



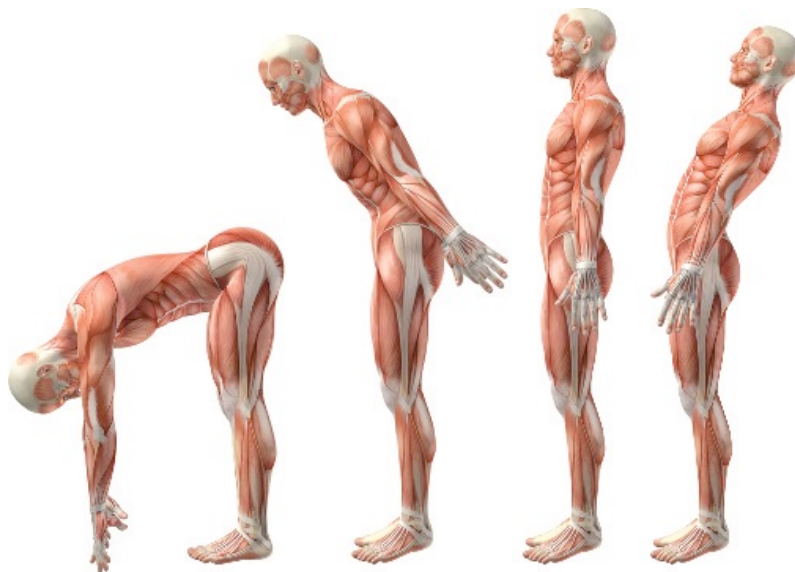
**Programa de Doctorado en Biomedicina**

Departamento de Educación Física y Deportiva

Facultad de Ciencias del Deporte

Universidad de Granada

**Validación de un protocolo de evaluación de la fuerza del core  
a través de dinamometría electromecánica funcional (DEMF)**



**Ángela Rodríguez Perea**

**2020**

**Editor:** Universidad de Granada. Tesis Doctorales

**Autor:** Ángela Rodríguez Perea

**ISBN:** 978-84-1306-733-9

**URI:** <http://hdl.handle.net/10481/65414>

Los resultados de esta tesis doctoral han sido presentados en congresos internacionales y finalmente han sido publicados en revistas de impacto científico:

### **Publicaciones internacionales:**

Rodriguez-Perea, A., Ríos, L. J. C., Martinez-Garcia, D., Ulloa-Díaz, D., Rojas, F. G., Jerez-Mayorga, D., & Rios, I. J. C. (2019). Reliability of isometric and isokinetic trunk flexor strength using a functional electromechanical dynamometer. *PeerJ*, 2019(10), 1–17. <https://doi.org/10.7717/peerj.7883>

### **Congresos internacionales:**

Rodríguez Perea, A. (Septiembre 2020). Fiabilidad y validez en de un dinamómetro electromecánico funcional en la evaluación de la velocidad de movimiento. IV Jornadas Internacionales de la Red Iberoamericana de Conocimiento Pleokinetic. Efectos de la fuerza muscular en la salud, rehabilitación y rendimiento deportivo. Universidad de la Américas (Chile). Modalidad online.

Rodríguez Perea, A. (Mayo de 2019). Importancia de la fiabilidad en la evaluación de la fuerza de la musculatura del tronco. *VIII Congreso Internacional Ciencias de la Actividad Física y del Deporte*. Universidad de Pamplona . Congreso llevado a cabo en Pamplona (Colombia).

Rodríguez Perea, A. (Octubre 2018). Importancia de la fiabilidad en la evalaución de la fuerza en la musculatura del tronco. III Jornadas Internacionales de la Red Iberoamericana de Conocimiento Pleokinetic. Ejercicio Físico y Salud. Universidad Andres Bello. Jornadas llevada a cabo en Santiago de Chile (Chile).

### **Estancias Internacionales:**

**Entidad de realización:** Universidad Católica de la Santísima Concepción (Chile) **Ciudad:** Concepción, Chile, Universidad Católica de la Santísima Concepción

**Fecha inicio:** 01/08/2018 Duración: 136 días

**Tareas contrastables:** Estancia en Universidad Católica de la Santísima Concepción (Chile). Concepción, Chile, Universidad Católica de la Santísima Concepción.

**Capac. adq. desarrolladas:** Participación en el proyecto para el estudio de la fuerza en el ser humano a través de la dinamometría electromecánica funcional con el dispositivo Dynasystem.

**Proyectos:**

**Denominación del proyecto:** Estudio de la fuerza muscular en el ser humano a través de Dinamometría Electromecánica Funcional

**Calidad en que ha participado:** Investigador/a

**Entidad/es financiadora/s:** Universidad Católica de la Santísima Concepción Chile. Chiles

**Cód. según financiadora:** VRIP (-001)

**Fecha de inicio:** 02/01/2017

**Duración del proyecto:** 1430 días

**Denominación del proyecto:** Técnicas combinadas de clasificación multidimensional scaling y estadística no paramétrica. Aplicación en dinamometría electromecánica funcional integrada

**Calidad en que ha participado:** Investigador/a

**Entidad/es financiadora/s:** FEDER/Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades.

**Cód. según financiadora:** RTI2018-099723-B-I00

**Fecha de inicio:** 01/01/2019-31/12/2021

**Duración del proyecto:** 3 años



# **Dedicatoria**



***A mi padre, Jose Manuel, por ser mi reflejo en la vida y enseñarme que  
con esfuerzo y constancia se consigue todo.***

***A mi madre, Conchi, por su apoyo incondicional en este largo proceso y  
por dejarme perseguir cada uno de mis sueños.***

***A mis hermanos Juan y Rebeca, por confiar siempre en mí.***

***A mis sobrinos, Juan, Lola y Mía por llenar de felicidad mi vida.***





# Agradecimientos



Me gustaría agradecerle todo este proceso a mi tutor Luja, que se ha convertido en un amigo. Gracias por todo el tiempo que has invertido en mi, no solo en este proceso doctoral sino desde la carrera que, gracias a nuestra pasión común, el balonmano, hizo que coincidiéramos y desde entonces hemos formado un gran equipo. Gracias por confiar y formarme como investigadora.

De igual manera, agradecerle a Chupi esta tesis ya que ha estado a lo largo de este proceso y es actualmente una persona referente para mi en el conocimiento del entrenamiento y la tecnología para el deporte. Gracias por cada idea, cada aprendizaje que has compartido conmigo y gracias por apostar por mí. Espero que con todo el esfuerzo que has realizado obtengas la recompensa que te mereces.

A mi segunda familia, la familia Ulloa Barboza, ellos hicieron en gran parte posible este proceso de formación para mi. Casi sin conocerme, me ayudaron en todo para poder ir a Concepción (Chile) a realizar la toma de datos de mi tesis. Desde el primer día hicieron que me sintiese en su país como en casa, me trataron como una más de su familia abriéndome las puertas de su propia casa. Las palabras se quedan cortas para poder agradecer este gesto.

A mi compañero Darío, que hemos vivido este proceso mano a mano. Gracias por ayudarme y animarme en todo momento. He aprendido mucho a tu lado y espero poder seguir en este camino de la investigación juntos mucho tiempo.

A mi gran descubrimiento en la investigación, Daniel Jerez, gracias por estar siempre ahí y aportarme tanto como investigador y como persona. Espero que nuestro sueño común se haga realidad pronto.

A toda mi familia que aun sin entender por qué después de diez años seguía estudiando nunca le han faltado gestos de apoyo.

A todas mis compañeras de equipo y de vida, que han hecho todo este proceso más ameno.

A mis amigos chilenos, Guede, Jesualdo y sus familiares, gracias por todos los buenos momentos que hemos vivido en Chile y por hacer que mi estancia allí fuese tan agradable y familiar.

Y, por último, me gustaría agradecer a todos los miembros de la Red Pleokinetic, por la confianza aportada y por enseñarme que en equipo se realiza todo mejor.



# Índice

---





## Tabla de contenido

<b>1</b>	<b>ÍNDICE DE TABLAS</b>	<b>25</b>
<b>2</b>	<b>ÍNDICE DE FIGURAS</b>	<b>29</b>
<b>3</b>	<b>LISTADO DE ABREVIATURAS</b>	<b>34</b>
<b>4</b>	<b>RESUMEN DE LA TESIS</b>	<b>38</b>
<b>5</b>	<b>ABSTRACT OF THESIS</b>	<b>43</b>
<b>6</b>	<b>INTRODUCCIÓN</b>	<b>48</b>
<b>7</b>	<b>MARCO TEÓRICO</b>	<b>55</b>
<b>7.1</b>	<b>LA MUSCULATURA DEL CORE</b>	<b>55</b>
7.1.1	FLEXORES DE TRONCO	56
7.1.2	EXTENSORES DE TRONCO	57
<b>7.2</b>	<b>FUNCIONES DEL CORE</b>	<b>60</b>
7.2.1	EL CORE Y LA SALUD	60
7.2.2	EL CORE Y EL RENDIMIENTO DEPORTIVO	63
<b>7.3</b>	<b>EVALUACIÓN DE LA FUERZA EN EL CORE</b>	<b>72</b>
7.3.1	TEST DE CAMPO	73
7.3.2	PRUEBAS INESPECÍFICAS	75
7.3.3	DINAMOMETRÍA DE MANO	76
7.3.4	DISPOSITIVOS ISOCINÉTICOS	78
7.3.5	DINAMOMETRÍA ELECTROMECAÁNICA FUNCIONAL	89
<b>7.4</b>	<b>FIABILIDAD Y VALIDEZ</b>	<b>93</b>
<b>7.5</b>	<b>VARIABLES INFLUYENTES EN LOS TEST DE TRONCO</b>	<b>97</b>
7.5.1	POSICIÓN	97
7.5.2	VELOCIDAD	98
7.5.3	TIPO DE CONTRACCIÓN	99
7.5.4	RANGO DE MOVIMIENTO	99
7.5.5	OTRAS VARIABLES	99
<b>8</b>	<b>OBJETIVO GENERAL</b>	<b>104</b>
<b>9</b>	<b>OBJETIVOS ESPECÍFICOS</b>	<b>104</b>
<b>9.1</b>	<b>ESTUDIO I: VALIDEZ Y FIABILIDAD CONCURRENTE DE UN DEMF PARA LA EVALUACIÓN DE LA VELOCIDAD LINEAL</b>	<b>104</b>

<b>9.2 ESTUDIO II: FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS FLEXORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>104</b>
<b>9.3 ESTUDIO III: FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS EXTENSORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>105</b>
<b><u>10 HIPÓTESIS</u></b>	<b><u>109</u></b>
<b>10.1 ESTUDIO I: VALIDEZ Y FIABILIDAD CONCURRENTE DE UN DEMF PARA LA EVALUACIÓN DE LA VELOCIDAD LINEAL</b>	<b>109</b>
<b>10.2 ESTUDIO II: FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS FLEXORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>109</b>
<b>10.3 ESTUDIO III: FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS EXTENSORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>110</b>
<b><u>11 METODOLOGÍA DE LA INVESTIGACIÓN</u></b>	<b><u>114</u></b>
<b>11.1 DISEÑO DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>114</b>
<b>11.2 ESTUDIO I: VALIDEZ Y FIABILIDAD CONCURRENTE DE UN DEMF PARA LA EVALUACIÓN DE LA VELOCIDAD LINEAL</b>	<b>116</b>
11.2.1 APROXIMACIÓN EXPERIMENTAL AL PROBLEMA	116
11.2.2 MATERIAL Y MÉTODOS	117
<b>11.3 ESTUDIO II: FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS FLEXORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>121</b>
11.3.1 PARTICIPANTES	121
11.3.2 MATERIAL Y MÉTODOS	122
<b>11.4 ESTUDIO III: FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS EXTENSORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>129</b>
11.4.1 PARTICIPANTES	129
11.4.2 MATERIAL Y MÉTODOS	130
<b><u>12 RESULTADOS</u></b>	<b><u>140</u></b>
<b>12.1 ESTUDIO I: VALIDEZ Y FIABILIDAD CONCURRENTE DE UN DINAMÓMETRO ELECTROMECAÍNICO FUNCIONAL PARA LA EVALUACIÓN DE LA VELOCIDAD LINEAL</b>	<b>140</b>
<b>12.2 ESTUDIO II: FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS FLEXORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>144</b>
<b>12.3 ESTUDIO III: FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS EXTENSORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>150</b>
<b><u>13 DISCUSIÓN</u></b>	<b><u>160</u></b>
<b>13.1 VALIDEZ Y FIABILIDAD CONCURRENTE DE UN DEMFl PARA LA EVALUACIÓN DE LA VELOCIDAD LINEAL</b>	<b>160</b>

<b>13.2</b>	<b>FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS FLEXORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>164</b>
<b>13.3</b>	<b>FIABILIDAD DE LA FUERZA ISOMÉTRICA E ISOCINÉTICA DE LOS EXTENSORES DEL TRONCO A TRAVÉS DE DEMF</b>	<b>168</b>
<b>14</b>	<b>CONCLUSIONES</b>	<b>174</b>
<b>14.1</b>	<b>ESTUDIO I</b>	<b>174</b>
<b>14.2</b>	<b>ESTUDIO II</b>	<b>175</b>
<b>14.3</b>	<b>ESTUDIO III</b>	<b>176</b>
<b>15</b>	<b>LIMITACIONES</b>	<b>181</b>
<b>16</b>	<b>FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN</b>	<b>185</b>
<b>17</b>	<b>REFERENCIAS</b>	<b>189</b>
<b>18</b>	<b>ANEXOS</b>	<b>222</b>
<b>18.1</b>	<b>ANEXO 1. COMITÉ DE ÉTICA</b>	<b>222</b>
<b>18.2</b>	<b>ANEXO 2. CONSENTIMIENTO INFORMADO</b>	<b>223</b>
<b>18.3</b>	<b>ANEXO 3. CUESTIONARIO OLBPD</b>	<b>225</b>



# Índice de tablas



## 1 Índice de tablas

<b>Tabla 1.</b> Características de los estudios .....	84
<b>Tabla 2.</b> Fiabilidad de los test de tronco con dispositivos isocinéticos en la evaluación de la fuerza en el tronco.....	86
<b>Tabla 3.</b> Diseño de investigación y participantes .....	114
<b>Tabla 4.</b> Características de los participantes .....	121
<b>Tabla 5.</b> Características de los participantes .....	129
<b>Tabla 6.</b> Fiabilidad de Dynasystem para la velocidad media (VM), el tiempo en alcanzar la velocidad isocinética (TAVI) y el tiempo en la velocidad isocinética (TVI) en las diferentes velocidades isocinéticas preestablecidas .....	143
<b>Tabla 7.</b> Fiabilidad test-retest de las medidas de fuerza media (kg) proporcionadas por el dinamómetro electromecánico funcional a diferentes velocidades y rangos de movimientos.....	146
<b>Tabla 8.</b> Coeficiente de correlación (r) del análisis de la correlación de Pearson entre la fuerza isométrica máxima y la fuerza dinámica media y pico (kg). .....	147
<b>Tabla 9.</b> Fiabilidad test-retest de las medidas de fuerza pico (kg) proporcionadas por el dinamómetro electromecánico funcional a diferentes velocidades y rangos de movimientos.....	148
<b>Tabla 10.</b> Fiabilidad test-retest de las medidas de fuerza media (kg) proporcionadas por el dinamómetro electromecánico funcional a diferentes velocidades y rangos de movimientos.....	151
<b>Tabla 11.</b> Fiabilidad test-retest de las medidas de fuerza pico (kg) proporcionadas por el dinamómetro electromecánico funcional a diferentes velocidades y rangos de movimientos.....	154
<b>Tabla 12.</b> Coeficiente de correlación (r) del análisis de la correlación de Pearson entre la fuerza isométrica máxima y la fuerza dinámica media y pico (kg). .....	155





# Índice de Figuras



## 2 Índice de Figuras

Figura 1. Recto abdominal .....	56
Figura 2. Oblicuo externo.....	57
Figura 3.Oblicuo interno.....	57
Figura 4. Psoas iliaco .....	57
Figura 5. Iliocostal .....	58
Figura 6. Dorsal ancho .....	58
Figura 7. Espinosos.....	58
Figura 8. Multifidos.....	59
Figura 9. Test de Biering-Sørensen .....	73
Figura 10. Lateral bridge test .....	74
Figura 11. Test de Chop. Tomada del artículo de Palmer et al (2011).....	75
Figura 12. Test de Lift. Tomada del artículo de Palmer et al. (2011) .....	76
Figura 13. Evaluación con dinamometría de mano. Tomada del artículo de De Blaiser et al. (2018).....	77
Figura 14. Clasificación de los dispositivos isocinéticos multiarticulares por Dvir et al. (2019) 79	
Figura 15. Evaluación de los flexores del tronco a través de un dispositivo isocinético. Tomada del artículo de Roth et al. (2017) .....	80
Figura 16. Haefni Health System.....	89
Figura 17. Dinamometro Electromecánico Funcional DynaSystem.....	92
Figura 18. Configuración de la recopilación de datos con Dyansystem y T-Force .....	116
Figura 19. Porcentaje de duración de la fase isocinética en las diferentes velocidades.....	118
Figura 20. Dinamometro Electromecánico Funcional Dynasystem .....	123
Figura 21. Participante realizando un esfuerzo máximo de flexión del tronco en el dinamómetro electromecánico funcional Dynasystem con los tres rangos de movimientos establecidos (A = rango 0; B = rango 25%; C= rango 50%).....	124
Figura 22. Protocolo de evaluación .....	126
Figura 23. Dinamometro Electromecánico Funcional Dynasystem .....	131

Figura 24. Participante realizando un esfuerzo máximo de extensión del tronco en el dinamómetro electromecánico funcional Dynasystem con los tres rangos de movimientos establecidos (A = rango 0; B = rango 25%; C= rango 50%).	132
Figura 25. Protocolo de evaluación	134
Figura 26. Gráficos de Bland-Altman para la medida de la velocidad media entre Dynasystem y T-Force. Cada gráfico muestra la diferencia media y un límite de acuerdo del 95% (líneas discontinuas), junto con la línea de regresión (línea sólida).	141
Figura 27. Relación de la velocidad media tomados con Dynasystem y T-Force.	142
<i>Figura 28. Correlación lineal de la condición <math>V_1R_1</math> en la fase concéntrica entre el test-retest de la fuerza media en los flexores de tronco.</i>	145
Figura 29. Correlación lineal de la condición $V_2R_2$ en la fase excéntrica entre el test-retest de la fuerza media en los flexores de tronco.	145
Figura 30. Correlación lineal de la condición $V_2R_1$ en la fase concéntrica entre el test-retest de la fuerza máxima en los flexores de tronco.	149
Figura 31. Correlación lineal de la condición $V_2R_2$ en la fase excéntrica entre el test-retest de la fuerza máxima en los flexores de tronco.	149
Figura 32. Correlación lineal de la condición $V_2R_1$ en la fase concéntrica entre el test-retest de la fuerza media en los extensores de tronco.	153
Figura 33. Correlación lineal de la condición $V_1R_1$ en la fase excéntrica entre el test-retest de la fuerza media en los extensores de tronco.	153
Figura 34. Correlación lineal de la condición $V_2R_2$ en la fase concéntrica entre el test-retest de la fuerza máxima en los extensores de tronco.	155
Figura 35. Correlación lineal de la condición $V_1R_1$ en la fase excéntrica entre el test-retest de la fuerza máxima en los extensores de tronco.	156



# Listado de abreviaturas



### 3 *Listado de abreviaturas*

AIDS	Dinamómetro isocinético angular
ACSM	Colegio Americano de Medicina del Deporte
Bits	Binary Digits
CCI	Coefficiente de Correlación Intraclase
CM	Centímetros
CV	Coefficiente de Variación
DE	Desviación Estándar
DEMF	Dinamómetro Electromecánico Funcional
ES	Tamaño del Efecto
ET	Error Típico
H	Hercios
IC	Intervalos de Confianza
IMC	Índice de Masa Corporal
J	Julio
kg/m <sup>2</sup>	Kilogramo por metro cuadrado
KHz	Kilo Hercio
LOA	Limite de Acuerdo
m	Metro
m·s <sup>-1</sup>	Metros por segundo
Nm	Newton por metro
Nm/kg	Newton metro por kilogramo
OLBPD	Cuestionario Oswestry Low Back Pain Disability
PC	Peso Corporal
Ppr	Pulsos por revolución de arranque
ROM	Rango de Movimiento
s	Segundos
SEM	Medida del Error Estándar
TAVI	Tiempo en Alcanzar la Velocidad Isocinética
TVI	Tiempo en la Velocidad Isocinética
W	Vatios
°/s	Grados por segundos





# **Resumen de la Tesis**



## 4 *Resumen de la tesis*

**Introducción:** el estudio de la fuerza en el ser humano se ha convertido en un objetivo primordial en las últimas décadas apareciendo herramientas que permiten conocer diferentes variables. Para utilizar un nuevo dispositivo es necesario estudiar su fiabilidad y validez, para posteriormente crear un test y evaluar un movimiento o ejercicio.

**Objetivo:** analizar la validez y fiabilidad de un test para evaluar la fuerza estática y dinámica de los flexores y extensores del tronco a través de dinamometría electromecánica funcional (Dynasystem).

**Metodología:** la presente investigación se puede dividir en dos partes, la primera con un diseño cuantitativo experimental para estudiar la validez y fiabilidad concurrente del dispositivo de medida y la segunda con dos estudios de diseño cuantitativo cuasiexperimental para estudiar la fiabilidad de las diferentes condiciones en la evaluación de la fuerza de los flexores y extensores de tronco. En esta segunda fase participaron treinta y siete estudiantes masculinos voluntarios físicamente activos (edad =  $21.4 \pm 2.1$  años, peso =  $69.2 \pm 6.9$  kg, altura =  $1.7 \pm 0.1$  m e índice de masa corporal =  $23.0 \pm 1.6$  kg/m<sup>2</sup>) en el estudio de los flexores y treinta y dos estudiantes masculinos voluntarios físicamente activos (edad =  $21.46 \pm 2.1$  años, peso =  $69.22 \pm 6.85$  kg, altura =  $1.73.5 \pm 0.07$  m e índice de masa corporal =  $22.98 \pm 1.607$  kg/m<sup>2</sup>) en el estudio de los extensores. Se evaluó la fuerza máxima y media de los flexores y extensores del tronco en posición sentado, a tres velocidades de ejecución y en dos rangos de movimientos a través de

dinamometría electromecánica funcional para conocer que condición de evaluación era más fiable.

**Resultados:** (I) Los valores de velocidad media tomados con Dynasystem y T-Force presenta una correlación prácticamente perfecta ( $r > 0.99$ ) y bajos errores aleatorios ( $< 0.06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), mientras que los valores de velocidad media son sistemáticamente mayores para Dynasystem ( $p < 0.05$ ). Dynasystem ofrece una alta o aceptable fiabilidad para la velocidad media ( $CV \leq 0.24\%$ ), el tiempo en alcanzar la velocidad isocinética ( $CV \text{ rango} = 1.68\text{-}9.70\%$ ) y el tiempo mantenido en la velocidad isocinética ( $CV \text{ rango} = 0.53\text{-}8.94\%$ ). (II) La fiabilidad absoluta y relativa para los protocolos isométricos y dinámico tiene una repetitividad estable con CV inferiores a 10%. La condición más fiable para evaluar la fase concéntrica en los flexores del tronco fue la fuerza media a una velocidad de  $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  y un rango corto ( $CV = 6.82 \%$ ) y para la fase excéntrica la fuerza máxima a una velocidad de  $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  y un rango amplio ( $CV = 5.07\%$ ). (III) La manifestación de fuerza más fiable ( $CV = 11.33 \%$ ) para evaluar la contracción concéntrica y excéntrica de los extensores del tronco fue la fuerza media a una velocidad de  $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  y un rango corto ( $CV = 11.33 \%$  y  $9.52 \%$ ) respectivamente.

**Conclusiones:** Dynasystem es un dispositivo válido y fiable para medir la velocidad media y además es fiable en la evaluación de los flexores y extensores de tronco.

**Palabras Claves:** tronco, reproducibilidad, isocinético, fuerza, dinamometría.



# **Abstract of the thesis**





## 5 *Abstract of thesis*

**Introduction:** In the last decades, the study of strength in humans has become a primary objective, with the appearance of new devices that allow knowing different variables. To use a new device, it is necessary to study the reliability and validity, to create and evaluate a movement or exercise.

**Aim:** To analyze the validity and reliability of a test to evaluate the static and dynamic strength of the trunk flexors and extensors through a functional electromechanical dynamometry (Dynasystem).

**Methodology:** The present investigation can be divided in two parts, the first with an experimental quantitative design to study the concurrent validity and reliability of the strength device and the second with two quasi-experimental quantitative design studies to study the reliability of the different conditions in the evaluation of the strength of the trunk flexors and extensors. In this second phase, thirty-seven physically active male volunteer students (age =  $21.4 \pm 2.1$  years, weight =  $69.2 \pm 6.9$  kg, height =  $1.7 \pm 0.1$  and body mass index =  $23.0 \pm 1.6$  kg / m<sup>2</sup>) participated in the study of flexors and thirty and two physically active male volunteer students (age =  $21.46 \pm 2.1$  years, weight =  $69.22 \pm 6.85$  kg, height =  $1.73.5 \pm 0.07$  and body mass index =  $22.98 \pm 1.607$  kg / m<sup>2</sup>) in the study of the extensors. The maximum and mean strength of the trunk flexors and extensors in a sitting position was evaluated at three velocities and in two ranges of movement through functional electromechanical dynamometry to know which evaluation condition was more reliable.

**Results:** (I) The mean velocity values collected with Dynasystem and T-Force presented practically perfect correlations ( $r > 0.99$ ) and low random errors (<

0.06 m·s<sup>-1</sup>), while mean velocity values were systematically higher for Dynasystem ( $p < 0.05$ ). Dynasystem provided a high or acceptable reliability for mean velocity (CV  $\leq 0.24\%$ ), time to reach the isokinetic velocity (CV range = 1.68-9.70%) and time spent at the isokinetic velocity (CV range = 0.53-8.94%). (II) The absolute reliability provided a stable repeatability for the isometric and dynamic protocols, with CV being below 10% in nearly all instances. The most reliable strength manifestation (CV = 6.82%) to evaluate the concentric contraction of trunk flexors was mean force with a velocity of 0.15 m·s<sup>-1</sup> and a short range and to evaluate the eccentric contraction of trunk flexors was peak force with a velocity of 0.15 m·s<sup>-1</sup> and large range (CV = 5.07%). (III) The most reliable strength manifestation (CV = 11.33%) to evaluate the concentric and eccentric contraction of the trunk extensors was the mean force at a velocity of 0.15 m·s<sup>-1</sup> and a short range (CV = 11.33% and 9.52%) respectively.

**Conclusions:** Dynasystem is a valid and reliable device for measuring mean velocity and it is also reliable in the evaluation of trunk flexors and extensors.

**Keywords:** trunk, reproducibility, isokinetic, strength, dynamometry.



# **Introducción**



## **6 Introducción**

En las últimas décadas conocer la fuerza en el ser humano se ha presentado como un objetivo primordial entre los investigadores de las ciencias del deporte. Los fisioterapeutas y entrenadores están interesados en poder monitorear objetivamente el entrenamiento de fuerza (Scott et al., 2016) y también en introducir nuevos estímulos (Petré et al., 2018) que aumenten la efectividad de sus tratamientos.

Tanto es el interés en este campo, que surgen nuevos dispositivos e incluso aplicaciones móviles más económicas y de fácil acceso para estudiar la fuerza y el rendimiento deportivo. La aparición de estos medios lleva a crear diferentes protocolos de evaluación y a estudiar su validez y la fiabilidad. Los dispositivos que permiten medir la velocidad a la que se realizan los ejercicios de entrenamiento de fuerza se utilizan cada vez más en la investigación y la práctica para monitorear objetivamente el entrenamiento de fuerza (Pérez-Castilla et al., 2019; Weakley et al., 2020).

Además, se han desarrollado una serie de tecnologías (por ejemplo, XForce, React Ecc Trainer, BTE Eccentron, Exentrix by Smartcoach, Exerbotics, nHance Flywheel YoYo Overview, Lifter by Intelligent Motion, Cyclus 2 Eccentric y ARX Fit) para obtener estímulos que son difíciles de conseguir con el entrenamiento de fuerza convencional (Tinwala et al., 2017). Los fisioterapeutas y entrenadores generalmente necesitan combinar varios dispositivos para cumplir sus objetivos de cuantificar objetivamente el estímulo del entrenamiento de fuerza e implementar efectivamente diferentes estímulos de entrenamiento.

Una variedad de dispositivos, que incluyen dinamómetros de mano (Lesnak et al., 2019), transductores de posición/velocidad lineal (Pérez-Castilla et al., 2020), capturas de movimiento tridimensionales (Lorenzetti et al., 2017), unidades de medición de inercia (Balsalobre-Fernández et al., 2016), aplicaciones para teléfonos inteligentes (Balsalobre-Fernández et al., 2018), dispositivos de láser óptico (Weakley et al., 2020), máquinas inerciales (Bollinger et al., 2018), dinamómetros isocinéticos de articulaciones múltiples (Zeevi Dvir & Müller, 2019) o dinamómetros isocinéticos angulares (Kannus, 1994) se han utilizado para cuantificar el estímulo de entrenamiento de fuerza. Una ventaja de estas máquinas en comparación con otros mencionados es que no solo proporcionan retroalimentación del rendimiento mecánico, sino que también se pueden usar para administrar el estímulo de entrenamiento. Una limitación importante de los dispositivos isocinéticos convencionales (por ejemplo, CONTREX-MJ, Biodex, Cybex y KinCom) es que los movimientos que se pueden realizar rara vez son aplicables a las tareas físicas de la vida diaria. Por lo tanto, es importante desarrollar una herramienta que permita la administración y cuantificación del estímulo de entrenamiento a la vez que permita a los sujetos realizar movimientos funcionales.

Dynasystem (Dynasystem, Model Research, Granada, España) es un dispositivo que se ha introducido recientemente en el mercado con posibles aplicaciones para la rehabilitación y el rendimiento deportivo. Se puede utilizar tanto para pruebas como para fines de ejercicio a diferencia de los dispositivos isocinéticos convencionales, Dynasystem es un dinamómetro electromecánico funcional porque los sujetos pueden realizar una amplia variedad de

movimientos y además, puede proporcionar diferentes estímulos (isocinéticos, isotónicos, elásticos, isométricos, inerciales, excéntricos y vibraciones). Su núcleo de control regula con precisión tanto la fuerza como la velocidad angular a través de un motor eléctrico de 2000 W. La persona aplica fuerzas sobre una cuerda que se enrolla en un rodillo, controlando y midiendo tanto la fuerza como la velocidad lineal. Una celda de carga detecta la tensión aplicada a la cuerda y la señal resultante se dirige a un convertidor analógico digital con resolución de 12 bits. Los datos de desplazamiento y velocidad se recopilan con un codificador de 2500 ppr conectado al rodillo. Los datos de los diferentes sensores se obtienen a una frecuencia de 1 kHz.

Al aparecer esta máquina en el mercado, el primer paso es conocer su fiabilidad y validez en la evaluación de la fuerza. Una vez determinado estos valores, se pueden elaborar test para medir diferentes movimientos. Cuando se quiere evaluar la fuerza en el core se presentan diversas posibilidades para realizar el test y, por tanto, muchas variables que influyen en los resultados. En primer lugar, qué manifestación de la fuerza se pretende evaluar ya que en la literatura científica se ha evaluado a lo largo de los años la resistencia a la fuerza, la estabilidad y la fuerza máxima en el core. Por otro lado, existen variables como la velocidad de ejecución, la posición, el rango de movimiento, el tipo de contracción... Si nos centramos en la fuerza máxima o fuerza media, siendo esta el tema de nuestra investigación, y teniendo en cuenta las variables de velocidad de ejecución, el rango de movimiento y el tipo de contracción, Dynasystem nos permite controlarlas para conocer la fiabilidad en un test de flexores y extensores de tronco.



A día de hoy no se ha podido realizar un estudio que controle las diferentes variables que afectan a la fiabilidad en los test de fuerza del tronco. Por todo lo explicado anteriormente, el objetivo de la presente tesis es analizar la validez y fiabilidad de un test para evaluar la fuerza estática y dinámica de los flexores y extensores del tronco a través de dinamometría electromecánica funcional. Para cumplir con este objetivo general, se dividió en tres partes, primero se estudió la fiabilidad y validez concurrente del dispositivo y luego se crearon protocolos de evaluación para los flexores y extensores del tronco para conocer la fiabilidad del test.



# **Marco Teórico**



## **7 Marco Teórico**

### **7.1 La musculatura del core**

El core o sección media comprende las zonas anatómicas del complejo cadera-lumbar-pelvis que conecta las extremidades superiores e inferiores (Bergmark, 1989), compuesto por 29 músculos con la función de estabilizar la columna vertebral y de transferir la energía entre los brazos y las piernas (Stephenson & Swank, 2004), especialmente en los movimientos en los que esta transferencia de energía ocurre a través de cadenas cinéticas.

El concepto de core es un término funcional y no una zona anatómicamente descrita ya que engloba músculos y estructuras osteoligamentosas. Existen diversas definiciones del core, algunos autores incluyen en el core la columna lumbar, los músculos de la pared abdominal, los extensores de la espalda y el cuadrado lumbar (Stephenson & Swank, 2004; Stuart McGill, 2010). Y otros, también incluyen las secciones superiores e inferiores del cuerpo: hombros, tronco, cadera y muslos (Lehman, 2006; Weston et al., 2013a). Según el Colegio Americano de Medicina del Deporte (ACSM) el core es toda área del torso, entre las articulaciones esféricas de los hombros y las caderas (Santana et al., 2015).

Dentro de la musculatura del core se pueden diferenciar dos capas musculares. La capa más profunda o sistema muscular local y la capa más superficial o sistema muscular global. Las fibras que predominan en la capa más profunda son fibras musculares lentas y está compuesta por los multífidos, el oblicuo interno, el transverso del abdomen y la musculatura del

suelo pélvico. Estos músculos son más cortos y por tanto los responsables para controlar el movimiento intersegmental y controlar los cambios de postura y las cargas externas. Por otro lado, en el sistema muscular global predominan las fibras de contracción rápida y está compuesta por los erectores de la columna, oblicuos externos, músculos rectos del abdomen y cuadrado lumbar. Estos músculos son largos y poseen grandes brazos de palanca, lo que les permite producir grandes cantidades de torque y movimientos bruscos (Akuthota & Nadler, 2004).

