraft anthropometric kit. Body composition was determined through Kerr's equation using a Microsoft Office Excel spreadsheet [24].

## 2.3. Procedures

Subjects first attended a familiarization session. All of the evaluations were conducted by sports science researchers (Á.R.-P.) who had extensive experience performing muscle strength testing and using the device. Participants completed three isokinetic velocities (0.15 m·s<sup>-1</sup> (V1), 0.30 m·s<sup>-1</sup> (V2), and 0.45 m·s<sup>-1</sup> (V3)), isometric conditions, and two range of movement (R) protocols. R was established by measuring the distance between the acromion and greater trochanter [25,26]. The order of the V and R was randomly established. Isometric (0 m·s<sup>-1</sup>, 90° between the trunk and thigh) and isokinetic strength were evaluated with a functional electromechanical dynamometer (FEMD) (Model Dynasystem, Granada, Spain) [27]. The reliability of the FEMD for trunk strength assessment in healthy subjects has been previously established [25,26].

## 2.4. Test Protocol

The participants were positioned in front of the FEMD to assess the extensor trunk strength and behind the FEMD to evaluate the flexor trunk strength. Each participant sat with their trunk at 90° on a bench, arms crossed on their chest, knees in flexion, and feet on the floor (Figure 2). Participants were then stabilized in the test position using straps. Sliding forward on the bench was avoided by using appropriate belts that pushed the pelvis and the legs down and back, but that were not uncomfortable for the participants.

### See figure 2

Participants first attended a familiarization session with the FEMD, and a researcher explained the evaluation procedures. The familiarization consisted of a general warm-up that included 5 min of jogging, 5 min of joint mobility, and three sets of 15 s of frontal planks and glute bridges. The general warm-up was followed by four sets of five repetitions (two submaximal repetitions and three maximum repetitions) at V1 and V3 with R1 and R2, at 25% and 50% of R, respectively. The rest between sets was 3 min.

For the evaluation, familiarization and warm-up were performed, followed by 5 min of rest. The test consisted of one set of four maximum consecutive repetitions of trunk flexors and extensors at V1R1 (0.15 m·s<sup>-1</sup>, 25% cm), V2R1 (0.30 m·s<sup>-1</sup>, 25% cm), V3R1 (0.45 m·s<sup>-1</sup>, 25% cm), V1R2 (0.15 m·s<sup>-1</sup>, 50% cm), V2R2 (0.30 m·s<sup>-1</sup>, 50% cm), and V3R2 (0.45 m·s<sup>-1</sup>, 50% cm). The rest between sets was 3 min. After that, a maximum isometric contraction (0 m·s<sup>-1</sup>, 90 degrees) of 5 s in a seated position (formed 90 degrees between the trunk and thigh) was performed.

## 2.5. Muscle Quality and Trunk Ratios Strength

Muscle quality was measured through relative strength, i.e., trunk strength normalized by total body weight and trunk strength normalized by lean body mass. The ratios, peak, and mean strength were calculated using

the average of both ranges of movement for each velocity. The three highest mean and peak strength repetitions for the concentric and eccentric contractions were taken to calculate the dynamic strength. Calculating the isometric strength, the repetition's peak and mean values were taken. The A/A ratios were calculated for each velocity using both the peak and mean strength, with the following equations [13]:

$$\begin{aligned} \text{Conventional ratio (CR)} &= (\text{trunk flexors concentric strength}) / (\text{trunk extensor con-centric strength}) \\ \text{Functional flexor ratio (FFR)} &= (\text{trunk flexors eccentric strength}) / (\text{trunk extensor concentric strength}) \\ \text{Functional extensor ratio (FER)} &= (\text{trunk extensor eccentric strength}) / (\text{trunk flexor concentric strength}). \end{aligned}$$

## 2.6. Statistical Analysis

Descriptive data were presented as mean  $\pm$  standard deviation (SD). The Shapiro–Wilk normality test verified the normal distribution of the data. T-tests of the paired samples assessed the difference between ratios with the Cohen's d effect size. The following scale was used for interpreting the magnitude of the effect size (ES):  $<0.20$  = trivial,  $0.20$ – $0.59$  = small,  $0.60$ – $1.19$  = moderate,  $1.20$ – $2.00$  = large, and  $>2.00$  = very large [28]. A repeated-measures analysis of variance (ANOVA) was conducted with Bonferroni post-hoc analyses. The Greenhouse–Geisser correction was used when the Mauchly sphericity test was violated. Omega square ( $\omega^2$ ) was calculated for the ANOVA where values of the effect size  $0.01$ ,  $0.06$ , and above  $0.14$  were considered small, medium, and large, respectively [29]. A JASP software package (version  $0.14.1$ , <http://www.jasp-stats.org> (accessed on 20 May 2022)) was used for all of the analyses. Statistical significance was set at  $p \leq 0.05$ .

## 3. Results

The trunk extensors presented higher mean and peak strength values than the trunk flexors in the different conditions evaluated in the isometric and isokinetic testing. The highest strength value was recorded in the highest velocity in the eccentric contraction. When considering the peak strength or mean strength, the ratio normalized by body weight and the ratio by muscle mass was higher in V3 for both the extensors and flexors (Table 12).

See table 12

There were no significant differences between the mean and peak strength of the conventional trunk strength ratio ( $p > 0.05$ ) in isometric and isokinetic testing, except in the V2 condition ( $p = 0.02$ ). On the other hand, both the functional flexor ratio and the functional extensor ratio had significant differences when considering the peak or mean strength in isokinetic conditions ( $p = 0.001$ ), but not a significant difference in isometric conditions ( $p > 0.05$ ) (Table 13).

No significant differences existed between the conventional ratio at the different velocities using peak strength ( $p = 0.145$ ) or mean strength ( $p = 0.832$ ). The conventional ratio was similar in all conditions; the highest functional flexor ratios were observed in V3 for peak strength ( $0.72$ ) and mean strength ( $0.92$ ), and the highest functional extensor ratios in V2 for peak strength ( $3.55$ ) and V3 for mean strength ( $4.92$ ) (Table 13).

See table 13

For the functional flexor ratio, there were significant differences with a large effect size between velocities when considering the peak strength ( $p = 0.001$ ;  $\omega^2 = 0.436$ ) and mean strength ( $p = 0.001$ ;  $\omega^2 = 0.447$ ). The post hoc analysis using Bonferroni's correction revealed significant differences between all three velocities compared with isometric conditions ( $p = 0.001$ ), and between the ratio at V1–V2 (mean difference =  $-0.058$ ;  $p = 0.009$ ) and V1–V3 (mean difference =  $-0.099$ ;  $p = 0.001$ ) for peak strength. When considering the mean strength, the post hoc analysis revealed significant differences between all three velocities compared with the isometric conditions ( $p = 0.001$ ), and between the ratio at V1–V3 (mean difference =  $-0.139$ ;  $p = 0.001$ ) and V2–V3 (mean difference =  $-0.087$ ;  $p = 0.047$ ) (Table 13).

