



Universidad Miguel Hernández de Elche  
Programa de doctorado en Deporte y Salud

---

CRITERIOS PARA LA TOMA DE DECISIONES EN  
LA DETERMINACIÓN DE LA INTENSIDAD Y  
PROGRESIÓN DE LOS EJERCICIOS DIRIGIDOS A  
LA MEJORA DE LA ESTABILIDAD DEL TRONCO

---

Tesis Doctoral

*D. Juan Ramón Elvar Heredia*

Director de la Tesis  
*Dr. Francisco J. Vera García*

Codirector de la Tesis  
*Dr. Casto Juan Recio*

Elche, 2023





La presente Tesis Doctoral, titulada “*Criterios para la toma de decisiones en la determinación de la intensidad y progresión de los ejercicios dirigidos a la mejora de la estabilidad del tronco*”, es un compendio de dos artículos, uno de ellos publicado en una revista indexada en el *Journal Citation Reports* de la *Web of Science*:

- Heredia-Elvar, J. R., Juan-Recio, C., Prat-Luri, A., Barbado, D., & Vera-Garcia, F. J. (2021). Observational screening guidelines and smartphone accelerometer thresholds to establish the intensity of some of the most popular core stability exercises. *Frontiers in Physiology*, 12. <https://doi.org/10.3389/FPHYS.2021.751569>





Además del artículo previamente publicado, la presente Tesis Doctoral incluye un artículo que se encuentra en revisión en una revista indexada en el *Journal Citation Reports* de la *Web of Science*:

- Heredia-Elvar, J. R., Juan-Recio, C., Prat-Luri, A., Barbado, D., de los Rios-Calonge, J., & Vera-Garcia, F. J. Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active males: a smartphone accelerometer-based study. En revision en la *Journal of Strength and Conditioning Research*.





El Dr. D. *Francisco José Vera García*, director, y el Dr. D. *Casto Juan Recio*, codirector de la Tesis Doctoral titulada “*Criterios para la toma de decisiones en la determinación de la intensidad y progresión de los ejercicios dirigidos a la mejora de la estabilidad del tronco*”

**INFORMAN:**

Que D. *Juan Ramón Elvar Heredia* ha realizado bajo nuestra supervisión el trabajo titulado “*Criterios para la toma de decisiones en la determinación de la intensidad y progresión de los ejercicios dirigidos a la mejora de la estabilidad del tronco*” conforme a los términos y condiciones definidos en su Plan de Investigación y de acuerdo con el Código de Buenas Prácticas de la Universidad Miguel Hernández de Elche, cumpliendo los objetivos previstos de forma satisfactoria para su defensa pública como Tesis Doctoral.

Lo que firmamos para los efectos oportunos,

en Elche, a 10 de febrero de 2023

Director de la tesis  
Dr. *Francisco José Vera García*

Codirector de la tesis  
Dr. *Casto Juan Recio*



**UNIVERSITAS**  
*Miguel Hernández*

El Dr. *Francisco Javier Moreno Hernández*, Coordinador del Programa de Doctorado en **Deporte y Salud**

**INFORMA:**

Que D. *Juan Ramón Elvar Heredia* ha realizado bajo la supervisión de nuestro Programa de Doctorado el trabajo titulado “*Criterios para la toma de decisiones en la determinación de la intensidad y progresión de los ejercicios dirigidos a la mejora de la estabilidad del tronco*” conforme a los términos y condiciones definidos en su Plan de Investigación y de acuerdo con el Código de Buenas Prácticas de la Universidad Miguel Hernández de Elche, cumpliendo los objetivos previstos de forma satisfactoria para su defensa pública como Tesis Doctoral.