Si se establece esta musculatura como flexores y extensores del tronco, los músculos encargados de realizar la flexión del tronco son los presentes en la musculatura abdominal mientras que los que realizan la extensión del tronco son los músculos del dorso.

### **7.1.1 Flexores de tronco**

#### **7.1.1.1 Recto abdominal**

Se origina en el borde superior del pubis por medio de un pequeño tendón de 2-3 cms y se inserta en la cara anterior de los 5º, 6º y 7º cartílagos costales y apéndice xifoides. Es un músculo poligástrico formado por cuatro vientres musculares separados por 3 bandas tendinosas. Es el principal flexor del tronco, además de mantener la posición erecta y dotar de estabilidad al raquis (Figura 1).



Figura 1. Recto abdominal

### 7.1.1.2 *Oblicuo externo*

Se origina en la cara lateral de las costillas 5<sup>a</sup>-12<sup>a</sup> y se inserta en una extensa línea de inserción que ocupa la zona que va desde la cresta iliaca a la parte externa de la aponeurosis de los rectos del abdomen. De forma bilateral interviene en la flexión de tronco (Figura 2).



Figura 2. *Oblicuo externo*

### 7.1.1.3 *Oblicuo interno*



Figura 3. *Oblicuo interno*

Se origina en toda la cresta iliaca, en el Arco de Farlopio y en las apófisis espinosas de L5 a S1 y sus fibras posteriores se inserta en el borde caudal de las 3 últimas costillas en el apéndice xifoides mientras que las fibras medias e inferiores se inserta en la línea alba. De forma bilateral, al igual que el oblicuo externo, interviene en la flexión de tronco (Figura 3).

### 7.1.1.4 *Psoas iliaco*

Se origina en las caras laterales de las vértebras D12-L5 y se trata de un músculo intratorácico y se inserta en el trocánter menor junto a la parte iliaca. De forma bilateral actúa como flexor de tronco (Figura 4).



Figura 4. *Psoas iliaco*

## 7.1.2 *Extensores de tronco*

### 7.1.2.1 *Erectores de columna*

Dentro de los erectores de la columna podemos dividirlo en tres grupos musculares:

### 7.1.2.1.1 Iliocostal

Su porción lumbar se origina en el canal lumbosacro, correspondiente al 1/3 posterior de la cresta iliaca, articulación sacroiliaca, cara posterior del sacro hasta S3, L4 y L5 y en la fascia lumbodorsal. Se inserta en la zona lateroinferiore de las seis ultimas costillas. De forma bilateral su principal función en la extensión de tronco (Figura 5).



Figura 5. Iliocostal

### 7.1.2.1.2 Dorsal ancho

Se origina en la parte medial de la fascia lumbosacra, en la cresta del sacro y en los ligamentos sacroiliacos dorsales y se inserta en inserta en la apófisis transversa de la vértebra lumbar, la aponeurosis del erector de la columna, las costillas y la apófisis costal de las vértebras lumbares. Deforma bilateral se encarga de la extensión de tronco (Figura 6).

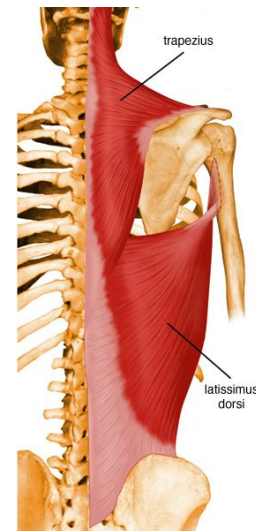


Figura 6. Dorsal ancho

### 7.1.2.1.3 Epiespinosos

Se origina en la parte torácica une las apófisis espinosas desde D2 a D8 con las apófisis espinosas de D10 a L3, dejando libre a D9 y se inserta en la apófisis espinosa torácica. De forma bilateral se encarga de la extensión de tronco (Figura 7).

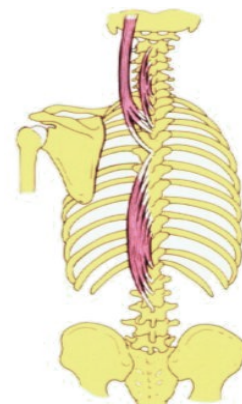
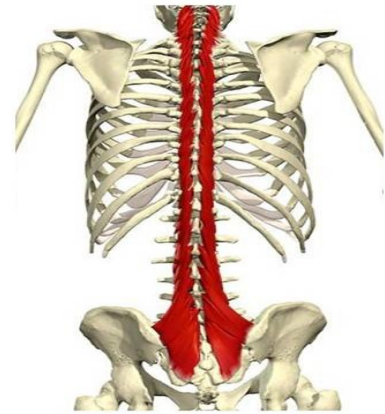


Figura 7. Epiespinosos



### **7.1.2.2 Multifidos**

Se origina en el hueso sacro, aponeurosis del músculo erector de la columna, espina iliaca posterior superior y la cresta iliaca y se inserta en la apófisis espinosa. De forma bilateral se encarga de la extensión de tronco (Figura 8).



*Figura 8. Multifidos*

## 7.2 Funciones del core

### 7.2.1 El core y la salud

En el campo de la salud y las Ciencias del Deporte se ha estudiado el core, pero es fundamental aclarar la diferencia entre dos términos “estabilidad del core” y “fuerza del core”. La estabilidad del core hace referencia a la función de esta musculatura para mantener estable la columna vertebral frente a las posibles perturbaciones externas y soportar cargas. La fuerza del core se enfoca más en la capacidad de la musculatura para ejercer o resistir la fuerza y en la transmisión de fuerza entre los miembros inferiores y los miembros superiores (Hibbs et al., 2008). Faries y Greenwood (2007), diferenciaron estos términos aportando que la estabilidad del core es la capacidad de estabilizar la columna como resultado de la actividad muscular, y la fuerza del core se refiere a la capacidad de la musculatura para luego producir fuerza a través de fuerzas contráctiles y presión intraabdominal (Faries & Greenwood, 2007).

La estabilidad del core está muy relacionada con la aparición de dolor lumbar, además de la prevención de lesiones en los miembros inferiores (Behm et al., 2011; Bernardelli et al., 2017; Cedric De Blaiser, Roosen, et al., 2018). El dolor de espalda se ha convertido en un importante problema de salud pública en todo el mundo. La prevalencia de por vida del dolor de la zona baja de la espalda es de un 84% de los casos, y la incidencia de dolor lumbar crónico es de aproximadamente 23%, con 11-12% de la población discapacitada por dolor lumbar (Airaksinen et al., 2006; Balagué et al., 2012).

Se sabe que la pérdida de integridad mecánica en cualquier tejido que soporta carga, resulta en disminución de la fuerza y aumento de riesgo de funcionar inestablemente (Mcgill et al., 2003; Suni et al., 2006). La inestabilidad puede ser la causa o el resultado de una lesión (Mcgill et al., 2003), por ello ciertas investigaciones han apuntado a la inestabilidad de la columna vertebral como factor determinante para la aparición, gravedad y cronicidad de esta patología. La estabilidad de la columna es dependiente de la acción de la musculatura de tronco, la cual constituye las paredes anteriores, posteriores y laterales. Estos músculos deben co-contraherse a distintas intensidades, para crear una fuerza “balanceada” que asegure la estabilidad de la zona, bajo distintas condiciones de posición instantánea, velocidad y carga, aplicada sobre la columna (Moreside et al., 2007). Esta inestabilidad puede deberse a múltiples factores entre los que destacan: a) atrofia de los músculos multifidos (Barr et al., 2005; Anne Keller et al., 2003; Kiesel et al., 2007) que fue encontrada en el mismo lugar donde se localizaron los síntomas. Esta ocurre en las fibras musculares tipo II; en las fibras musculares tipo I se producen cambios estructurales internos, que les hace tener una función deteriorada (Barr et al., 2005; McGill, 2002), b) la acumulación de un gran volumen de gestos con o sin carga que inciden en esta zona o en los cuales se requiera una estabilización de la misma para la transferencia de fuerza de las cadenas cinéticas implicadas, produciendo desórdenes mecánicos que generan o aceleran el proceso de lesión (Mcgill, 2002) y c) disfuncionalidades en la coordinación intermuscular de músculos como los multifidos, psoas iliaco, paravertebrales y el sistema estabilizador profundo, (Barker et al., 2004; Barr et al., 2005; Anne Keller et al.,

2003) que producen un desbalance en la co-contracción de la musculatura del tronco (Moreside et al., 2007).

Además, se ha demostrado en diversos estudios la relación del core como un factor fundamental para prevenir lesiones en los miembros inferiores. En una revisión realizada por De Blaiser et al. (2018), estudiaron el rol de la estabilidad del core como un factor de riesgo en el desarrollo de lesiones en miembros inferiores en deportistas (C De Blaiser et al., 2018). La estabilidad del core la definieron como un proceso dinámico que requiere la integración de la fuerza muscular, la resistencia a la fuerza, la propiocepción y el control neuromuscular (Borghuis et al., 2008; Zazulak et al., 2007a, 2007b). Al estudiar la relación entre la resistencia del core con el riesgo de tener una lesión en los miembros inferiores, no encontraron evidencia que demostrara una diferencia en los tiempos de espera al evaluar la resistencia muscular del core posterior y lateral en atletas lesionados versus no lesionados, y se encontró evidencia contradictoria con respecto a la fuerza muscular del core anterior (C De Blaiser et al., 2018). Cuando la variable analizada fue la fuerza de core, si se encontraron diferencias significativas en la fuerza absoluta, la fuerza relativa y el equilibrio de la fuerza entre los atletas lesionados y no lesionados, por lo tanto, se puede considerar esta variable como un factor de riesgo en lesiones de ligamento cruzado anterior. De igual manera ocurrió al analizar la propiocepción del core y el control neuromuscular. Se encontraron evidencias de que un déficit en la respuesta propioceptiva activa es un riesgo para lesiones de rodilla en atletas femeninas aunque no en hombres, un desplazamiento no controlado de la región lumbopélvica aumenta el riesgo de

padecer dolor tibial medial postesfuerzo, un desplazamiento coronal y sagital del tronco son predictores de lesión de rodilla en atletas femeninas y que una reducción del movimiento en bailarines es un factor de riesgo para sufrir una lesión de miembros inferiores (C De Blaiser et al., 2018).

### **7.2.2 El core y el rendimiento deportivo**

El core sirve como el centro de las cadenas cinéticas funcionales (Akuthota & Nadler, 2004). Kibler et al. (2006) sugieren que es posible optimizar el rendimiento deportivo con el desarrollo del core, facilitando la transmisión de fuerza generadas por los miembros inferiores hacia miembros superiores y viceversa (Kibler et al., 2006a). Por otro lado, el entrenamiento de core mejora la estabilización proximal, que es esencial en deportes que requieren una alta velocidad del segmento distal, como ocurre en golf, tenis, béisbol, balonmano, fútbol, etc. En estos deportes, los patrones de movimiento se basan en cadenas cinéticas secuenciales y persiguen una alta velocidad final del segmento distal. A través de la cadena cinética, el momento angular se transfiere de un segmento a otro (Gutiérrez Davila et al., 2011; Handzel, 2003). En los deportes de alto rendimiento, el objetivo del entrenamiento de fuerza de core es mejorar la velocidad de carrera, la distancia de lanzamiento o la altura de salto.

La contribución de la transferencia de fuerza en diferentes deportes ha sido evaluada por diversos autores (Hong et al., 2001; Weston et al., 2013b). Se ha demostrado que la secuencia de inicio de fuerza proximal a distal es importante para maximizar el rendimiento en lanzamiento de jabalina, béisbol, balonmano y tenis (Hong et al., 2001; Marshall & Elliott, 2000; Wagner et al.,

2010; Whiting et al., 1991). Otros estudios han confirmado los efectos beneficiosos de la colocación correcta de la pelvis y los movimientos de flexión y torsión del tronco en el béisbol, el balonmano, el voleibol y el tenis (Coleman et al., 1993; Elliott et al., 1995; Fleisig et al., 2013; Hong et al., 2001; Marshall & Elliott, 2000; Szymanski et al., 2007; Van Den Tillaar & Marques, 2009; Wagner et al., 2010, 2012). Sin embargo, este tema se ha encontrado con cierta controversia y la clave para mejorar las acciones de lanzamiento y/o golpeo aún no se han definido. Aunque numerosos estudios han demostrado los beneficios del entrenamiento del core, ya sea que se realice de forma aislada o en combinación con ejercicios para las extremidades inferiores, para las extremidades superiores, o ambos (Fernandez-Fernandez et al., 2013; Lephart et al., 2007; van den Tillaar & Ettema, 2004), los impactos del entrenamiento de core aún no han sido bien establecidos. En un estudio realizado por Saeterbakken et al. (2011), se descubrió que la estabilización del core tiene efectos beneficiosos sobre la velocidad de lanzamiento (Saeterbakken et al., 2011a). Sin embargo, otros autores no han detectado tales beneficios en la velocidad de saque en el tenis o la velocidad de lanzamiento en el béisbol (McCurdy et al., 2014; Weston et al., 2013b). En una revisión sistemática del entrenamiento de estabilidad de core, Reed, Ford, Myer y Hewerr (2012), concluyeron que: el ejercicio del core es un componente de programas de entrenamiento y estudiaron el rendimiento en movimientos deportivos como el swing de golf o correr existiendo una mejora con el entrenamiento del core, a pesar de que hay poca correlación entre la estabilización del core y el rendimiento. Sin embargo, esta revisión no se

centró en ningún indicador específico del rendimiento deportivo, sino que los autores examinaron los efectos sobre el rendimiento general, el rendimiento de las extremidades inferiores y el rendimiento de las extremidades superiores (Reed et al., 2012).

Aunque el entrenamiento del core se centra en una zona corporal muy específica, los métodos de entrenamiento, las poblaciones y las variables de rendimiento varían en las investigaciones. Diversos estudios han analizado el efecto de entrenar el core aislado o combinado con miembros superiores o inferiores. Analizando la literatura que han entrenado el core de forma aislada encontramos cinco estudios (KJ Kim, 2010; McCurdy et al., 2014; T. Palmer et al., 2015; Saeterbakken et al., 2011b; Weston et al., 2013b). Kim (2010), investigó los efectos del entrenamiento de la fuerza muscular del core sobre la flexibilidad, la fuerza muscular y el rendimiento del golpeo en golfistas profesionales. Después de 12 semanas de entrenamiento, no se detectaron mejoras significativas en la velocidad de la pelota para el grupo de entrenamiento ( $p = 0.016$ ) aunque se notó alguna mejora en la velocidad de la cabeza del palo ( $p = 0.001$ ) y la distancia de golpeo ( $p = 0.001$ ) (Kj Kim, 2010a). Por otro lado, McCurdy et al. (2014) evaluaron los impactos de un programa de intervención de core de 8 semanas diseñado para mejorar la estabilidad central y la fuerza muscular en la velocidad del servicio de pelota en 35 estudiantes universitarios tenistas de nivel intermedio. A pesar de que no se produjeron efectos significativos sobre la velocidad de servicio (2.6%), el tiempo de ejecución del ejercicio de plancha frontal fue significativamente mayor ( $p < 0.01$ ) en el grupo de entrenamiento (51.58 s) versus el grupo de

control (22.78 s) (McCurdy et al., 2014). Palmer et al. (2015), examinaron los efectos de un programa tradicional de entrenamiento de fuerza y un programa de entrenamiento de potencia específico para el deporte dirigido a los músculos que sostienen los segmentos proximales en la velocidad de lanzamiento de la pelota en 46 atletas universitarios de béisbol y softbol. La velocidad de lanzamiento fue 6% más rápida en el grupo de entrenamiento de estabilidad de potencia ( $0.08 \pm 0.03$  km/h/kg de PC) que en el grupo de entrenamiento de fuerza tradicional ( $0.01 \pm 0.1$  km/h/kg de PC) siete semanas después de la intervención ( $p < 0,001$ ) (T. Palmer et al., 2015). Saeterbakken et al. (2011), cuantificaron los impactos de un protocolo de estabilidad del core basado en el entrenamiento con ejercicios en suspensión que consiste en ejercicios de cadena cinética cerrada sobre la velocidad máxima de lanzamiento en jugadoras de balonmano. Veinticuatro jugadores fueron estratificados inicialmente según el equipo y asignados a un grupo de entrenamiento o grupo de control. Después de un programa de ejercicios de core de seis semanas, el grupo de entrenamiento mostró una mejora del 4.9% en la velocidad máxima de lanzamiento, mientras que no se observaron cambios en el grupo de control (Saeterbakken et al., 2011a). En un estudio de Weston et al. (2013), con 36 golfistas masculinos como participantes, tras ocho semanas de entrenamiento de core solo mostraron un pequeño efecto en la velocidad de la cabeza del palo (3.6%) y también redujeron la variación porcentual en esta velocidad (Weston et al., 2013b).

Dentro de los estudios que programaron un entrenamiento de fuerza del core combinada con entrenamiento para las extremidades superiores, está el



estudio realizado por Fernández-Fernández et al. (2013), donde determinaron los efectos en la velocidad del servicio de tenis de un programa de fuerza de seis semanas en 30 jugadores junior masculinos divididos aleatoriamente en dos grupos. Ambos grupos continuaron con su rutina normal de entrenamiento, pero el grupo experimental realizó ejercicios adicionales de las extremidades superiores con bandas elásticas y balones medicinales. Sus resultados indicaron un aumento significativo después de la intervención en la velocidad de servicio en el grupo experimental (4.9%;  $p < 0.01$ ) (Fernández-Fernández et al., 2013). Además, encontramos el estudio de Lephart et al. (2007), que obtuvieron resultados positivos en un estudio realizado en golfistas entrenados. Quince sujetos siguieron un programa específico de ocho semanas que incluyó ejercicios de fuerza del torso, fuerza de la cadera y equilibrio. Los resultados posteriores al entrenamiento indicaron mejoras significativas en la fuerza de rotación del torso, la fuerza de abducción de la cadera y el equilibrio. Las pruebas específicas de golf también revelaron efectos beneficiosos sobre la mecánica del swing, la velocidad de la pelota (5%;  $p = 0.001$ ), la velocidad del palo (5.2%;  $p = 0.001$ ), la distancia de golpeo (7.7%;  $p = 0.001$ ) y la distancia total (6.8% ;  $p = 0.001$ ) (Lephart et al., 2007).

En las investigaciones que vieron el efecto del entrenamiento del core combinado con extremidades superiores e inferiores encontramos el estudio de Doan et al. (2006), quienes evaluaron los efectos de un programa de acondicionamiento físico (fuerza, potencia, flexibilidad) en la velocidad de la cabeza del palo, poniendo consistencia y poniendo control de distancia en jugadores de golf masculinos y femeninos. En respuesta a once semanas de

entrenamiento, se produjeron mejoras sustanciales en la fuerza, la potencia y la flexibilidad, y se incrementó la velocidad de la cabeza del palo significativamente (1.62%;  $p = 0.029$ ) (Doan et al., 2006a). Escamilla et al. (2012), examinaron el efecto de un programa de entrenamiento de fuerza de 6 semanas sobre la velocidad de lanzamiento en el béisbol. El primer grupo realizó diferentes ejercicios de las extremidades superiores con bandas elásticas y pesas, el segundo grupo ejercitó todas las partes del cuerpo con el equipo Keizer Pneumatic (que utiliza un sistema de resistencia neumática) y el tercer grupo realizó un entrenamiento pliométrico y un programa con balones medicinales y bandas elásticas, también ejercitando todas las partes del cuerpo. En respuesta al entrenamiento, todos los grupos mejoraron sustancialmente excepto el grupo de control (1.7%; 1.2% y 2.0% respectivamente) (Escamilla et al., 2012). Szymanski et al. (2007), establecieron un programa de entrenamiento de 12 semanas para jugadores de béisbol de secundaria que incluía ejercicios con balones medicinales, entrenamiento de core y ejercicios específicos para deportes. Cuarenta y nueve jugadores fueron asignados aleatoriamente a dos grupos, cada uno realizando la misma intervención. Sin embargo, el segundo grupo además realizó ejercicios de cuerpo completo con balones medicinales. Aunque ambos grupos mostraron mejoras significativas en la velocidad de bateo, el entrenamiento adicional del núcleo condujo a una mejora mayor en la velocidad de swing de murciélago (6.4%;  $p \leq 0.05$ ) sobre la detectada para el programa de entrenamiento de fuerza y swing (3.6%;  $p \leq 0.05$ ) (Szymanski et al., 2007).

Cuando se examinan los artículos en función de la intervención, se puede observar que el entrenamiento del core no es tan efectivo cuando se realiza de forma aislada en vez de formar parte de un protocolo más completo. Otros autores también han señalado que el entrenamiento del core es más útil cuando se combina con ejercicios que involucran las extremidades superiores, las extremidades inferiores o ambas (Fernandez-Fernandez et al., 2013; Lephart et al., 2007; Szymanski et al., 2007). Sin embargo, no existe una evidencia clara de que el trabajo del core aislado mejora las acciones deportivas de las extremidades superiores. En los estudios realizados por Kim (2010) Saeterbakken et al. (2011) y Palmer et al. (2015), en golfistas, jugadores de béisbol y jugadores de softbol/béisbol, respectivamente, el entrenamiento del core se relacionó con una velocidad de lanzamiento más rápida (Kj Kim, 2010b; T. Palmer et al., 2015; Saeterbakken et al., 2011a), mientras que McCurdy et al. (2014) y Weston et al. (2013), no observaron efectos significativos de la intervención en tenistas y golfistas, respectivamente (McCurdy et al., 2014; Weston et al., 2013b). La razón de esta diferencia podría ser la variedad de intervenciones realizadas en los estudios, ya que cada una varió en duración (de 6 semanas a 12 semanas) y frecuencia (dos, tres o cuatro días a la semana). Además, algunos de los programas básicos de entrenamiento incluyeron ejercicios de flexibilidad (Doan et al., 2006b; KJ Kim, 2010; Lephart et al., 2007) otros se centraron en mejorar la estabilidad (T. Palmer et al., 2015; Saeterbakken et al., 2011a; Weston et al., 2013b) y el resto se centró más en mejorar la fuerza o el acondicionamiento físico (Escamilla et al., 2012; Fernandez-Fernandez et al., 2013; McCurdy et al., 2014; Szymanski

et al., 2007). La única forma de comparar los estudios es por modalidad deportiva. Los participantes de los estudios de Kim (2010) y Weston et al. (2013), eran golfistas, aunque los primeros eran mujeres y los últimos hombres. Ninguna de estas investigaciones detectó una diferencia significativa en la velocidad de la bola en respuesta a la intervención de entrenamiento del core, aunque en el estudio de Kim se produjo un aumento sustancial en la velocidad de la cabeza del palo del 5% (KJ Kim, 2010; Weston et al., 2013b).

A pesar de la naturaleza heterogénea de los diseños e intervenciones de los artículos, todos los estudios en los que se combinó el entrenamiento del core con otros protocolos dieron lugar a mejoras significativas en las acciones de las extremidades superiores. Dichas mejoras podrían atribuirse a una mejor transferencia de potencia desde el segmento proximal al distal. El entrenamiento combinado del core/ miembros superiores/miembros inferiores podría mejorar la fuerza en esos segmentos del cuerpo, fortaleciendo la cadena cinética y aumentando la velocidad de acción de las extremidades superiores (Gutiérrez Davila et al., 2011; Weston et al., 2013b). Aunque algunos estudios actuales mostraron mejoras significativas en las acciones de las extremidades superiores, no se puede inferir una relación directa entre ambas variables ya que los métodos de entrenamiento varían ampliamente. Además, en los artículos, el volumen de trabajo realizado por el grupo experimental fue mayor que el del grupo control, por lo que cualquier aumento de la velocidad de acción producido podría atribuirse a la intervención de entrenamiento o a la mayor carga de trabajo.

El tema del entrenamiento del core es un nuevo campo de trabajo y, hasta el momento, hay poca evidencia científica que respalde su capacidad para ayudar al rendimiento deportivo en términos de mejorar las acciones de las extremidades superiores, como lanzar o batear. De acuerdo con la revisión de la literatura, se podría afirmar que 1) hay algún indicio de que el entrenamiento del core mejora las acciones de las extremidades superiores, 2) los protocolos combinados de entrenamiento que agregan ejercicios de las extremidades superiores o inferiores, o ambos, son más efectivos para mejorar las extremidades superiores acciones de las extremidades que el entrenamiento de core aislado.

### 7.3 Evaluación de la fuerza en el core

Los movimientos del tronco se encuentran entre los movimientos más comunes en las actividades diarias (Ouaaid et al., 2013). Como se ha mencionado en el apartado anterior, la musculatura del tronco es fundamental para la estabilidad de la columna vertebral (Bergmark, 1989; Granata & Orishimo, 2001) de modo que existe un vínculo hipotético entre el desequilibrio muscular y el dolor lumbar (Gruther et al., 2009; Yahia et al., 2011). Algunos estudios han atribuido el problema del dolor de espalda a la disfunción de los músculos del tronco (K. Y. Kim, 2000; Park et al., 2000), siendo este un trastorno musculoesquelético que afecta al 60-80% de la población en algún momento de la vida (Hutten & Hermens, 1997; Walsh et al., 1992).

La evaluación de la fuerza del tronco se ha relacionado con el estudio del dolor lumbar en el entorno clínico (Meral Bayramoglu, Mahmut N. Akman, Sehri Kılinc, Nuri Çetin, Nur Yavuz, Rıdvan Özker, 2001; Yahia et al., 2011). Diferentes estudios han demostrado niveles más bajos de fuerza en los músculos del tronco en pacientes con dolor lumbar (Chiou et al., 2018; Meral Bayramoglu, Mahmut N. Akman, Sehri Kılinc, Nuri Çetin, Nur Yavuz, Rıdvan Özker, 2001). La evaluación de la fuerza de la musculatura del tronco con dispositivos isocinéticos permite obtener una visión funcional, así como datos objetivos de la fuerza (Guilhem et al., 2014a; Roth et al., 2017b). Además, evaluar la fuerza del tronco podría ser de gran utilidad en el contexto de la prevención de lesiones primarias y secundarias (Santos et al., 2014).

Las diferentes manifestaciones de la fuerza en el tronco se han evaluado en las últimas décadas a través de diversas metodologías:

### 7.3.1 Test de Campo

Los test de campo se han utilizado para evaluar la estabilidad del core y la resistencia a la fuerza. Dentro de los test para evaluar la estabilidad podemos encontrar el three plane core strength test, one leg squat test y el one-leg standing balance test (Kibler et al., 2006b). Entre los test para evaluar la resistencia de fuerza en el tronco están el Biering-Sørensen test (Anne Keller et al., 2001), los test de resistencia isométrica de flexores y extensores de tronco y el lateral bridge test (McGill et al., 1999). Dentro de este grupo también se encuentra el test de resistencia dinámica abdominal, el test de resistencia dinámica de extensores, el test de resistencia estática abdominal y el test de resistencia estática de extensores (Moreland et al., 1997).

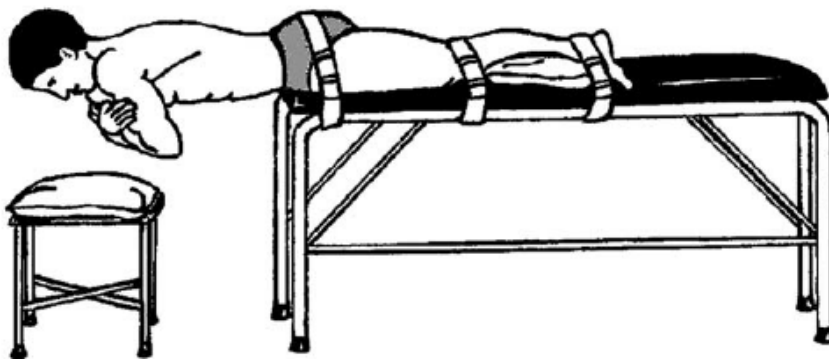


Figura 9. Test de Biering-Sørensen

En un estudio realizado por Weir et al (2010), se estudió la fiabilidad inter e intra observadores en el three plane core strength y en el one-leg squat test y se obtuvo una fiabilidad interobservadores pobre/moderada ( $CCI < 0.51$ ;  $CCI = 0.41$ ) e intraobservadores pobre/moderada ( $CCI < 0.55$ ;  $CCI = 0.55$ ) (A. Weir et

al., 2010). Al analizar la fiabilidad en el one-leg standing balance test, la fiabilidad obtenida en el estudio de Sung et al. (2018), fue alta (CCI = 0.84) para sujetos con lumbalgia (Sung et al., 2018), y en el estudio realizado por Muehlbauer et al. (2011), la fiabilidad intra e intersesión fue evaluada con 6 parámetros del test y obtuvo un CCI mayor a 0.75 para sujetos sanos (Muehlbauer et al., 2011).

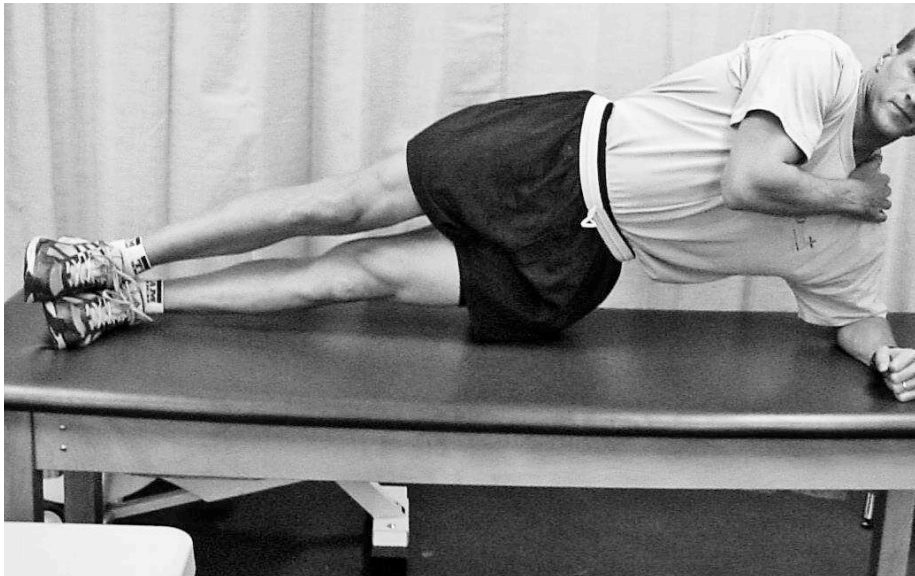


Figura 10. Lateral bridge test

Los valores de fiabilidad para el Biering-Sørensen test son ideales para sujetos con dolor lumbar (CCI = 0.93) y aceptable para sujetos sanos (CCI = 0.80) (Anne Keller et al., 2001). Los test isométricos de flexores y extensores del tronco y el lateral bridge test tiene una excelente fiabilidad en sujetos sanos (CCI= 0.97; CCI= 0.98; CCI= 0.99) (McGill et al., 1999).

Moreland et al. (1997), estudiaron la fiabilidad interevaluador de cuatro test para evaluar la resistencia abdominal, obteniendo en el test de resistencia dinámico abdominal una fiabilidad alta (CCI = 0.89; SEM = 8 repeticiones), en el de resistencia dinámica de los extensores obtuvieron una fiabilidad alta (CCI



= 0.78; SEM = 9 repeticiones), en el test de resistencia estática abdominal una fiabilidad moderada (CCI = 0.51; SEM = 35 segundos) y en el test de resistencia estática de los extensores una fiabilidad moderada (CCI = 0.59; SEM = 20s) (Moreland et al., 1997)

### 7.3.2 Pruebas inespecíficas

Existen otros test que evalúan de forma indirecta la potencia de la estabilidad del core como son los test de potencia abdominal frontal y lateral adaptados con balón medicinal (Cowley & Swensen, 2008). En esta investigación participaron veinticuatro mujeres sin ninguna patología y obtuvieron muy buena fiabilidad absoluta y relativa para el test frontal (CCI = 0.95; SEM = 24 cm) y lateral (CCI = 0.93; CV = 9.8%).

Zois et al. (2016), establecieron la fiabilidad de la potencia media en el test de chop y lift medida con transductor de posición lineal, dentro de una población atlética y de élite. En el test de chop se obtuvo un CV de 9.2%-19% y un CCI de 0.54 a 0.83, mientras que el test de lift obtuvo un CV de 7.4%-16.3% y un CCI de 0.74-0.89 (Zois et al., 2016).

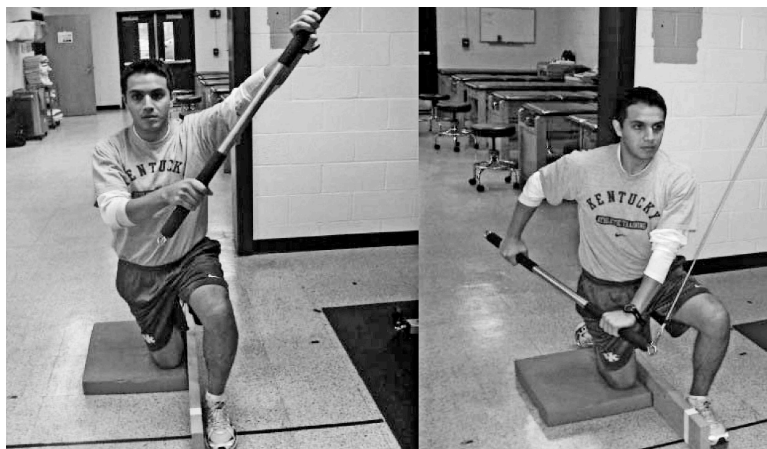


Figura 11. Test de Chop. Imagen extraída del artículo de Palmer et al (2011)



Figura 12. Test de Lift. Imagen extraída del artículo de Palmer et al. (2011)

Otros investigadores comprobaron la relación que existía entre el test de resistencia Biering-Sørensen y el test de plancha lateral con los test de potencia muscular. La fiabilidad de los test de potencia muscular medida mediante el test de chop y lift obtuvieron una fiabilidad de moderada a alta (CCI= 0.83-0.98), sin embargo, la correlación entre el test de Biering-Sørensen y los test de potencia fue muy baja (-0.135 - 0.017), y entre el test de plancha lateral y el test de chop moderada (0.528 - 0.590) y baja con el test de lift (0.359-0.467) (T. G. Palmer & Uhl, 2011).