For the functional extensor ratio, there were significant differences with a large effect size ( $p = 0.001$ ;  $\omega^2 = 0.292$ ) between velocities when considering the peak strength ( $p = 0.001$ ;  $\omega^2 = 0.292$ ) and mean strength ( $p = 0.001$ ;  $\omega^2 = 0.461$ ). The post hoc analysis revealed significant differences between all three velocities compared with the isometric conditions when considering the peak ( $p = 0.001$ ) and mean ( $p = 0.001$ ) strength (Table 13).

## 4. Discussion

The study's purpose was to analyze the ratio normalized by body weight and normalized by muscular mass in trunk strength, and to compare the trunk's conventional and functional ratios using different strength variables collected in isokinetic and iso-metric conditions. The main findings of this study were that (1) in all of the conditions studied, the strength values of the trunk extensors were higher than for the flexors; the highest strength value was recorded at the highest velocity in eccentric contraction. Thus, the strength per total weight or strength per muscle mass ratio was higher in V3. (2) There were no significant differences between the mean and peak manifestation of the conventional ratio, except for V2. (3) The functional ratios behaved differently when considering the peak or mean strength at all velocities, except in the isometric condition, but the conventional ratio did not differ between the three velocities or isometric strength. These findings suggest that the conventional and functional strength ratios behaved differently in the healthy subjects' mean and peak manifestations.

Consistent with previous studies [9,21,30,31], the conventional ratio was below 1. The evidence demonstrates that the extensor group was stronger than the flexor group [9,31,32], which is consistent with this study's findings. The highest absolute trunk strength was found in the flexor and extensor's eccentric strength at the highest velocity, which explains why the highest relative strength was obtained in V3. Thus, according to the results, healthy subjects had an eccentric extensor strength of about twice the body weight, while for the flexors, it was about once the body weight when the peak strength was considered. This data, despite being derived from a small sample, could be helpful in sports and clinical settings, and an easy parameter to calculate. However, additional research is required in this area in order to identify the reference values.

The functional ratio has been less explored in the literature concerning the trunk. Considering the importance for joint stability, the eccentric to concentric relationship between A/A has been examined in the shoulder, as a representation of the cocking and spiking phases in volleyball players [7], and in the knee, in order to understand the importance of eccentric hamstring strength concerning quadriceps concentric strength in the prevention of anterior cruciate ligament injuries [8]. Considering the dynamic nature of the movements, perhaps exploring this ratio is of greater importance for understanding the functioning of the trunk musculature. Classically, the functional ratio accounts for the eccentric strength of the flexors and the concentric strength of the extensors (functional flexor ratio) [13], considering that the latter is responsible for initiating trunk extension from the upright position, which must be controlled eccentrically by the abdominals [16]. In this study, the functional flexor ratio ranged between 0.62 and 0.72 when considering the peak strength, and 0.78 and 0.92 when considering the mean strength. A novelty of this study is the incorporation of the functional extensor's ratio. Let us consider that the extensors must eccentrically control the bending forward in daily activities and sports [16]. Therefore, this parameter should be considered, especially when we know that the ex-tensor muscles are weaker in subjects with lower-back pain [9]. According to our data on healthy subjects, the eccentric strength of the extensor is up to four times the concentric strength of the flexors. In the post hoc analysis, the functional flexion and extension ratio showed significant differences for all velocities (V1, V2, and V3) compared with the iso-metric conditions.

Comparing the conventional ratios between different research is difficult because of the various devices and parameters used (position, velocities, and range of motion) [14,30]. Moreover, some authors use strength as an absolute value [21], and others are normalized by body weight [14]. Furthermore, this study used a linear device, so we did not express the strength concerning a joint moment. On the other hand, comparing functional ratios is even more difficult, as different authors measure different ratios, such as flexor eccentric/flexor concentric ( $F_{ecc}/F_{con}$ ) or extensor eccentric/extensor concentric ( $E_{ecc}/E_{con}$ ) ratios. For example, Müeller et al. [33] reported a  $F_{ecc}/F_{con}$  between 1.01 to 1.05 and  $E_{ecc}/E_{con}$  between 1.35 to 1.24 at 30°/s in healthy adolescent athletes. On the other hand, Dervisevic et al. [30] reported a  $F_{ecc}/F_{con}$  between 1.12 at 30°/s and 1.22 at 60°/s, and  $E_{ecc}/E_{con}$  between 1.18 at 30°/s and 1.39 at 60°/s in a population similar to this study, i.e., in healthy young men, using a classic isokinetic dynamometer. Understanding the behavior of the antagonist and agonist muscles, i.e., co-contraction during trunk movements, is a phenomenon that should be studied.

Finally, this study is not exempt from limitations. First, the sample was relatively small, and we only evaluated male students without back pain or injury, so our data cannot be extrapolated to the rest of the population. Second, as previously explained, using this new generation of dynamometers that provide linear values made it challenging to compare our results with other studies. Third, although the participants did not have scoliosis or any other type of diagnosed postural alteration, we did not perform a formal assessment process for postural alterations in the sagittal plane (radiographic or clinical as the plumb line). However, during the assessment, we used a seated posture to minimize the influence of lower extremity dysmetria on trunk function. For future studies, we suggest performing an adequate postural assessment before evaluating trunk strength. Furthermore, we suggest assessing these ratios in different populations, such as women, the elderly, and subjects with lower-back pain, to establish the ratio behavior and to determine if there are differences between these different populations. In addition, we can suggest evaluating the rest of the core



muscles in order to understand their synergistic role in the kinetics chains, and using other methods of estimating body composition to quantify trunk muscle mass precisely.

## 5. Conclusions

In conclusion, trunk extensors are stronger than flexors muscles, resulting in a conventional ratio lower than one. The normalized ratio per body weight or muscle mass is higher when considering the eccentric strength and high velocity (V3). The conventional ratio behaves similarly when considering the peak or mean strength, but the functional ratio is different for all velocities, except in isometric conditions. This finding highlights the need to explore the behavior of the functional ratio in diverse populations.