Lo que firmo para los efectos oportunos,

en Elche, a 10 de febrero de 2023

*Dr. Francisco Javier Moreno Hernández*

Coordinador del Programa de Doctorado en Deporte y Salud



## Índice

|   |    |
|---|----|
| <b>Listado abreviaturas</b> .....   | 10 |
| <b>Listado de tablas</b> .....  | 11 |
| <b>Listado de figuras</b> .....   | 11 |
| <b>Resumen</b> .....  | 12 |
| <b>Abstract</b> .....   | 14 |
| <b>Capítulo 1. Introducción</b> .....   | 15 |
| 1.1. Ejercicios de estabilidad del tronco: conceptos y beneficios .....   | 16 |
| 1.2. La intensidad en la selección de los ejercicios de estabilidad de tronco .....   | 18 |
| 1.3. Técnicas biomecánicas para la cuantificación y control de la intensidad de los ejercicios de estabilidad del tronco.....   | 19 |
| <b>Capítulo 2. Objetivos e hipótesis</b> .....  | 21 |
| 2.1. Objetivos generales .....  | 22 |
| 2.2. Objetivos específicos .....  | 22 |
| 2.3. Hipótesis.....   | 23 |
| <b>Capítulo 3. Resumen de materiales y métodos</b> .....  | 26 |
| 3.1. <i>Estudio 1. Observational Screening Guidelines and Smartphone Accelerometer Thresholds to Establish the Intensity of Some of the Most Popular Core Stability Exercises</i> ..... | 27 |
| 3.1.1. Participantes .....  | 27 |
| 3.1.2. Instrumentación y registro de datos.....   | 27 |
| 3.1.3. Tratamiento de datos .....   | 30 |
| 3.1.4. Evaluación observacional de la ejecución de los participantes .....  | 30 |
| 3.1.5. Análisis estadístico .....   | 31 |
| 3.2. <i>Estudio 2. Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active</i> .....  | 32 |
| 3.2.1. Participantes .....  | 32 |
| 3.2.2. Instrumentación y registro de datos.....   | 32 |
| 3.2.3. Tratamiento de datos .....   | 32 |
| 3.2.4. Análisis estadístico .....   | 33 |
| <b>Capítulo 4. Resumen de los resultados</b> .....  | 34 |
| 4.1. <i>Estudio 1. Observational Screening Guidelines and Smartphone Accelerometer Thresholds to Establish the Intensity of Some of the Most Popular Core Stability Exercises</i> ..... | 35 |
| 4.2. <i>Estudio 2. Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active</i> .....  | 40 |
| <b>Capítulo 5. Discusión</b> .....  | 45 |



|   |     |
|---|-----|
| 5.1. <i>Estudio 1</i> . Observational Screening Guidelines and Smartphone Accelerometer Thresholds to Establish the Intensity of Some of the Most Popular Core Stability Exercises..... | 46  |
| 5.2. <i>Estudio 2</i> . Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active .....   | 48  |
| <b>Capítulo 6. Conclusiones</b> .....   | 51  |
| 6.1. Conclusiones generales .....   | 52  |
| 6.2. Limitaciones y futuras líneas de investigación.....  | 54  |
| <b>Capítulo 7. Referencias</b> .....  | 56  |
| <b>Capítulo 8. Anexos</b> .....   | 63  |
| <b>Agradecimientos</b> .....  | 104 |



## Listado de abreviaturas

**1-Esp:** Índice de especificidad.

**ANOVA:** Análisis de la varianza.

**ET:** Estabilidad del tronco.

**IC:** Intervalo de confianza.

**κ:** Coeficiente Kappa.

**PABAK:** Kappa ajustado por prevalencia y sesgo.

**PD:** Puente dorsal.

**PF:** Puente frontal.

**PL:** Puente lateral.

**PM:** Perro de muestra.

**Po:** Acuerdo observado.

**Q:** Quick response code.

**ROC:** Característica Operativa del Receptor.

**Se:** Índice de sensibilidad.



## Listado de tablas

**Tabla 1.** Concordancia inter-evaluador entre las valoraciones realizadas por los evaluadores expertos y los cuatro evaluadores no expertos utilizando los criterios de evaluación observacional..... 36

**Tabla 2.** Concordancia intra-evaluador para las valoraciones realizadas por los cuatro evaluadores no expertos utilizando los criterios de evaluación observacional..... 36