### 7.3.3 Dinamometría de mano

La dinamometría de mano se ha utilizado en numerosas ocasiones para evaluar la fuerza isométrica de la musculatura del tronco. Estos dispositivos son de fácil uso, bajo coste y tienen un tamaño conveniente lo que justifica su uso en el ámbito clínico (Stark et al., 2011). La fiabilidad y validez se ha realizado comparando la dinamometría de mano con los dispositivos isocinéticos, siendo estos últimos considerados como gold estándar.

De Blaiser et al. (2018), estudiaron la fiabilidad interevaluador e intraevaluador del dinamómetro de mano (MicroFET 2) para medir la fuerza en los flexores y extensores del tronco en diferentes posiciones y obtuvieron una excelente fiabilidad para todos los test de tronco (CCI= 0.76-0.93) excepto para la posición de 0° de inicio intraevaluador (CCI= 0.67). Además, se comprobó la validez del dispositivo, obteniendo una buena correlación en todas las posiciones (Cedric De Blaiser, De Ridder, et al., 2018).



*Figura 13. Evaluación con dinámometría de mano. Imagen extraída del artículo de De Blaiser et al. (2018)*

En otro estudio, utilizaron el mismo dinamómetro y analizaron la fiabilidad intra e entre evaluador en la evaluación de la fuerza máxima isométrica lateral de la flexión de tronco colocando el dinamómetro en dos posiciones diferentes (a la altura de la axila y en la mitad del tronco). Colocar el dinamómetro en la zona media del tronco obtuvo una mayor fiabilidad (CCI = 0.81; SEM = 0.09 Nm/kg) (Newman et al., 2012). También, Moreland et al. (1997), analizaron la fiabilidad inter evaluador con este dinamómetro y evaluaron la fiabilidad de fuerza

isométrica de los abdominales y el test de fuerza isométrica de los extensores reportando una fiabilidad pobre en ambos test respectivamente (CCI = 0.25; SEM = 60N y CCI = 0.24; SEM = 68N) (Moreland et al., 1997).

En busca de herramientas menos costosas y eficaces, Jubany et al. (2015), crearon un instrumento con un dinamómetro de mano y estudiaron su validez y fiabilidad para evaluar la fuerza isométrica del tronco. En el test de extensión, flexión y flexión lateral obtuvieron una excelente fiabilidad (CCI= 1.0; CV = 6.3%, CCI = 1.0; CV = 5.3% y CCI = 1.0; CV = 3.1%) y una alta validez entre dispositivo ( $r \geq 0.78$ ) (Jubany et al., 2015b).

La limitación de estos dispositivos se encuentra en la manifestación de la fuerza a evaluar ya que solo es posible evaluar la fuerza isométrica.

#### **7.3.4 Dispositivos isocinéticos**

Una revisión sistemática realizada en el pasado año clasificó los diferentes dispositivos isocinéticos que existen. A finales de los años 60 se utilizaban dispositivos isocinéticos que evaluaban una sola articulación intentando aislar las articulaciones adyacentes, sin embargo, al ver que el cuerpo humano no trabajaba aislado, surgieron en los años 80 gracias a los motores eléctricos, los dispositivos isocinéticos multiarticulares. Los primeros dispositivos evaluaban la fuerza concéntrica e isométrica y fueron estos últimos los que incluyeron la evaluación excéntrica del músculo. Dvir et al. (2019), clasificó los dispositivos isocinéticos multiarticulares, haciendo una gran división entre dispositivos restringidos y no restringidos en función del patrón de movimiento que realizan (Figura 14) (Zeevi Dvir & Müller, 2019).

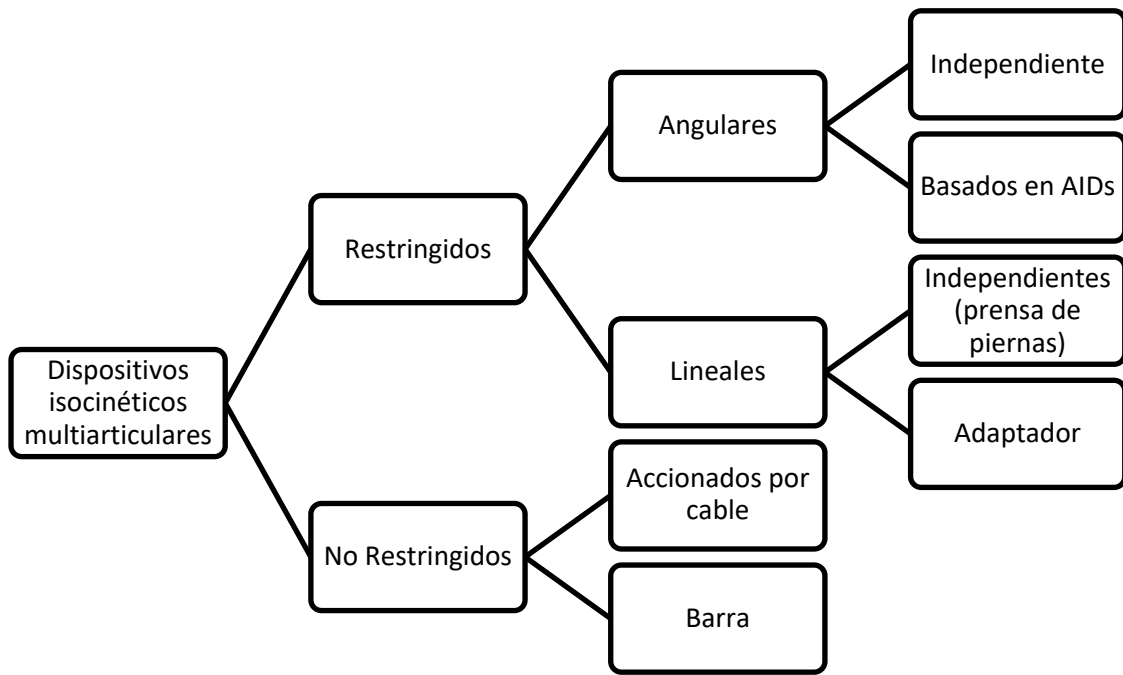


Figura 14. Clasificación de los dispositivos isocinéticos multiarticulares por Dvir et al. (2019)

AIDs : dinamómetro isocinético angular

Los dispositivos isocinéticos son actualmente el gold estándar para medir la fuerza máxima dinámica y estática del tronco. Estos dispositivos se han utilizado con menor frecuencia para evaluar la fuerza en la musculatura del tronco que en otras articulaciones, como la rodilla (Cockburn & Hayes, 2010; Dirnberger et al., 2012; Li et al., 1996; Maffioletti et al., 2007) o el hombro (Edouard et al., 2013; Silva et al., 2006; So et al., 1995; Wang et al., 2000; Zanca et al., 2011), aun así las evaluaciones de fuerza con este medio proporcionan mediciones mecánicamente válidas y fiables de fuerza y posición tanto en el campo clínico como en el de investigación (Drouin et al., 2004). Sin embargo, no existe consenso sobre el dispositivo utilizado o los mejores procedimientos para realizar las pruebas (Findley et al., 2000; Hupli et al., 1997).

Además, la manifestación de la fuerza evaluada varía en función del dispositivo de medida o del estudio, pudiendo evaluar la fuerza isométrica de flexores o extensores del tronco (Guilhem et al., 2014a; Kienbacher et al., 2014; Roth et al., 2017b) y la fuerza dinámica tanto concéntrica o excéntrica a diferentes velocidades. Por otro lado, la velocidades que se utilizan para realizar las evaluaciones en los estudios son muy diversas, pudiéndose establecer dos rangos de velocidades, velocidades lentas o por debajo de los 60°/s (Blacker et al., 2010; Dervisevic et al., 2007; Guilhem et al., 2014a; Roth et al., 2017b) y velocidades altas o por encima de 120°/s (Guilhem et al., 2014a; Roth et al., 2017b).



*Figura 15. Evaluación de los flexores del tronco a través de un dispositivo isocinético. Imagen extraída del artículo de Roth et al. (2017)*

Revisando la literatura actual, existe una gran variabilidad de los protocolos en cuanto a la muestra, el dispositivo utilizado, los movimientos y músculos evaluados, la velocidad de ejecución, la posición y el tipo de contracción (Tabla1). A pesar de esa variabilidad, los test de flexores y extensores de tronco con estos dispositivos son muy fiables, obteniendo en todos los estudios una muy buena o excelente fiabilidad (Tabla 2).

Por otro lado, existen diferentes parámetros isocinéticos cuando se evalúa la fuerza muscular, siendo el torque pico y la fuerza pico los y relevantes para su estudio y el trabajo para realizar pruebas de fatiga muscular. La tasa de desarrollo de la fuerza, la energía de aceleración del torque, el ángulo del torque máximo y el tiempo al torque máximo, parecen en gran medida irrelevantes ante todo por falta de reproducibilidad clínicamente establecida (Zeevi Dvir, 2014):

1. Torque pico: desde el comienzo de la dinamometría isocinética, se ha considerado el parámetro de resultado por excelencia, el cuál podemos ver en la mayoría de las publicaciones, siendo su unidad de medida el Newton metro (Nm). Siguiendo a Dvir (2014) se ha utilizado para:
  - a. Caracterizar la fuerza de grupos musculares específicos en distintas cohortes: niños, adolescentes, adultos y personas de edad avanzada aparentemente sanos, hombres y mujeres; en individuos que sufren patologías o trastornos específicos y en personas que participan en diversos deportes: aficionados y profesionales.

- b. Usar los valores de referencia recogidos en primeras evaluaciones para utilizarlo como el cribado en población de deportistas.
  - c. Evaluar la debilidad unilateral de un determinado músculo o grupo muscular ya sea por una lesión o por una enfermedad y compararlo con la fuerza de su contraparte contralateral.
  - d. Evaluar la debilidad muscular basada en valores de referencia bien establecidos, cuando el trastorno es de naturaleza sistémica.
  - e. Evaluar el desequilibrio muscular utilizando la relación del torque pico en fase concéntrica vs concéntrica.
2. Torque medio: aparece como una solución para cuando se observan en las curvas isocinéticas diferentes picos de torque y el objetivo es cuantificar la debilidad de este lado. Se puede relacionar con el rango de movimiento de la prueba completa o con una parte y su función principal es "limpiar" la señal y permitir una comparación válida con el lado no involucrado dentro del sector prescrito. La única limitación de este parámetro es que no define el potencial máximo del músculo.
3. Fuerza pico: en las articulaciones simples es fácil establecer el eje medio, sin embargo, en articulaciones más complejas como la columna lumbar, establecer un eje medio de forma estándar no ha sido tan sencillo (Zeevi Dvir, 2014). Por ello, ha aparecido otro parámetro para



expresar el resultado de la fuerza llamado fuerza pico, ya que el centro de rotación de la articulación se vuelve irrelevante siempre que el movimiento abarque un arco corto y la cantidad medida sea la fuerza. La comparación de estas variables se demostró en un estudio de extensión de tronco donde la reproducibilidad de la fuerza pico fue mayor que la del torque pico (Z Dvir & Keating, 2001).

4. Ángulo del torque pico: refleja algunas propiedades estructurales del músculo que pueden conducir a alcanzar el torque pico en mayor tiempo.
5. Tiempo al torque pico: se relaciona con la capacidad explosiva del músculo para producir una contracción dinámica o isométrica
6. Ratio de fuerza desarrollada: es la pendiente máxima de la rama ascendente de la curva de fuerza (torque). Actualmente, no se considera un parámetro de resultado en acciones dinámicas.
7. Trabajo: en trayectorias lineales se refiere al cambio infinitesimal en el desplazamiento lineal teniendo como unidad de medida el julio (J) y cuando el trabajo se realiza de forma angular, se refiere al cambio infinitesimal en el desplazamiento angular. La limitación de este parámetro es que depende del rango de movimiento, lo que dificulta su generalización. Además, es dependiente del torque pico cuando las curvas son regulares.
8. Potencia: en las evaluaciones isocinéticas, se utiliza con mayor frecuencia la potencia media que es igual al trabajo de contracción total dividido por la duración de la contracción y se expresa en vatios (W).

**Tabla 1.** Características de los estudios

Estudio	Muestra	Edad (años $\pm$ DE)	Dispositivo Isocinético	Movimientos y músculos	Velocidad(°/s)	Posición
<b>Blacker et al, 2010</b>	10 hombres	30.0 $\pm$ 8	Akron Isokinetic Back System	Flexores y extensores del tronco	15 60	De p
<b>Cowley et al, 2009</b>	8(5 mujeres 3 hombres)	24.0 $\pm$ 3.1	Cybex	Flexores y extensores del tronco	60	De p
<b>Demoulin et al, 2006</b>	10 (5 mujeres 5 hombres)	22.8 $\pm$ 1.3 <sup>†</sup> 23.6 $\pm$ 2.2 <sup>*</sup>	David Back System	Flexores y extensores del tronco	0	Senta
<b>Dvir et al, 2001</b>	35 (17fehombres 18 hombres)	36.7 $\pm$ 11.6 <sup>†</sup> 38.5 $\pm$ 12.2 <sup>*</sup>	KinCom 500H	Extensores del tronco	10 40	Senta
<b>Guilhem et al, 2014</b>	15 (8 mujeres 7 hombres)	26.0 $\pm$ 4	Con-Trex MJ	Flexores y extensores del tronco	0 60 120	De p
<b>Karatas et al, 2002</b>	15 (12 mujeres 3 hombres)	28.6 $\pm$ 6.1	Cybex NORM	Flexores y extensores del tronco	60 90	De p
<b>Kienbacher et al, 2014</b>	81 (39 mujeres 42 hombres)	32.87 $\pm$ 11.09 <sup>†</sup> 67.24 $\pm$ 9.99 <sup>†</sup> 34.2 $\pm$ 9.34 <sup>*</sup> 67.24 $\pm$ 11.15 <sup>*</sup>	F110 extension/F13 0 flexion; DAVID®	Flexores y extensores del tronco	0	Senta

<b>Muller et al, 2014</b>	13 (2 mujeres 11 hombres)	15.9±1.7	Con-Trex MJ-TP	Flexores y extensores del tronco	0 30 60	De p
<b>Orri et al, 2008</b>	60 (20 mujeres 40 hombres)	43.5±11.0	iSAM 9000 and Cybex 6000	Flexores y extensores del tronco	60	De p
<b>Recio et al, 2018</b>	27 hombres	24.1±2.9	Biodex	Flexores y extensores del tronco	120	Senta
<b>Roth et al, 2017</b>	15 (8 mujeres and 7 hombres)	24.6±2.3 <sup>†</sup> 24.3±1.6 <sup>*</sup>	IsoMed 2000; D&R Ferstl, Hemnau, Germany	Flexores y extensores del tronco	0 60 150	Senta
<sup>†</sup> Media±DE edad mujeres		<sup>*</sup> Media±DE edad hombres				

**Tabla 2.** *Fiabilidad de los test de tronco con dispositivos isocinéticos en la evaluación de la fuerza en el tronco*

<b>Estudio</b>	<b>Tipo de fiabilidad</b>	<b>Movimientos y músculos</b>	<b>Velocidad(°/s)</b>	<b>Contracción</b>	<b>CCI (95% IC)</b>	<b>LOA</b>
<b>Cowley et al, 2009</b>	Entre sesiones	Flexores	60	Concéntrica	0.97 (0.90-0.99)	9%
		Extensores	60	Concéntrica	0.93 (0.80-0.99)	15-17%
<b>Demoulin et al, 2006</b>	Entre sesiones	Extensores	0	Isométrica		
	Entre evaluadores		0	Isométrica		
	Entre sitio		0	Isométrica		
<b>Demoulin et al, 2006</b>	Entre sesiones	Flexores	0	Isométrica		
	Entre evaluadores		0	Isométrica		
	Entre sitio		0	Isométrica		
<b>Dvir et al, 2001</b>	Entre sesiones (muestra mujeres)	Extensores	10	Concéntrica	0.86	
			40	Concéntrica	0.72	
<b>Dvir et al, 2001</b>	Entre sesiones (muestra hombres)	Extensores	10	Concéntrica	0.53	
			40	Concéntrica	0.52	
<b>Dvir et al, 2001</b>	Entre sesiones (muestra mujeres)	Extensores	10	Excéntrica	0.87	
			40	Excéntrica	0.70	
<b>Dvir et al, 2001</b>	Entre sesiones (muestra hombres)	Extensores	10	Excéntrica	0.78	
			40	Excéntrica	0.62	

<b>Guilhem et al, 2014</b>	Entre sesiones	Flexores	0	Isométrica	0.95
			60	Concéntrica	0.94
			120	Concéntrica	0.93
			60	Excéntrica	0.94
<b>Guilhem et al, 2014</b>	Entre sesiones	Extensores	0	Isométrica	0.94
			60	Concéntrica	0.87
			120	Concéntrica	0.88
			60	Excéntrica	0.94
<b>Karatas et al, 2002</b>	Entre evaluadores	Flexores	60	Concéntrica	0.98
		Flexores	90	Concéntrica	0.98
		Extensores	60	Concéntrica	0.97
		Extensores	90	Concéntrica	0.95
<b>Karatas et al, 2002</b>	Intraevaluadores	Flexores	60	Concéntrica	0.94-0.95
		Flexores	90	Concéntrica	0.89-0.94
		Extensores	60	Concéntrica	0.83-0.86
		Extensores	90	Concéntrica	0.80-0.92
<b>Kienbacher et al, 2014</b>	Entre sesiones (corto plazo)	Extensores (50-90 años) <sup>†</sup>	0	Isométrica	0.84 (0.65-0.93)
		Extensores (50-90 años) <sup>*</sup>	0	Isométrica	0.83 (0.64-0.93)
		Extensores (18-49 años) <sup>†</sup>	0	Isométrica	0.83 (0.61-0.93)
		Extensores (18-49 años) <sup>*</sup>	0	Isométrica	0.85 (0.67-0.94)
<b>Kienbacher et al, 2014</b>	Entre sesiones (largo plazo)	Extensores (50-90 años) <sup>†</sup>	0	Isométrica	0.90 (0.75-0.96)
		Extensores (50-90 años) <sup>*</sup>	0	Isométrica	0.87 (0.71-0.95)
		Extensores (18-49 años)	0	Isométrica	0.88 (0.72-0.95)

		Extensores (18-49 años)*	0	Isométrica	0.94 (0.86-0.98)	
<b>Muller et al, 2014</b>	Entre sesiones	Extensores	0	Isométrica	0.69	81.0- (-107.6) N
			30	Concéntrica	0.94	46.4- (-36.4) Nr
			60	Concéntrica	0.83	76.1- (-67.6) Nr
			120	Concéntrica	0.89	58.7- (-55.4) Nr
			30	Excéntrica	0.86	102.4- (-52.9) N
<b>Muller et al, 2014</b>	Entre sesiones	Flexores	0	Isométrica	0.87	45.0- (-30.2) Nr
			30	Concéntrica	0.81	54.4- (-31.5) Nr
			60	Concéntrica	0.88	37.4- (-19.1) Nr
			120	Concéntrica	0.91	33.4- (-23.5) Nr
			30	Excéntrica	0.91	40.8-(-32.7) Nr
<b>Orri et al, 2008</b>	Entre sesiones	Flexores	60	Concéntrica	0.96	
		Extensores	60	Concéntrica	0.94	
<b>Recio et al, 2018</b>	Entre sesiones	Flexores	120	Concéntrica	0.62 (0.38-0.79)	
		Extensores	120	Concéntrica	0.77 (0.59-0.88)	
<b>Roth et al, 2017</b>	Entre sesiones	Flexores	0	Isométrica	0.91 (0.82-0.96)	
		Flexores	60	Concéntrica	0.96 (0.92-0.98)	
		Flexores	150	Concéntrica	0.94 (0.88-0.97)	
		Extensores	0	Isométrica	0.93 (0.87-0.97)	
		Extensores	60	Concéntrica	0.92 (0.84-0.96)	
		Extensores	150	Concéntrica	0.85 (0.73-0.93)	

### 7.3.5 Dinamometría electromecánica funcional

La DEMF surge en el año 2013 con el objetivo de dar un paso más en la evaluación y control de la fuerza en el ser humano. El primer dispositivo que surge en esta línea es el Haefni Health Systems (Granada, España), que siguiendo a Dvir (2019), es un dinamómetro isocinético multiarticular sin restricciones, el cual proporciona resistencia concéntrica o excéntrica a un movimiento libre, multiarticular de todo el cuerpo y utilizando un cable o una varilla sin proporcionar estabilización proximal (Figura 16). La variante de cable independiente, incorpora un carrete alrededor del cual se enrolla un cable. En los ejercicios concéntricos, el cable normalmente se retira del carrete, mientras que, en las acciones excéntricas, el cable se acerca al carrete.



Figura 16. Haefni Health System

En el estudio de Campos Jara et al. (2014), se analizó la validez y fiabilidad de la variable de velocidad en el rango isocinético en el dispositivo Haefni Health

(HHe 1.0). Los resultados mostraron altos CCI para las medidas de validez y fiabilidad del dispositivo (0.99). En el estudio de la fiabilidad, se obtuvieron bajos CV y SEM para la fase concéntrica ( $CV < 4.38\%$ ;  $0.0017\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) y para la fase excéntrica ( $CV < 3.73\%$ ;  $0.0042\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) respectivamente (Campos Jara et al., 2014). En otro estudio, se analizó la validez y fiabilidad en tres protocolos para evaluar la fuerza isométrica de la musculatura abductora de cadera. La posición que obtuvo una mayor fiabilidad, fue la posición supina con un CCI de 0.94 y un CV de 5.64%. La posición tumbada lateral tuvo un CCI de 0.66 y un CV de 9.8%. Concluyeron que este dispositivo era válido para medir la fuerza isométrica de la musculatura abductora de cadera (Cerdeira Vega et al., 2018). Chamorro et al. (2018), analizaron la fiabilidad del torque pico en los rotadores internos y externos de hombro en dos posiciones de evaluación. Los valores de fiabilidad que obtuvieron en  $90^\circ$  fueron un CCI de 0.96 (0.94 - 0.98), para los rotadores internos un CCI de 0.94 (0.90 - 0.96) para rotadores internos. En la posición de  $40^\circ$  obtuvieron un CCI de 0.89 (0.80 - 0.94), para los rotadores internos y un CCI de 0.97 (0.94-0.98) para los rotadores externos (Chamorro et al., 2018).

En el año 2018, aparece un dispositivo más avanzado llamado Dynasystem Research (Symotech, Granada, España). Siguiendo la línea del pensamiento de Dvir & Müller (2019), se puede ver que ninguna de las articulaciones del cuerpo humano se mueve de forma puramente angular debido a la incongruencia de las superficies articulares y los movimientos accesorios resultantes (Zeevi Dvir & Müller, 2019). Este DEMF reproduce movimientos más libres y similares a los



que se realizan en la vida diaria, por lo que aparece un nuevo tipo de sistema para evaluar la fuerza, contando con siete modos diferentes de trabajo:

1. Tónico: permite configurar la carga del ejercicio, pudiendo especificar una carga constante (isotónico) o linealmente variable (pleotónico). Se puede establecer la carga inicial y final de cada fase del movimiento.
2. Cinético: permite configurar la velocidad del ejercicio, pudiendo especificar un ejercicio de velocidad constante (isocinético) o linealmente variable (pleocinético). Se puede establecer la velocidad inicial y final de cada fase del movimiento.
3. Elástico: simula la acción de una goma o banda elástica. Se puede especificar la constante de elasticidad de la misma
4. Inercial: simula un disco inercial. Se puede especificar la masa de dicho disco.
5. Cónico: simula un dispositivo cónico. Se puede establecer la distancia entre el vértice del cono y el final del enrollamiento (altura cono) y la masa inercial del mismo.
6. Isométrico: ejercicio en el que no se realiza desplazamiento.
7. Vibratorio: ejercicio en el que se introduce un estímulo vibratorio sobre un ejercicio isométrico. El parámetro de control es el índice de vibración que modula la amplitud del estímulo.

Dentro de estos modos las variables que permite controlar son el rango de movimiento, la velocidad en la fase concéntrica y excéntrica y la carga de trabajo, además de dar total libertad a la creación de gesto en cuanto a la posición y ángulos de ejecución.



Figura 17. Dinamometro Electromecánico Funcional Dynasystem

Este dispositivo se ha utilizado para comparar los niveles de fuerza isométrica de adultos mayores con y sin osteoartritis de cadera y adultos jóvenes y para determinar la relación entre la calidad muscular y la fuerza isométrica. Los resultados obtenidos en este estudio fueron que el índice de calidad muscular fue menor en sujetos con osteoartritis de cadera sin diferencias significativas entre los grupos ( $p > 0.054$ ). Además, los sujetos con osteoartritis producían menos fuerza isométrica en la extensión ( $p < 0.001$ ), flexión ( $p < 0.001$ ), abducción ( $p < 0.05$ ), aducción ( $p < 0.001$ ), externa ( $p < 0.05$ ) y rotación interna ( $p < 0.05$ ). Se encontró una alta correlación entre el índice de calidad muscular y el test de sit-to-stand ( $r = -0.76$ ,  $p < 0.01$ ) y la fuerza pico en la abducción de cadera ( $r = 0.78$ ,  $p < 0.01$ ) (Jerez-Mayorga et al., 2019).

## 7.4 Fiabilidad y validez

La fiabilidad es la repetitividad o reproducibilidad de una medida en los mismos individuos (W. Hopkins, 2000). Existen dos tipos de fiabilidad, la fiabilidad relativa y la fiabilidad absoluta. La fiabilidad relativa hace referencia al orden o ranking de los valores individuales, por ejemplo, si se evalúa a quince sujetos en la fuerza máxima del tronco, se busca que si un sujeto ha obtenido la primera posición (máxima fuerza) en el test también la obtenga en el retest. Sin embargo, la fiabilidad absoluta, estudia las diferencias del propio sujeto entre el test y el retest. La fiabilidad relativa se ha estudiado reportando valores de coeficiente de correlación intraclase (CCI), mientras que para la fiabilidad absoluta existen diferentes coeficientes como el error estándar de medida (SEM) o error típico (ET), el coeficiente de variación (CV), los límites de acuerdo (LOA) con sus representaciones en Bland-Altman (J. P. Weir, 2005).

El CCI es el ratio de varianza debido a las diferencias entre los sujetos (la fuerza) a la variabilidad total de los datos (el ruido), el CCI refleja la capacidad de una prueba para diferenciar entre diferentes individuos. Depende de la variabilidad de la muestra, cuanto más heterogénea sea mayor resultados de CCI obtendrá en las pruebas, mientras que cuanto más homogénea sea menor será el CCI obtenido. Los valores en los que se encuentra el CCI son de 0 a 1, siendo 0 nada fiable y 1 totalmente fiable. El SEM cuantifica la precisión de puntuación individual en un test y tiene la misma unidad de medida que el test y también puede presentarse en porcentajes. El CV es equivalente a la desviación estándar (DE) de las mediciones repetidas de un individuo, expresada como un porcentaje del puntaje promedio de la prueba del

individuo. El LOA es el rango dentro del cual las puntuaciones de diferencia de un individuo caerían la mayor parte (95%) del tiempo e indica cuanta variación máxima y mínima puede tener un sujeto cualquiera entre la primera y la segunda medida (W. Hopkins et al., 2001; Will G Hopkins, 2000). Los gráficos Bland-Altman comparan las diferencias de cada individuo entre con la media de las mediciones de cada individuo. En algunos estudios, la correlación entre el test y el retest se analiza mediante el coeficiente de Pearson ( $r$ ), sin embargo, es poco recomendada ya que esta correlación determina el grado de asociación entre dos mediciones o variables.

Para Hopkins (2000), los valores de fiabilidad se pueden clasificar en i) variación intrasujeto ii) cambios de media y iii) correlaciones test-retest. La variación de la fiabilidad intrasujeto es la más importante porque afecta a la precisión del cambio estimado en las variables de un estudio experimental y se puede ver determinada por diversos factores como la variabilidad biológica, la variabilidad del evaluador y la variabilidad del equipo de medida. Cuando se realizan estudios para conocer este tipo de fiabilidad, se utilizan varios sujetos y varios registros de medida. Para cuantificar este tipo de fiabilidad se utilizan los límites de acuerdo (Martin Bland & Altman, 1986). El cambio en la media es el cambio entre los valores de la media en dos intentos del test y se compone del cambio o error aleatorio y sistemático. El error aleatorio es debido a variaciones biológicas o mecánicas inherentes, o inconsistencias en el protocolo de medición y el error sistemático se refiere a una tendencia general de que las mediciones sean diferentes en una dirección particular (ya sea positiva o negativa) entre las pruebas repetidas y se puede relacionar con el

efecto de aprendizaje, el descanso entre pruebas o la motivación (Greg Atkinson & Alan M. Nevill, 1998). Y las correlaciones test-retest representan cuanto estrechamente los valores de una prueba rastrean los valores de otra cuando se mueve nuestra atención de un individuo a otro (Will G Hopkins, 2000).

Por otro lado, hay que diferenciar la fiabilidad intraevaluador e interevaluador. Cuando los ensayos son mediciones tomadas por el mismo evaluador, se refiere a la fiabilidad intraevaluador que es lo suficientemente sensible, pero hay que tener en cuenta las posibles fuentes de error. Y cuando las mediciones son tomadas por diferentes evaluadores, se denomina fiabilidad interevaluador (Hopkins, 2015).

Existen diferentes usos de la fiabilidad como pueden ser monitorear a un individuo para un cambio real, la evaluación de las marcas de equipos en la competición, estimar el tamaño de la muestra para estudios experimentales y estimar la magnitud de las diferencias individuales en la respuesta a los tratamientos en estudios (Will G Hopkins, 2000). En cuanto a los factores que pueden afectar a la fiabilidad están el tipo de test, el estado atlético, el género, el modo de ejercicio, la duración del test, el tiempo de descanso entre intentos y los factores específicos del test (W. Hopkins et al., 2001).

La validez es la capacidad de la herramienta de medición para reflejar lo que está diseñada para medir (Atkinson & Nevill, 1998) y la validez de una medida es la asociación entre una medida y otra. Se puede dividir en validez concurrente cuando la otra medida es una medida de criterio o gold estándar y representa el acuerdo entre el valor observado y la verdad o criterio de medida

y validez convergente cuando la otra medida tiene que tener alguna relación (Hopkins, 2015; Will G Hopkins, 2000).

Para evaluar la validez concurrente se requiere que los mismos individuos sean evaluados en ambos dispositivos, en las mismas condiciones y a ser posible en el mismo tiempo, es decir, utilizar ambos dispositivos simultáneamente para medir la variable. Los estadísticos que se utilizan para el estudio de la validez son similares a los de fiabilidad. El cambio en la media, la variación intrasujeto y la correlación de repetición de la prueba se adaptan para representar la validez, siendo la correlación la más utilizada. Según Hopkins (2000), estos términos en la validez serían la ecuación de estimación, el error típico de estimación y la correlación de validez y además los límites de acuerdo.

La ecuación de estimación es creada a partir de un estudio con un gold estándar y permite conocer el valor real de una variable cuando es medida con otro dispositivo. El error típico de la estimación es la dispersión de los valores sobre la línea y hace referencia a la desviación estándar. La correlación de la validez es similar a la correlación de la fiabilidad y aporta una idea de qué tan bien el valor observado de una variable es un valor verdadero. El coeficiente de correlación ( $r$ ) indica el grado en que los pares de datos para la variable se encuentran en una línea recta. Cuanto más cerca esté el valor de 1 mayor correlación existe. Este estadístico, no se ve afectada por ningún desplazamiento sistemático y es sensible a la muestra estudiada. Los límites de validez de un acuerdo se entienden como el rango de probabilidad del 95%

o rango de referencia para la diferencia entre los valores de un sujeto para el criterio y las medidas prácticas.

## **7.5 Variables influyentes en los test de tronco**

Son muchas las variables que pueden afectar la fiabilidad de la medición de la fuerza del tronco, como (i) la posición (de pie o sentado) (Morini et al., 2008), (ii) la velocidad de ejecución (baja, media o alta) (Anne Keller et al., 2001), (iii) el tipo de contracción (concéntrica, isométrica, o excéntrica), (iv) rango de movimiento (corto, mediano o ancho) y otras como el número de repeticiones (Genty & Schmidt, 2001; Schinkel-Ivy et al., 2015) o los sistemas de estabilización (Findley et al., 2000; Hupli M et al., 1997). Debido a esta gran cantidad de variables influyentes en la evaluación se ha dificultado el establecimiento de un protocolo de evaluación estándar, a pesar de que ha habido intentos de ello (Zeevi Dvir & Keating, 2001b).

### **7.5.1 Posición**

Aunque se ha analizado la influencia de la variable de posición en la confiabilidad (Cohen et al., 2002) algunas investigaciones han realizado la prueba en posición bípeda, mientras que los otros estudios se realizaron en posición sentada (Blacker et al., 2010; Guilhem et al., 2014b). Revisando la literatura, se pueden encontrar diferentes estudios que examinaron la fuerza de flexores y extensores del tronco en la posición de pie (Blacker et al., 2010; Cowley et al., 2009; Guilhem et al., 2014b; Karatas et al., 2002; Müller et al., 2014; Orri & Darden, 2008a). La mayoría de los estudios evaluaron la fiabilidad

en posición sentado para los flexores del tronco (Demoulin et al., 2006; Zeevi Dvir & Keating, 2001b; Juan-Recio et al., 2017; Kienbacher et al., 2014; Roth et al., 2017a) y solo uno para los extensores del tronco (Zeevi Dvir & Keating, 2001b).

Morini et al. (2008), demostraron que la musculatura que se activaba en la evaluación de tronco depende de la posición de evaluación. En la posición de sentado la porción superior de recto abdominal y el recto femoral disminuye sobre un 10-12% respectivamente en los flexores del tronco comparándolo con la posición de pie. Durante la extensión, la actividad del erector espinal, el glúteo máximo y el bíceps femoral disminuye sobre un 14%, 55% y 34% respectivamente de la posición de pie y sentado con una diferencia significativa ( $p < 0.01$ ) (Morini et al., 2008).

### **7.5.2 Velocidad**

En cuanto a la velocidad, esta variable puede determinar la confiabilidad de la evaluación dentro de los mismos experimentos a pesar de realizar la prueba en la misma posición, el mismo dispositivo de medición y el mismo sujeto. En un estudio, hubo una diferencia de 7% de SEM entre velocidades de 30°/s y 60°/s en evaluaciones con contracciones concéntricas y 5% SEM con contracciones excéntricas en la fuerza de los extensores del tronco (Dervisevic et al., 2007). Otro estudio encontró una variación de SEM del 6% en la evaluación de los flexores y extensores del tronco en contracción concéntrica medida a 60°/s y 150°/s (Roth et al., 2017b). Sin embargo, en dos estudios, el porcentaje de SEM fue muy similar durante dos protocolos de prueba aplicados (Blacker et al., 2010; Guilhem et al., 2014a).