## References

- 1.Oxland, T.R. Fundamental biomechanics of the spine-What we have learned in the past 25 years and future directions. *J. Biomech.* 2016, 49, 817–832.
- 2.Borghuis, J.; Hof, A.L.; Lemmink, K.A.P.M. The Importance of Sensory-Motor Control in Providing Core Stability. *Sport. Med.* 2008, 38, 893–916.
- 3.Reeves, N.P.; Cholewicki, J.; Milner, T.; Lee, A.S. Trunk antagonist co-activation is associated with impaired neuromuscular performance. *Exp. Brain Res.* 2008, 188, 457–463.
- 4.Latash, M.L. Muscle coactivation: Definitions, mechanisms, and functions. *J. Neurophysiol.* 2018, 120, 88–104.
- 5.Ruas, C.V.; Pinto, R.S.; Haff, G.G.; Lima, C.D.; Pinto, M.D.; Brown, L.E. Alternative Methods of Determining Ham-strings-to-Quadriceps Ratios: A Comprehensive Review. *Sport. Med.–Open* 2019, 5, 11.
- 6.Ruas, C.V.; Minozzo, F.; Pinto, M.D.; Brown, L.E.; Pinto, R.S. Lower-extremity strength ratios of professional soccer players according to field position. *J. Strength Cond. Res.* 2015, 29, 1220–1226.
- 7.Stickley, C.D.; Hetzler, R.K.; Freemyer, B.G.; Kimura, I.F. Isokinetic Peak Torque Ratios and Shoulder Injury History in Adolescent Female Volleyball Athletes. *J. Athl. Train.* 2008, 43, 571–577.
- 8.Duarte, J.P.; Valente-Dos-Santos, J.; Coelho-E-Silva, M.J.; Couto, P.; Costa, D.; Martinho, D.; Seabra, A.; Cyrino, E.; Conde, J.; Rosado, J.; et al. Reproducibility of isokinetic strength assessment of knee muscle actions in adult athletes: Torques and antagonist-agonist ratios derived at the same angle position. *PLoS ONE* 2018, 13, e0202261.
- 9.Mueller, S.; Stoll, J.; Mueller, J.; Mayer, F. Validity of isokinetic trunk measurements with respect to healthy adults, athletes and low back pain patients. *Isokinet. Exerc. Sci.* 2012, 20, 255–266.
- 10.Dvir, Z. *Isokinetics: Muscle Testing, Interpretation, and Clinical Applications*; Elsevier Health Sciences: Amsterdam, The Netherlands, 2004.
- 11.Bliven, K.C.H.; Anderson, B.E. Core Stability Training for Injury Prevention. *Sport Heal. A Multidiscip Approach* 2013, 5, 514–522.
- 12.Barbado, D.; Barbado, L.C.; Elvira, J.L.L.; Dieën, J.H.; Vera-Garcia, F.J. Sports-related testing protocols are required to reveal trunk stability adaptations in high-level athletes. *Gait Posture* 2016, 49, 90–96.
- 13.Cozette, M.; Leprêtre, P.-M.; Doyle, C.; Weissland, T. Isokinetic Strength Ratios: Conventional Methods, Current Limits and Perspectives. *Front. Physiol.* 2019, 10, 1–4.
- 14.Shirado, O.; Ito, T.; Kaneda, K.; Strax, T.E. Concentric and eccentric strength of trunk muscles: Influence of test postures on strength and characteristics of patients with chronic low-back pain. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 1995, 76, 604–611.
- 15.Ramond-Roquin, A.; Bodin, J.; Serazin, C.; Parot-Schinkel, E.; Ha, C.; Richard, I.; Le Manach, A.P.; Fouquet, N.; Roquelaure, Y. Biomechanical constraints remain major risk factors for low back pain. Results from a prospective cohort study in French male employees. *Spine J.* 2015, 15, 559–569.
- 16.Ebenbichler, G.R.; Oddsson, L.I.E.; Kollmitzer, J.; Erim, Z. Sensory-motor control of the lower back: Implications for rehabilitation. *Med Sci. Sport. Exerc.* 2001, 33, 1889–1898.
- 17.Jaric, S. Muscle strength testing: Use of normalisation for body size. *Sports Med.* 2002, 32, 615–631.
- 18.Barbat-Artigas, S.; Rolland, Y.; Zamboni, M.; Aubertin-Leheudre, M. How to assess functional status: A new muscle quality index. *J. Nutr. Heal. Aging* 2012, 16, 67–77.
- 19.Spudić, D.; Vodićar, J.; Vodićar, M.; Hadžić, V. Isometric Trunk Strength Assessment of Athletes: Effects of Sex, Sport, and Low Back Pain History. *J. Sport Rehabil.* 2022, 31, 38–46.
- 20.Okada, T.; Hakkaku, T.; Iwai, K.; Nakazato, K. Weight Category-dependent Trunk Muscle Strength and its Relation with LBP in Elite Judokas. *Sports Med. Int. Open* 2020, 5, E14–E21.
- 21.Zouita, A.B.M.; Ben Salah, F.Z.; Dziri, C.; Beardsley, C. Comparison of isokinetic trunk flexion and extension torques and powers between athletes and nonathletes. *J. Exerc. Rehabil.* 2018, 14, 72–77.
- 22.Lees, M.J.; Wilson, O.J.; Hind, K.; Ispoglou, T. Muscle quality as a complementary prognostic tool in conjunction with sarcopenia assessment in younger and older individuals. *Eur. J. Appl. Physiol.* 2019, 119, 1171–1181.
- 23.Stewart, A.; Marfell-Jones, M.; Olds, T.; De Ridder, H. International Society for Advancement of Kinanthropometry. *Int. Stand. Anthr. Assess. Int. Soc. Adv. Kinanthropometry* 2011, 50, 115.
- 24.Kerr, D.A. An Anthropometric Method for Fractionation of Skin, Adipose, Bone, Muscle and Residual Tissue Masses in Males and Females Age 6 to 77 Years. Master's Thesis, Simon Fraser University, Burnaby, BC, Canada, 1988.
- 25.Rodríguez-Perea, A.; Ríos, L.J.C.; Martínez-García, D.; Ulloa-Díaz, D.; Guede-Rojas, F.; Jerez-Mayorga, D.; Ríos, I.J.C. Reliability of isometric and isokinetic trunk flexor strength using a functional electromechanical dynamometer. *PeerJ* 2019, 7, e7883.
- 26.Reyes-Ferrada, W.; Barboza-gonzalez, P.; Jerez-mayorga, D.; Chiroso-ríos, L.; Chiroso-ríos, I.; Martínez-garcía, D.; Ulloa-díaz, D.; Rodríguez-perea, A. A New Reliable Device to Assess Trunk Extensors Strength. *Acta Bioeng. Biomech.* 2022, in press. <https://doi.org/10.37190/ABB-01965-2021-05>.
- 27.Rodríguez-Perea, A.; Jerez-Mayorga, D.; García-Ramos, A.; Martínez-García, D.; Ríos, L.J.C. Reliability and concurrent validity of a functional electromechanical dynamometer device for the assessment of movement velocity. *Proc. Inst. Mech. Eng. Part P J. Sports Eng. Technol.* 2021, 235, 1–6.
- 28.Hopkins, W.G.; Marshall, S.W.; Batterham, A. M.; Hanin, J. Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science. *Med. Sci. Sports Exerc.* 2009, 41, 3–13.

29. Cohen, J. *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences*; Lawrence Erlbaum Associates: Hillsdale, NJ, USA, 1988; pp. 20–26.
30. Dervišević, E.; Hadžić, V.; Burger, H. Reproducibility of trunk isokinetic strength findings in healthy individuals. *Isokinet. Exerc. Sci.* 2007, 15, 99–109.
31. Zouita, A.B.M.; Zouita, S.; Dziri, C.; Brughelli, M.; Behm, D.G.; Chaouachi, A. Differences in Trunk Strength Between Weightlifters and Wrestlers. *J. Hum. Kinet.* 2019, 67, 5–15.
32. Guilhem, G.; Giroux, C.; Couturier, A.; Maffiuletti, N.A. Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 2014, 24, 986–993. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.07.006>.
33. Müller, J.; Müller, S.; Stoll, J.; Fröhlich, K.; Baur, H.; Mayer, F. Reproducibility of maximum isokinetic trunk strength testing in healthy adolescent athletes. *Sport. Orthop. Traumatol.* 2014, 30, 229–237.