## Listado de figuras

**Figura 1.** Ejercicios de estabilidad del tronco ..... 30

**Figura 2.** Promedio de la aceleración media de la pelvis y valores de corte de las variaciones de los ejercicios de estabilidad del tronco calificadas como SÍ-Nivel de entrenamiento y NO-Nivel de entrenamiento..... 33

**Figura 3.** Curvas de rendimiento diagnóstico (curvas ROC) que relacionan las valoraciones de los evaluadores expertos con la aceleración de la pelvis obtenida en cada uno de los ejercicios de estabilidad del tronco..... 38

**Figura 4.** Progresión del perro de muestra (PM) en función de los valores de aceleración pélvica y del porcentaje de participantes que completaron las variaciones para toda la muestra y para los grupos de control postural lumbo-pélvico bajo, medio y alto..... 39

**Figura 5.** Progresión del puente lateral (PL) en función de los valores de aceleración pélvica y del porcentaje de participantes que completaron las variaciones para toda la muestra y para los grupos de control postural lumbo-pélvico bajo, medio y alto..... 40

**Figura 6.** Progresión del puente dorsal (PD) en función de los valores de aceleración pélvica y del porcentaje de participantes que completaron las variaciones para toda la muestra y para los grupos de control postural lumbo-pélvico bajo, medio y alto..... 41

**Figura 7.** Progresión del puente frontal (PF) en función de los valores de aceleración pélvica y del porcentaje de participantes que completaron las variaciones para toda la muestra y para los grupos de control postural lumbo-pélvico bajo, medio y alto..... 42

## Resumen

La falta de control de la magnitud de la carga de entrenamiento, fundamentalmente la intensidad, es una de las principales limitaciones a la hora de la toma de decisiones para desarrollar programas de ejercicios de estabilización del tronco (ET). Tradicionalmente la intensidad se ha establecido en función de criterios personales de los profesionales que prescriben y dirigen los programas, criterios que no suelen aparecer descritos en los estudios experimentales y que generalmente no han sido validados o sometidos a evaluación. Partiendo de estas limitaciones, los estudios realizados en la presente Tesis Doctoral *analizaron diferentes criterios y herramientas para facilitar la toma de decisiones durante el establecimiento de la intensidad de los principales ejercicios de ET y su progresión a lo largo del proceso de entrenamiento*. En este sentido, el *estudio 1* mostró una alta concordancia inter- e intra-evaluador al utilizar criterios de evaluación observacional basados en la valoración de la dificultad de los participantes para mantener el cuerpo alineado y limitar el movimiento del tronco durante la ejecución de los ejercicios *punteo frontal, punteo dorsal, punteo lateral y perro de muestra*. Hasta donde conocemos, este es el primer estudio que ha analizado la fiabilidad de criterios de evaluación observacional para la prescripción de la intensidad de los ejercicios de ET. Con objeto de desarrollar criterios objetivos para la prescripción de los ejercicios de ET, en el *estudio 1* también se realizaron curvas de rendimiento diagnóstico (conocidas como curvas ROC) para analizar la relación entre las valoraciones de evaluadores expertos y la aceleración de la pelvis medida mediante acelerometría integrada en smartphone como indicador de la intensidad de los ejercicios. Este análisis permitió establecer umbrales de aceleración de la pelvis para los ejercicios referidos que podrían representar los niveles de intensidad mínima necesarios para producir adaptaciones en la ET en personas jóvenes y físicamente activas. Por otro lado, en el *estudio 2* se utilizó la acelerometría integrada en smartphone para establecer progresiones en intensidad de diferentes variaciones de los ejercicios *punteo frontal, punteo dorsal, punteo lateral y perro de muestra* en varones jóvenes y físicamente activos. Los datos obtenidos indican que la realización de puentes largos (con rodillas extendidas) en lugar de puentes cortos (con rodillas flexionadas y apoyadas en el suelo), la reducción del número de apoyos, el apoyo de parte del peso corporal sobre superficies inestables (balón hemiesférico y fitball) y el movimiento de los segmentos en suspensión son criterios a tener en cuenta para incrementar la intensidad de estos ejercicios. Finalmente, los datos obtenidos mostraron también la necesidad de individualizar la prescripción de las progresiones de ejercicios de ET en función del nivel de control postural lumbo-pélvico. Por tanto, en conjunto, los *estudios 1 y 2* presentan información relevante para la toma de decisiones de los profesionales del ejercicio físico y la salud durante el diseño de programas dirigidos a la mejora de la ET en personas jóvenes y físicamente activas.