### **7.5.3 Tipo de contracción**

En la comparación del tipo de contracción en la evaluación de la fiabilidad de un test, en los extensores del tronco, se obtuvieron mejores porcentajes de SEM (2.9%) con una contracción concéntrica a una velocidad de 30 °/s y mejores resultados con contracciones excéntricas a una velocidad de 60 °/s (2.5%). Sin embargo, para los flexores, el tipo de contracción no mostró diferentes porcentajes de SEM (Dervisevic et al., 2007).

En tres investigaciones, se evaluó la fuerza isométrica de los flexores y extensores de tronco y se obtuvo una mayor fiabilidad en la fuerza de los extensores del tronco (Guilhem et al., 2014b; Roth et al., 2017a), mientras que, en una de ellas, la fiabilidad en los flexores del tronco fue mayor (Kienbacher et al., 2014).

### **7.5.4 Rango de movimiento**

El rango de movimiento (ROM) es la única variable que coincide o es muy similar en todos los protocolos de evaluación isocinéticas siendo el más común el ROM de 50 ° a 60 ° (Blacker et al., 2010; Dervisevic et al., 2007; Guilhem et al., 2014b; Roth et al., 2017a), aunque también hay estudios que utilizan un rango superior 110° (Cowley et al., 2009; Karataş et al., 2002).

### **7.5.5 Otras variables**

Además, de estas variables que influyen en la fiabilidad de los test podemos encontrar otras variables como el número de repeticiones (Genty & Schmidt, 2001; Schinkel-Ivy et al., 2015) y el sistema de estabilización (Findley et al., 2000; Hupli et al., 1997). Los sistemas de estabilización en los dispositivos isocinéticos vienen en la mayoría de los casos determinados por el fabricante

del dispositivo y podrían llegar incluso a ser ineficientes para evitar la participación de los músculos de la cadera, especialmente en la posición de pie (Morini et al., 2008).

El número de mediciones y el tiempo de descanso también son variables que difieren entre unos protocolos de medida y otros. En algunos estudios tomaron cinco mediciones (Blacker et al., 2010; Roth et al., 2017b), sin embargo, el tiempo de descanso varió en cada estudio. Otros investigadores tomaron tres mediciones, pero el tiempo de descanso varió de la primera a la segunda medición y de la segunda a la tercera medición (48 horas y una semana) (Guilhem et al., 2014a; Kienbacher et al., 2014). En otro estudio se tomaron dos medidas con un descanso de una semana entre las dos (Dervisevic et al., 2007). Además, el número de series y repeticiones entre los estudios fue diferente.

En general, todos los protocolos de evaluación de la fuerza del tronco son fiables, sin embargo, unos estudios diferencian el sexo en la muestras mientras que otros no (Cowley et al., 2009; Guilhem et al., 2014b; Karataş et al., 2002; Müller et al., 2014; Orri & Darden, 2008b). Findley et al. (2000) comprobaron que en la posición de pie el torque pico de la flexión de tronco es mayor que en posición sentado a una velocidad de 60 °/s ( $p < 0.05$ ) y en mujeres solo el trabajo aumenta significativa cuando los flexores del tronco se evalúan a 60 °/s en la posición de pie. Sin embargo, en la extensión del tronco no se encontraron diferencias entre sexo (Findley et al., 2000).

Después de analizar la literatura existente, no queda claro cómo cada una de las posibles variables de estudio influye en la evaluación de la fuerza del

tronco. Es necesario estudiar la confiabilidad en cada una de estas variables críticas para determinar qué velocidad, qué posición, qué rango de movimiento y qué sistema de estabilización son los más adecuados para la mejor evaluación de los músculos del tronco. En la actualidad, la literatura disponible no es suficiente para evaluar todas las variables descritas, por ello surgen nuevos dispositivos que permiten controlar todas estas variables como la DEMF. Este tipo de dispositivos parece ser más funcional, y eso podría eliminar estas dificultades en la evaluación de la fuerza, como se ha demostrado en otra musculatura (Cerdeira Vega et al., 2018; Chamorro et al., 2018).

# Objetivos Generales y Específicos



## **8 Objetivo General**

Analizar la validez y fiabilidad de un test para evaluar la fuerza estática y dinámica de los flexores y extensores del tronco a través de dinamometría electromecánica funcional.

Con el propósito de conseguir el objetivo general de la tesis, se ha dividido en tres estudios, cada uno de ellos con sus objetivos específicos e hipótesis.

## **9 Objetivos específicos**

### **9.1 Estudio I: Validez y fiabilidad concurrente de un DEMF para la evaluación de la velocidad lineal**

1. Determinar la fiabilidad y la validez concurrente de Dynasystem para medir las diferentes velocidades isocinéticas 0.40, 0.60, 0.80, 1.00, 1.20  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ).
2. Identificar el rango real de velocidad isocinética alcanzado por Dynasystem en las diferentes velocidades prescritas.

### **9.2 Estudio II: Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los flexores del tronco a través de DEMF**

1. Determinar la fiabilidad absoluta y relativa de un test funcional de tronco utilizando dinamometría electromecánica funcional en la evaluación isométrica e isocinética de la fuerza de los flexores de tronco.

2. Comparar la fiabilidad absoluta y relativa de la fuerza media y la fuerza pico de los flexores de tronco.
3. Determinar que condición isocinética está mejor relacionada con la fuerza isométrica máxima.

### **9.3 Estudio III: Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los extensores del tronco a través de DEMF**

1. Determinar la fiabilidad absoluta y relativa de un test funcional de tronco utilizando dinamometría electromecánica funcional en la evaluación isométrica e isocinética de la fuerza de los extensores de tronco.
2. Comparar la fiabilidad absoluta y relativa de la fuerza media y la fuerza pico de los extensores de tronco
3. Determinar que condición isocinética está mejor relacionada con la fuerza isométrica máxima.





# **Hipótesis**

---



## **10 Hipótesis**

### **10.1 Estudio I: Validez y fiabilidad concurrente de un DEMF para la evaluación de la velocidad lineal**

1. Dynasystem proporcionará una alta fiabilidad para todas las variables, mientras que la validez concurrente de Dynasystem con respecto a un gold estándar (transductor de velocidad lineal (LVT) como el T-force será alta para todas las velocidades prescritas.
2. El rango real de velocidad isocinética disminuirá al aumentar la velocidad, pero el tiempo en alcanzar la velocidad isocinética (TAVI) y el tiempo en la velocidad isocinética (TVI) será constante para cada velocidad.

### **10.2 Estudio II: Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los flexores del tronco a través de DEMF**

1. Las velocidades bajas y los rangos de movimientos cortos son más fiables que las velocidades altas y los rangos amplios.
2. La fuerza media es más fiable que la fuerza pico en la evaluación de los flexores de tronco.
3. Las velocidades bajas están mejor relacionadas con la evaluación isométrica de los flexores de tronco.

### **10.3 Estudio III: Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los extensores del tronco a través de DEMF**

1. Las velocidades bajas y los rangos de movimientos cortos son más fiables que las velocidades altas y los rangos amplios.
2. La fuerza media es más fiable que la fuerza pico en la evaluación de los extensores de tronco.
3. Las velocidades bajas están mejor relaciones con la evaluación isométrica de los extensores de tronco.



# Metodología de la Investigación



## 11 Metodología de la Investigación

### 11.1 Diseño de investigación

En el primer estudio se utilizó un diseño cuantitativo experimental para estudiar la validez y fiabilidad concurrente del dispositivo de medida, mientras que en el segundo y tercer estudio se utilizó un diseño cuantitativo cuasiexperimental para estudiar la fiabilidad de las diferentes condiciones en la evaluación de la fuerza de los flexores y extensores de tronco.

En la Tabla 3 se resumen los tres estudios con su diseño y los participantes correspondiente.

**Tabla 3.** Diseño de investigación y participantes

<i>Número del estudio</i>	<i>Tipo de estudio</i>	<i>Participantes</i>
Validez y fiabilidad concurrente de un DEMF para la evaluación de la velocidad	<i>Medidas repetidas test-retest</i>	<i>Se utilizó el número de repeticiones (n = 15) realizadas por el dispositivo para evitar la variabilidad biológica en el estudio.</i>
Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los flexores del tronco a través de DEMF	<i>Medidas repetidas test-retest</i>	<i>Treinta y siete estudiantes masculinos voluntarios físicamente activos (edad 21.4 ± 2.1 años, pesos</i>



		<i>69.2 ± 6.9 kg, altura 1.7 ± 0.1 m y IMC 23.0± 1.6 kg/m<sup>2</sup>).</i>
Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los extensores del tronco a través de DEMF	<i>Medidas repetidas test-retest</i>	<i>Treinta y dos estudiantes masculinos voluntarios físicamente activos (edad 21.46 ± 2.1 años, peso 69.22 ± 6.85 kg, altura 1.73.5 ± 0.07 m y IMC 22.98 ± 1.607 kg/m<sup>2</sup>).</i>

Todos los estudios y protocolos incluidos en la presente tesis doctoral cumplen con la declaración de Helsinki 2013 y fueron aprobados por el Comité de Ética de la Universidad de Granada, España (n350/CEIH/2017) (Anexo 1).

## 11.2 ESTUDIO I: Validez y fiabilidad concurrente de un DEMF para la evaluación de la velocidad lineal

### 11.2.1 Aproximación experimental al problema

Los datos se tomaron simultáneamente con Dynasystem y el LVT (T-Force; considerado gold estándar) en dos sesiones separadas de 48 horas (Figura 18). Las dos sesiones fueron idénticas y consistieron en 15 repeticiones a las cinco velocidades isocinéticas ( $0.40, 0.60, 0.80, 1.00, 1.20 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) con un rango de 40 cm (un total de 75 repeticiones por sesión). Se tuvo en cuenta que un rango de movimiento de 40 cm es un desplazamiento plausible para ejercicios de entrenamiento de fuerza como la sentadilla o el press de banca. La velocidad isocinética fue entregada por Dynasystem. Se conectó una banda elástica al cable de Dynasystem y fue tirada por un investigador al inicio del rango de movimiento.

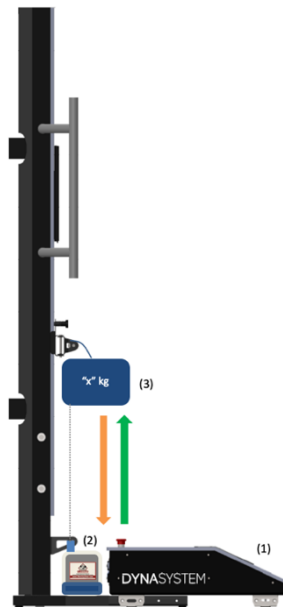


Figura 18. Configuración de la recopilación de datos con Dyansystem y T-Force

## 11.2.2 Material y Métodos

### 11.2.2.1 Procedimientos

El protocolo de evaluación se desarrolló en el laboratorio del movimiento natural controlado de la Universidad de Granada, España. Para la medición de la velocidad, se enganchó el cable del transductor de velocidad lineal (T-Force™; gold estándar) al extremo proximal del dinamómetro electromecánico funcional Dynasystem. Los puntos de inicio y finalización de la fase isocinética (<0.01 m·s<sup>-1</sup> de diferencia con respecto a la velocidad preestablecida) se determinaron con Dynasystem (Figura 19)). Posteriormente, la velocidad promedio de la fase isocinética identificada con Dynasystem se evaluó con Dynasystem y T-Force. El porcentaje de la fase isocinética con respecto a todo el rango de movimiento se calculó de la siguiente manera:

$$\% \text{ Rango Isocinético} = \frac{\text{Duración de la fase isocinética}}{\text{Duración de la repetición}} \times 100$$

### 11.2.2.2 Instrumentos y Toma de Datos

Transductor lineal de velocidad (T-Force® system, Ergotech, Murcia, España). Es un dinamómetro isoercial que consiste en un transductor de velocidad lineal con una extensión de cable interconectado a un ordenador personal por medio de una placa de adquisición de datos analógico digital con resolución de 14 bits. El software personalizado T-Force (v.2.28) calcula automáticamente la velocidad instantánea a una frecuencia de muestreo de 1000 Hz. La alta fiabilidad y validez del sistema T-Force se ha informado en diferentes estudios (Courel-Ibáñez et al., 2019; Perez-Castilla et al., 2020; Sánchez-Medina &

González-Badillo, 2011) y el T-Force se ha utilizado comúnmente para evaluar la validez concurrente de otros dispositivos diseñados para monitorear la velocidad de movimiento (García-Ramos et al., 2018; Gomez-Piriz et al., 2013).

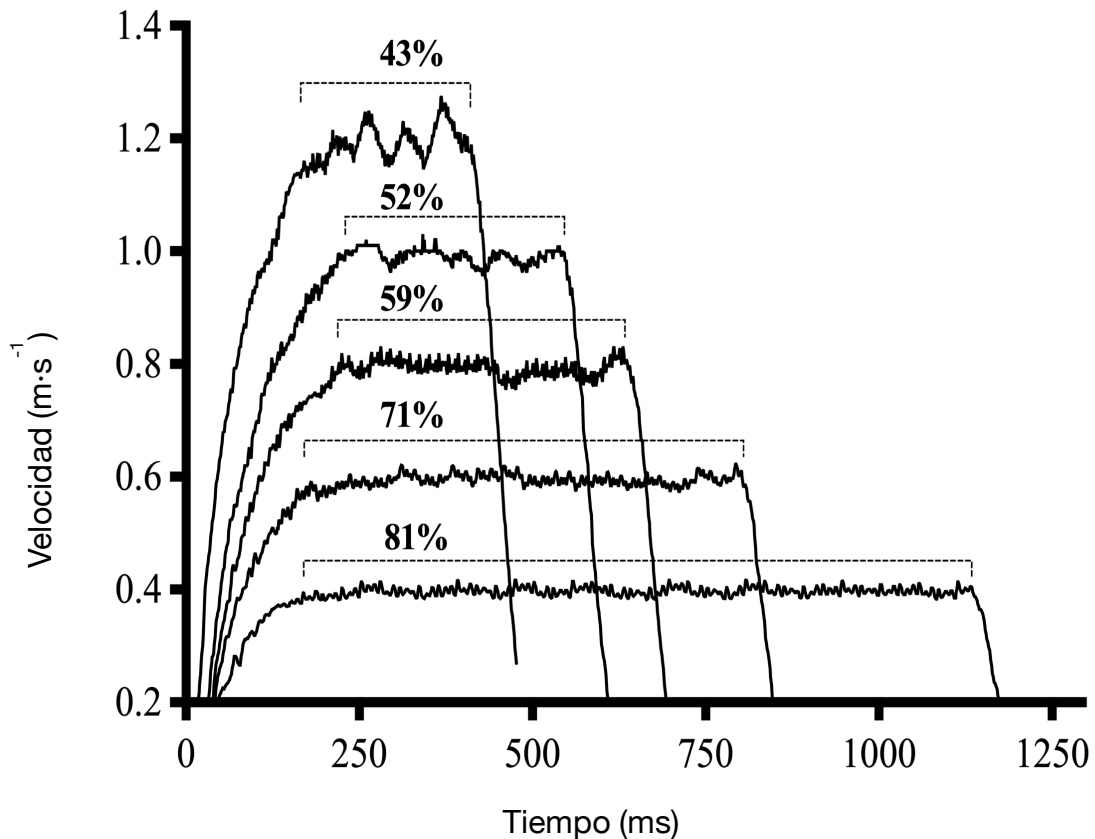


Figura 19. Porcentaje de duración de la fase isocinética en las diferentes velocidades

Dynasystem® (Dynasystem® Research, Symotech, Granada, España). Dynasystem es un DEMF con aplicaciones potenciales en los campos de rehabilitación, rendimiento deportivo e investigación. Su núcleo de control regula con precisión tanto la fuerza como la velocidad angular a través de su motor eléctrico de 2000 W. El usuario debe aplicar fuerza sobre una cuerda que se enrolla en un rodillo, controlando y midiendo tanto la fuerza como la velocidad lineal. Una celda de carga detecta la tensión aplicada a la cuerda y

la señal resultante va a un convertidor analógico digital con resolución de 12 bits. Las mediciones de desplazamiento y velocidad se recopilan a través de codificador de 2500 ppr conectado al rodillo. Los datos de los diferentes sensores se recopilan a una frecuencia de 1 kHz.

### **11.2.2.3 Estadística**

El procesamiento de velocidad isocinética preestablecido se realizó con Matlabr2017a (The Mathworks, Inc., Natick, MA, EE. UU.). La fiabilidad de tres variables (velocidad media, TAVI y TVI) se evaluó para Dynasystem a través del error de medición estándar (SEM), el coeficiente de variación (CV) y sus respectivos intervalos de confianza (IC) del 95%. Se consideró un CV <5% y <10% para una fiabilidad aceptable y alta, respectivamente (James et al., 2017). Se consideró que los datos de la primera y segunda sesión exploraban la validez concurrente de los valores de velocidad media recopilados con Dynasystem con respecto a T-Force. Se utilizaron pruebas t de muestras pareadas, gráficos de Bland-Altman (sesgo sistemático y límites de concordancia del 95%) y el coeficiente de correlación producto-momento de Pearson (r) para evaluar la validez concurrente. La heterocedasticidad de los errores también se identificó en los gráficos de Bland-Altman y se definió como un coeficiente de determinación ( $r^2$ ) > 0.1. El criterio para interpretar la fuerza de los coeficientes r fue el siguiente: trivial (<0.10), pequeño (0.10–0.29), moderado (0.30–0.49), alto (0.50–0.69), muy alto (0.70–0.89) o prácticamente perfecto (> 0.90) (William G. Hopkins et al., 2009). Los análisis de fiabilidad se realizaron mediante una hoja de cálculo Excel personalizada (Hopkins, 2015),

mientras que otros análisis estadísticos se realizaron con el paquete de software SPSS (IBM SPSS versión 22.0, Chicago, IL, EE. UU.) Y se utilizó un Graphpad PRISM para la construcción de figuras (versión GraphPad 7.0A San Diego, CA, EE. UU.).

## 11.3 ESTUDIO II: Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los flexores del tronco a través de DEMF

### 11.3.1 Participantes

Treinta y siete estudiantes varones voluntarios físicamente activos (edad  $21.4 \pm 2.1$  años, masa corporal  $69.2 \pm 6.9$  kg, altura  $1.7 \pm 0.1$  m e índice de masa corporal (IMC)  $23.0 \pm 1.6$  kg/m<sup>2</sup>; los datos se presentan como media y desviación estándar (DE)) fueron reclutados de la comunidad universitaria (Tabla 4). Todos los participantes fueron informados respecto a la naturaleza, los objetivos y los riesgos asociados con el procedimiento experimental antes de entregar el consentimiento informado para participar. Todos los participantes entregaron su consentimiento informado antes de ser partícipe del estudio (Anexo 2).

**Tabla 4.** Características de los participantes

	Edad (años)	Masa Corporal (kg)	Altura (m)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	OLBPD (%)	ROM 100% (cm)	ROM 25% (cm)	ROM 50% (cm)
Media	$21.4 \pm 2.1$	$69.2 \pm 6.9$	$1.7 \pm 0.1$	$23.0 \pm 1.6$	$3.1 \pm 3.9$	$51.4 \pm 3.3$	$13.0 \pm 0.9$	$25.8 \pm 1.6$
Mínimo	19.0	59.1	1.6	19.4	0.0	45.2	11.0	23.0
Máximo	27.0	81.9	1.9	25.0	16.0	59.4	15.0	30.0

Nota: Los datos están presentados media  $\pm$  DE. ROM, rango de movimiento; IMC, índice de masa corporal, OLBPD, oswestry low back pain disability.

#### 11.3.1.1 Criterios de inclusión

- Sujetos físicamente activos.
- Mayores de 18 años.

- Índice inferior al 20% en el cuestionario Oswestry Low Back Pain Disability (Anexo 3).
- Ausencia de lesiones musculoesquelética que le impidan realizar el test.
- No tener experiencia en el uso de dispositivos isocinéticos.

#### **11.3.1.2 Criterios de Exclusión**

- Índice de masa corporal superior a 25 kg/m<sup>2</sup>.
- La presencia de cualquier alteración extra que pudiese afectar la realización de la prueba.
- Entrenamiento específico de fuerza en la musculatura del tronco.

### **11.3.2 Material y Métodos**

#### **11.3.2.1 Procedimientos**

Se utilizó un diseño de medidas repetidas para evaluar la fuerza de los flexores del tronco con diferentes protocolos. Todas las sesiones de prueba se desarrollaron en el laboratorio del movimiento natural controlado de la Universidad de la Santísima Concepción (Chile). Después de dos sesiones de familiarización, los participantes asistieron al laboratorio en dos días separados (al menos 48 h de diferencia) durante dos semanas. En cada día de prueba, los participantes completaron diferentes condiciones de velocidad (V) y de rango de movimiento (R). Se pidió a los participantes que mantuvieran su nivel de actividad física durante las dos semanas del estudio. Todas las evaluaciones fueron realizadas por el mismo evaluador con una experiencia con el dispositivo demás de tres años, a la misma hora del día (1 h) para cada



participante y en condiciones ambientales similares (21°C y 60% de humedad). El orden de las velocidades y el rango de movimientos fueron establecidos al azar. Este orden se llevó a cabo en las dos sesiones de prueba (test-retest).

### **11.3.2.2 Instrumento**

La fuerza isométrica e isocinética del tronco se evaluó con el dinamómetro Dynasystem Research Functional (SYMOTECH, Granada, España) con una precisión de tres mm para desplazamiento, 100 g para una carga detectada, una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz y un rango de velocidades entre 0.05 m·s<sup>-1</sup> a 2.80 m·s<sup>-1</sup>, junto con un banco estándar, un sistema de poleas y un sistema de sujeción (Figura 20).



Figura 20. ía Electromecánico Funcional Dynasystem

### **11.3.2.3 Rango de movimiento**

La distancia entre el trocánter mayor y el acromio se midió manualmente para establecer el rango de movimiento. Las mediciones se realizaron aplicando el

protocolo de medición antropométrica basada en la recomendación validada internacionalmente (Stewart et al., 2011), utilizando una cinta métrica de la marca SECA®. Esa distancia representaba el 100% del rango de movimiento. Se calculó el 25% ( $R_1$ ) y el 50% ( $R_2$ ) de esa distancia para establecer el rango de movimiento durante la ejecución de la prueba (Figura 21). Estos ROM se establecen en la pantalla de configuración del ejercicio en el dispositivo antes de la ejecución de la prueba y esto corresponde al curso de la cuerda medido en centímetros.

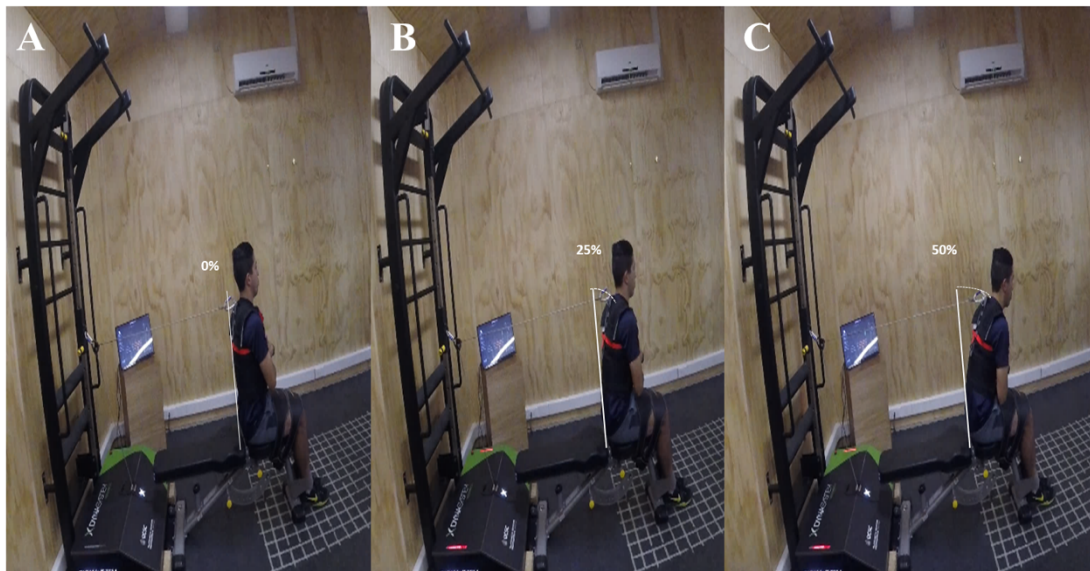


Figura 21. Participante realizando un esfuerzo máximo de flexión del tronco en el dinamómetro electromecánico funcional Dynasystem con los tres rangos de movimientos establecidos (A = rango 0%; B = rango 25%; C = rango 50%)

#### 11.3.2.4 Posición

Los participantes fueron colocados en un banco plano con los pies apoyados en el suelo. Luego, los participantes se estabilizaron en la posición de prueba (sentado) con correas. Para evitar el deslizamiento hacia adelante en el banco se utilizaron cinturones apropiados que empujaron la pelvis y las piernas hacia

abajo y hacia atrás, sin ser incómodos para los participantes. Al ser el objeto de estudio la evaluación de la fuerza de flexión del tronco, la postura sentada ayuda a aislar estos músculos mejor, reduciendo la acción del músculo iliopsoas en una cadena cinética cerrada. Adicionalmente, la postura sentada proporciona una mayor estabilidad al fijar la pelvis. La flexión de la rodilla en la posición sentada reduce la tensión de los isquiotibiales, favoreciendo la cinemática lumbopélvica (inclinación anterior durante la flexión del tronco) y la reducción del estrés biomecánico junto con el consiguiente riesgo de dolor lumbar (Jandre Reis & Ribero Macedo, 2015; Sadler et al., 2017). La posición inicial fue sentada con el tronco en un ángulo de 90 grados con respecto al muslo (Figura 21).

#### **11.3.2.5 Protocolo de familiarización**

Los participantes primero asistieron a dos sesiones de familiarización de 90 minutos sobre el DEMF y los procedimientos. La familiarización consistió en un calentamiento general para ambas sesiones de prueba, que consistió en cinco minutos de trote suave (latidos por minuto  $<130$ ; medido con un Polar M400), cinco minutos de movilidad articular y tres ejercicios de 15 s de plancha frontal y puente de glúteos. Seguidamente se realizó un calentamiento general de cuatro series de cinco repeticiones (dos repeticiones submáximas y tres repeticiones 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 de movimiento corto ( $R_1 = 25\%$ ) y un rango de movimiento amplio ( $R_2 = 50\%$ ). Entre serie y serie se realizó un descanso de tres minutos.

### 11.3.2.6 Protocolo de prueba

Los participantes llegaron en buenas condiciones al comienzo de cada sesión de prueba. Las instrucciones para los participantes fueron siempre las mismas y nunca se dio feedback. Después del mismo calentamiento que se realizó durante los protocolos de familiarización, los participantes descansaron durante cinco minutos antes de comenzar el test. La prueba consistió en seis series de cuatro repeticiones máximas consecutivas, de flexores del tronco a  $V_1R_1$  ( $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 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),  $V_3R_2$  ( $0,45 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 50% cm) y  $V_0R_{90}$  ( $0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ , 90 grados). Se dio una pausa de tres minutos entre series. Después del descanso, se realizó una contracción isométrica máxima de cinco segundos, en una posición sentada con el tronco en un ángulo de 90 grados con respecto al muslo (Figura 22).

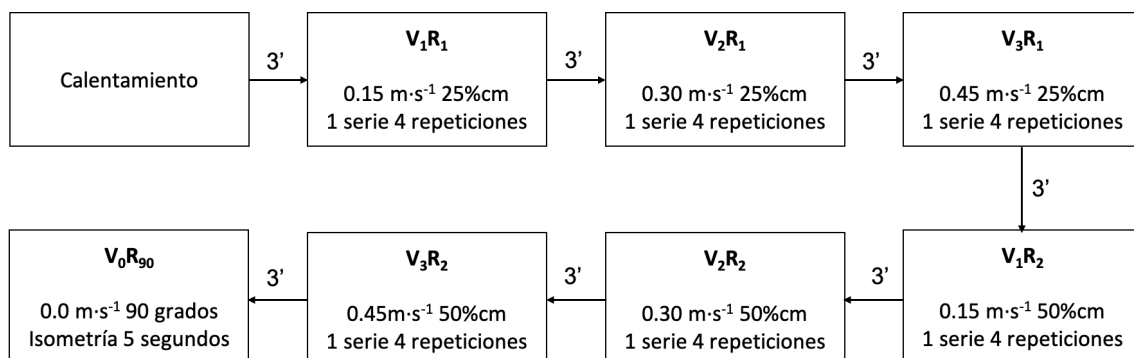


Figura 22. Protocolo de evaluación

### 11.3.2.7 Estadística

#### 11.3.2.7.1 Variables de resultado

Se tomaron las tres repeticiones máximas de la fuerza media y la fuerza pico en la fase concéntrica y excéntrica para calcular la fuerza dinámica. En el cálculo de la fuerza isométrica, se tomó el valor máximo y el valor medio de la repetición.

#### 11.3.2.7.2 *Calculo tamaño muestral*

Para evaluaciones test-retest sin grupo control, la teoría estadística predice intervalos de confianza  $(d) = \pm t_{0.975, n-1} \cdot s \cdot \sqrt{2}/\sqrt{n}$  para los cambios en la media, donde  $n$  es el tamaño muestral,  $s$  el error estándar de medición y el estadístico. Igualando la expresión:

$$N = 2(t^*s/d)^2 = 8s^2/d^2$$

El tamaño muestral es proporcional al cuadrado del SEM. Estudios previos (Dervisevic et al., 2007; Guilhem et al., 2014d; Roth et al., 2017a) han mostrado valores del SEM cercanos al 6,8% usando dinamómetros isocinéticos en el registro de la fuerza muscular del tronco. Asumiendo que el mínimo cambio clínicamente relevante ( $d$ ) sea 5%, entonces el tamaño muestral sería de mínimo 24 sujetos. Asumiendo que puede existir abandono por parte de algún participante en el estudio, realizaremos el estudio con un mínimo 30 sujetos voluntarios.

#### 11.3.2.7.3 *Fiabilidad*

Los datos descriptivos se presentan como media y SD. La distribución de los datos se verificó mediante la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. La fiabilidad se evaluó mediante pruebas  $t$  de muestras pareadas con el tamaño del efecto (ES), el CV y el CCI, con intervalos de confianza del 95%. La escala

utilizada para interpretar la magnitud del ES fue específica para la investigación de entrenamiento: insignificante ( $<0.2$ ), pequeña ( $0.2-0.5$ ), moderada ( $0.5-0.8$ ) y grande ( $> 0.8$ ) (Cohen, 1988). La fiabilidad observada en cada condición de evaluación se informó utilizando el DEMF. Para la relación entre las pruebas isométricas y las pruebas dinámicas, se calculó un coeficiente de correlación de Pearson con un intervalo de confianza del 95%. Siguiendo a Hopkins et al. (2009), clasificamos la magnitud de los valores del coeficiente de correlación intraclase a través de una escala cualitativa: los valores cercanos a 0.1 se consideran de baja fiabilidad; 0.3, moderado; 0.5, alto; 0.7, muy alto; y aquellos cercanos a 0.9, extremadamente altos (HOPKINS et al., 2009). Los análisis de fiabilidad se realizaron utilizando una hoja de cálculo personalizada (Hopkins, 2015), mientras que el paquete de software JASP (versión 0.9.1.0, <http://www.jasp-stats.org>) se utilizó para todos los demás análisis.

## 11.4 ESTUDIO III: Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los extensores del tronco a través de DEMF

### 11.4.1 Participantes

Treinta y dos estudiantes varones voluntarios físicamente activos (edad  $21.5 \pm 2.0$  años, masa corporal  $69.9 \pm 7.0$  kg, altura  $1.8 \pm 0.1$  m e índice de masa corporal (IMC)  $22.9 \pm 1.6$  kg/m<sup>2</sup>; los datos se presentan como media y desviación estándar (DE)) fueron reclutados de la comunidad universitaria (Tabla 5). Todos los participantes fueron informados respecto a la naturaleza, los objetivos y los riesgos asociados con el procedimiento experimental antes de entregar el consentimiento informado para participar. Todos los participantes entregaron su consentimiento informado antes de ser partícipe del estudio (Anexo 2).

Nota: Los datos están presentados media  $\pm$  DE. ROM, rango de movimiento; IMC, índice de

**Tabla 5.** Características de los participantes

	Edad (años)	Masa Corporal (kg)	Altura (m)	IMC (kg/m <sup>2</sup> )	OLBPD (%)	ROM 100% (cm)	ROM 25% (cm)	ROM 50% (cm)
Media	$21.5 \pm 2.0$	$69.9 \pm 7.0$	$1.8 \pm 0.1$	$22.9 \pm 1.6$	$2.7 \pm 3.7$	$51.5 \pm 3.5$	$12.9 \pm 1.0$	$25.8 \pm 1.7$
Mínimo	19.0	59.1	1.6	19.4	0.0	45.2	11.0	23.0
Máximo	27.0	81.9	1.9	25.0	16.0	59.4	15.0	30.0

masa corporal, OLBPD, oswestry low back pain disability.

#### 11.4.1.1 Criterios de inclusión

- Sujetos físicamente activos.

- Mayores de 18 años.
- Índice inferior al 20% en el cuestionario Oswestry Low Back Pain Disability (Anexo 3).
- Ausencia de lesiones musculoesqueléticas que le impidan realizar el test.
- No tener experiencia en el uso de dispositivos isocinéticos.

#### **11.4.1.2 Criterios de Exclusión**

- Índice de masa corporal superior a 25 kg/m<sup>2</sup>.
- La presencia de cualquier alteración extra que pudiese afectar la realización de la prueba.
- Entrenamiento específico de fuerza en la musculatura del tronco.

### **11.4.2 Material y Métodos**

#### **11.4.2.1 Procedimientos**

Se usó un diseño de medidas repetidas para evaluar la fuerza de los flexores del tronco con diferentes protocolos. Todas las sesiones de prueba se desarrollaron en el laboratorio del movimiento natural controlado de la Universidad de la Santísima Concepción (Chile). Después de dos sesiones de familiarización, los participantes asistieron al laboratorio en dos días separados (al menos 48 h de diferencia) durante dos semanas. En cada día de prueba, los participantes completaron diferentes condiciones de velocidad (V) y de rango de movimiento (R). Se pidió a los participantes que mantuvieran su nivel de actividad física durante las dos semanas del estudio. Todas las evaluaciones



fueron realizadas por el mismo evaluador con una experiencia con el dispositivo además de tres años, a la misma hora del día (1 h) para cada participante y en condiciones ambientales similares (21 °C y 60% de humedad). El orden de las velocidades y el rango de movimientos fueron establecidos al azar. Este orden se llevó a cabo en las dos sesiones de prueba (test-retest).