## 2.5 Isokinetic trunk training on pain, disability, and strength in Non-specific low back pain patients: A systematic review and meta-analysis.

### Abstract

**BACKGROUND:** Low back pain is one of the leading causes of disability globally, with a high economic and social burden. A decrease or imbalance in trunk strength has been associated with the occurrence of low back pain and its severity. Trunk strength training is helpful in the treatment of Non-specific low back pain (NSLBP) patients. However, we do not know the effects of isokinetic trunk training (IKT) on pain intensity, disability, and trunk strength

**OBJECTIVE:** This systematic review aimed to determine the effects of IKT in NSLBP patients on pain intensity, disability, and trunk flexor and extensor isokinetic strength.

**METHODS:** PubMed, Web of Science, and Scopus were searched from January 2001 until March 2021 and updated to May 2022. Two reviewers independently conducted all searches. The PRISMA guideline was used. In addition, randomized controlled trials that investigated the effect of IKT in adult participants with NSLBP on pain intensity, disability, or isokinetic trunk strength were included.

**RESULTS:** 1347 articles were retrieved, seven included in this review. Meta-analysis comparing IKT with control groups revealed that IKT decreases pain intensity (MD -1.50 (-2.60; -0.39)) immediately post-intervention, and one month (MD -1.97 (-2.92; -1.03)) and at six months follow-up (MD -2.48 (-2.77; -2.19)), although with a very low to low quality according to the GRADE rating. Besides, IKT decreases disability and increases isokinetic trunk strength, but with scant evidence.

**CONCLUSIONS:** The evidence regarding the IKT in NSLBP patients is minimal; therefore, further research on this topic is needed. Nevertheless, the trunk IKT could be a novel clinical tool for managing pain in NSLBP patients.

Keywords: Rehabilitation, exercises, strengthening, dynamometer, core muscles, chronic pain.

### Introduction

Low back pain is the most common musculoskeletal condition [1, 2] and is an alarming health problem increasing worldwide [3]. The prevalence of low back pain (LBP) in 1990 was 377.5 million; however, it grew to 577 million in 2017 [4]. LBP is pain, muscle tension, or stiffness located below the costal margin and above the lower gluteal folds, with or without sciatica [5]. It is estimated that 60 - 80% of adults experience LBP at some point [6, 7]. Furthermore, recurrence of LBP is expected; two out of three people who recover from an episode of LBP will suffer a new one in less than 12 months. Of these, 40% will suffer functional disability or require medical care [8].

Regarding LBP, 90% of cases do not have a specific cause, i.e., it is not due to fractures, neoplasms, infections, etc., so it is called non-specific LBP (NSLBP) [9]. Despite this, multiple factors have been associated with the occurrence of NSLBP [10, 11], including deconditioning the lumbar musculature [12, 13], reduced trunk muscle mass [14], imbalance, and decreased trunk strength [15, 16]. Thus, trunk strengthening has been proposed for manage LBP patients [17–19]. Furthermore, different trunk training methods have been investigated, such as motor control exercises [20], core stabilization [21, 22], and strengthening exercises using an isokinetic dynamometer [23].

The isokinetic dynamometer is the gold standard in strength assessment [24]. It has been previously used to assess trunk strength in healthy subjects and NSLBP patients [25, 26]. Given its capacity to develop maximum strength, the precision with training can be programmed, and its high reproducibility, it could be considered a valuable tool for strength training [27]. In addition, it provides real-time visual and auditory feedback, which could benefit treatment adherence and allow objective monitoring of training results. The most distinctive characteristic of this device is the accommodation of the resistance provided by the dynamometer, which allows for maximal muscle loading throughout the entire range of motion [28].

Isokinetic training helps train the shoulder musculature [29] and re-establishing rotator cuff strength ratios [30]. Furthermore, in lower limbs decrease reaction times [31] and increase strength and symmetry [32], explosive strength [33], muscle mass and strength post knee surgery [34, 35]. For the trunk, it is known that isokinetic assessment is reliable in patients with NSLBP [36]. However, to our knowledge, there is no consensus regarding whether isokinetic trunk training has benefits in NSLBP patients. Therefore, this review aimed to determine the effects of isokinetic trunk training on pain intensity, disability, and isokinetic trunk strength in NSLBP patients.

### Methods

#### Protocol and registration

The PRISMA (Preferred Reporting Items for Systematic Review and Meta-Analyses guidelines) guidelines were used [37]. In addition, the protocol of this review was registered in PROSPERO (International Prospective Register of Systematic Reviews) (CRD42021247030).

#### Electronic search

Two authors (WR-F and DJ-M) performed the search. The databases used were PubMed, Web of Science, and Scopus. The initial search was performed from January 2011 to March 30th 2021, the following keywords were included: "CORE strengthening", "trunk strengthening", "isokinetic exercise", "muscle strength", "dynamometer", "isokinetic training", "CORE", "abdominal muscles", "abdominal wall", "torso", "trunk", "low back pain", "low back ache", "back pain" and "lumbago". Due to the low number of articles retrieved and to identify the largest number of potential articles for this review, a second search was performed following the same search strategy between January 2001 and December 2010. An update of the search was conducted until May 20th, 2022.

#### Eligibility criteria

Articles that met the following criteria were included in this review: (1) Population: adult participants (age  $\geq 18$  years) with a medical diagnosis of NSLBP; (2) Intervention: isokinetic trunk flexors and extensors strength training; (3) Comparison: any conservative treatment or control interventions; (4) Outcomes: assessment of at least one of the following clinical effects: pain intensity, disability and isokinetic trunk flexors and extensors strength. (5) Studies: randomized controlled trials published in the last 20 years, without language restrictions to identify as many articles as possible. In addition, we excluded (I) studies that only included healthy individuals or patients with specific low back pain, (II) gray literature such as conference presentations, theses, books, editorials, review articles, and expert opinions, (III) duplicate articles, and (IV) articles in which the main and/or secondary authors did not respond to e-mail requests to provide the required and potentially missing information. This is a systematic review and not an experimental trial; it does not require approval from an institutional review board as no experiment was performed on human participants.

#### Study selection

Articles retrieved from the initial search were entered into the Rayyan QCRI application, an App that assists in the article selection process, optimizing evaluation time, and allowing collaborative work (available for free at <http://rayyan.qcri.org> (accessed March 30, 2021)) [38]. Duplicate references were removed. Next, two independent investigators (WR-F and DJ-M) reviewed titles and abstracts to identify articles relevant to the systematic review. Full-text reading of these articles was then performed to assess eligibility criteria, and, finally, the reference list was checked for relevant articles that could be included. Disagreements were resolved by consensus or by consultation with a third author (LC-R).

#### Risk of bias of individual studies

The risk of bias (RoB) for each individual study was assessed with The Cochrane Collaboration Risk of Bias Tool using Review Manager 5.4 [39]. This tool evaluates the RoB according to the following six domains: random sequence generation, allocation concealment, blinding, incomplete outcome data, selective outcome reporting, and "other sources of bias." Critical assessments on the RoB are made separately for each domain, and it could be considered as "low," "high" or "unclear" RoB (if reporting was not sufficient to assess the domain) [40]. RoB assessment were independently performed by two reviewers (WR-F and DM-G). In case of discrepancy, a third evaluator (LC-R) was consulted.