**Palabras clave:** estímulo de entrenamiento, dosificación, control, columna vertebral, control postural, acelerometría, smartphone.



## **Abstract**

The lack of control of the training load magnitude, mainly the intensity, is one of the main limitations when making decisions to develop trunk stability (TS) exercise programs. Traditionally, intensity has been established according to the personal criteria of the professionals who prescribe and conduct the programs, criteria that are not usually described in experimental studies and that have generally not been validated or subjected to evaluation. Based on these limitations, the studies carried out in this Doctoral Thesis *analyzed different criteria and tools to facilitate decision-making during the establishment of the intensity of the main TS exercises and their progression throughout the training process*. In this sense, *study 1* showed a high inter- and intra-evaluator agreement through the use of observational screening guidelines based on the assessment of the participants' difficulty to keep the body aligned and to limit trunk movement during the execution of *front bridge, dorsal bridge, side bridge and bird-dog* exercises. To our knowledge, this is the first study that has analyzed the reliability of observational screening guidelines for the prescription of the TS exercise intensity. To develop objective criteria for TS exercise prescription, diagnostic performance curves (known as ROC curves) were also performed in *study 1* with the aim of analyzing the relationship between expert rater ratings and pelvic accelerations (measured by smartphone accelerometry) as an indicator of exercise intensity. This analysis made it possible to establish pelvic acceleration thresholds for the referred exercises that could represent the minimum intensity levels necessary to produce adaptations in TS in young physically active individuals. On the other hand, in *study 2*, smartphone accelerometry was used to establish intensity progressions of different variations of frontal bridge, dorsal bridge, lateral bridge and bird-dog exercises in young physically active males. The data obtained indicates that performing long bridges (with knees extended) instead of short bridges (with knees bent and resting on the floor), reducing the number of support points, supporting part of the body weight on unstable surfaces (hemisphere ball and fitball) and the movement of the elevated limbs are criteria to be taken into account when aiming to increase the intensity of these exercises. Finally, the data obtained also showed the need to individualize the prescription of TS exercise progressions according to the lumbo-pelvic postural control level. Therefore, overall, *studies 1 and 2* present relevant information for decision making by physical exercise and health professionals when designing programs aimed at improving TS in young physically active individuals.

**Keywords:** training stimulus, dosing, control, spine, postural control, accelerometry, smartphone.

# CAPÍTULO 1

## INTRODUCCIÓN



## Capítulo 1. Introducción

### 1.1. Ejercicios de estabilidad del tronco: conceptos y beneficios

La *estabilidad del tronco* (ET), también conocida como *estabilidad del core*, *del núcleo* o *de la zona central*, se ha definido como la “capacidad de las estructuras osteoarticulares y musculares, coordinadas por el sistema de control motor, para mantener o retomar una posición o trayectoria del tronco cuando este es sometido a fuerzas internas o externas” (Vera-García et al., 2015). Aunque *tronco* y *core* se utilizan habitualmente como sinónimos, existen diferencias entre ambos conceptos. Mientras el tronco es un concepto anatómico que incluye a todas las estructuras corporales situadas entre las extremidades (Moore y Dalley, 2002; Netter, 1999), el core es un concepto funcional que generalmente engloba las estructuras activas y pasivas de la región lumbar, el abdomen, la pelvis y las caderas (Kibler et al., 2006). Estas estructuras funcionan como una unidad, siendo el centro de cadenas cinéticas y proporcionando fuerza y estabilidad local durante la realización de diferentes actividades deportivas o de la vida diaria (Kibler et al., 2006; McGill et al., 2003; Panjabi, 1992), lo que se ha relacionado con la optimización de la transmisión de fuerzas a las extremidades y la estabilización de la columna vertebral (Escamilla et al., 2010; Kibler et al., 2006; Vera-García et al., 2015). A pesar de las diferencias entre ambos conceptos, en esta Tesis Doctoral tronco y core se han utilizado como sinónimos para facilitar su lectura y su relación con la literatura científica.