#### **11.4.2.2 Instrumento**

La fuerza isométrica e isocinética del tronco se evaluó con el dinamómetro Dynasystem Research Functional (SYMOTECH, Granada, España) con una precisión de tres mm para desplazamiento, 100 g para una carga detectada, una frecuencia de muestreo de 1,000 Hz y un rango de velocidades entre 0.05 m·s<sup>-1</sup> a 2.80 m·s<sup>-1</sup>, junto con un banco estándar, un sistema de poleas y un sistema de sujeción (Figura 23).



*Figura 23. Dinamómetro Electromecánico Funcional Dynasystem*

### 11.4.2.3 Rango de movimiento

La distancia entre el trocánter mayor y el acromio se midió manualmente para establecer el rango de movimiento. Las mediciones se realizaron aplicando el protocolo de medición antropométrica basada en la recomendación validada internacionalmente (Stewart et al., 2011), utilizando una cinta métrica de la marca SECA®. Esa distancia representaba el 100% del rango de movimiento. Se calculó el 25% ( $R_1$ ) y el 50% ( $R_2$ ) de esa distancia para establecer el rango de movimiento durante la ejecución de la prueba (Figura 24). Estos ROM se establecen en la pantalla de configuración del ejercicio en el dispositivo antes de la ejecución de la prueba y esto corresponde al curso de la cuerda medido en centímetros.

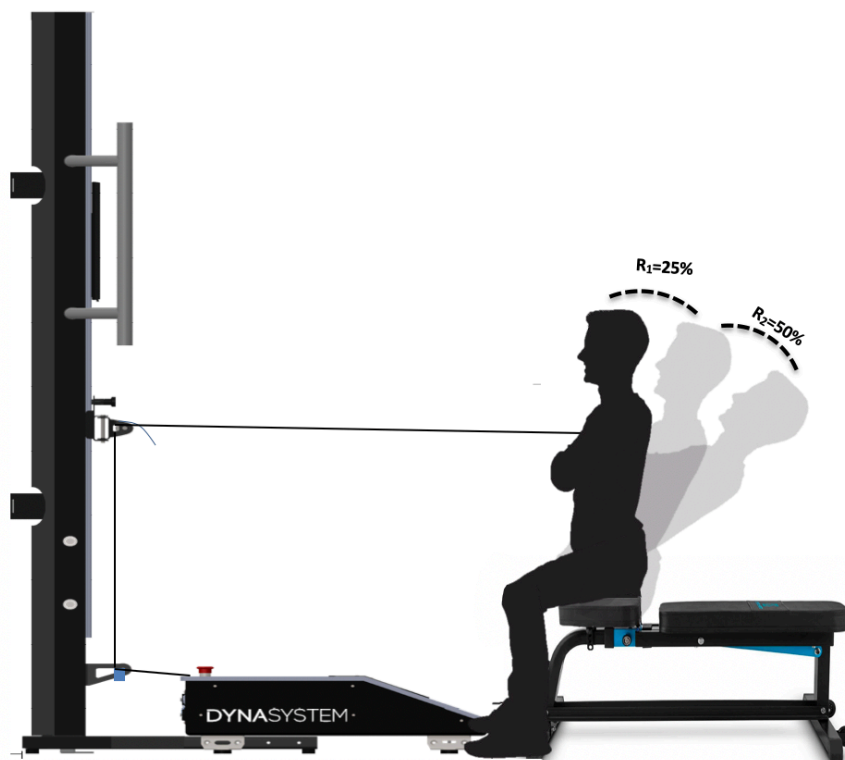


Figura 24. Participante realizando un esfuerzo máximo de extensión del tronco en el dinamómetro electromecánico funcional Dynasystem con los tres rangos de movimientos establecidos

#### **11.4.2.4 Posición**

Los participantes fueron colocados en un banco plano con los pies apoyados en el suelo. Luego, los participantes se estabilizaron en la posición de prueba (sentado) con correas. Para evitar el deslizamiento hacia adelante en el banco se utilizaron cinturones apropiados que empujaron la pelvis y las piernas hacia abajo y hacia atrás, sin ser incómodos para los participantes. Al ser el objeto de estudio la evaluación de la fuerza de extensión del tronco, la postura sentada ayuda a aislar estos músculos mejor, reduciendo la acción del músculo iliopsoas en una cadena cinética cerrada. Adicionalmente, la postura sentada proporciona una mayor estabilidad al fijar la pelvis. La flexión de la rodilla en la posición sentada reduce la tensión de los isquiotibiales, favoreciendo la cinemática lumbopélvica (inclinación anterior durante la flexión del tronco) y la reducción del estrés biomecánico junto con el consiguiente riesgo de dolor lumbar (Jandre Reis & Ribero Macedo, 2015; Sadler et al., 2017). La posición inicial fue sentada con el tronco en un ángulo de 90 grados con respecto al muslo (Figura 24).

#### **11.4.2.5 Protocolo de familiarización**

Los participantes primero asistieron a dos sesiones de familiarización de 90 minutos sobre el DEMF y los procedimientos. La familiarización consistió en un calentamiento general para ambas sesiones de prueba, que consistió en cinco minutos de trote suave (latidos por minuto <130; medido con un Polar M400), cinco minutos de movilidad articular y tres ejercicios de 15 s de plancha frontal y puente de glúteos. Seguidamente se realizó un calentamiento general de

cuatro series de cinco repeticiones (dos repeticiones submáximas y tres repeticiones 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 de movimiento corto ( $R_1 = 25\%$ ) y un rango de movimiento amplio ( $R_2 = 50\%$ ). Entre serie y serie se realizó un descanso de tres minutos.

#### 11.4.2.6 Protocolo de prueba

Los participantes llegaron en buenas condiciones al comienzo de cada sesión de prueba. Las instrucciones para los participantes fueron siempre las mismas y nunca se dio feedback. Después del mismo calentamiento que se realizó durante los protocolos de familiarización, los participantes descansaron durante cinco minutos antes de comenzar el test. La prueba consistió en seis series de cuatro repeticiones máximas consecutivas, de extensores del tronco a  $V_1R_1$  ( $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $25\%$  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),  $V_3R_2$  ( $0,45 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $50\%$  cm) y  $V_0R_{90}$  ( $0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ,  $90$  grados). Se dio una pausa de tres minutos entre series. Después del descanso, se realizó una contracción isométrica máxima de cinco segundos, en una posición sentada con el tronco en un ángulo de  $90$  grados con respecto al muslo (Figura 25).

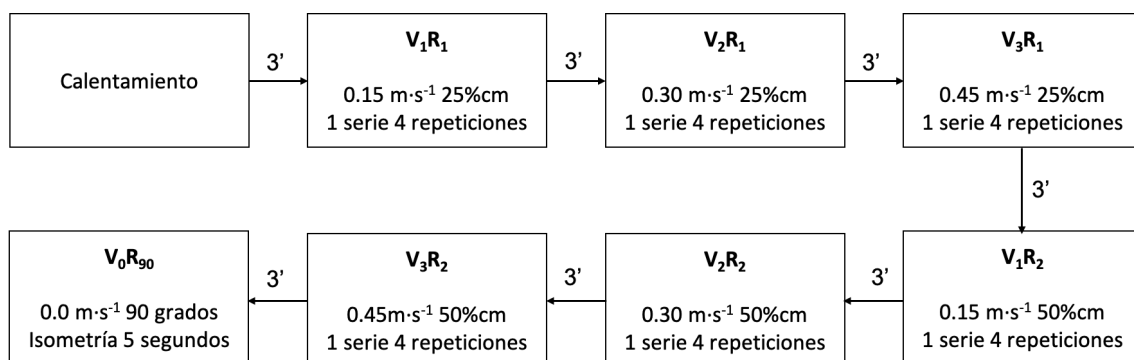


Figura 25. Protocolo de evaluación

### **11.4.2.7 Estadística**

#### *11.4.2.7.1 Variables de resultado*

Se tomaron las tres repeticiones máximas de la fuerza media y la fuerza pico en la fase concéntrica y excéntrica para calcular la fuerza dinámica. En el cálculo de la fuerza isométrica, se tomó el valor máximo y el valor medio de la repetición.

#### *11.4.2.7.2 Calculo tamaño muestral*

Para evaluaciones test-retest sin grupo control, la teoría estadística predice intervalos de confianza  $(d) = \pm t_{0.975, n-1} \cdot s \cdot \sqrt{2}/\sqrt{n}$  para los cambios en la media, donde  $n$  es el tamaño muestral,  $s$  el error estándar de medición y el estadístico. Igualando la expresión:

$$N = 2(t^*s/d)^2 = 8s^2/d^2$$

El tamaño muestral es proporcional al cuadrado del SEM. Estudios previos (Dervisevic et al., 2007; Kienbacher et al., 2014; Müller et al., 2014) han mostrado valores del SEM cercanos al 10% usando dinamómetros isocinéticos en el registro de la fuerza muscular del tronco. Asumiendo que el mínimo cambio clínicamente relevante ( $d$ ) sea 5%, entonces el tamaño muestral sería de mínimo 24 sujetos. Asumiendo que puede existir abandono por parte de algún participante en el estudio, realizaremos el estudio con un mínimo 30 sujetos voluntarios

#### *11.4.2.7.3 Fiabilidad*

Los datos descriptivos se presentan como media y SD. La distribución de los datos se verificó mediante la prueba de normalidad de Shapiro-Wilk. La fiabilidad se evaluó mediante pruebas t de muestras pareadas con el tamaño del efecto (ES), el CV y el CCI, con intervalos de confianza del 95%. La escala utilizada para interpretar la magnitud del ES fue específica para la investigación de entrenamiento: insignificante ( $<0.2$ ), pequeña ( $0.2-0.5$ ), moderada ( $0.5-0.8$ ) y grande ( $> 0.8$ ) (Cohen, 1988). La fiabilidad observada en cada condición de evaluación se informó utilizando el DEMF. Para la relación entre las pruebas isométricas y las pruebas dinámicas, se calculó un coeficiente de correlación de Pearson con un intervalo de confianza del 95%. Siguiendo a Hopkins et al. (2009), clasificamos la magnitud de los valores del coeficiente de correlación intraclase a través de una escala cualitativa: los valores cercanos a 0.1 se consideran de baja fiabilidad; 0.3, moderado; 0.5, alto; 0.7, muy alto; y aquellos cercanos a 0.9, extremadamente altos (HOPKINS et al., 2009). Los análisis de fiabilidad se realizaron utilizando una hoja de cálculo personalizada (Hopkins, 2015), mientras que el paquete de software JASP (versión 0.9.1.0, <http://www.jasp-stats.org>) se utilizó para todos los demás análisis.



# **Resultados**

---





## **12 Resultados**

Los resultados se agrupan en tres partes en relación a cada estudio de investigación realizado:

### **12.1 ESTUDIO I: Validez y fiabilidad concurrente de un dinamómetro electromecánico funcional para la evaluación de la velocidad lineal**

#### *Fiabilidad*

La fiabilidad de Dynasystem para las diferentes variables se presenta en la Tabla 6. La fiabilidad de la velocidad media fue alta para todas las velocidades isocinéticas ( $CV \leq 0.24\%$ ). La fiabilidad del TAVI también fue alta en condiciones de velocidad de 0.4, 0.6, 0.8 y 1.0 ( $CV \leq 2.83\%$ ) pero solo fue aceptable en la condición de velocidad 1.2 ( $CV = 9.70\%$ ). La confiabilidad del TVI fue alta en condiciones de velocidad 0.4, 0.6, 0.8 ( $CV \leq 2.26\%$ ) y aceptable en condiciones de velocidad 1.0 y 1.2 ( $CV = 8.33\%$  y  $8.94\%$ , respectivamente).

#### *Validez*

Se observó un sesgo sistemático en los valores de velocidad media entre Dynasystem y T-Force (todos  $p < 0.05$ ) (Figura 26). Dynasystem proporcionó una velocidad media más alta para todas las velocidades isocinéticas, siendo las diferencias acentuadas a velocidades de movimiento más altas (por ejemplo, diferencias absolutas de  $0.042 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  y  $0.161 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  para las condiciones de velocidad 0.4 y 1.2, respectivamente). La heterocedasticidad de los errores se observó generalmente para todas las condiciones de velocidad con la única excepción de la condición de velocidad 1.0 que

muestra diferencias más bajas entre Dynasystem y T-Force a velocidades de movimiento más altas. Sin embargo, las gráficas de Bland-Altman revelaron errores aleatorios muy bajos ( $<0.06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) y se observaron correlaciones prácticamente perfectas entre Dynasystem y T-Force ( $r = 0.996$ ) (Figura 27).

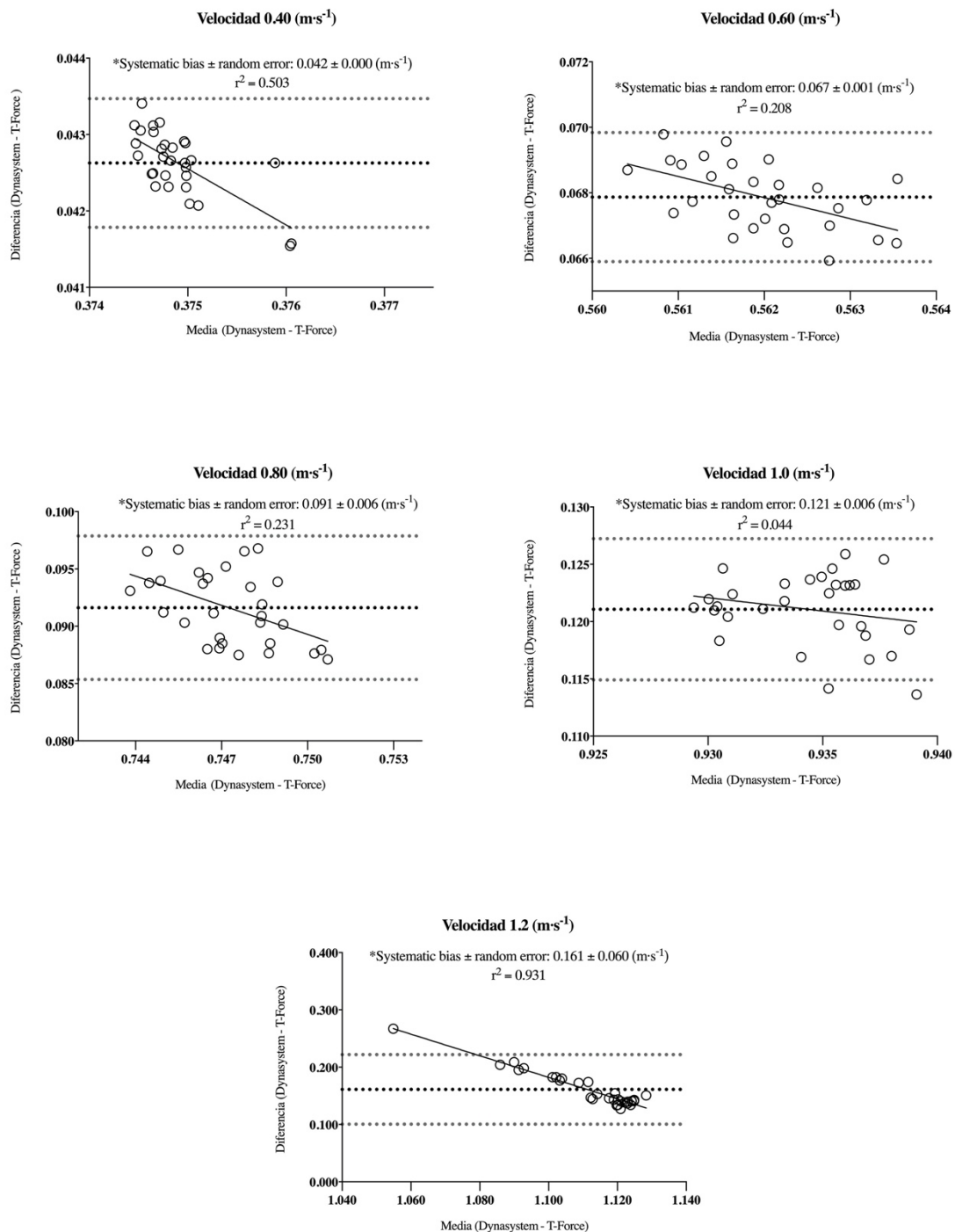


Figura 26. Gráficos de Bland-Altman para la medida de la velocidad media entre Dynasystem y T-Force. Cada gráfico muestra la diferencia media y un límite de acuerdo del 95% (líneas discontinuas), junto con la línea de regresión (línea sólida)

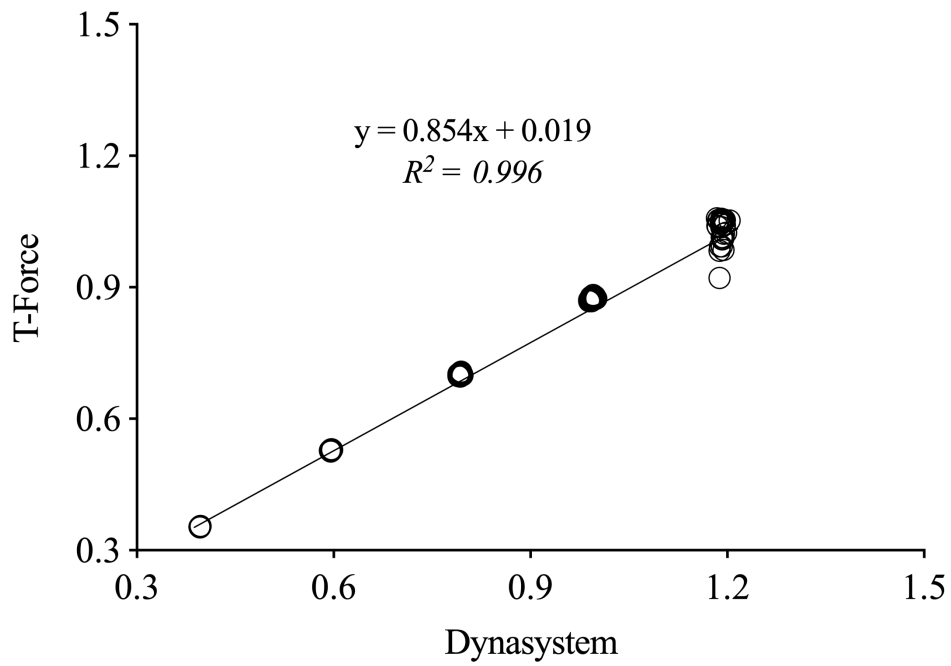


Figura 27. Relación de la velocidad media tomados con Dynasystem y T-Force

**Tabla 6.** Fiabilidad de Dynasystem para la velocidad media (VM), el tiempo en alcanzar la velocidad isocinética (TAVI) y (TVI) en las diferentes velocidades isocinéticas preestablecidas

Variable	Velocidad	Sesión 1	Sesión 2	SEM (95% IC)
VM (m·s <sup>-1</sup> )	0.4	0.396 ± 0.000	0.396 ± 0.000	0.000 (0.00, 0.00)
	0.6	0.596 ± 0.000	0.596 ± 0.000	0.000 (0.00, 0.00)
	0.8	0.793 ± 0.002	0.793 ± 0.002	0.000 (0.00, 0.00)
	1.0	0.993 ± 0.003	0.996 ± 0.003	0.000 (0.00, 0.00)
	1.2	1.191 ± 0.004	1.192 ± 0.005	0.000 (0.00, 0.00)
TAVI (ms)	0.4	169.25 ± 2.36	162.75 ± 4.85	3.14 (1.78, 11.69)
	0.6	202.75 ± 3.30	199.75 ± 5.44	5.69 (3.22, 21.20)
	0.8	214.75 ± 8.22	215.75 ± 3.30	3.61 (2.04, 13.44)
	1.0	227.75 ± 7.89	237.5 ± 4.04	4.67 (2.64, 17.41)
	1.2	249.75 ± 21.03	242.5 ± 14.48	23.86 (13.52, 88.98)
TVI (ms)	0.4	971.5 ± 3.79	977.0 ± 6.16	5.18 (2.93, 19.31)
	0.6	597.75 ± 9.25	605.50 ± 10.24	13.57 (7.69, 50.59)
	0.8	417.25 ± 6.65	421.0 ± 2.16	6.04 (3.42, 22.51)
	1.0	309.25 ± 19.69	287.5 ± 21.3	24.84 (14.05, 92.62)
	1.2	237.0 ± 19.61	240.0 ± 11.4	21.32 (12.07, 79.47)

SEM, error estándar de medida; CV, coeficiente de variación; IC, intervalo de confianza

## **12.2 ESTUDIO II: Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los flexores del tronco a través de DEMF**

En la Tabla 7 se muestra los valores medios de fuerza media del test y el retest y la fiabilidad absoluta y relativa de la evaluación de los flexores del tronco medidas en contracción isométrica, concéntrica y excéntrica a diferentes velocidades y rangos. La evaluación de la fuerza media de la contracción concéntrica de los flexores del tronco no difiere entre el test y el retest ( $p > 0:05$ , ES  $< 0.20$ ). Sin embargo, la evaluación de la fuerza media de la contracción excéntrica de la fuerza flexora del tronco fue sensible entre el test y el retest ( $p < 0:05$ , ES 0.13 0.32). Del mismo modo, no hubo diferencias significativas entre el test y el retest de la fuerza máxima de la contracción concéntrica y excéntrica de los flexores de tronco ( $p > 0:05$ , ES  $< 0.20$ ).

La fiabilidad absoluta proporcionó una repetitividad estable para los protocolos isométricos y dinámicos, con CV por debajo del 10% en casi todos los casos. La fiabilidad relativa de los diferentes protocolos de fuerza para evaluar la fuerza media de los flexores de tronco fue muy alta (CCI = 0.71-0.85) para la contracción concéntrica y muy alta (CCI = 0.74-0.86) y alta (CCI = 0.69) para la contracción excéntrica (Tabla 7). Además, la fiabilidad absoluta proporcionó mejores resultados en la contracción excéntrica (CV = 5.70-7.76) que en la contracción concéntrica (CV = 7.04-14.00).

La fiabilidad relativa de los diferentes protocolos para evaluar la fuerza máxima de los flexores del tronco fue muy alta (CCI = 0.72-0.81) y alta (CCI = 0.54-

0.60) para la contracción concéntrica y muy altos ( $CCI = 0.71-0.91$ ) para las contracciones excéntricas (Tabla 8). Las condiciones más fiables para evaluar la fuerza de los flexores del tronco se presentan en la Figura 28-31.

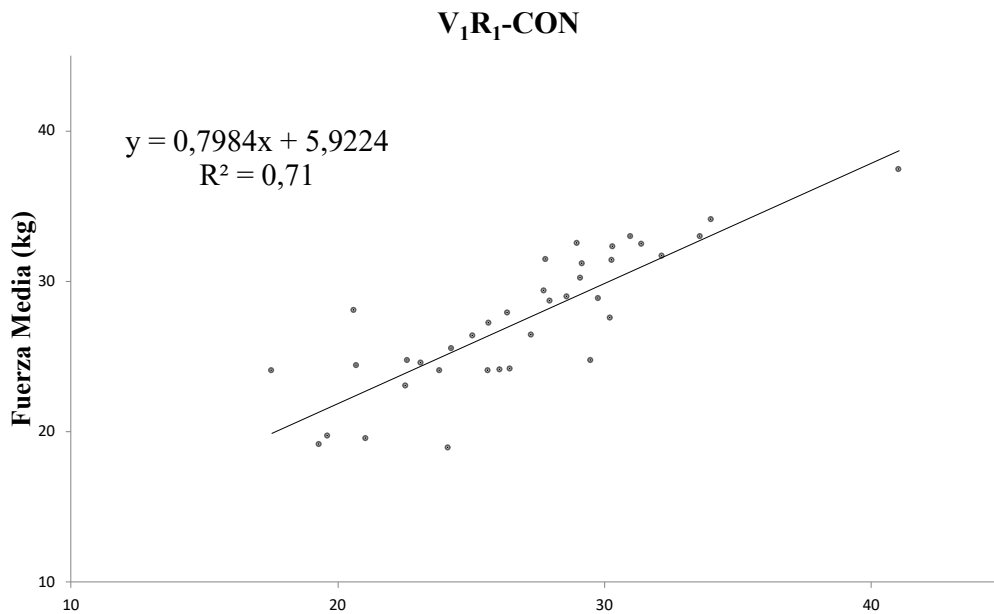


Figura 28. Correlación lineal de la condición V<sub>1</sub>R<sub>1</sub> en la fase concéntrica entre el test-retest de la fuerza media en los flexores de tronco.

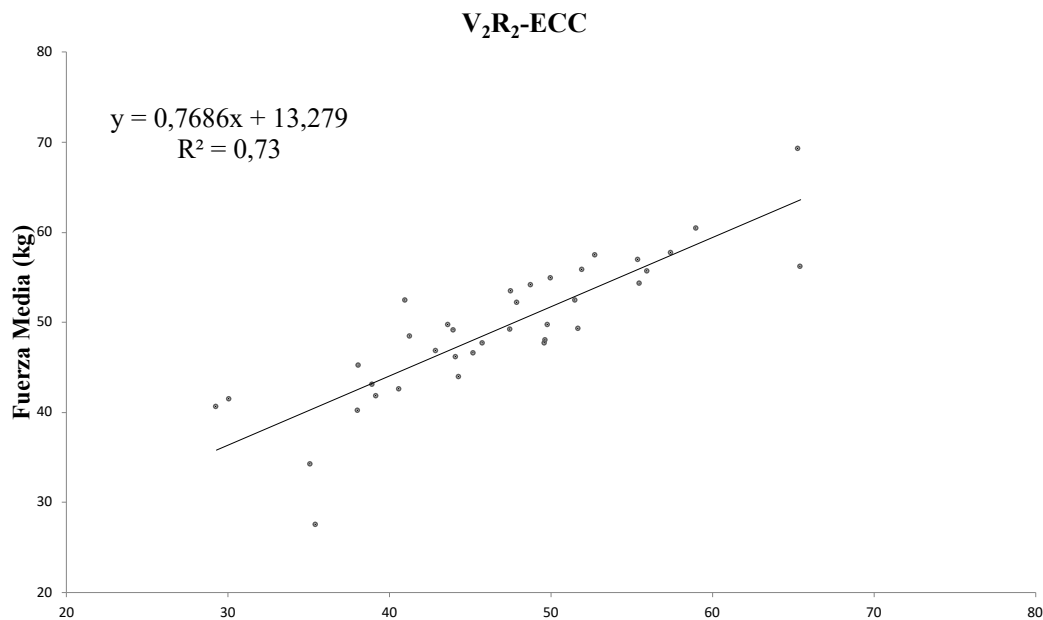


Figura 29. Correlación lineal de la condición V<sub>2</sub>R<sub>2</sub> en la fase excéntrica entre el test-retest de la fuerza media en los flexores de tronco

**Tabla 7.** Fiabilidad test-retest de las medidas de fuerza media (kg) proporcionadas por el dinamómetro electromecánico en diferentes rangos de movimientos

	Condiciones	Test	Retest	<i>p</i> -valor	ES	CV (95% IC)	SEM (95% IC)	CCI
ISO	V <sub>0</sub> R <sub>90°</sub>	30.8 (5.4)	30.3 (5.4)	0.337	-0.11	8.21 (6.77-10.66)	2.51 (2.04-3.26)	0.7
	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	26.9 (4.8)	27.4 (4.5)	0.251	0.11	6.82 (5.54-8.85)	1.85 (1.50-2.40)	0.8
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	26.0 (5.2)	26.6 (5.3)	0.328	0.10	9.06 (7.37-11.77)	2.38 (1.94-3.10)	0.8
CON	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	24.8 (5.3)	25.1 (4.5)	0.537	0.08	10.83 (8.81-14.06)	2.70 (2.20-3.51)	0.7
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	23.7 (4.4)	24.3 (4.5)	0.200	0.13	8.00 (6.51-10.39)	1.92 (1.56-2.49)	0.8
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	23.6 (5.4)	24.1 (4.9)	0.337	0.11	10.18 (8.27-13.22)	2.43 (1.97-3.15)	0.7
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	22.9 (5.1)	23.9 (4.9)	0.096	0.18	9.89 (8.04-12.84)	2.31 (1.88-3.01)	0.7
CEC	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	46.0 (9.0)	48.7 (7.6)	0.003	0.32	7.67 (6.24-9.96)	3.63 (2.95-4.72)	0.8
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	48.7 (8.7)	50.9 (8.0)	0.021	0.26	7.78 (6.33-10.11)	3.88 (3.15-5.04)	0.7
	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	52.0 (9.1)	54.4 (7.7)	0.043	0.28	8.98 (7.30-11.66)	4.78 (3.88-6.21)	0.6
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	45.4 (7.7)	46.3 (7.2)	0.265	0.13	8.03 (6.53-10.43)	3.68 (2.99-4.78)	0.7
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	46.8 (8.5)	49.2 (7.7)	0.002	0.30	6.55 (5.33-8.51)	3.14 (2.56-4.08)	0.8
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	48.3 (9.7)	50.7 (9.1)	0.040	0.26	9.88 (8.04-12.84)	4.89 (3.98-6.35)	0.7

Nota: ISO, contracción isométrica; CON, contracción concéntrica; CEC, 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>, 0.3 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; SEM: error estándar de medida; CCI, coeficiente de correlación intraclase; IC 95%, intervalo de confianza 95%.



La manifestación de fuerza más fiable (CV = 6.82%) para evaluar la contracción concéntrica de los flexores del tronco fue la fuerza media con la condición V<sub>1</sub>R<sub>1</sub>, la manifestación de fuerza más fiable para evaluar la contracción excéntrica de los flexores del tronco fue la fuerza máxima con V<sub>1</sub>R<sub>2</sub> (CV = 5.07%), y la manifestación de fuerza más confiable para evaluar la contracción isométrica de los flexores del tronco fue la fuerza máxima (CV = 7.72%) (Tablas 7 y 9).

La fuerza máxima de los flexores de tronco de la fase concéntrica en la condición V<sub>1</sub>R<sub>1</sub> (r= 0.70) y la fuerza media de los flexores de tronco de la fase excéntrica en la condición V<sub>3</sub>R<sub>1</sub> (r = 0.73) fue la mejor relacionada con la contracción isométrica máxima (Tabla 8).

**Tabla 8.** Coeficiente de correlación (*r*) del análisis de la correlación de Pearson entre la fuerza isométrica máxima y la fuerza dinámica media y pico (kg).

Condiciones	Fuerza Media		Fuerza Pico		
	<i>r</i>	p-valor	<i>r</i>	p-valor	
ISO-CON	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	0.64	< .001	0.70	< .001
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	0.65	< .001	0.45	0.005
	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	0.67	< .001	0.48	0.003
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	0.57	< .001	0.47	0.003
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	0.58	< .001	0.50	0.001
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	0.43	0.008	0.38	0.019
ISO-CEC	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	0.58	< .001	0.59	< .001
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	0.61	< .001	0.52	0.001
	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	0.73	< .001	0.48	0.003
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	0.48	0.003	0.58	< .001
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	0.56	< .001	0.54	< .001
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	0.55	< .001	0.50	0.002

Nota: ISO , contracción isométrica; CON , contracción concéntrica; CEC , contracción excéntrica; 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> , 0.45m·s<sup>-1</sup>; R<sub>90</sub> , 90° grados; R<sub>1</sub> , 25% cm; R<sub>2</sub> , 50% cm

**Tabla 9.** *Fiabilidad test-retest de las medidas de fuerza pico (kg) proporcionadas por el dinamómetro electromecánico en los rangos de movimientos.*

	Condiciones	Test	Retest	p-valor	ES	CV (95% CI)	SEM (95% CI)
ISO	V0R90°	37.5 (6.7)	36.7 (5.6)	0.212	-0.14	7.72 (6.27-10.02)	2.86 (2.3-3.4)
CON	V1R1	42.2 (5.9)	42.6 (5.9)	0.721	-0.05	8.89 (7.23-11.55)	3.80 (3.0-4.6)
	V2R1	43.2 (6.7)	42.9 (7.0)	0.755	-0.03	7.04 (5.73-9.15)	3.03 (2.4-3.7)
	V3R1	44.8 (9.4)	46.2 (9.1)	0.344	0.15	14.00 (11.39-18.19)	6.37 (5.1-7.7)
	V1R2	36.9 (6.4)	37.1 (5.6)	0.780	0.04	8.79 (7.15-11.42)	3.26 (2.6-3.9)
	V2R2	37.7 (6.8)	38.1 (6.7)	0.573	0.06	8.35 (6.79-10.85)	3.17 (2.5-3.8)
	V3R2	40.2 (7.2)	40.4 (7.2)	0.898	0.02	11.40 (9.27-14.81)	4.60 (3.7-5.5)
CEC	V1R1	58.2 (9.1)	58.7 (7.9)	0.586	0.05	6.15 (5.00-7.99)	3.60 (2.9-4.3)
	V2R1	65.6 (7.5)	64.7 (8.8)	0.354	-0.11	6.41 (5.22-8.33)	4.18 (3.4-4.9)
	V3R1	73.7 (10.0)	74.5 (9.6)	0.525	0.08	7.31 (5.94-9.49)	5.42 (4.4-6.4)
	V1R2	57.1 (8.8)	57.3 (8.2)	0.823	0.02	6.93 (5.64-9.00)	3.97 (3.2-4.7)
	V2R2	60.0 (8.4)	61.2 (8.5)	0.101	0.14	5.07 (4.13-6.59)	3.08 (2.5-3.6)
	V3R2	66.8 (10.1)	66.3 (9.7)	0.665	-0.05	7.76 (6.31-10.08)	5.16 (4.2-6.1)

Nota: ISO, contracción isométrica; CON, contracción concéntrica; CEC, 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>, 0.3 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; SEM: error estándar de medida; CCI, coeficiente de correlación intraclase; IC 95%, intervalo de confianza 95%.