#### Rating the quality of evidence

The quality of the evidence was rated using the Grading of Recommendation, Assessment, Development, and Evaluation (GRADE) approach [41]. GRADE offer four levels of evidence: High, moderate, low, and very low. The GRADE pro system (<https://www.gradepro.org>) was used for each outcome from meta-analysis to create a summary of findings (SoF) table.

#### Data collection process

Data extraction was performed by three independent researchers (WR-F, A-RP, and DM-G); the information extracted was related to article identification (authors and year of publication), participant characteristics (sample, gender, and age), and isokinetic and other training protocols (sessions/week). In addition to variables under study, main results, and missing data.

### Synthesis methods

When three or more studies could be pooled for the same outcome, a meta-analysis was performed. All calculations were conducted using a Microsoft Excel (Microsoft, Redmond, WA, USA) spreadsheet containing data extracted from each publication. Review Manager (RevMan) version 5.4 was used for all the statistical analyses' forest plots. The Cochran Q statistic [42] was used to assess heterogeneity between studies. Heterogeneity is a measure of the differences in main effects between studies. Additionally, I<sup>2</sup> statistics were used to evaluate heterogeneity (I<sup>2</sup> > 50%).

The effects of isokinetic training on pain intensity were calculated for each included study, following coding of the between-groups differences and standard deviations (SD). The mean difference (MD) was calculated by subtracting post-intervention values of every group. Data were required to take these forms: a) mean and SDs; b) 95% confidence interval (95% CI) data for post-intervention outcomes for each group; or when this was unavailable, c) actual p values for pre- to post-intervention changes for each group; or, if only the level of statistical significance was available, d) default p values (e.g.,  $p < 0.05$  becomes  $p = 0.049$ ,  $p < 0.01$  becomes  $p = 0.0099$ , and  $p$  when not significant becomes  $p > 0.05$ ). Random-effects inverse variance (IV) was used with the measurement of the effect of MD.

A random-effects model is incorporated when the assumption is that the data demonstrated effects across studies that are randomly situated around a central value[43]. Forest plots were generated to illustrate the specific differences between the group's effects on pain intensity and MD within the respective 95% CIs.

## Results

### Study selection

We found no systematic reviews with an objective similar to that of the present study. From the initial search, 1347 articles were retrieved (Figure 7), of which 484 were eliminated as duplicates. After evaluating titles and abstracts, 840 articles were excluded as not relevant to this review, leaving 23 articles for full-text reading. One additional article was identified from other sources.

From the 24 articles, six articles were excluded because they did not include patients with NSLBP, eight because they performed strength training but not isokinetic strength training, and three because they only performed isokinetic strength assessment and not isokinetic strength training. Thus, seven articles were selected, and the reference list was reviewed without finding new articles. An update of the search was conducted until May 2022 (n=109); however, no articles met the inclusion criteria.

### See Figure 7

### Study characteristics

The retrieved studies included 342 participants with NSLBP, of whom only 17.25% (59) were women. Of the total sample, 134 received isokinetic training. The number of participants per study ranged from 17 [23] to 60 [44–47]. The minimum age of participants was  $20.23 \pm 1.6$  [48], and the maximum age was  $43 \pm 9.7$  years [23]. Four studies [44–46, 48] involved an athlete population (soccer players). All studies considered participants with chronic LBP (cLBP), i.e., at least three months. (Table 14)

### See Table 14

Regarding training protocols, all studies considered an isokinetic training group (IKT) compared to a control group (CG). The CG performed conventional exercises such as stretching and isotonic and isometric exercises of the trunk muscles. In addition, Nambi et al. [45, 46] included a core stability training group, and Nambi et al. [44, 48] a virtual reality training group. The total intervention period ranged from two [23] to four weeks [44–48], with total training session between six [23] and twenty [44–48]. Concerning the dynamometers, Nambi et al. [45, 46, 48] used Biodex Corporation, NY, USA, Calmels et al. [23] a Cybex 6000® Dynamometer, Sertpoyraz et al. [49] Cybex Norm Computerized Isokinetic. In contrast, Olivier et al. [47] and Nambi et al. [44] do not specify the dynamometer used. (Table 15)

### See Table 15

#### Risk of bias within studies

The RoB assessment for all articles is presented in Figures 8 and 9. For the overall RoB, only one article [49] rated 85.7% of their articles items as low RoB; four [44–46, 48] ordered 71.4% of their items as low RoB, and two [23, 47] obtained less than 50% of the items classified as low RoB. Of the seven articles, 85.7% were classified as low RoB in the randomization process [44–49], only one article in allocation concealment [49], none in the blinding of participants and personnel, and 71.4% in the blinding of outcome assessment [44–46, 48, 49].

### See Figure 8 and Figure 9

#### Effect of isokinetic strengthening training

##### Pain intensity

All the retrieved studies in this review evaluated pain intensity using the visual analog scale (VAS). For this reason, a meta-analysis of pain intensity was performed. In all articles, the pain intensity was significantly decreased in the IKT and CG, except for Calmels et al. [23], where pain intensity decreased significantly only in the CG. The meta-analysis (Figure 4) shows a significant decrease in pain intensity in favor of the IKT group  $-1.50$  ((95% CI  $-2.60$ ;  $-0.39$ );  $n = 123$ ;  $p < 0.008$ ) compared to CG. There was a very low quality of evidence according to the GRADE rating. (Table 16)

At one month follow-up the meta-analysis reveals a significant decrease in pain intensity, in favor of the IKT group of  $-1.97$  ((95% CI  $-2.92$ ;  $-1.03$ );  $n = 54$ ;  $p < 0.0001$ ), at three months follow-up of  $-1.88$  (95% CI  $-5.29$ ;  $1.53$ ;  $n = 39$ ;  $p = 0.28$ ) with significant heterogeneity,  $I^2 = 94\%$  and  $I^2 = 99\%$  respectively and very low quality of evidence according to the GRADE rating. There is a significant reduction in pain intensity at six months follow-up in favor of the IKT group of  $-2.48$  ((95% CI  $-2.77$ ;  $-2.19$ );  $n = 35$ ;  $p < 0.00001$ ) and a low quality of evidence according to the GRADE rating. (Figure 10) (Table 16)

### See Figure 10

### See Table 16

#### Disability

Two of the articles retrieved in this review evaluated the effects of an isokinetic training program on disability. Calmels et al. [23] used the Quebec scale to measure functional capacity and found no significant improvements in either the CG ( $p = 0.606$ ) or the IKT group ( $p = 0.233$ ). On the other hand, Sertpoyraz et al. [49], using the Modified Oswestry Low Back Disability Questionnaire (MOLBDQ), reported a significant decrease in disability in the CG and IKT ( $p < 0.05$ ) at the end of the intervention and one-month follow-up. Unfortunately, a meta-analysis was not performed as we could not pool the results due to the difference in disability measurement instruments and the reduced number of articles available.