Generalmente, los *ejercicios de ET* desafían la capacidad de los participantes para mantener el raquis lumbar y la pelvis en posición neutra durante el mantenimiento de posturas en decúbito o cuadrupedia donde el tronco o la región lumbo-pélvica suele estar elevada en contra de la gravedad (Barbado et al., 2018; El-Gohary et al., 2018; Kavcic et al., 2004; Okubo et al., 2010; Vera-Garcia et al., 2014, 2020). Algunos de los ejercicios de ET más comunes y utilizados son los *puentes o planchas (frontal, dorsal y lateral)* y *el perro de muestra* (Boucher et al., 2016; Boucher et al., 2018; El Shemy, 2018; Høglund et al., 2018; Toprak y Ozer, 2017; Watson et al., 2017). Estos ejercicios son elementos habituales de los programas de entrenamiento de atletas profesionales y aficionados, ya que su utilización se ha relacionado tanto con la mejora del rendimiento deportivo (Manchado, Garcia-Ruiz et al., 2017; Romero-Franco et al., 2012; Sandrey y Mitzel, 2013; Sato y Mokha, 2009; Trecroci et al., 2020; Watson et al., 2017), como con la prevención y rehabilitación de lesiones musculoesqueléticas en deportistas (Gouttebauge y Zuidema, 2018; Hides et al., 2001; Khaiyat y Norris, 2018; Whyte et al., 2018; Zazulak et al., 2007). Además, los ejercicios de ET también son habituales en programas de ejercicios para personas con dolor lumbar y para personas con déficits de equilibrio, ya que su uso puede ser efectivo para reducir el dolor y la discapacidad en pacientes con dolor lumbar crónico (Muller y



Niederer, 2020; Prat-Luri et al., en prensa), así como para mejorar el equilibrio y el rendimiento funcional en adultos mayores (Granacher, Gollhofer et al., 2013; Kang, 2015; Ketelhut et al., 2015), pacientes con lesiones neurológicas (Barbado, Gómez-Illán et al., 2020) o personas que han sufrido un accidente cerebrovascular (Prat-Luri et al., 2020).

## **1.2. Características de los ejercicios de estabilidad del tronco: el problema de la selección de la intensidad**

Los entrenadores y profesionales del ejercicio físico y la salud tienen que tomar decisiones diariamente respecto a las características de los estímulos a plantear en su intervención mediante ejercicio físico (tipo de ejercicios, duración, número de repeticiones, intensidad, recuperación, etc.) y, en este caso concreto, dirigidos al objetivo de mejorar la ET. Para ello, siguiendo un modelo de intervención basado en la evidencia científica (Sackett et al., 1996), dichas decisiones se deben tomar ponderando adecuadamente toda la información existente a nivel científico e integrando la experiencia profesional con las necesidades y características del sujeto sobre quien se va a intervenir. Es importante que la investigación pueda servir para mejorar la comprensión, el control y la dosificación del entrenamiento (González-Badillo et al., 2022), optimizando la toma de decisiones de los profesionales para la mejora del rendimiento deportivo o de la salud de los deportistas.