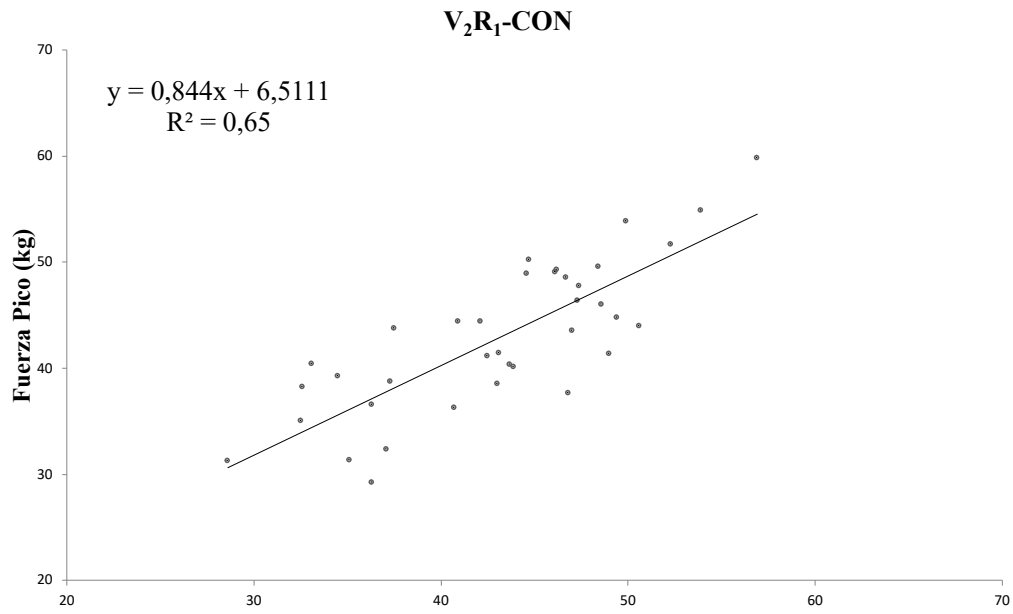


Figura 30. Correlación lineal de la condición V<sub>2</sub>R<sub>1</sub> en la fase concéntrica entre el test-retest de la fuerza máxima en los flexores de tronco.

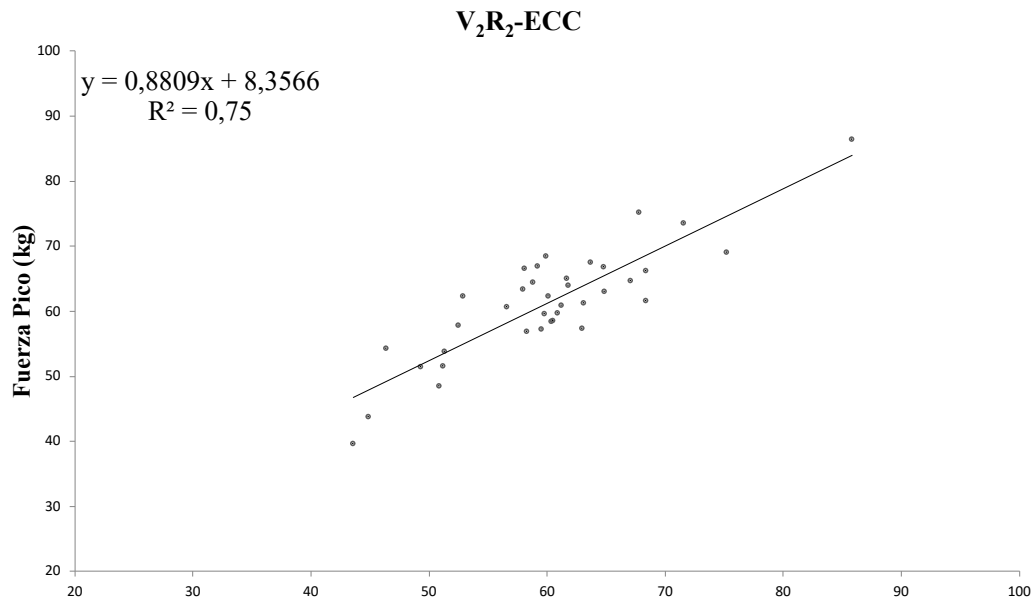


Figura 31. Correlación lineal de la condición V<sub>2</sub>R<sub>2</sub> en la fase excéntrica entre el test-retest de la fuerza máxima en los flexores de tronco.

### **12.3 ESTUDIO III: Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los extensores del tronco a través de DEMF**

En la tabla 10 se muestra los valores medios de fuerza media del test y el retest y la fiabilidad absoluta y relativa de la evaluación de los extensores del tronco medidas en contracción isométrica, concéntrica y excéntrica a diferentes velocidades y rangos. La evaluación de la fuerza media de la contracción isométrica de los extensores del tronco no difiere entre el test y el retest ( $p > 0.05$ ;  $ES < 0.20$ ). Sin embargo, la evaluación de la fuerza media de la contracción concéntrica fue sensible entre el test y el retest en todas las condiciones de evaluación ( $p < 0.05$ ;  $ES > 0.20$ ) excepto en  $V_1R_2$  ( $p = 0.7$ ;  $ES = 0.05$ ). En la evaluación de la fase excéntrica de la fuerza extensora del tronco los resultados son más dispares, los rangos cortos no difieren en dos condiciones de velocidad ( $v_1$  y  $V_3$ ) ( $p > 0.05$ ;  $ES < 0.20$ ) pero la prueba fue sensible entre el test y el retest en el rango amplio ( $R_2$ ) en dos de las tres velocidades evaluadas ( $p < 0.05$ ,  $ES > 0.20$ ). Del mismo modo, no hubo diferencias significativas entre el test y el retest de la fuerza máxima de la contracción isométrica de los extensores de tronco ni en la condición de velocidad más lentas con rango corto y rango amplio ( $v_1R_1$  y  $V_1R_2$ ) ( $p > 0.05$ ,  $ES < 0.20$ ). En la contracción excéntrica ocurrió lo mismo que en la evaluación de la fuerza media, siendo los resultados dispares, ya que en todas las condiciones no hubo diferencias entre test y retest excepto en la  $V_1R_2$  y  $V_3R_2$  ( $p < 0.05$ ;  $ES > 0.20$ ).

**Tabla 10.** Fiabilidad test-retest de las medidas de fuerza media (kg) proporcionadas por el dinamómetro electromecánico en diferentes rangos de movimientos.

	Condiciones	Test	Retest	<i>p</i> -valor	ES	CV (95% IC)
ISO	V <sub>0</sub> R <sub>90°</sub>	72.3 (20.3)	75.0 (19.4)	0.34	0.13	14.62 (11.68-19.54)
	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	62.1 (15.9)	65.6 (16.0)	0.06	0.22	11.33 (9.05-15.14)
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	54.1 (16.3)	62.9 (17.0)	0.02	0.53	12.18 (9.73-16.28)
	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	52.7 (18.0)	59.1 (15.2)	0.01	0.38	14.24 (11.38-19.03)
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	60.5 (18.0)	61.2 (15.7)	0.70	0.05	12.59 (10.06-16.83)
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	56.2 (15.0)	61.0 (18.4)	0.03	0.29	14.09 (11.26-18.84)
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	54.5 (16.5)	61.2 (18.1)	0.01	0.39	14.29 (11.42-19.10)
CON	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	105.8 (26.2)	110.8 (25.9)	0.06	0.19	9.52 (7.61-12.72)
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	103.1 (24.8)	110.5 (24.3)	0.02	0.30	11.12 (8.89-14.86)
	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	108.7 (26.9)	113.1 (25.1)	0.26	0.17	13.82 (11.04-18.47)
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	108.3 (30.7)	112.3 (23.5)	0.19	0.14	10.53 (8.41-14.07)
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	107.4 (26.4)	114.2 (25.1)	0.02	0.26	10.18 (8.14-13.61)
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	106.9 (27.3)	117.0 (27.7)	0.01	0.37	12.90 (10.31-17.25)
	CEC	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	105.8 (26.2)	110.8 (25.9)	0.06	0.19
V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>		103.1 (24.8)	110.5 (24.3)	0.02	0.30	11.12 (8.89-14.86)
V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>		108.7 (26.9)	113.1 (25.1)	0.26	0.17	13.82 (11.04-18.47)
V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>		108.3 (30.7)	112.3 (23.5)	0.19	0.14	10.53 (8.41-14.07)
V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>		107.4 (26.4)	114.2 (25.1)	0.02	0.26	10.18 (8.14-13.61)
V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>		106.9 (27.3)	117.0 (27.7)	0.01	0.37	12.90 (10.31-17.25)

Nota: ISO, contracción isométrica; CON, contracción concéntrica; CEC, 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; SEM: error estándar de medida; CCI, coeficiente de correlación intraclase; IC 95%, intervalo de confianza 95%.

La fiabilidad absoluta proporcionó una repetitividad inestable para la mayoría de los protocolos isométricos y dinámicos, con CV por encima del 10% excepto en la evaluación de la fuerza media de la fase excéntrica en la condición  $V_1R_1$  (CV = 9.52) y en la evaluación de la fuerza máxima en contracción excéntrica en la condición  $V_1R_1$  (CV = 9.63) y  $V_2R_2$  (CV = 9.66). La fiabilidad relativa de los diferentes protocolos de fuerza para evaluar la fuerza media de los extensores de tronco fue muy alta (CCI = 0.77-0.83) para la contracción concéntrica y muy alta (CCI = 0.74-0.85) y alta (CCI = 0.67) para la contracción excéntrica (Tabla 10). También, se obtuvieron valores de fiabilidad relativa de la fuerza máxima de los extensores de tronco muy altos (CCI = 0.73-0.77) y altos (CCI = 0.63-0.69) para la contracción concéntrica y muy altos (CCI = 0.71-0.81) y altos (CCI = 0.55 - 0.65) para las contracciones excéntricas (Tabla 11). Las condiciones más fiables para evaluar la fuerza de los extensores del tronco se presentan en las figuras 32-35.

La manifestación de fuerza más fiable (CV = 11.33 %) para evaluar la contracción concéntrica de los extensores del tronco fue la fuerza media con la condición  $V_1R_1$ , la manifestación de fuerza más fiable para evaluar la contracción excéntrica de los extensores del tronco fue la fuerza media con  $V_1R_1$  (CV = 9.52 %), y la manifestación de fuerza más confiable para evaluar la contracción isométrica de los extensores del tronco fue la fuerza máxima (CV = 10.29%) (Tabla 10 y 11).

La fuerza media de los extensores de tronco de la fase concéntrica en la condición  $V_2R_2$  ( $r = 0.70$ ) y la fuerza máxima de los extensores de tronco de la

fase excéntrica en la condición  $V_1R_1$  ( $r = 0.65$ ) fue la mejor relacionada con la contracción isométrica máxima (Tabla 12).

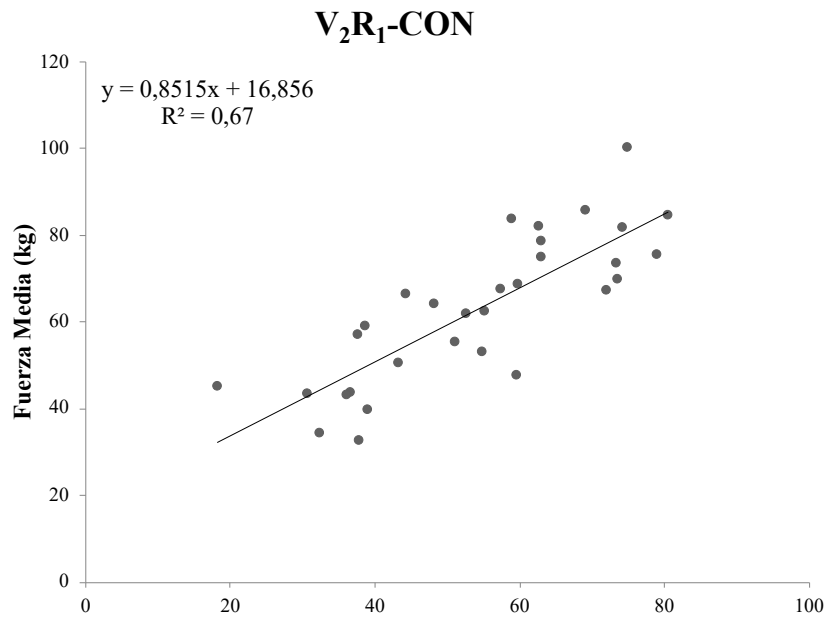


Figura 32. Correlación lineal de la condición  $V_2R_1$  en la fase concéntrica entre el test-retest de la fuerza media en los extensores de tronco.

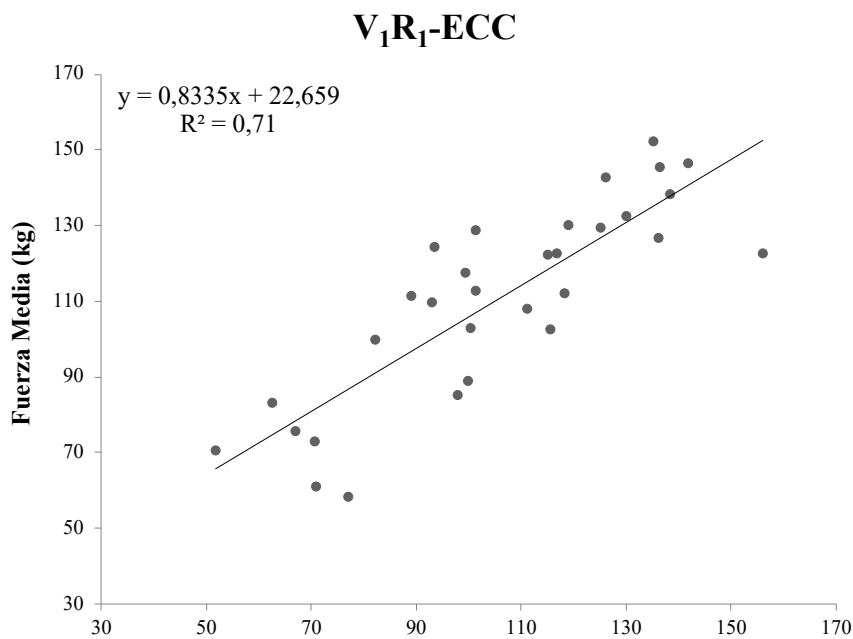


Figura 33. Correlación lineal de la condición  $V_1R_1$  en la fase excéntrica entre el test-retest de la fuerza media en los extensores de tronco.

**Tabla 11.** *Fiabilidad test-retest de las medidas de fuerza pico (kg) proporcionadas por el dinamómetro electromecánico en los rangos de movimientos.*

	Condiciones	Test	Retest	p-valor	ES	CV (95% IC)
ISO	V0R90°	89.2 (21.1)	91.9 (21.3)	0.26	0.13	10.29 (8.23-13.3)
CON	V1R1	95.4 (20.6)	97.9 (21.4)	0.38	0.12	11.34 (9.06-15.6)
	V2R1	86.7 (21.8)	95.5 (20.9)	0.01	0.41	14.60 (11.66-19.5)
	V3R1	95.2 (27.5)	103.1 (24.0)	0.05	0.30	15.19 (12.14-20.2)
	V1R2	91.7 (24.2)	92.6 (18.5)	0.76	0.04	12.44 (9.94-16.9)
	V2R2	88.7 (21.3)	93.9 (21.3)	0.06	0.25	11.46 (9.16-15.7)
	V3R2	88.9 (22.1)	98.9 (23.2)	0.01	0.44	13.76 (10.99-18.5)
ECC	V1R1	127.9 (26.9)	132.0 (28.6)	0.21	0.15	9.63 (7.69-12.8)
	V2R1	130.7 (24.1)	137.1 (24.9)	0.07	0.26	10.09 (8.07-13.3)
	V3R1	143.0 (26.3)	146.9 (25.8)	0.39	0.15	12.17 (9.72-16.6)
	V1R2	134.4 (33.9)	139.1 (26.9)	0.25	0.15	11.71 (9.39-15.6)
	V2R2	137.7 (28.3)	141.6 (26.9)	0.18	0.17	9.66 (7.72-12.9)
	V3R2	142.3 (26.2)	149.1 (14.82)	0.11	0.25	11.09 (8.86-14.3)

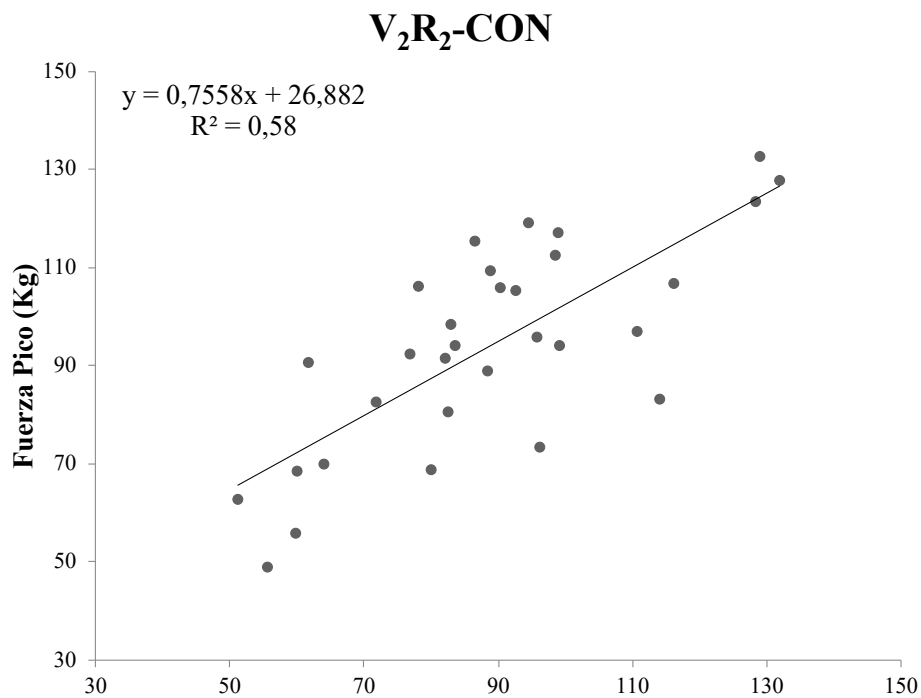
Nota: ISO, contracción isométrica; CON, contracción concéntrica; ECC, contracción excéntrica; V<sub>0</sub>, 0 m · s<sup>-1</sup>; V<sub>1</sub>, 0.15 m · s<sup>-1</sup>; V<sub>2</sub>, 0.3 m · s<sup>-1</sup>; V<sub>3</sub>, 0.45 m · s<sup>-1</sup>; R<sub>90</sub>, 90 grados; R<sub>1</sub>, 25% cm; R<sub>2</sub>, 50% cm; ES, tamaño del efecto d de Cohen; CV, coeficiente de variación; SEM: error estándar de medida; CCI, coeficiente de correlación intraclase; IC 95%, intervalo de confianza 95%.



**Tabla 12.** Coeficiente de correlación ( $r$ ) del análisis de la correlación de Pearson entre la fuerza isométrica máxima y la fuerza dinámica media y pico (kg).

Condiciones	Fuerza Media		Fuerza Pico		
	$r$	p-valor	$r$	p-valor	
ISO-CON	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	0.61	< .001	0.64	< .001
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	0.52	0.003	0.44	0.013
	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	0.42	0.019	0.41	0.022
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	0.64	< .001	0.66	< .001
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	0.70	< .001	0.62	< .001
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	0.49	0.006	-0.18	0.332
ISO-ECC	V <sub>1</sub> R <sub>1</sub>	0.63	< .001	0.65	< .001
	V <sub>2</sub> R <sub>1</sub>	0.57	< .001	0.64	< .001
	V <sub>3</sub> R <sub>1</sub>	0.44	0.014	0.42	0.019
	V <sub>1</sub> R <sub>2</sub>	0.58	< .001	-0.28	0.127
	V <sub>2</sub> R <sub>2</sub>	0.60	< .001	0.62	< .001
	V <sub>3</sub> R <sub>2</sub>	0.47	0.008	-0.11	0.557

Nota: ISO , contracción isométrica; CON , contracción concéntrica; ECC , contracción excéntrica; 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> , 0.45m·s<sup>-1</sup>; R<sub>90</sub> , 90° grados; R<sub>1</sub> , 25% cm; R<sub>2</sub> , 50% cm



**Figura 34.** Correlación lineal de la condición V<sub>2</sub>R<sub>2</sub> en la fase concéntrica entre el test-retest de la fuerza máxima en los extensores de tronco.

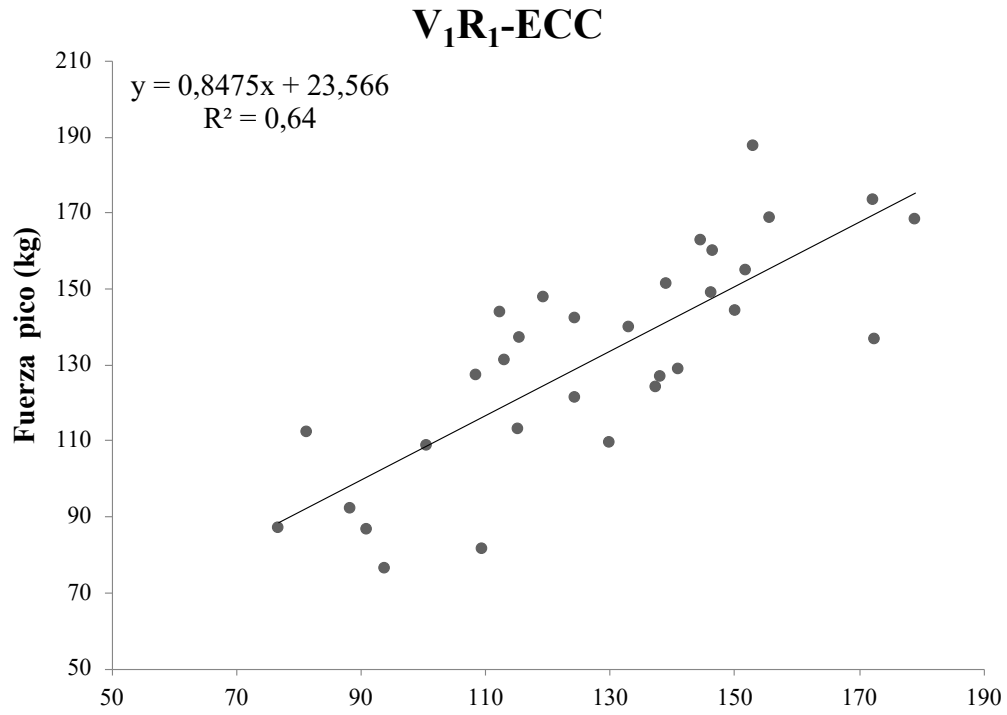


Figura 35. Correlación lineal de la condición V<sub>1</sub>R<sub>1</sub> en la fase excéntrica entre el test-retest de la fuerza máxima en los extensores de tronco.



# **Discusión**

---



## **13 Discusión**

La presente investigación fue desarrollada con el fin de crear un protocolo válido y fiable para evaluar la fuerza en los flexores y extensores del tronco mediante dinamometría electromecánica funcional.

Siguiendo la estructura establecida en el apartado de los resultados la discusión se ha dividido en tres partes diferenciadas donde se presentarán (I) la validez y fiabilidad concurrente de un dinamómetro electromecánico funcional para la evaluación de la velocidad, (II) la fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los flexores del tronco a través de dinamometría electromecánica funcional y (III) la fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los extensores del tronco a través de dinamometría electromecánica funcional.

### **13.1 Validez y fiabilidad concurrente de un DEMFI para la evaluación de la velocidad lineal**

El presente estudio fue diseñado (I) para determinar la fiabilidad y validez concurrente de Dynasystem para medir diferentes velocidades isocinéticas, y (II) para identificar el rango real de velocidad isocinética alcanzado por Dynasystem para las diferentes velocidades prescritas. Los resultados principales indican que los valores medios de velocidad recopilados con Dynasystem y T-Force presentaron correlaciones prácticamente perfectas ( $r > 0.99$ ) y bajos errores aleatorios, mientras que los valores medios de velocidad fueron sistemáticamente más altos para Dynasystem. En términos de

fiabilidad, Dynasystem proporcionó una fiabilidad alta o aceptable para todas las variables dependientes. El rango de velocidad isocinética disminuyó a velocidades de movimiento más altas, pero este rango fue consistente para todas las velocidades prescritas. Estos resultados confirman que Dynasystem ofrece mediciones válidas y confiables de la velocidad media, así como duraciones consistentes de la fase isocinética.

Respecto a nuestra primera hipótesis, la validez de los valores de velocidad promedio recopilados con Dynasystem fue alta para todas las velocidades preestablecidas (0.40, 0.60, 0.80, 1.00, 1.20  $\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$ ) mostrando correlaciones casi perfectas y bajos errores aleatorios en comparación con los valores de velocidad promedio recogido con T-Force. La magnitud de las correlaciones encontradas en el presente estudio son comparables a los valores reportados en estudios similares (Courel-Ibáñez et al., 2019; Perez-Castilla et al., 2020). Estos hallazgos respaldan el uso de Dynasystem para medir la velocidad del movimiento como un indicador de intensidad durante los ejercicios de entrenamiento de fuerza. Como se esperaba, Dynasystem mostró una alta fiabilidad de los valores de velocidad promedio para todas las velocidades preestablecidas (CV = 0.08 a 0.22%). En este contexto, una de las ventajas de este estudio fue que no se realizó con sujetos y, por lo tanto, se eliminó el error biológico, lo que nos permitió determinar la verdadera variación tecnológica. Estudios similares que investigan la fiabilidad y validez de los dispositivos isocinéticos en variables como la velocidad promedio han encontrado valores similares a los obtenidos en el presente estudio (Drouin et al., 2004; Orri & Darden, 2008a).

La segunda hipótesis también se confirmó porque se demostró que TAVI y TVI presentaban una alta fiabilidad a bajas velocidades y una fiabilidad aceptable a altas velocidades. La Tabla 6 ilustra que el CV de TAVI y TVI aumenta a velocidades más altas, aunque estos aumentos nunca alcanzaron el umbral del 10%. Es bien sabido que las velocidades preestablecidas en todos los dispositivos isocinéticos no son del todo velocidades isocinéticas, ya que siempre hay una fase de aceleración, una fase de velocidad isocinética y una fase de desaceleración (Iossifidou & Baltzopoulos, 2000). Esta es la razón por la cual el rango isocinético disminuye a medida que aumenta la velocidad. El rango de velocidades isocinéticas reportadas en este estudio son similares a las encontradas en otros dispositivos isocinéticos (Zawadzki et al., 2010). Por ejemplo, Drouin et al. (Drouin et al., 2004) observaron que con velocidades angulares de 300 °/s o más, nunca se alcanzó la velocidad criterio.

Aunque Dynasystem presentó una alta fiabilidad y validez, se deben tener en cuenta algunas limitaciones y consideraciones para futuras investigaciones. Primero, solo se evaluó un rango de movimiento, por lo que no se sabe cómo cambia el rango de la fase de velocidad isocinética con otro rango de movimiento. Sin embargo, se espera que el rango de velocidad isocinética aumente proporcionalmente con el uso de un rango de movimiento más amplio. En segundo lugar, solo se evaluó el modo isocinético y queda por determinar si se pueden obtener medidas fiables y válidas en otros modos (por ejemplo, isotónico en el que la carga se fija y la velocidad cambia durante el rango de movimiento). Finalmente, aunque este estudio confirma el muy bajo error tecnológico de Dynasystem, la investigación futura debería explorar la



fiabilidad y validez de las diferentes variables recolectadas durante las tareas funcionales que se pueden realizar con Dynasystem.

## **13.2 Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los flexores del tronco a través de DEMF**

En el presente estudio, evaluamos la fiabilidad absoluta y relativa del test funcional de tronco utilizando un DEMF (Dynasystem, Symotech). La fiabilidad de los resultados en las pruebas de fuerza es crucial para evaluar el nivel de rendimiento adecuado y desarrollar un programa exitoso de rehabilitación o entrenamiento (Demoulin et al., 2012). Los principales hallazgos del presente estudio fue una fiabilidad absoluta y relativa muy alta y alta en todas las condiciones de evaluación analizadas.

Estos hallazgos son comparables a los resultados de Roth et al. (2017), quienes encontraron un CV del 7.3% al evaluar la fuerza de flexión isométrica del tronco utilizando un dispositivo isocinético (IsoMed-200). Además, evaluaron la fuerza de la flexión del tronco con el mismo dispositivo a diferentes velocidades 60°/ s y 150°/ s obteniendo un CV de 7.8% y 18.4% respectivamente con un rango de movimiento de -30° a 30 (Roth et al., 2017a). Jubany et al. (2015), encontraron resultados similares al usar un instrumento hecho a medida que incluye un dinamómetro de mano para medir la fuerza isométrica de la musculatura flexora del tronco, obteniendo un CV del 5,3% y un CV del 6,6% cuando se utiliza el gold estándar Back-Check (Jubany et al., 2015a).

En la literatura, se consideran muchos rangos de movimiento y velocidades diferentes para estudiar la fiabilidad de la medición de la fuerza de flexión del tronco utilizando dispositivos isocinéticos (Dervisevic et al., 2007; Guilhem et

al., 2014c; Roth et al., 2017a). Sin embargo, no se ha establecido un protocolo estandarizado para obtener una mayor fiabilidad. Por lo tanto, el estudio actual comparó el rango de movimiento y las velocidades para determinar cuál es más fiable. Al analizar los datos obtenidos en las Tablas 7 y 9 se puede verificar que la fiabilidad absoluta y relativa es similar en todas las condiciones de evaluación. Sin embargo, la condición que presenta una mayor fiabilidad en la fase concéntrica, ya sea observando valores de fuerza media o de fuerza pico, es la evaluación de la fuerza flexora del tronco con rango corto (CV = 6.82%; CV = 7.04%). Esto no ocurre de igual manera en la fase excéntrica, donde es mayor cuando se evalúa con rangos amplios (CV = 6.55%; CV = 5.07%).

Los datos sugieren que la fase concéntrica de los flexores del tronco debe evaluarse a una velocidad de  $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  si tomamos valores de fuerza media, y a una velocidad de  $0.30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  si tomamos valores de fuerza pico. La fase excéntrica, ya sea tomando valores de fuerza media o pico, deben evaluarse a la velocidad de  $0.30 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ . Sin embargo, en la fase excéntrica de los flexores del tronco, hubo un efecto de aprendizaje entre el test y el retest cuando se tomaron los valores de la fuerza media ( $p > 0,05$ ). Por lo tanto, se necesitarían más sesiones de familiarización para evaluar la fase excéntrica en los flexores del tronco. Estos resultados son consistentes con otros estudios que han demostrado que existe un efecto de aprendizaje en dispositivos isocinéticos (Gruther et al., 2009; A Keller et al., 2001). Quizás haya un mayor efecto de aprendizaje en la fase excéntrica porque en el día a día no realizamos este tipo de fuerza tanto como la fase concéntrica.

Además, comparamos la fiabilidad absoluta y relativa de la fuerza media y la fuerza pico de los flexores del tronco. No existen diferencias importantes para ayudar a determinar si es mejor usar la fuerza media o la fuerza máxima para evaluar la fuerza de los flexores del tronco con DEMF. En el área clínica y el rendimiento deportivo, existe una tendencia a usar valores de fuerza pico de los flexores del tronco para el estudio de la fiabilidad (Ben Moussa Zouita et al., 2018; Roth et al., 2017a; Yasuda et al., 2013), sin embargo, no hay estudios en los que se describan las diferencias entre el uso de la fuerza pico o la fuerza media. Aun así, el uso de la fuerza máxima puede sobreestimar la fuerza producida por el sobreimpulso en los dispositivos isocinéticos (Delitto et al., 1991; Timm et al., 1992).

Una de las novedades de esta investigación fue estudiar qué condición de evaluación está más relacionada con la fuerza isométrica. La fuerza media en la fase excéntrica de los flexores del tronco con la condición  $V_3R_1$  ( $r = 0,73$ ) se relacionó mejor con la contracción isométrica máxima. No hay estudios previos que analicen esto, pero podría ser interesante evaluar a pacientes con dolor lumbar debido a las restricciones de movimiento en el plano sagital (Balagué et al., 2010; Laird et al., 2014, 2019). Estos tipos de pacientes a veces no pueden realizar esfuerzos dinámicos máximos, pero podrían realizar esfuerzos isométricos máximos. Gracias a conocer esta relación, se podrían establecer las cargas dinámicas de entrenamiento.

Las limitaciones de nuestro estudio son las siguientes: primero, solo hemos evaluado a estudiantes varones sin dolor de espalda, por lo que nuestros datos no pueden extrapolarse al resto de la población. Segundo, usar un

dispositivo novedoso y ofrecer valores lineales de velocidad y rango de movimiento ha hecho que nuestra investigación sea más difícil de comparar con otros estudios y además hubo un efecto de aprendizaje con algunos tamaños de efectos superiores al 20% en la evaluación excéntrica.

### **13.3 Fiabilidad de la fuerza isométrica e isocinética de los extensores del tronco a través de DEMF**

En la presente investigación, evaluamos la fiabilidad absoluta y relativa del test funcional de tronco utilizando un DEMF (Dynasystem, Symotech). El estudio de las diferentes variables que pueden afectar a la fiabilidad del test es fundamental para posteriormente crear protocolos de evaluación estandarizados (Zeevi Dvir & Keating, 2001a). Los principales hallazgos fue una fiabilidad absoluta y relativa muy alta y alta en todas las condiciones de evaluación analizadas tanto en la fase concéntrica como en la excéntrica por lo que el DEMF (Dynasystem, Symotech) es una herramienta altamente fiable para evaluar los extensores del tronco tanto en condiciones dinámicas como estáticas.

La mayoría de los estudios en los que se evalúa la fiabilidad de un test de extensores de tronco, la variable que toman como referencias de los dispositivos isocinéticos es la fuerza pico, sin haber comparado previamente lo que ocurre al tomar como variable de referencia la fuerza media (García-Vaquero, Barbado, Juan-Recio, López-Valenciano, & Vera-García, 2016; Juan-Recio, López-Plaza, Barbado Murillo, García-Vaquero, & Vera-García, 2018; Roth et al., 2017). Estudios en los que evaluaron la fiabilidad de los extensores a diferentes velocidades se obtuvieron valores similares de fiabilidad relativa con un coeficiente de correlación intraclase de 0.78 en la velocidad de 10°/s y de 0.62 en la velocidad de 40 °/s (Zeevi Dvir & Keating, 2001a). En el reciente estudio de Juan-Recio et al, evaluaron la fiabilidad a una velocidad superior

(120°/s) encontrado un CCI de 0.77 para la fuerza pico (Juan-Recio et al., 2018).