#### Isokinetic trunk flexor and extensor strength

Only two evaluated isokinetic trunk flexor and extensor strength of the retrieved studies. Olivier et al. [47]. found a significant increase between pre-and post-intervention peak torque values in trunk flexor and extensor muscles. However, they only reported statistically significant differences in extensor peak torque between groups at  $30^\circ/s$  in favor of the IKT group. At a three-month follow-up, the two groups improved equally. Sertpoyraz et al. [49] reported a significant increase in peak torque evaluated at  $60^\circ/s$  and  $90^\circ/s$  in both groups immediately post-treatment and at one-month follow-up ( $p < 0.05$ ). Unfortunately, we could not pool the data due to differences between the measurement velocities performed in each study and the reduced number of articles available.

## Discussion

The objective of this review and meta-analysis was to determine the effects of isokinetic trunk training on pain, disability, and isokinetic trunk strength in NSLBP patients. The main finding of this review is that there is insufficient evidence regarding the effects of isokinetic training in patients with low back pain. With that in mind, our data shows that IKT training could be a treatment alternative to decrease pain intensity, although the evidence is very uncertain. In addition, IKT reduces disability and increases trunk strength in NSLBP patients, although the evidence is minimal.

This review focused on patients with NSLBP, i.e., without a known anatomical cause that explains their pain. However, based on the temporal duration of NSLBP, all the studies included in this review considered patients with cLBP, that is, lasting more than three months. When comparing the clinical manifestations between patients with acute, subacute, or chronic LBP, the latter presents a higher level of pain, greater consumption of analgesics, and greater risk of requiring lumbar surgery than patients with acute and subacute LBP [50]. This review and meta-analysis show decreased pain intensity in the IKT group. Considering articles with low RoB that performed four weeks of training; there is a greater decrease in pain intensity immediately post-intervention in the IKT group compared to the CG, -2.6 vs. -1.0 [45]; -2.5 vs. -1.1 [48]; -6.2 vs. -1.8 [46], and -4.6 vs. -2.9 [44], respectively. At 1 month follow-up, this trend is maintained, with a greater decrease in pain intensity in the IKT group than CG, -4.7 vs. -2.2 [45] and -4.6 vs. -1.9 [48], respectively. Finally, at 6-month follow-up in the IKT group, a greater decrease in pain was observed than CG, -5.4 vs. -3.1 [45] and -6.4 vs. -3.9 [44]. These four studies performed a protocol of 20 sessions, consisting of three sets of 15 repetitions at velocities of 60°/s, 90°/s, and 120°/s, which gives a total volume of 2700 repetitions in the entire intervention, compared to 900 total repetitions for Olivier et al. [47], 248 repetitions for Calmels et al. [23], and 450 total repetitions for Sertpoyraz et al. [49] which could explain this greater decrease in pain intensity. In addition to the training volume differences, it is essential to note that the trained population in the four studies by Nambi et al. [44–46, 48] corresponds to young male soccer players (18 to 25 years old), which may not be representative of the general population affected by LBP, while the rest of the articles considered non-athlete patients, male and female, of mid-age (38 to 43 years old) people [23, 47, 49]. These differences are essential to consider because they have several confounding factors (e.g., training history, acute training response, pain response, and perception, etc.). Nevertheless, it is important to note that there is a similar or higher LBP prevalence in athletes than in the general population [51]; for this reason, it is a population that must be considered. However, it makes it difficult to generalize the results, especially in female athletes or non-athletes. If we consider the meta-analysis, the IKT group presents a more significant decrease in pain intensity post-intervention (-1.50 (95%CI -2.60; -0.39)) and follow-up at one month (-1.97 (95% CI -2.92; -1.03)) and six months (-2.48 (95%CI -2.77; -2.19)) compared to CG. Thus, IKT appears to be a treatment option capable of producing a decrease in pain in patients with NSLBP. However, these results should be interpreted with caution due to the high heterogeneity found in the meta-analysis.

We know that LBP is the leading cause of disability in the world [52]. In this review, only two studies evaluated the effects of IKT on disability. Sertpoyraz et al. [49], the only one with low RoB, reported decreased disability in the IKT and CG using the MOLBDQ. A reduction of six points in MOLBDQ is considered clinically relevant [53]. Thus, both the IKT and CG groups significantly decreased disability, 7.20 and 8.35 points, respectively, and with clinically meaningful results. Many factors can contribute to disability, such as biophysical, psychological, social, and genetic factors. Therefore, disability is not simply the result of nociceptive inputs [54]. Consequently, different types of interventions can be expected to have positive effects on disability. Thus, isokinetic trunk training could be considered a training option when the goal is to improve the disability of patients with NSLBP. It should not be ignored that these results come from only one study, so they should be interpreted with caution. Thus, further research regarding the effects of IKT on disability is needed.

Trunk muscle strength has been considered a risk factor for developing LBP [15]. In addition, we know that patients with cLBP have a decrease in lumbar extensor isokinetic strength [25]. In this review, although seven studies trained strength, only two measured whether the IKT program affects isokinetic trunk strength. Olivier et al. [47], who added only 15 minutes daily IKT to a conventional treatment program, reported a significant increase in both groups, with differences between groups only in extensor strength at 30°/s. On the other hand, Sertpoyraz et al. [49] reported significant trunk flexor and extensor strength increases at 60°/s and 90°/s in the IKT and control groups (conventional exercises). Considering the dose-response relationship in strength training [55], it is essential to note that both Olivier et al. [47] and Sertpoyraz et al. [49] considered two or three sets of strength training per velocity, which may not be sufficient to observe more significant gains in strength. Furthermore, none of the retrieved studies in this review considered a training period longer than four weeks, which may have been insufficient to observe

differences in the effects of an isokinetic strength training program in NSLBP patients. Tatarzyn et al. [17] found more significant benefits of a posterior chain strength training program than general exercises in patients with cLBP on pain, disability, and strength. However, they strongly recommend considering a 12- to 16-week period to optimize results on these variables in patients with cLBP.

Isokinetic muscle strength, a difference of pain intensity and disability, is an objective measure to determine the effects of an intervention. Furthermore, we know that neural adaptations predominate in the first weeks of strength training [56]; we can suggest that further research considering more extended training periods is necessary to observe the chronic effects of strength training in NSLBP patients. In addition, given the questioning regarding the lack of natural movements when using classical isokinetic dynamometers [57], we can further suggest using the new generations of dynamometers with a more functional approach [58, 59]. Functional dynamometers could allow a more significant transfer of these skills to the sports and daily activities of patients with cLBP. Finally, due to the limited evidence regarding disability and trunk strength in NSLBP patients, and limited evidence in non-athletes and women regarding pain intensity, further research is needed to elucidate the role of isokinetic trunk training in subjects with NSLBP.