En la actualidad, la evidencia científica sobre los ejercicios de ET se centra principalmente en la respuesta muscular y el estrés articular durante diferentes variaciones de estos ejercicios. En este sentido, estudios electromiográficos han demostrado que las formas de ejecución más convencionales del puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra activan principalmente: i) puente frontal, los músculos flexores del tronco y la cadera (Ekstrom et al., 2007; Escamilla et al., 2016; García-Vaquero et al., 2012; Imai et al., 2010; Maeo et al., 2013; McGill y Karpowicz 2009; Vera-García et al., 2013, 2014 ); ii) puente dorsal, los músculos extensores del tronco y la cadera (Bjerkefors et al., 2010; Ekstrom et al., 2007; García-Vaquero et al., 2012; Imai et al., 2010; Maeo et al., 2013; Vera-García et al., 2013); iii) puente lateral, los músculos inclinadores del tronco y los abductores de la cadera (Ekstrom et al., 2007; Escamilla et al., 2016; García-Vaquero et al., 2012; Imai et al., 2010; Maeo et al., 2013; McGill y Karpowicz 2009; Vera-García et al., 2013); y iv) perro de muestra, los músculos extensores y rotadores del tronco y los extensores de la cadera (Callaghan et al., 1998; Ekstrom et al., 2007; García-Vaquero et al., 2012; Souza et al., 2001; Vera- García et al., 2014). Durante muchos de estos ejercicios, tanto los niveles de activación muscular, como los niveles de estrés articular en la columna vertebral, suelen ser bajos o moderados (Kavcic et al., 2004), lo que ha facilitado su uso en personas con bajos niveles de tolerancia al estrés (como, por ejemplo, personas con dolor lumbar,

personas mayores, personas no entrenadas, etc.) (Boucher et al., 2016; Granacher et al., 2013; Kim y Yim., 2020).

Sin embargo, a pesar de la gran cantidad de estudios biomecánicos que han analizado la eficacia y seguridad de los ejercicios de ET, son pocos los estudios que han analizado otras variables relevantes del entrenamiento de la ET (por ejemplo: duración, número de repeticiones, recuperación, intensidad, etc.), lo que dificulta la toma de decisiones para el diseño de los programas de entrenamiento. En estos programas, la magnitud de la carga o estímulo de entrenamiento viene definido por dos variables principales: el *volumen* y la *intensidad* (González-Badillo et al., 2022). La definición y control de la variable volumen, queda establecida principalmente por medio de la duración o el número de repeticiones de los ejercicios (Chuter et al., 2017), sin embargo, existe cierta dificultad para definir y controlar la intensidad de los ejercicios y su progresión a lo largo de los programas de ET. En este sentido, aunque los ensayos controlados aleatorizados sobre programas de entrenamiento de la ET suelen indicar que los ejercicios se prescriben en función de las características de los participantes (Cabañas-Valdés et al., 2016; Doganay et al., Prieske et al., 2016, 2020), normalmente no se especifican los criterios utilizados para individualizar la intensidad del entrenamiento (Areeudomwong y Butttagat, 2019; Kim y Yim, 2020). Del mismo modo, aunque en algunos de estos estudios se indica que la intensidad de los ejercicios de ET progresa durante el programa de entrenamiento a través de la manipulación de diferentes factores biomecánicos de la ejecución (brazos de palanca, número de apoyos y base de sustentación, cantidad de masa corporal en suspensión, movimiento de las extremidades, uso de superficies inestables, etc.) (Boucher et al., 2016, 2018; Chuter et al., 2015; El Shemy 2018; Høglund et al., 2018; Mills et al., 2005; Parkhouse & Ball 2011), esta manipulación no se realiza en función de medidas objetivas de la intensidad de los ejercicios de ET, sino en base a la experiencia y los criterios de las personas que seleccionan y prescriben los ejercicios (Chuter et al., 2015; Mills et al., 2005; Parkhouse & Ball, 2011). Por tanto, actualmente existen preguntas muy relevantes que no tienen respuesta en la literatura científica como, por ejemplo, ¿cuál es el nivel de intensidad más adecuado para mejorar la ET en diferentes poblaciones?, ¿cómo se puede establecer el nivel de intensidad de cada ejercicio de ET en función de las características de cada persona?, ¿cuándo se debe progresar hacia niveles de intensidad más elevados durante el proceso de entrenamiento?, etc. Todas estas limitaciones dificultan la toma de decisiones para la prescripción de los programas de ejercicios de ET, así como la replicación de los ensayos controlados aleatorizados y la caracterización de la relación dosis-respuesta de estos programas (Barbado et al., 2018).