En la literatura, se consideran muchos rangos de movimiento, velocidades y posiciones diferentes para estudiar la fiabilidad de la medición de la fuerza de extensión del tronco utilizando dispositivos isocinéticos o dinamómetros de mano (Dervisevic et al., 2007; Zeevi Dvir & Keating, 2001c; Yang et al., 2019) . Sin embargo, no se ha establecido un protocolo estandarizado para obtener una mayor fiabilidad. Por lo tanto, el estudio actual comparó el rango de movimiento y las velocidades para determinar cuál es más fiable. Al analizar los datos obtenidos en las Tablas 10 y 11, se puede verificar que la fiabilidad absoluta y relativa es similar en todas las condiciones de evaluación. Sin embargo, la condición que presenta una mayor fiabilidad en la fase concéntrica, ya sea observando valores de fuerza media o de fuerza pico, es la evaluación de la fuerza extensora del tronco con rango corto y velocidad lenta ( $V_1R_1$ ) (CV = 11.33%; CV = 11.34%). Por lo tanto, los datos sugieren que la fase concéntrica de los extensores del tronco debe evaluarse a una velocidad de  $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  en un rango de movimiento corto 25%. En la excéntrica ocurre lo mismo, la velocidad lenta y el rango corto son los más fiables para evaluar la fuerza extensora del tronco, obteniendo un CV de 9.52% al utilizar valores de fuerza media y de 9.63% al utilizar valores de fuerza pico. Además, en esta condición no se produjo efecto de aprendizaje entre el test y el retest. En el caso de la evaluación de la fuerza isométrica, se obtuvieron valores más fiables al utilizar la fuerza pico (CV = 10.29%) como variable analizada que la fuerza media (CV = 14.62%).

Una de las novedades de esta investigación fue estudiar qué condición de evaluación está más relacionada con la fuerza isométrica. La fuerza media en la fase concéntrica de los extensores del tronco con la condición  $V_2R_2$  ( $r = 0,70$ ) se relacionó mejor con la contracción isométrica máxima. No hay estudios previos que analicen esto, pero podría ser interesante evaluar a pacientes con dolor lumbar debido a las restricciones de movimiento en el plano sagital (Balagué et al., 2010; Laird et al., 2014, 2019). Estos tipos de pacientes a veces no pueden realizar esfuerzos dinámicos máximos, pero podrían realizar esfuerzos isométricos máximos. Gracias a conocer esta relación, se podrían establecer las cargas dinámicas de entrenamiento.

Las limitaciones de nuestro estudio son las siguientes: primero, solo hemos evaluado a estudiantes varones sin dolor de espalda, por lo que nuestros datos no pueden extrapolarse al resto de la población. Segundo, usar un dispositivo novedoso y ofrecer valores lineales de velocidad y rango de movimiento ha hecho que nuestra investigación sea más difícil de comparar con otros estudios.





# **Conclusiones**



## **14 Conclusiones**

Los artículos incluidos en esta tesis nos aportan un nuevo dispositivo válido y fiable para evaluar la fuerza en el ser humano. Además, se ha definido un protocolo de evaluación para los flexores y extensores del tronco teniendo en cuenta diversas variables que pueden afectar en la fiabilidad del test.

En el primer estudio se analizó la fiabilidad y validez concurrente de un dinamómetro electromecánico funcional para la velocidad lineal. Cuando se comprobó que este dispositivo era fiable y válido en las diferentes velocidades isocinéticas, se procedió a crear un test para evaluar la fuerza en los flexores y extensores del tronco. Las variables que se analizaron fue la velocidad y el rango de movimiento, utilizando tres velocidades y dos rangos. También, se estudio la fiabilidad de las variables resultantes fuerza media y fuerza máxima y se estudio que condición de evaluación se relacionaba más con la evaluación isométrica. Las conclusiones que se pueden extraer de estos estudios son:

### **14.1 Estudio I**

1. Dynasystem proporciona mediciones válidas y fiables de la velocidad media durante un movimiento lineal fijo.
2. Dyansystem presenta una alta consistencia para el tiempo necesario para alcanzar la velocidad isocinética (TAVI) y el tiempo dedicado a la velocidad isocinética (TVI).

3. Dynasystem tiene un bajo error tecnológico y podría ser un dispositivo apropiado para evaluar la velocidad de movimiento durante los movimientos lineales.
4. Al igual que en los diferentes dispositivos isocinéticos, el rango de velocidad isocinéticas en Dynasystem disminuye a medida que aumenta la velocidad.

## 14.2 Estudio II

1. En la evaluación de los flexores de tronco, todos los protocolos estudiados presentaron una fiabilidad absoluta muy buena con CV por debajo del 10% en casi todos los casos.
2. La fiabilidad relativa de los diferentes protocolos de fuerza para evaluar la fuerza media de los flexores de tronco fue muy alta (CCI = 0.71-0.85) para la contracción concéntrica y muy alta (CCI = 0.74-0.86) y alta (CCI = 0.69) para la contracción excéntrica.
3. La fiabilidad relativa de los diferentes protocolos para evaluar la fuerza máxima de los flexores del tronco fue muy alta (CCI = 0.72-0.81) y alta (CCI = 0.54-0.60) para la contracción concéntrica y muy altos (CCI = 0.71-0.91) para las contracciones excéntricas.
4. En la evaluación de los flexores de tronco en fase concéntrica se recomienda utilizar la velocidad de  $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  con un rango de movimiento corto y tomar la fuerza media como resultado.

5. En la evaluación de los flexores de tronco en fase excéntrica se recomienda utilizar la velocidad de  $0.15\text{m}\cdot\text{s}^{-1}$  con un rango amplio y tomar la fuerza máxima como variable de resultado.

### 14.3 Estudio III

1. En la evaluación de la fase excéntrica de la fuerza extensora del tronco con Dynasystem los resultados son más dispares, los rangos cortos no difieren en dos condiciones de velocidad ( $v_1$  y  $V_3$ ) ( $p > 0.05$ ;  $ES < 0.20$ ) pero la prueba fue sensible entre el test y el retest en el rango amplio ( $R_2$ ) en dos de las tres velocidades evaluadas ( $p < 0.05$ ,  $ES > 0.20$ ).
2. La evaluación de la fuerza media de la fase excéntrica en la condición  $V_1R_1$  ( $CV = 9.52$ ) y la fuerza máxima en contracción excéntrica en la condición  $V_1R_1$  ( $CV = 9.63$ ) y  $V_2R_2$  ( $CV = 9.66$ ) son los únicos protocolos con una buena fiabilidad absoluta.
3. La fiabilidad relativa de los diferentes protocolos de fuerza para evaluar la fuerza media de los extensores de tronco fue muy alta ( $CCI = 0.77-0.83$ ) para la contracción concéntrica y muy alta ( $CCI = 0.74-0.85$ ) y alta ( $CCI = 0.67$ ) para la contracción excéntrica.
4. La fiabilidad relativa de la fuerza máxima de los extensores de tronco muy altos ( $CCI = 0.73-0.77$ ) y altos ( $CCI = 0.63-0.69$ ) para la contracción concéntrica y muy altos ( $CCI = 0.71-0.81$ ) y altos ( $CCI = 0.55 - 0.65$ ) para las contracciones excéntricas.

5. La manifestación de fuerza más fiable (CV = 11.33 %) para evaluar la contracción concéntrica de los extensores del tronco fue la fuerza media en la velocidad de  $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  con un rango de movimiento corto.
6. La manifestación de fuerza más fiable para evaluar la contracción excéntrica de los extensores del tronco fue la fuerza media en la velocidad de  $0.15 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  con un rango de movimiento corto.





# **Limitaciones**



## **15 Limitaciones**

En los estudios realizados en esta tesis doctoral se pueden encontrar diversas limitaciones:

1. En el primer estudio solo se utilizó un rango de movimiento por lo que se desconoce que ocurre en el rango de velocidad isocinética cuando el rango de movimiento es mayor.
2. En los estudios de flexores y extensores de tronco la población de estudio fue con unas características específicas lo que hace que estos datos no sean extrapolables a otras poblaciones.
3. No se incluyeron todas las variables posibles en los estudios de fiabilidad de flexores y extensores de tronco, como, por ejemplo, comparar que ocurre con diferentes posiciones o diferentes sistemas de estabilización.
4. Al no existir dispositivos de condiciones similares al utilizado en nuestro estudio, las comparaciones de los datos se ven limitadas y se tuvieron que comparar con estudios que utilizaban dispositivos isocinéticos.
5. Respecto al estudio de extensores del tronco, se considera que la principal limitación fue el tiempo de familiarización con el protocolo de evaluación ya que este movimiento no es frecuentemente utilizado en la vida diaria y, por tanto, un mayor tiempo en la familiarización podría haber mejorado los valores de fiabilidad.



# Futuras Líneas de Investigación



## ***16 Futuras Líneas de Investigación***

Una de las características básicas de Dynasystem es que permite realizar y evaluar movimientos funcionales que pueden ejecutarse en diferentes planos. Por lo tanto, es necesario que los estudios futuros confirmen la fiabilidad y validez de Dynasystem para medir diferentes métricas de velocidad durante ejercicios más complejos.

Además, se podría estudiar el comportamiento del rango en la fase isocinética cuando se aumenta el rango de movimiento para crear protocolos de evaluación en los que los ejercicios estén un mínimo tiempo en la velocidad preestablecida.

En la evaluación de los flexores y extensores del tronco se podrían comparar las diferentes posiciones de evaluación para determinar el protocolo más fiable. También, conocer los datos en diferentes poblaciones (alto rendimiento, sujetos con lumbalgia, adultos mayores...).

Por otro lado, se podría estudiar el comportamiento de las curvas de fuerza obtenidas con Dynasystem en sujetos sanos y sujetos con lumbalgia y comparar estos datos para conocer las limitaciones y los valores estándares en la fuerza de flexores y extensores de tronco. Con relación a esto, se podría estudiar los ratios de fuerza de flexores y extensores para comprobar si hay relación en padecer alguna alteración musculoesquelética en el tronco.





# **Referencias**

---



## 17 Referencias

- Airaksinen, O., Brox, J. I., Cedraschi, C., Hildebrandt, J., Klaber-Moffett, J., Kovacs, F., Mannion, A. F., Reis, S., Staal, J. B., Ursin, H., & Zanoli, G. (2006). Chapter 4: European guidelines for the management of chronic nonspecific low back pain. *European Spine Journal*, *15*(SUPPL. 2), 192–300. <https://doi.org/10.1007/s00586-006-1072-1>
- Akuthota, V., & Nadler, S. F. (2004). *Core Strengthening*. <https://doi.org/10.1053/j.apmr.2003.12.005>
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, *26*(4), 217–238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>
- Balagué, F., Bibbo, E., Mélot, C., Szpalski, M., Gunzburg, R., & Keller, T. S. (2010). The association between isoinertial trunk muscle performance and low back pain in male adolescents. *European Spine Journal: Official Publication of the European Spine Society, the European Spinal Deformity Society, and the European Section of the Cervical Spine Research Society*, *19*(4), 624–632. <https://doi.org/10.1007/s00586-009-1168-5>
- Balagué, F., Mannion, A. F., Pellisé, F., & Cedraschi, C. (2012). Non-specific low back pain. In *The Lancet* (Vol. 379, Issue 9814, pp. 482–491). [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(11\)60610-7](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(11)60610-7)
- Balsalobre-Fernández, C., Kuzdub, M., Poveda-Ortiz, P., & Campo-Vecino, J. D. (2016). Validity and reliability of the push wearable device to measure movement velocity during the back squat exercise. *Journal of Strength*

- and Conditioning Research*, 30(7), 1968–1974.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001284>
- Balsalobre-Fernández, C., Marchante, D., Muñoz-López, M., & Jiménez, S. L. (2018). Validity and reliability of a novel iPhone app for the measurement of barbell velocity and 1RM on the bench-press exercise. *Journal of Sports Sciences*, 36(1), 64–70. <https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1280610>
- Barker, K. L., Shamley, D. R., & Jackson, D. (2004). Changes in the cross-sectional area of multifidus and psoas in patients with unilateral back pain: the relationship to pain and disability. *Spine*, 29(22). <https://doi.org/10.1097/01.brs.0000144405.11661.eb>
- Barr, K. P., Griggs, M., & Cadby, T. (2005). Lumbar stabilization: Core concepts and current literature, part 1. In *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation* (Vol. 84, Issue 6, pp. 473–480). <https://doi.org/10.1097/01.phm.0000163709.70471.42>
- Behm, D. G., Drinkwater, E. J., Willardson, J. M., & Cowley, P. M. (2011). The role of instability rehabilitative resistance training for the core musculature. *Strength and Conditioning Journal*, 33(3), 72–81. <https://doi.org/10.1519/SSC.0b013e318213af91>
- Ben Moussa Zouita, A., Ben Salah, F. Z., Dziri, C., & Beardsley, C. (2018). Comparison of isokinetic trunk flexion and extension torques and powers between athletes and nonathletes. *Journal of Exercise Rehabilitation*, 14(1), 72–77. <https://doi.org/10.12965/jer.1835126.563>
- Bergmark, A. (1989). Stability of the lumbar spine. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 60(sup230), 1–54.

<https://doi.org/10.3109/17453678909154177>

Bernardelli, R. S., Moser, A. D. D. L., & Bichinho, G. L. (2017). Determination of concentric and eccentric peak moment values for trunk flexion and extension in sedentary asymptomatic individuals by isokinetic dynamometry: A pilot study. *Motricidade*, 13(2), 49–57. <https://doi.org/10.6063/motricidade.9461>

Blacker, S. D., Fallowfield, J. L., Bilzon, J. L. J., & Willems, M. E. T. (2010). Within-day and between-days reproducibility of isokinetic parameters of knee, trunk and shoulder movements. *Isokinetics and Exercise Science*, 18(1), 45–55. <https://doi.org/10.3233/IES-2010-0367>

Bollinger, L. M., Brantley, J. T., Tarlton, J. K., Baker, P. A., Seay, R. F., & Abel, M. G. (2018). Construct Validity, Test-Retest Reliability, and Repeatability of Performance Variables Using a Flywheel Resistance Training Device. *Journal of Strength and Conditioning Research*. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000002647>

Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. P. M. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: Implications for measurement and training. In *Sports Medicine* (Vol. 38, Issue 11, pp. 893–916). <https://doi.org/10.2165/00007256-200838110-00002>

Campos Jara, C. ., Bautista Gonzalez, I. ., Chiroso Rios, L. ., Martin Tamayo, I., Lopez Fuenzalida, A. ., & Chiroso Rios, I. . (2014). Validity and Reliability of the Haefni Health System 1.0 device in the measurement of the isokinetic velocity range. *Cuadernos de Psicología Del Deporte*, 14(2), 91–98. <http://revistas.um.es/cpd>

- Cerda Vega, E., Jerez-Mayorga, D., Jara, C. C., Guzman-guzman, I., Ponce, A. R., & Chiroso, L. J. (2018). Validity and reliability of evaluating hip abductor strength using different normalization methods in a functional electromechanical device. *PLoS ONE*, 8(13), 1–12. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0202248>
- Chamorro, C., De La Fuente, C., Jerez, D., Campos, C., & Chiroso, L. J. (2018). Reliability of shoulder rotators isometric strength test using a novel pulley electromechanical dynamometer. Influence of the assessment position. *Asian Journal of Sports Medicine*, 9(2). <https://doi.org/10.5812/asjasm.60406>
- Chiou, S.-Y., Koutsos, E., Georgiou, P., & Strutton, P. H. (2018). Association between spectral characteristics of paraspinal muscles and functional disability in patients with low back pain: a cohort study. *BMJ Open*, 8(2), e017091. <https://doi.org/10.1136/bmjopen-2017-017091>
- Cockburn, E., & Hayes, P. (2010). Test-retest reliability of isokinetic concentric knee extension and flexion. *British Journal of Sports Medicine*, 44(14), i26–i26. <https://doi.org/10.1136/bjism.2010.078972.80>
- Cohen, Chantraine, Gobelet, & Ziltener. (2002). Influence de la position de test sur l'évaluation isocinétique lombaire. *Annales de Readaptation et de Medecine Physique*, 45(1), 12–18. [https://doi.org/10.1016/S0168-6054\(01\)00167-2](https://doi.org/10.1016/S0168-6054(01)00167-2)
- Cohen, J. (1988). *Statistical Power Analysis for the Behavioral Sciences Second Edition*. <http://www.utstat.toronto.edu/~brunner/oldclass/378f16/readings/CohenP>

ower.pdf

- Coleman, S. G. S., Benham, A. S., & Northcott, S. R. (1993). A three-dimensional cinematographical analysis of the volleyball spike. *Journal of Sports Sciences*, *11*(4), 295–302. <https://doi.org/10.1080/02640419308729999>
- Courel-Ibáñez, J., Martínez-Cava, A., Morán-Navarro, R., Escribano-Peñas, P., Chavarren-Cabrero, J., González-Badillo, J. J., & Pallarés, J. G. (2019). Reproducibility and Repeatability of Five Different Technologies for Bar Velocity Measurement in Resistance Training. *Annals of Biomedical Engineering*, *47*(7), 1523–1538. <https://doi.org/10.1007/s10439-019-02265-6>
- Cowley, P. M., Fitzgerald, S., Sottung, K., & Swensen, T. (2009). Age, Weight, and the Front Abdominal Power Test as Predictors of Isokinetic Trunk Strength and Work in Young Men and Women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *23*(3), 915–925.
- Cowley, P. M., & Swensen, T. C. (2008). Development and reliability of two core stability field tests. *Journal of Strength and Conditioning Research*, *22*(2), 619–624. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181634cb4>
- De Blaiser, C, Roosen, P., & Willems, T. (2018). Core Stability as a Risk Factor for Lower Extremity Injury. In *Physical Therapy in Sport* (Vol. 30). [www.researchreviewservice.com](http://www.researchreviewservice.com)
- De Blaiser, Cedric, De Ridder, R., Willems, T., Danneels, L., & Roosen, P. (2018). Reliability and validity of trunk flexor and trunk extensor strength measurements using handheld dynamometry in a healthy athletic

population. *Physical Therapy in Sport*, 34, 180–186.

<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2018.10.005>

De Blaiser, Cedric, Roosen, P., Willems, T., Danneels, L., Bossche, L. Vanden, & De Ridder, R. (2018). Is core stability a risk factor for lower extremity injuries in an athletic population? A systematic review. In *Physical Therapy in Sport* (Vol. 30, pp. 48–56). Churchill Livingstone.

<https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2017.08.076>

Delitto, A., Rose, S. J., Crandell, C. E., & Strube, M. J. (1991). Reliability of isokinetic measurements of trunk muscle performance. *Spine*, 16(7), 800–803. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/1833828>

Demoulin, C., Grosdent, S., Debois, I., Mahieu, G., Maquet, D., Jidovsteff, B., Croisier, J.-L., Crielaard, J., & Vanderthommen, M. (2006). Inter-session, inter-tester and inter-site reproducibility of isometric trunk muscle strength measurements. *Isokinetics and Exercise Science*, 14(4), 317–325.

<http://ovidsp.ovid.com/ovidweb.cgi?T=JS&PAGE=reference&D=emed7&N EWS=N&AN=2006602639>

Demoulin, C., Jidovtseff, B., Mahieu, G., & Verbunt, J. (2012). Muscular performance assessment of trunk extensors: a critical appraisal of the literature. *Low Back Pain*, 141–166. <https://doi.org/10.5772/34188>

Dervisevic, E., Hadzic, V., & Burger, H. (2007). Reproducibility of trunk isokinetic strength findings in healthy individuals. *Isokinetics and Exercise Science*, 15, 99–109.

Dirnberger, J., Wiesinger, H. P., Kösters, A., & Müller, E. (2012). Reproducibility for isometric and isokinetic maximum knee flexion and extension



- measurements using the IsoMed 2000-dynamometer. *Isokinetics and Exercise Science*, 20(3), 149–153. <https://doi.org/10.3233/IES-2012-0451>
- Doan, B. K., Newton, R. U., Kwon, Y.-H., & Kraemer, W. J. (2006a). Effects of physical conditioning on intercollegiate golfer performance. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 20(1), 62–72. <https://doi.org/10.1519/R-17725.1>
- Doan, B. K., Newton, R. U., Kwon, Y. H., & Kraemer, W. J. (2006b). Effects of physical conditioning on intercollegiate golfer performance. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 20(1), 62–72. <https://doi.org/10.1519/R-17725.1>
- Drouin, J. M., Valovich-McLeod, T. C., Shultz, S. J., Gansneder, B. M., & Perrin, D. H. (2004). Reliability and validity of the Biodex system 3 pro isokinetic dynamometer velocity, torque and position measurements. *European Journal of Applied Physiology*, 91(1), 22–29. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0933-0>
- Dvir, Z., & Keating, J. (2001). Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring iskonetic trunk extension strength. *Clinical Biomechanics*, 16, 627–630. [https://pdf.sciencedirectassets.com/271156/1-s2.0-S0268003300X00605/1-s2.0-S0268003301000389/main.pdf?x-amz-security-token=AgoJb3JpZ2luX2VjEPb%2F%2F%2F%2F%2F%2F%2F%2F%2F%2FwEaCXVzLWVhc3QtMSJGMEQCID1pMDP%2B%2FTs0S7FTz2MHu3dtF%2Fm9IijGDCJdNw5lgH89AiBnCXor7D](https://pdf.sciencedirectassets.com/271156/1-s2.0-S0268003300X00605/1-s2.0-S0268003301000389/main.pdf?x-amz-security-token=AgoJb3JpZ2luX2VjEPb%2F%2F%2F%2F%2F%2F%2F%2F%2F%2F%2FwEaCXVzLWVhc3QtMSJGMEQCID1pMDP%2B%2FTs0S7FTz2MHu3dtF%2Fm9IijGDCJdNw5lgH89AiBnCXor7D)
- Dvir, Zeevi. (2014). Relevant, less relevant and irrelevant isokinetic strength test

- parameters: Some critical comments. *Movement & Sport Sciences-Science & Motricité*, 85, 15–21. <https://doi.org/10.1051/sm/2013088>
- Dvir, Zeevi, & Keating, J. (2001a). Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clinical Biomechanics*, 16, 627–630. [www.elsevier.com/locate/clinbiomech](http://www.elsevier.com/locate/clinbiomech)
- Dvir, Zeevi, & Keating, J. (2001b). Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clinical Biomechanics*, 16(7), 627–630. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00038-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00038-9)
- Dvir, Zeevi, & Keating, J. (2001c). Reproducibility and validity of a new test protocol for measuring isokinetic trunk extension strength. *Clinical Biomechanics*, 16(7), 627–630. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00038-9](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00038-9)
- Dvir, Zeevi, & Müller, S. (2019). Multiple-joint isokinetic dynamometry: a critical review. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 00(00), 1–15.
- Edouard, P., Codine, P., Samozino, P., Bernard, P.-L., Hérisson, C., & Gremeaux, V. (2013). Reliability of shoulder rotators isokinetic strength imbalance measured using the Biodex dynamometer. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 16(2), 162–165. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2012.01.007>
- Elliott, B. C., Marshall, R. N., & Noffal, G. J. (1995). Contributions of Upper Limb Segment Rotations during the Power Serve in Tennis. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(4), 433–442. <https://doi.org/10.1123/jab.11.4.433>

- Escamilla, R. F., Ionno, M., deMahy, M. S., Fleisig, G. S., Wilk, K. E., Yamashiro, K., Mikla, T., Paulos, L., & Andrews, J. R. (2012). Comparison of three baseball-specific 6-week training programs on throwing velocity in high school baseball players. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 26(7), 1767–1781. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3182578301>
- Faries, M., & Greenwood, M. (2007). Core Training: Stabilizing the Confusion. *Strength and Conditioning Journal*, 29(2), 10–25.
- Fernandez-Fernandez, J., Ellenbacker, T., Sanz-Rivas, D., Ulbricht, A., & Ferrauti, A. (2013). Effects of a 6-Week Junior Tennis Conditioning Program on Service Velocity. *JOURNAL OF SPORTS SCIENCE AND MEDICINE*, 12, 232–239. [http://apps.webofknowledge.com/full\\_record.do?product=UA&search\\_mode=GeneralSearch&qid=17&SID=P2Q8WwwiSXfjxp7rfGQ&page=1&doc=2&cacheurlFromRightClick=no](http://apps.webofknowledge.com/full_record.do?product=UA&search_mode=GeneralSearch&qid=17&SID=P2Q8WwwiSXfjxp7rfGQ&page=1&doc=2&cacheurlFromRightClick=no)
- Findley, B. W., Brown, L. E., Whitehurst, M., Gilbert, R., Groo, D. R., & O'neal, J. (2000). Sitting vs. Standing Isokinetic Trunk Extension and Flexion Performance Differences. In *National Strength & Conditioning Association J. Strength Cond. Res* (Vol. 14, Issue 3). [https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/42713877/Sitting\\_vs.\\_Standing\\_Isokinetic\\_Trunk\\_Ex20160215-12419-dhv555.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1534436728&Signature=zRlkYT6dvK8PLK6JiN7NbHoAHu8%253D&response-content-disposition=inline%25](https://s3.amazonaws.com/academia.edu.documents/42713877/Sitting_vs._Standing_Isokinetic_Trunk_Ex20160215-12419-dhv555.pdf?AWSAccessKeyId=AKIAIWOWYYGZ2Y53UL3A&Expires=1534436728&Signature=zRlkYT6dvK8PLK6JiN7NbHoAHu8%253D&response-content-disposition=inline%25)

- Fleisig, G. S., Hsu, W. K., Fortenbaugh, D., Cordover, A., & Press, J. M. (2013). Trunk axial rotation in baseball pitching and batting. *Sports Biomechanics*, 12(4), 324–333. <https://doi.org/10.1080/14763141.2013.838693>
- García-Ramos, A., Pérez-Castilla, A., & Martín, F. (2018). Reliability and concurrent validity of the Velwin optoelectronic system to measure movement velocity during the free-weight back squat. *International Journal of Sports Science and Coaching*, 13(5), 737–742. <https://doi.org/10.1177/1747954118791525>
- García-Vaquero, M. P., Barbado, D., Juan-Recio, C., López-Valenciano, A., & Vera-Garcia, F. J. (2016). Isokinetic trunk flexion-extension protocol to assess trunk muscle strength and endurance: Reliability, learning effect, and sex differences. *Journal of Sport and Health Science*, February, 1–10. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2016.08.011>
- Genty, M., & Schmidt, D. (2001). Utilisation de l'isocinétisme dans les programmes de rééducation du rachis (modalités pratiques, protocoles proposés). *Isocinétisme et Rachis*, 99–106.
- Gomez-Piriz, P. T., Sanchez, E. T., Manrique, D. C., & Gonzalez, E. P. (2013). Reliability and comparability of the accelerometer and the linear position measuring device in resistance training. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 27(6), 1664–1670. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e318269f809>
- Granata, K. P., & Orishimo, K. F. (2001). Response of trunk muscle coactivation to changes in spinal stability. *Journal of Biomechanics*, 34(9), 1117–1123. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(01\)00081-1](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(01)00081-1)

- Greg Atkinson, & Alan M. Nevill. (1998). Statistical Methods For Assessing Measurement Error (Reliability) in Variables Relevant to Sports Medicine. *Sports Medicine* , 26(4), 217–238. <https://doi.org/10.2165/00007256-199826040-00002>
- Gruther, W., Wick, F., Paul, B., Leitner, C., Posch, M., Matzner, M., Crevenna, R., & Ebenbichler, G. (2009). Diagnostic accuracy and reliability of muscle strength and endurance measurements in patients with chronic low back pain. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 41(8), 613–619. <https://doi.org/10.2340/16501977-0391>
- Guilhem, G., Giroux, C., Couturier, A., & Maffiuletti, N. A. (2014a). Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 986–993. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.07.006>
- Guilhem, G., Giroux, C., Couturier, A., & Maffiuletti, N. A. (2014b). Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 986–993.
- Guilhem, G., Giroux, C., Couturier, A., & Maffiuletti, N. A. (2014c). Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 986–993. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.07.006>
- Guilhem, G., Giroux, C., Couturier, A., & Maffiuletti, N. A. (2014d). Validity of trunk extensor and flexor torque measurements using isokinetic dynamometry. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 24(6), 986–

993. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.07.006>

Gutiérrez Davila, M., Ortega, M., Párraga, M., Campos, J., & Rojas, F. (2011).

Variability of the temporary sequence of the kinetic chain of the handball throw. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de La Actividad Física*

y *El Deporte*, 11(43), 455–471.

[https://repositorio.uam.es/bitstream/handle/10486/7060/40748\\_2.pdf?sequence=1](https://repositorio.uam.es/bitstream/handle/10486/7060/40748_2.pdf?sequence=1)

Handzel, T. M. (2003). Core Training for Improved Performance. *NSCA's Performance Training Journal*, 2(6), 26–30. [www.nscs-lift.org/perform](http://www.nscs-lift.org/perform)

Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008).

Optimizing performance by improving core stability and core strength.

*Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 38(12), 995–1008.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19026017>

Hong, D. A., Cheung, T. K., & Roberts, E. M. (2001). A three-dimensional, six-segment chain analysis of forceful overarm throwing. *Journal of Electromyography and Kinesiology: Official Journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*,

11(2), 95–112.

<http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/11228423>

Hopkins. (2015). Spreadsheets for analysis of validity and reliability.

*Sportscience*, 19(19), 36–44. <https://doi.org/sportsci.org/2017/wghxls.htm>

Hopkins, W. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science.

*Sports Medicine*, 30(1), 1–15. <https://doi.org/10.2165/00007256-200030010-00001>

HOPKINS, W. G., MARSHALL, S. W., BATTERHAM, A. M., & HANIN, J. (2009).

- Progressive Statistics for Studies in Sports Medicine and Exercise Science. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 41(1), 3–13.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
- Hopkins, W., Schabert, E., & Hawley, J. (2001). Reliability of power in physical performance tests. *Sports Medicine*, 31(3), 211–234.  
<https://doi.org/10.2165/00007256-200131030-00005>
- Hopkins, Will G. (2000). Measures of reliability in sports medicine and science. *Sports Medicine*, v. 30(n.1), 1–15.
- Hopkins, William G., Marshall, S. W., Batterham, A. M., & Hanin, J. (2009). Progressive statistics for studies in sports medicine and exercise science. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(1), 3–12.  
<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31818cb278>
- Hupli, M., Sainio, P., Hurri, H., & Alaranta, H. (1997). Comparison of Trunk Strength Measurements Between Two Different Isokinetic Devices Used at Clinical Settings. *Journal of Spinal Disorders & Techniques*, 10(5), 391–397. <https://doi.org/10.1097/00024720-199710000-00006>
- Hupli M, Sainio P, Hurri H, & Alaranta H. (1997). *Comparison of trunk strength measurements between two different isokinetic devices used at clinical settings*. <https://www.julkari.fi/handle/10024/82444?show=full>
- Hutten, M. M. R., & Hermens, H. J. (1997). Reliability of lumbar dynamometry measurements in patients with chronic low back pain with test-retest measurements on different days. *European Spine Journal*, 6(1), 54–62.  
<https://doi.org/10.1007/BF01676575>
- Iossifidou, A. N., & Baltzopoulos, V. (2000). Inertial effects on moment

development during isokinetic concentric knee extension testing. *Journal of Orthopaedic and Sports Physical Therapy*, 30(6), 317–323.  
<https://doi.org/10.2519/jospt.2000.30.6.317>

James, L. P., Roberts, L. A., Haff, G. G., Kelly, V. G., & Beckman, E. M. (2017). Validity and reliability of a portable isometric mid-thigh clean pull. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 31(5), 1378–1386.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001201>

Jandre Reis, F., & Ribero Macedo, A. (2015). Influence of Hamstring Tightness in Pelvic , Lumbar and Trunk Range of Motion in Low Back Pain and Asymptomatic Volunteers during Forward Bending. *Asian Spine Journal*, 9(4), 535–540.

Jerez-Mayorga, D., Ríos, L. J. C., Reyes, A., Delgado-Floody, P., Payer, R. M., & Requena, I. M. G. (2019). Muscle quality index and isometric strength in older adults with hip osteoarthritis. *PeerJ*, 2019(8), e7471.  
<https://doi.org/10.7717/peerj.7471>

Juan-Recio, C., López-Plaza, D., Barbado Murillo, D., García-Vaquero, M. P., & Vera-García, F. J. (2017). Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. *Journal of Sports Sciences*, 36(4), 1–8.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1307439>

Juan-Recio, C., López-Plaza, D., Barbado Murillo, D., García-Vaquero, M. P., & Vera-García, F. J. (2018). Reliability assessment and correlation analysis of 3 protocols to measure trunk muscle strength and endurance. *Journal of Sports Sciences*, 36(4), 357–364.



<https://doi.org/10.1080/02640414.2017.1307439>

Jubany, J., Busquets, A., Marina, M., Cos, F., & Angulo-Barroso, R. (2015a). Reliability and validity of a custom-made instrument including a hand-held dynamometer for measuring trunk muscle strength. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 28(2), 317–326. <https://doi.org/10.3233/BMR-140522>

Jubany, J., Busquets, A., Marina, M., Cos, F., & Angulo-Barroso, R. (2015b). Reliability and validity of a custom-made instrument including a hand-held dynamometer for measuring trunk muscle strength. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 28(2), 317–326. <https://doi.org/10.3233/BMR-140522>

Kannus, P. (1994). Isokinetic evaluation of muscular performance: Implications for muscle testing and rehabilitation. *International Journal of Sports Medicine*, 15(SUPPL. 1). <https://doi.org/10.1055/s-2007-1021104>

Karatas, G., Göğüş, F., & Meray, J. (2002). Reliability of Isokinetic Trunk Muscle Strength Measurement. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 81(February), 79–85.