### Study limitations

This review is not exempt from limitations, such as, for example, it only encompasses articles published between the year 2001 to 2022 and only use three databases. In addition, most of the included studies were conducted by the same research group [44–46, 48], who evaluated only a specific type of young and athletic population, which may make it difficult to generalize the findings of this review to the rest of the patients. Despite being the same research group, it was clarified that these were different trials with different samples when we contacted the author. Moreover, these results should be interpreted with caution due to the high heterogeneity found, probably due to the different samples and training protocols. In addition, we did not perform the publication bias analysis since this analysis requires a minimum of 10 studies according to the Cochrane handbook [60]. However, we can consider it a strength that there was no language restriction in the retrieved articles. Furthermore, to our knowledge, this is the first review that attempts to determine the potential role of isokinetic trunk strength training in patients with NSLBP.

### Conclusion

The evidence regarding isokinetic trunk training in NSLBP patients is minimal; therefore, further research is needed. Nevertheless, isokinetic trunk training could be a novel clinical tool for managing pain and improving disability and trunk strength in NSLBP patients, although the evidence is very uncertain yet.

### Reference

- [1] Gatchel RJ. Low Back Pain: Recent Advances and Perspectives. MDPI. Epub ahead of print 29 December 2017. DOI: 10.3390/books978-3-03842-656-1.
- [2] Hoy D, Brooks P, Blyth F, et al. The Epidemiology of low back pain. *Best Pract Res Clin Rheumatol* 2010; 24: 769–781.
- [3] Buchbinder R, van Tulder M, Öberg B, et al. Low back pain: a call for action. *Lancet* 2018; 391: 2384–2388.
- [4] Wu A, March L, Zheng X, et al. Global low back pain prevalence and years lived with disability from 1990 to 2017: estimates from the Global Burden of Disease Study 2017. *Ann Transl Med* 2020; 8: 299–299.
- [5] Vlaeyen JWS, Maher CG, Wiech K, et al. Low back pain. *Nat Rev Dis Prim* 2018; 4: 52.
- [6] Cassidy JD, Carroll LJ, Côté P. The Saskatchewan Health and Back Pain Survey. *Spine* 1998; 23: 1860–1866.
- [7] Freburger JK, Holmes GM, Agans RP, et al. The rising prevalence of chronic low back pain. *Arch Intern Med* 2009; 169: 251–258.
- [8] da Silva T, Mills K, Brown BT, et al. Recurrence of low back pain is common: a prospective inception cohort study. *J Physiother* 2019; 65: 159–165.
- [9] Maher C, Underwood M, Buchbinder R. Non-specific low back pain. *Lancet* 2017; 389: 736–747.
- [10] Klyne DM, Hall LM, Nicholas MK, et al. Risk factors for low back pain outcome: Does it matter when they are measured? *Eur J Pain* 2022; 26: 835–854.
- [11] Tagliaferri SD, Ng S, Fitzgibbon BM, et al. Relative contributions of the nervous system, spinal tissue and psychosocial health to non-specific low back pain: Multivariate meta-analysis. *Eur J Pain* 2022; 26: 578–599.
- [12] Catalá MM, Schroll A, Laube G, et al. Muscle Strength and Neuromuscular Control in Low-Back Pain: Elite Athletes Versus General Population. *Front Neurosci* 2018; 12: 436.
- [13] Steele J, Bruce-Low S, Smith D. A reappraisal of the deconditioning hypothesis in low back pain: Review of evidence from a triumvirate of research methods on specific lumbar extensor deconditioning. *Curr Med Res Opin* 2014; 30: 865–911.
- [14] Hori Y, Hoshino M, Inage K, et al. ISSLS PRIZE IN CLINICAL SCIENCE 2019: clinical importance of trunk muscle mass for low back pain, spinal balance, and quality of life—a multicenter cross-sectional study. *Eur Spine J* 2019; 28: 914–921.
- [15] Cho KH, Beom JW, Lee TS, et al. Trunk muscles strength as a risk factor for nonspecific low back pain: a pilot study. *Ann Rehabil Med* 2014; 38: 234–240.
- [16] Lee JH, Hoshino Y, Nakamura K, et al. Trunk muscle weakness as a risk factor for low back pain. A 5-year prospective study. *Spine* 1999; 24: 54–57.
- [17] Tatarzyn N, Simas V, Catterall T, et al. Posterior-Chain Resistance Training Compared to General Exercise and Walking Programmes for the Treatment of Chronic Low Back Pain in the General Population: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sport Med - Open* 2021; 7: 17.



- [18] Tjøsvoll SO, Mork PJ, Iversen VM, et al. Periodized resistance training for persistent non-specific low back pain: a mixed methods feasibility study. *BMC Sports Sci Med Rehabil* 2020; 12: 30.
- [19] Pedersen BK, Saltin B. Exercise as medicine - evidence for prescribing exercise as therapy in 26 different chronic diseases. *Scand J Med Sci Sports* 2015; 25: 1–72.
- [20] Saragiotti BT, Maher CG, Yamato TP, et al. Motor control exercise for chronic non-specific low-back pain. *Cochrane Database Syst Rev* 2016; 36: 301–302.
- [21] Coulombe BJ, Games KE, Neil ER, et al. Core Stability Exercise Versus General Exercise for Chronic Low Back Pain. *J Athl Train* 2017; 52: 71–72.
- [22] Ozsoy G, Ilcin N, Ozsoy I, et al. The Effects Of Myofascial Release Technique Combined With Core Stabilization Exercise In Elderly With Non-Specific Low Back Pain: A Randomized Controlled, Single-Blind Study. *Clin Interv Aging* 2019; 14: 1729–1740.
- [23] Calmels P, Jacob JF, Fayolle-Minon I, et al. [Use of isokinetic techniques vs standard physiotherapy in patients with chronic low back pain. Preliminary results]. *Ann Readapt Med Phys Rev Sci la Soc Fr Reeduc Fonct Readapt Med Phys* 2004; 47: 20–27.
- [24] Stark T, Walker B, Phillips JK, et al. Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. *PM R* 2011; 3: 472–479.
- [25] Mueller S, Stoll J, Mueller J, et al. Validity of isokinetic trunk measurements with respect to healthy adults, athletes and low back pain patients. *Isokinet Exerc Sci* 2012; 20: 255–266.
- [26] Reyes-Ferrada W, Chiroso-Rios L, Rodriguez-Perea A, et al. Isokinetic Trunk Strength in Acute Low Back Pain Patients Compared to Healthy Subjects: A Systematic Review. *Int J Environ Res Public Health* 2021; 18: 2576.
- [27] Pontes SS, de Carvalho ALR, Almeida K de O, et al. Effects of isokinetic muscle strengthening on muscle strength, mobility, and gait in post-stroke patients: a systematic review and meta-analysis. *Clin Rehabil* 2019; 33: 381–394.
- [28] Davies GJ, Ellenbecker TS. Application of Isokinetics in Testing and Rehabilitation. In: *Physical Rehabilitation of the Injured Athlete*. Elsevier, pp. 548–570.
- [29] Park J-H, Chung SW, Lee S-J, et al. Evaluation of the Electromyographic Amplitude-to-Work Ratio in the Infrapinatus Muscle During External Shoulder Rotation Exercises: A Comparison of Concentric Isotonic and Isokinetic Exercises. *Orthop J Sport Med* 2020; 8: 232596712093245.
- [30] Malliou PC. Effective ways of restoring muscular imbalances of the rotator cuff muscle group: a comparative study of various training methods. *Br J Sports Med* 2004; 38: 766–772.
- [31] Keles SB, Sekir U, Gur H, et al. Eccentric/concentric training of ankle evtor and dorsiflexors in recreational athletes: Muscle latency and strength. *Scand J Med Sci Sport* 2014; 24: 29–38.
- [32] Golik-Peric D, Drapsin M, Obradovic B, et al. Short-Term Isokinetic Training Versus Isotonic Training: Effects on Asymmetry in Strength of Thigh Muscles. *J Hum Kinet* 2011; 30: 29–35.
- [33] Lee SEK, Lira CAB de, Nouailhetas VLA, et al. Do isometric, isotonic and/or isokinetic strength trainings produce different strength outcomes? *J Bodyw Mov Ther* 2018; 22: 430–437.
- [34] Vidmar MF, Baroni BM, Michelin AF, et al. Isokinetic eccentric training is more effective than constant load eccentric training on the quadriceps rehabilitation following partial meniscectomy: A randomized clinical trial. *Phys Ther Sport* 2019; 39: 120–125.
- [35] Vidmar MF, Baroni BM, Michelin AF, et al. Isokinetic eccentric training is more effective than constant load eccentric training for quadriceps rehabilitation following anterior cruciate ligament reconstruction: a randomized controlled trial. *Brazilian J Phys Ther* 2020; 24: 424–432.
- [36] Reyes-Ferrada W, Chiroso-Rios L, Martinez-Garcia D, et al. Reliability of trunk strength measurements with an isokinetic dynamometer in non-specific low back pain patients: A systematic review. *J Back Musculoskelet Rehabil* 2022; 1: 1–12.
- [37] Page MJ, McKenzie JE, Bossuyt PM, et al. The PRISMA 2020 statement: an updated guideline for reporting systematic reviews. *BMJ* 2021; 372: n71.
- [38] Ouzzani M, Hammady H, Fedorowicz Z, et al. Rayyan—a web and mobile app for systematic reviews. *Syst Rev* 2016; 5: 210.
- [39] Higgins JPT, Altman DG, Sterne JAC. Assessing risk of bias in included studies. In: Higgins JPT, Green S (editors). *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions Version 5.1. 0 (updated March 2011)*. The Cochrane Collaboration, 2011. Available from handbook cochrane.org.
- [40] Hartling L, Ospina M, Liang Y, et al. Risk of bias versus quality assessment of randomised controlled trials: cross sectional study. *BMJ* 2009; 339: b4012–b4012.
- [41] Santesso N, Glenton C, Dahm P, et al. GRADE guidelines 26: informative statements to communicate the findings of systematic reviews of interventions. *J Clin Epidemiol* 2020; 119: 126–135.
- [42] Cochran WG. The combination of estimates from different experiments. *Biometrics* 1954; 10: 101–129.
- [43] DerSimonian R, Laird N. Meta-analysis in clinical trials. *Control Clin Trials* 1986; 7: 177–188.
- [44] Nambi G, Abdelbasset WK, Alrawaili SM, et al. Virtual reality or isokinetic training; its effect on pain, kinesiophobia and serum stress hormones in chronic low back pain: A randomized controlled trial. *Technol Heal Care* 2021; 29: 155–166.
- [45] Nambi G, Abdelbasset WK, Alqahtani BA, et al. Isokinetic back training is more effective than core stabilization training on pain intensity and sports performances in football players with chronic low back pain. *Medicine (Baltimore)* 2020; 99: e20418.
- [46] Nambi G, Abdelbasset WK, Alsubaie SF, et al. Isokinetic training – its radiographic and inflammatory effects on chronic low back pain. *Medicine (Baltimore)* 2020; 99: e23555.
- [47] Olivier N, Lepretre A, Caby I, et al. [Does exercise therapy for chronic lower-back pain require daily isokinetic reinforcement of the trunk muscles?]. *Ann Readapt Med Phys Rev Sci la Soc Fr Reeduc Fonct Readapt Med Phys* 2008; 51: 284–291.
- [48] Nambi G, Abdelbasset WK, Elsayed SH, et al. Comparative Effects of Isokinetic Training and Virtual Reality Training on Sports Performances in University Football Players with Chronic Low Back Pain-Randomized Controlled Study. *Evidence-Based Complement Altern Med* 2020; 2020: 1–10.
- [49] Sertpoyraz F, Eyigor S, Karapolat H, et al. Comparison of isokinetic exercise versus standard exercise training in patients with chronic low back pain: a randomized controlled study. *Clin Rehabil* 2009; 23: 238–247.
- [50] Hüllemann P, Keller T, Kabelitz M, et al. Clinical Manifestation of Acute, Subacute, and Chronic Low Back Pain in Different Age Groups: Low Back Pain in 35,446 Patients. *Pain Pract* 2018; 18: 1011–1023.
- [51] Wilson F, Ardern CL, Hartvigsen J, et al. Prevalence and risk factors for back pain in sports: a systematic review with meta-analysis. *Br J Sports Med* 2021; 55: 601–607.
- [52] GBD 2017 Disease and Injury Incidence and Prevalence Collaborators. Global, regional, and national incidence, prevalence, and years lived with disability for 354 diseases and injuries for 195 countries and territories, 1990–2017: a systematic analysis for the Global Burden of Disease Study 2017. *Lancet* 2018; 392: 1789–1858.

- [53] Fritz JM, Irrgang JJ. A comparison of a modified Oswestry Low Back Pain Disability Questionnaire and the Quebec Back Pain Disability Scale. *Phys Ther* 2001; 81: 776–88.
- [54] Hartvigsen J, Hancock MJ, Kongsted A, et al. What low back pain is and why we need to pay attention. *Lancet* 2018; 391: 2356–2367.
- [55] Schoenfeld BJ, Ogborn D, Krieger JW. Dose-response relationship between weekly resistance training volume and increases in muscle mass: A systematic review and meta-analysis. *J Sports Sci* 2017; 35: 1073–1082.
- [56] Pearcey GEP, Alizedah S, Power KE, et al. Chronic resistance training: is it time to rethink the time course of neural contributions to strength gain? *Eur J Appl Physiol* 2021; 121: 2413–2422.
- [57] Bouilland S, Loslever P, Lepoutre FX. Biomechanical comparison of isokinetic lifting and free lifting when applied to chronic low back pain rehabilitation. *Med Biol Eng Comput* 2002; 40: 183–192.
- [58] Dvir Z, Müller S. Multiple-joint isokinetic dynamometry: a critical review. *J Strength Cond Res* 2019; 00: 1–15.
- [59] Rodríguez-Perea Á, Jerez-Mayorga D, García-Ramos A, et al. Reliability and concurrent validity of a functional electromechanical dynamometer device for the assessment of movement velocity. *Proc Inst Mech Eng Part P J Sport Eng Technol* 2021; 1–6.
- [60] Mavridis D, Salanti G. How to assess publication bias: Funnel plot, trim-and-fill method and selection models. *Evid Based Ment Health* 2014; 17: 30.