Karataş, G. K., Göğüş, F., & Meray, J. (2002). Reliability of isokinetic trunk muscle strength measurement. *American Journal of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(2), 79–85. <https://doi.org/10.1097/00002060-200202000-00001>

Keller, A, Hellesnes, J., & Brox, J. (2001). Reliability of the Isokinetic Trunk Extensor Test, Biering-Sorensen Test, and Astrand Bicycle Test. *Spine*, 26(7), 771–777. <http://ovidsp.tx.ovid.com/sp->

3.33.0b/ovidweb.cgi?WebLinkFrameset=1&S=HPMBFPANCGDDCCBMN  
CDKOHFBIIICNAA00&returnUrl=ovidweb.cgi%3F%26Full%2BText%3DL  
%257cS.sh.27.28%257c0%257c00007632-200104010-  
00017%26S%3DHPMBFPANCGDDCCBMNCDKOHFBIIICNAA00&directlin  
k=http%3A%2F

Keller, Anne, Gunderson, R., Reikerås, O., & Brox, J. I. (2003). Reliability of computed tomography measurements of paraspinal muscle cross-sectional area and density in patients with chronic low back pain. *Spine*, 28(13), 1455–1460. <https://doi.org/10.1097/01.BRS.0000067094.55003.AD>

Keller, Anne, Hellesnes, J., & Brox, J. I. (2001). Reliability of the Isokinetic Trunk Extensor Test , Biering-Sørensen Test , and Åstrand Bicycle Test Assessment of Intraclass Correlation Coefficient and Critical Difference in Patients With Chronic Low Back Pain and Healthy Individuals. *Spine*, 26(7), 771–777.

Kibler, W. Ben, Press, J., & Sciascia, A. (2006a). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(3), 189–198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>

Kibler, W. Ben, Press, J., & Sciascia, A. (2006b). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 36(3), 189–198. <https://doi.org/10.2165/00007256-200636030-00001>

Kienbacher, T., Paul, B., Habenicht, R., Starek, C., Wolf, M., Kollmitzer, J., & Ebenbichler, G. (2014). Reliability of isometric trunk moment measurements in healthy persons over 50 years of age. *Journal of Rehabilitation Medicine*, 46(3), 241–249.

<https://doi.org/10.2340/16501977-1266>

Kiesel, K. B., Uhl, T. L., Underwood, F. B., Rodd, D. W., & Nitz, A. J. (2007).

Measurement of lumbar multifidus muscle contraction with rehabilitative ultrasound imaging. *Manual Therapy*, 12(2), 161–166.

<https://doi.org/10.1016/j.math.2006.06.011>

Kim, K. Y. (2000). Clinico-radiologic Findings of the Whole Spine in Patients

with Chronic Low Back Pain. *Journal of the Korean Academy of Rehabilitation Medicine*, 24(1), 137–145. <https://www.e-arm.org/journal/view.php?number=2461>

Kim, KJ. (2010a). Effects of Core Muscle Strengthening Training on Flexibility,

Muscular Strength and Driver Shot Performance in Female Professional Golfers. *International Journal of Applied Sports Sciences*, 22(1), 111–127.

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=15982939&AN=52762820&h=6R6%2F5Z0%2BoCwRajX6b%2BwMYhHFnn8%2B4PfpN3YSg8oA54ppb5OdLV3uYxjXfdmTKXiGVForKJwB28XB%2F2Wkjm4Y8w%3D%3D&crl=c>

Kim, KJ. (2010b). Effects of Core Muscle Strengthening Training on Flexibility,

Muscular Strength and Driver Shot Performance in Female Professional Golfers. *International Journal of Applied Sports Sciences*, 22(1), 111–127.

<http://search.ebscohost.com/login.aspx?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=15982939&AN=52762820&h=6R6%2F5Z0%2BoCwRajX6b%2BwMYhHFnn8%2B4PfpN3YSg8oA54ppb5OdLV3uYxjXfdmTKXiGVForKJwB28XB%2F2Wkjm4Y8w%3D%3D&crl=c>

Kim, KJ. (2010). Effects of Core Muscle Strengthening Training on Flexibility,

Muscular Strength and Driver Shot Performance in Female Professional Golfers. *International Journal of Applied Sports Science*, 22(1), 111–127.  
<https://web.b.ebscohost.com/abstract?direct=true&profile=ehost&scope=site&authtype=crawler&jrnl=15982939&AN=52762820&h=6R6%2F5Z0%2BoCwRajX6b%2BwMYhHFnn8%2B4PfpN3YSg8oA54ppb5OdLV3uYxjXfdmTKXiGVForKJwB28XB%2F2Wkjm4Y8w%3D%3D&crl=c&resultNs=AdminWebAuth&resul>

Laird, R. A., Gilbert, J., Kent, P., & Keating, J. L. (2014). *Comparing lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain: a systematic review and meta-analysis*. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-15-229>

Laird, R. A., Keating, J. L., Ussing, K., Li, P., & Kent, P. (2019). Does movement matter in people with back pain? Investigating ‘atypical’ lumbo-pelvic kinematics in people with and without back pain using wireless movement sensors. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 20(1), 28. <https://doi.org/10.1186/s12891-018-2387-x>

Lehman, G. J. (2006). Resistance training for performance and injury prevention in golf. In *J Can Chiropr Assoc* (Vol. 50, Issue 1).

Lephart, S. M., Smoliga, J. M., Myers, J. B., Sell, T. C., & Tsai, Y.-S. (2007). An eight-week golf-specific exercise program improves physical characteristics, swing mechanics, and golf performance in recreational golfers. *Strength And Conditioning*, 21(3), 860–869. <https://doi.org/10.1186/2047-783X-14-S4-53>

Lesnak, J., Anderson, D., Farmer, B., Katsavelis, D., & Grindstaff, T. L. (2019). VALIDITY OF HAND-HELD DYNAMOMETRY IN MEASURING

QUADRICEPS STRENGTH AND RATE OF TORQUE DEVELOPMENT.

*International Journal of Sports Physical Therapy*, 14(2), 180–187.

<https://doi.org/10.26603/ijsp20190180>

Li, R. C., Wu, Y., Maffulli, N., Chan, K. M., & Chan, J. L. (1996). Eccentric and concentric isokinetic knee flexion and extension: a reliability study using the Cybex 6000 dynamometer. *British Journal of Sports Medicine*, 30(2), 156–160. <https://doi.org/10.1136/BJSM.30.2.156>

Lorenzetti, S., Lamparter, T., & Lüthy, F. (2017). Validity and reliability of simple measurement device to assess the velocity of the barbell during squats. *BMC Research Notes*, 10(1), 707. <https://doi.org/10.1186/s13104-017-3012-z>

Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N., & Munzinger, U. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 27(6), 346–353. <https://doi.org/10.1111/j.1475-097X.2007.00758.x>

Marshall, R. N., & Elliott, B. C. (2000). Long-axis rotation: the missing link in proximal-to-distal segmental sequencing. *Journal of Sports Sciences*, 18(4), 247–254. <https://doi.org/10.1080/026404100364983>

Martin Bland, J., & Altman, D. (1986). Statistical Methods for Assessing Agreement Between Two Methods of Clinical Measurement. *The Lancet*, 327(8476), 307–310. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(86\)90837-8](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(86)90837-8)

McCurdy, K., Smart, J., Pankey, R., & Walker, J. (2014). The effect of core training on tennis serve velocity. *Journal of Australian Strength &*

*Conditioning*, 22(4), 24–30.

[http://web.a.ebscohost.com/ehost/detail/detail?sid=ad85fb08-5e9c-439b-aa18-](http://web.a.ebscohost.com/ehost/detail/detail?sid=ad85fb08-5e9c-439b-aa18-2a9fd8d6cb67%2540sessionmgr4005&vid=0&hid=4201&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1laG9zdC1saXZlJnNjb3BIPXNpdGU%253d#db=s3h&AN=97816801)

[2a9fd8d6cb67%2540sessionmgr4005&vid=0&hid=4201&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1laG9zdC1saXZlJnNjb3BIPXNpdGU%253d#db=s3h&AN=97816801](http://web.a.ebscohost.com/ehost/detail/detail?sid=ad85fb08-5e9c-439b-aa18-2a9fd8d6cb67%2540sessionmgr4005&vid=0&hid=4201&bdata=Jmxhbmc9ZXMmc2l0ZT1laG9zdC1saXZlJnNjb3BIPXNpdGU%253d#db=s3h&AN=97816801)

McGill, S. M. (2002). Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation. In *Human Kinetics*.

[https://www.jmptonline.org/article/S0161-4754\(03\)00199-4/fulltext](https://www.jmptonline.org/article/S0161-4754(03)00199-4/fulltext)

McGill, S. M., Childs, A., & Liebenson, C. (1999). Endurance times for low back stabilization exercises: Clinical targets for testing and training from a normal database. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 941–944. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(99\)90087-4](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(99)90087-4)

McGill, S. M., Grenier, S., Kavcic, N., & Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 13, 353–359. [https://doi.org/10.1016/S1050-6411\(03\)00043-9](https://doi.org/10.1016/S1050-6411(03)00043-9)

Meral Bayramoglu, Mahmut N. Akman, Sehri Kılınc, Nuri Çetin, Nur Yavuz, Ridvan Özker, M. (2001). Isokinetic Measurement of Trunk Muscle Strength in Women with. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 80(9), 650–655.

Moreland, J., Finch, E., Stratford, P., Balsor, B., & Gill, C. (1997). Interrater Reliability of Six Tests of Trunk Muscle Function and Endurance. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26(4), 200–208.

<https://doi.org/10.2519/jospt.1997.26.4.200>

Moreside, J. M., Vera-Garcia, F. J., & McGill, S. M. (2007). Trunk Muscle Activation Patterns, Lumbar Compressive Forces, and Spine Stability When Using the Bodyblade. *Physical Therapy*, 87(2), 153–163. <https://doi.org/10.2522/ptj.20060019>

Morini, S., Ciccarelli, A., Cerulli, C., Giombini, A., Di Cesare, A., & Ripani, M. (2008). Functional anatomy of trunk flexion-extension in isokinetic exercise: Muscle activity in standing and seated positions. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(1), 17–23. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18212705>

Muehlbauer, T., Roth, R., Mueller, S., & Granacher, U. (2011). INTRA AND INTERSESSION RELIABILITY OF BALANCE MEASURES DURING ONE-LEG STANDING IN YOUNG ADULTS. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(8), 2228–2234.

Müller, J., Müller, S., Stoll, J., Fröhlich, K., Baur, H., & Mayer, F. (2014). Reproducibility of maximum isokinetic trunk strength testing in healthy adolescent athletes. *Sport-Orthopädie - Sport-Traumatologie*, 30(3), 229–237. <https://doi.org/10.1016/j.orthtr.2014.02.007>

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. *Journal of Sport Rehabilitation, Technical*(6), 1–5. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22902611>

Orri, J. C., & Darden, G. F. (2008a). Technical report: Reliability and validity of the isam 9000 isokinetic dynamometer. *Journal of Strength and*

- Conditioning Research*, 22(1), 310–317.  
<https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31815fa2c8>
- Orri, J. C., & Darden, G. F. (2008b). Thechnical Report: Reliability and validity of the iSAM 9000 isokinetic Dynamometer. *Journal of Strenght and Conditioning Research*, 22(1), 310–317.
- Ouaaid, Z. El, Shirazi-adl, A., Plamondon, A., & Larivière, C. (2013). Trunk strength , muscle activity and spinal loads in maximum isometric fl exion and extension exertions: A combined in vivo-computational study. *Journal of Biomechanics*, 46(13), 2228–2235.  
<https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2013.06.018>
- Palmer, T. G., & Uhl, T. L. (2011). Interday Reliability of Peak Muscular Power Outputs on an Isotonic Dynamometer and Assessment of Active Trunk Control Using the Chop and Lift Tests. *Journal of Athletic Training*, 46(2), 150–159.
- Palmer, T., Uhl, T. L., Howell, D., Hewett, T. E., Viele, K., & Mattacola, C. G. (2015). Sport-Specific Training Targeting the Proximal Segments and Throwing Velocity in Collegiate Throwing Athletes. *Journal of Athletic Training*, 50(6), 567–577. <https://doi.org/10.4085/1062-6040-50.1.05>
- Park, Y. J., Choi, K. S., & Lee, S. G. (2000). Effect of Lumbar Extensor Strengthening in Chronic Low Back Pain Patients. *Journal of Korean Academy of Rehabilitation Medicine*, 24(2), 295–300.  
<https://www.koreamed.org/SearchBasic.php?RID=0041JKARM/2000.24.2.295&DT=1>
- Pérez-Castilla, A., Jerez-Mayorga, D., Martínez-García, D., Rodríguez-Perea,



- Á., Chiroso-Ríos, L. J., & García-Ramos, A. (2020). Influence of Grip Width and Anthropometric Characteristics on the Bench-Press Load–Velocity Relationship. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, October, 1–9. <https://doi.org/10.1123/ijsp.2019-0549>
- Perez-Castilla, A., Piepoli, A., Delgado-García, G., Garrido-Blanca, G., & Garcia-Ramos, A. (2020). Reliability and concurrent validity of 7 commercially available devices for the assessment of movement velocity at different intensities during the bench press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33(5), 1258–1265.
- Pérez-Castilla, A., Piepoli, A., Delgado-García, G., Garrido-Blanca, G., & García-Ramos, A. (2019). Reliability and Concurrent Validity of Seven Commercially Available Devices for the Assessment of Movement Velocity at Different Intensities During the Bench Press. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 33, 1. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000003118>
- Petré, H., Wernstål, F., & Mattsson, C. M. (2018). Effects of Flywheel Training on Strength-Related Variables: a Meta-analysis. In *Sports Medicine - Open* (Vol. 4, Issue 1, pp. 1–15). Springer. <https://doi.org/10.1186/s40798-018-0169-5>
- Reed, C. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2012). The effects of isolated and integrated “core stability” training on athletic performance measures: a systematic review. *Sports Medicine (Auckland, N.Z.)*, 42(8), 697–706. <https://doi.org/10.2165/11633450-000000000-00000>
- Roth, R., Donath, L., Kurz, E., Zahner, L., & Faude, O. (2017a). Absolute and

- relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Physical Therapy in Sport*, 24, 26–31. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.11.005>
- Roth, R., Donath, L., Kurz, E., Zahner, L., & Faude, O. (2017b). Physical Therapy in Sport Absolute and relative reliability of isokinetic and isometric trunk strength testing using the IsoMed-2000 dynamometer. *Physical Therapy in Sport*, 24, 26–31. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2016.11.005>
- Sadler, S. G., Spink, M. J., Ho, A., Jonge, X. J. De, & Chuter, V. H. (2017). Restriction in lateral bending range of motion , lumbar lordosis , and hamstring flexibility predicts the development of low back pain: a systematic review of prospective cohort studies. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 18(179), 1–15. <https://doi.org/10.1186/s12891-017-1534-0>
- Saeterbakken, A. H., van den Tillaar, R., & Seiler, S. (2011a). Effect of core stability training on throwing velocity in female handball players. *Journal of Strength and Conditioning Research / National Strength & Conditioning Association*, 25(3), 712–718. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cc227e>
- Saeterbakken, A. H., van den Tillaar, R., & Seiler, S. (2011b). Effect of Core Stability Training on Throwing Velocity in Female Handball Players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 25(3), 712–718. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e3181cc227e>
- Sánchez-Medina, L., & González-Badillo, J. J. (2011). Velocity loss as an indicator of neuromuscular fatigue during resistance training. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 43(9), 1725–1734.

<https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e318213f880>

- Santana, J. C., McGill, S. M., & Brown, L. E. (2015). Anterior and posterior serape: The rotational core. *Strength and Conditioning Journal*, 37(5), 8–13. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000162>
- Santos, T. R. T., Andrade, J. A. de, Silva, B. L. da, Garcia, A. F. A., Persichini Filho, J. G. W., Ocarino, J. de M., & Silva, P. L. (2014). Active control stabilization of pelvic position in the transverse plane: An evaluation of soccer players' performance. *Physical Therapy in Sport*, 15(3), 189–193. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2013.11.003>
- Schinkel-Ivy, A., DiMonte, S., & Drake, J. D. M. (2015). Repeatability of kinematic and electromyographical measures during standing and trunk motion: How many trials are sufficient? *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 25(2), 232–238. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.12.007>
- Scott, B. R., Duthie, G. M., Thornton, H. R., & Dascombe, B. J. (2016). Training Monitoring for Resistance Exercise: Theory and Applications. *Sports Medicine*, 46. <https://doi.org/10.1007/s40279-015-0454-0>
- Silva, R. T., Gracitelli, G. C., Saccol, M. F., Laurino, C. F. de S., Silva, A. C., & Braga-Silva, J. L. (2006). Shoulder strength profile in elite junior tennis players: horizontal adduction and abduction isokinetic evaluation. *British Journal of Sports Medicine*, 40(6), 513–517; discussion 517. <https://doi.org/10.1136/bjism.2005.023408>
- So, R. C., Siu, O. T., Chin, M. K., & Chan, K. M. (1995). Bilateral isokinetic variables of the shoulder: a prediction model for young men. *British Journal of Sports Medicine*, 29(2), 105–109.

<https://doi.org/10.1136/BJSM.29.2.105>

Stark, T., Walker, B., Phillips, J. K., Fejer, R., & Beck, R. (2011). Hand-held dynamometry correlation with the gold standard isokinetic dynamometry: A systematic review. In *PM and R* (Vol. 3, Issue 5, pp. 472–479). <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2010.10.025>

Stephenson, J., & Swank, A. M. (2004). Core training: designing a program for anyone. *National Strength and Conditioning Association*, 26(6), 34–37. <https://search.proquest.com/openview/76fd44b5231e3d4923a86db68bd15567/1?pq-origsite=gscholar&cbl=44253>

Stewart, A., Marfell-Jones, M., & International Society for Advancement of Kinanthropometry. (2011). *International standards for anthropometric assessment* (Rev. 2006.). International Society for the Advancement of Kinanthropometry. <https://www.worldcat.org/title/international-standards-for-anthropometric-assessment/oclc/869687146>

Stuart McGill. (2010). Core Training: Evidence Translating to Better Performance and Injury Prevention. *Strength and Conditioning Journal*, VOLUME 32(NUMBER 3), 33–46. [www.nasca-lift.org](http://www.nasca-lift.org)

Sung, P. S., Danial, P., & Lee, D. C. (2018). Reliability of the Kinematic Steadiness Index during one-leg standing in subjects with recurrent low back pain. *European Spine Journal*, 27(1), 171–179. <https://doi.org/10.1007/s00586-017-5314-1>

Suni, J., Rinne, M., Natri, A., Statistisian, M. P., Parkkari, J., & Alaranta, H. (2006). Control of the Lumbar Neutral Zone Decreases Low Back Pain and Improves Self-Evaluated Work Ability. *Spine*, 31(18), E611–E620.

<https://doi.org/10.1097/01.brs.0000231701.76452.05>

Szymanski, D. J., McIntyre, J. S., Szymanski, J. M., Bradford, T. J., Schade, R. L., Madsen, N. H., & Pascoe, D. D. (2007). Effect of torso rotational strength on angular hip, angular shoulder, and linear bat velocities of high school baseball players. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 21(4), 1117–1125.

Timm, K. E., Gennrich, P., Burns, R., & Fyke, D. (1992). The Mechanical and Physiological Performance Reliability of Selected Isokinetic Dynamometers. *Isokinetics and Exercise Science*, 2(4), 182–190. [http://www.coleparmer.com/catalog/product\\_view](http://www.coleparmer.com/catalog/product_view).

Tinwala, F., Cronin, J., Haemmerle, E., & Ross, A. (2017). Eccentric strength training: A review of the available technology. In *Strength and Conditioning Journal* (Vol. 39, Issue 1, pp. 32–47). Lippincott Williams and Wilkins. <https://doi.org/10.1519/SSC.0000000000000262>

van den Tillaar, R., & Ettema, G. (2004). A force-velocity relationship and coordination patterns in overarm throwing. *Journal of Sports Science & Medicine*, 3(4), 211–219. <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24624005>

Van Den Tillaar, R., & Marques, M. C. (2009). Effect of two different training programs with the same workload on soccer overhead throwing velocity. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 4(4), 474–484. <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-77649199138&partnerID=tZOtx3y1>

Wagner, H., Buchecker, M., von Duvillard, S. P., & Müller, E. (2010). Kinematic description of elite vs. low level players in team-handball jump throw.

*Journal of Sports Science and Medicine*, 9(1), 15–23.

Wagner, H., Pfusterschmied, J., Von Duvillard, S. P., & Müller, E. (2012). Skill-dependent proximal-to-distal sequence in team-handball throwing. *Journal of Sports Sciences*, 30(1), 21–29.  
<https://doi.org/10.1080/02640414.2011.617773>

Walsh, K., Cruddas, M., Coggon, D., Walsh, K., Cruddas, M., & Coggon, D. (1992). Low back pain in eight areas of Britain. *Journal of Epidemiology and Community Health*, 46, 227–230.  
<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC1059556/pdf/jepicomh00210-0053.pdf>

Wang, H. K., Macfarlane, A., & Cochrane, T. (2000). Isokinetic performance and shoulder mobility in elite volleyball athletes from the United Kingdom. *British Journal of Sports Medicine*, 34(1), 39–43.  
<https://doi.org/10.1136/BJSM.34.1.39>

Weakley, J., Chalkley, D., Johnston, R., García-Ramos, A., Townshend, A., Dorrell, H., Pearson, M., Morrison, M., & Cole, M. (2020). Criterion Validity, and Interunit and Between-Day Reliability of the FLEX for Measuring Barbell Velocity During Commonly Used Resistance Training Exercises. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1.  
<https://doi.org/10.1519/jsc.0000000000003592>

Weir, A., Darby, J., Inklaar, H., Koes, B., Bakker, E., & Tol, J. L. (2010). Core Stability: Inter-and Intraobserver Reliability of 6 Clinical Tests. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 20(1), 34–38. [www.cjsportmed.com](http://www.cjsportmed.com)

Weir, J. P. (2005). Quantifying Test-Retest Reliability Using the Intraclass

- Correlation Coefficient and the SEM. *The Journal of Strength and Conditioning Research*, 19(1), 231. <https://doi.org/10.1519/15184.1>
- Weston, M., Coleman, N. J., & Spears, I. R. (2013a). The effect of isolated core training on selected measures of golf swing performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(12), 2292–2297. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31829bc7af>
- Weston, M., Coleman, N. J., & Spears, I. R. (2013b). The effect of isolated core training on selected measures of golf swing performance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(12), 2292–2297. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31829bc7af>
- Whiting, W. C., Gregor, R. J., & Halushka, M. (1991). Body Segment and Release Parameter Contributions to New-Rules Javelin Throwing. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(2), 111–124. <https://doi.org/10.1123/ijsb.7.2.111>
- Yahia, A., Jribi, S., Ghroubi, S., Elleuch, M., Baklouti, S., & Habib Elleuch, M. (2011). Evaluation of the posture and muscular strength of the trunk and inferior members of patients with chronic lumbar pain. *Joint Bone Spine*, 78(3), 291–297. <https://doi.org/10.1016/j.jbspin.2010.09.008>
- Yang, S., Wu, W., Zhang, C., Wang, D., Chen, C., Tang, Y., Li, K., Xu, J., & Luo, F. (2019). Reliability and validity of three isometric back extensor strength assessments with different test postures. *Journal of International Medical Research*, 030006051988526. <https://doi.org/10.1177/0300060519885268>
- Yasuda, I., Minami, Y., & Daikuya, S. (2013). Trunk Muscle Strength in Patient with Low Back Pain. *Orthop Muscul Syst*, 2(2), 125.

<https://doi.org/10.4172/2161-0533.1000125>

Zanca, G. G., Oliveira, A. B., Saccol, M. F., & Mattiello-Rosa, S. M. (2011).

Isokinetic dynamometry applied to shoulder rotators – Velocity limitations in eccentric evaluations. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 14(6), 541–546. <https://doi.org/10.1016/J.JSAMS.2011.05.002>

Zawadzki, J., Bober, T., & Siemieński, A. (2010). Validity analysis of the Biodex System 3 dynamometer under static and isokinetic conditions. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 12(4), 25–32.

Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007a). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123–1130. <https://doi.org/10.1177/0363546507301585>

Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007b). The effects of core proprioception on knee injury: A prospective biomechanical-epidemiological study. *American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 368–373. <https://doi.org/10.1177/0363546506297909>

Zois, J., P Sharp, A., Talukdar, K., & Cronin, J. (2016). The Reliability of a Rotational Power Assessment of the Core. *Journal of Athletic Enhancement*, 5(5), 5–8. <https://doi.org/10.4172/2324-9080.1000241>





# **Anexos**

---



## 18 Anexos

### 18.1 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, analizado el informe preliminar del Presidente del Comité en Investigación Humana, emite informe favorable a la metodología en la investigación titulada 'VALIDACIÓN DE UN PROTOCOLO DE EVALUACIÓN DE LA FUERZA DEL CORE A TRAVÉS DE DINAMOMETRÍA ELECTROMECAICA FUNCIONAL (DEMF)' que dirige D./Dña. ANGELA RODRIGUEZ PEREA, con NIF 75.899.921-J, quedando registrada con el nº: 350/CEIH/2017.

Granada, a 10 de Mayo de 2017.

EL PRESIDENTE  
Fdo: Enrique Herrera Viedma



EL SECRETARIO  
Fdo: Fernando Cornet Sánchez del Águila

## 18.2 Anexo 2. Consentimiento informado



### HOJA DE INFORMACIÓN AL PACIENTE

#### PROYECTO: EL ESTUDIO DE LA FUERZA EN EL SER HUMANO A TRAVÉS DE LA DINAMOMETRÍA ELECTROMECAÁNICA FUNCIONAL.

Estimado señor:

Este documento constituye su aceptación formal para colaborar de forma voluntaria en el siguiente proyecto de investigación. Además de ser, requisito indispensable para participar en él. A continuación, se explicaran los tratamientos a los que usted se someterá, con la intención de que pueda decidir libremente su incorporación al proyecto.

En el proyecto se llevarán a cabo dos estudios independientes (evaluación de la fuerza en el tronco y evaluación de la fuerza en el hombro), ambos siguen la misma estructura metodológica de evaluación:

Se llevarán a cabo cuatro sesiones de evaluación realizando previamente dos sesiones de familiarización con el dispositivo de medida (Dynasystem). Se realizará un test y un retest con un descanso de cuarenta y ocho horas entre ambos y a la semana siguiente se volverán a hacer un test y un retest con cuarenta y ocho de descanso. En todas las mediciones contaremos con estudio cinemático a través de la DEMF y con estudio electromiográfico.

#### 1. ESTUDIO DE TRONCO

- a. Estudio de rango de movimiento: se evaluará la flexión y la extensión de la fuerza en el tronco, realizándose la medición en dos días diferentes, uno para flexión y otro para extensión. Se ejecutará una serie de cuatro repeticiones de flexión/extensión de tronco en los diferentes rangos de movimiento (30° y 60°), a una velocidad de 30 cm/s y en la posición de sedestación. Tras terminar la serie en un rango, se descansará treinta segundos y se realizará una isometría máxima en esa angulación.
- b. Estudio de velocidades: se evaluará la flexión y la extensión, realizándose la medición en dos días diferentes, uno para flexión y otro para extensión. Se ejecutará una serie de cuatro repeticiones de flexión/extensión de tronco a diferentes velocidades (20cm/s; 40 cm/s; 60 cm/s), en un rango de movimiento de 30° y en la posición de sedestación.

#### 2. ESTUDIO DE HOMBRO

- a. Estudio de evaluación: se evaluará la fuerza en la posición de sedestación y en la posición de bipedestación a una velocidad de 0,6 m/s (velocidad intermedia) y a una velocidad de 0,3 m/s (velocidad lenta).

Universidad Católica de la Santísima Concepción  
Laboratorio del Movimiento Natural Controlado (UCSC)

Avda. Alonso Ribera 2850  
Concepción (Chile)

Dario Martínez García  
[dariomg@correo.ugr.es](mailto:dariomg@correo.ugr.es)  
+56936635168

Ángela Rodríguez Perea  
[angrp@correo.ugr.es](mailto:angrp@correo.ugr.es)  
+56936634856



Comprendido todo lo anterior:

Yo, D. \_\_\_\_\_ con RUT \_\_\_\_\_ acepto participar en el proyecto “El estudio de la fuerza en el ser humano a través de la dinamometría electromecánica funcional” que se llevará a cabo en el Laboratorio de Evaluación del Movimiento Natural Controlado de la Universidad Católica de la Santísima Concepción (Chile).

Si decido participar en dicho experimento, comprendo que durante el proceso deberé comprometerme a:

- 1. Asistir a las mediciones planificadas.**
- 2. Permitir el uso de los datos recogidos en las evaluaciones del estudio para la elaboración de dicha investigación.**
- 3. No realizar ningún tipo de entrenamiento específico de la musculatura del hombro y/o abdominal externo al estudio que pueda suponer una variable contaminante en el estudio.**
- 4. Mantener unos hábitos de vida exactamente iguales a los que llevaría sin la participación en este estudio, mismas horas de sueño, nutrición, etc.**
- 5. Indicar cualquier problema, o patología que sea relevante y que pueda afectar directamente a mi seguridad o desempeño tanto en las mediciones previas o posteriores.**

Por todo lo anterior hago constar, que he recibido información clara y concisa sobre la participación en este proyecto, habiéndose resuelto todas las dudas y preguntas que hayan surgido acerca del mismo.

Igualmente certifico que he sido informado de los siguientes puntos:

- 1. Comprendo que mi participación es voluntaria.**
- 2. Comprendo que puedo retirarme del estudio cuando quiera, sin tener que dar explicaciones y sin que esto repercuta de ninguna manera en mí.**
- 3. Presto libremente mi conformidad para participar en el estudio.**
- 4. Las muestras obtenidas en este estudio sólo serán utilizadas para los fines específicos del mismo.**

Concepción, a \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ del 2018

Firma:

Universidad Católica de la Santísima Concepción  
Laboratorio del Movimiento Natural Controlado (UCSC)

Avda. Alonso Ribera 2850  
Concepción (Chile)

Darío Martínez García  
[dariomg@correo.ugr.es](mailto:dariomg@correo.ugr.es)  
+56936635168

Ángela Rodríguez Perea  
[angrp@correo.ugr.es](mailto:angrp@correo.ugr.es)  
+56936634856

## 18.3 Anexo 3. Cuestionario OLBDP

### Escala de Incapacidad por Dolor Lumbar de Oswestry

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

#### Sección 1 – Intensidad de dolor

- ⓪ Puedo soportar el dolor sin necesidad de tomar calmantes
- ① El dolor es fuerte pero me arreglo sin tomar calmantes
- ② Los calmantes me alivian completamente el dolor
- ③ Los calmantes me alivian un poco el dolor
- ④ Los calmantes apenas me alivian el dolor
- ⑤ Los calmantes no me quitan el dolor y no los tomo

#### Sección 2 – Cuidados personales (lavarse, vestirse, etc.)

- ⓪ Me las puedo arreglar solo sin que me aumente el dolor
- ① Me las puedo arreglar solo pero esto me aumenta el dolor
- ② Lavarme, vestirme, etc., me produce dolor y tengo que hacerlo despacio y con cuidado
- ③ Necesito alguna ayuda pero consigo hacer la mayoría de las cosas yo solo
- ④ Necesito ayuda para hacer la mayoría de las cosas
- ⑤ No puedo vestirme, me cuesta lavarme, y suelo quedarme en la cama

#### Sección 3 – Levantar peso

- ⓪ Puedo levantar objetos pesados sin que me aumente el dolor
- ① Puedo levantar objetos pesados pero me aumenta el dolor
- ② El dolor me impide levantar objetos pesados del suelo, pero puedo hacerlo si están en un sitio cómodo (ej. en una mesa)
- ③ El dolor me impide levantar objetos pesados, pero sí puedo levantar objetos ligeros o medianos si están en un sitio cómodo
- ④ Sólo puedo levantar objetos muy ligeros
- ⑤ No puedo levantar ni elevar ningún objeto

#### Sección 4 – Andar

- ⓪ El dolor no me impide andar
- ① El dolor me impide andar más de una milla
- ② El dolor me impide andar más de media milla
- ③ El dolor me impide andar más de cien metros
- ④ Sólo puedo andar con bastón o muletas
- ⑤ Permanezco en la cama casi todo el tiempo y tengo que ir a rastras al baño

#### Sección 5 – Estar sentado

- ⓪ Puedo estar sentado en cualquier tipo de silla todo el tiempo que quiera
- ① Puedo estar sentado en mi silla favorita todo el tiempo que quiera
- ② El dolor me impide estar sentado más de una hora
- ③ El dolor me impide estar sentado más de media hora
- ④ El dolor me impide estar sentado más de diez minutos
- ⑤ El dolor me impide estar sentado

#### Sección 6 – Estar de pie

- ⓪ Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera sin que me aumente el dolor
- ① Puedo estar de pie tanto tiempo como quiera pero me aumenta el dolor
- ② El dolor me impide estar de pie más de una hora
- ③ El dolor me impide estar de pie más de media hora
- ④ El dolor me impide estar de pie más de diez minutos
- ⑤ El dolor me impide estar de pie

#### Sección 7 – Dormir

- ⓪ El dolor no me impide dormir bien
- ① Sólo puedo dormir si tomo pastillas
- ② Incluso tomando pastillas duermo menos de seis horas
- ③ Incluso tomando pastillas duermo menos de cuatro horas
- ④ Incluso tomando pastillas duermo menos de dos hora
- ⑤ El dolor me impide totalmente dormir

#### Sección 8 – Actividad sexual (opcional)

- ⓪ Mi actividad sexual es normal y no me aumenta el dolor
- ① Mi actividad sexual es normal pero me aumenta el dolor
- ② Mi actividad sexual es casi normal pero me aumenta mucho el dolor
- ③ Mi actividad sexual se ha visto muy limitada a causa del dolor
- ④ Mi actividad sexual es casi nula a causa del dolor
- ⑤ El dolor me impide todo tipo de actividad sexual

#### Sección 9 – Vida social

- ⓪ Mi vida social es normal y no me aumenta el dolor
- ① Mi vida social es normal, pero me aumenta el dolor
- ② El dolor no tiene un efecto importante en mi vida social, pero sí impide mis actividades más enérgicas, como bailar, etc.
- ③ El dolor ha limitado mi vida social y no salgo tan a menudo
- ④ El dolor ha limitado mi vida social al hogar
- ⑤ No tengo vida social a causa del dolor

#### Sección 10 – Viajar

- ⓪ Puedo viajar a cualquier sitio sin que me aumente el dolor
- ① Puedo viajar a cualquier sitio, pero me aumenta el dolor
- ② El dolor es fuerte, pero aguanto viajes de más de dos horas
- ③ El dolor me limita a viajes de menos de una hora
- ④ El dolor me limita a viajes cortos y necesarios de menos de media hora
- ⑤ El dolor me impide viajar excepto para ir al médico o al hospital

Index Score = [Sum of all statements selected / (# of Sections with a statement selected x 5)] x 100

Nombre del Paciente \_\_\_\_\_

Fecha \_\_\_\_\_ Back Index Score \_\_\_\_\_