### **1.3. Técnicas biomecánicas para la cuantificación y control de la intensidad de los ejercicios de estabilidad del tronco**

A pesar de las limitaciones observadas en los estudios experimentales, existen varias técnicas biomecánicas que permiten obtener parámetros objetivos relacionados con la intensidad de los ejercicios de ET. En este sentido, como se ha comentado anteriormente, la electromiografía de superficie se ha utilizado tradicionalmente para describir la intensidad de la actividad de los músculos del tronco durante diferentes ejercicios (Calatayud et al., 2017; García-Vaquero et al., 2012; Vera-García et al., 2014), lo que supone un indicador directo del grado de desafío respecto a la capacidad de ET. Sin embargo, su coste económico y la complejidad del registro, procesado y análisis de la señal electromiográfica dificultan el empleo de la electromiografía fuera de los entornos de laboratorio, por lo que no es una técnica habitual en los programas de ejercicios de ET. Por otro lado, durante los últimos años, se han utilizado técnicas posturográficas basadas en plataformas de fuerza y acelerómetros integrados en smartphones para valorar la intensidad de los ejercicios isométricos de ET en función de su dificultad, es decir, en función de la oscilación corporal de los participantes durante su ejecución (Barbado et al., 2018; Guillén-Rogel et al., 2019; Vera-García et al., 2020). Así, el desplazamiento del centro de presiones registrado por las plataformas de fuerza durante la realización de diversas variaciones de los ejercicios puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra, se ha utilizado para desarrollar diferentes progresiones de intensidad de estos ejercicios en personas jóvenes y físicamente activas (Vera-García et al., 2020). Asimismo, la aceleración de la pelvis medida mediante acelerometría integrada en smartphone se ha utilizado para obtener medidas fiables de la intensidad de los ejercicios referidos (Barbado et al., 2018). Aunque ambas técnicas posturográficas pueden aportar parámetros muy interesantes para la cuantificación de la intensidad de los ejercicios de ET, la acelerometría integrada en smartphone es más económica y fácil de manejar, lo que la convierte en una herramienta más útil a nivel de campo para los profesionales del ejercicio. Además, hemos de considerar que el desplazamiento del centro de presiones medido con las plataformas de fuerza representa una medida global del control postural de todo el cuerpo, mientras que la aceleración de la pelvis valorada mediante los acelerómetros de los smartphones proporciona una medida local del control postural lumbo-pélvico (Barbado et al., 2018), lo que representa un índice más específico de la intensidad de los ejercicios ET.

A pesar de la fiabilidad, especificidad, accesibilidad y fácil uso del smartphone para valorar la intensidad de los ejercicios de ET mediante medidas de aceleración de la pelvis, hasta donde sabemos, ningún estudio ha analizado qué niveles de aceleración representan una intensidad de ejercicio suficiente o adecuada para inducir adaptaciones, ni cómo podrían interpretarse los cambios en la aceleración de los ejercicios de ET a lo largo de un programa de entrenamiento. Asimismo, sólo tenemos constancia de un estudio posturográfico que ha

establecido progresiones de ejercicios de ET (Vera-Garcia et al., 2020), estudio que se basó en el uso de plataformas de fuerzas, que como se ha comentado anteriormente, no aportan datos específicos de la ET, sino valores globales de control postural. Por todo ello, futuros estudios deben explorar la utilidad de la acelerometría integrada en smartphone para controlar y modular de forma objetiva la intensidad de los ejercicios de ET, así como desarrollar nuevas progresiones de diferentes ejercicios de ET basadas en la aceleración de la pelvis como medida objetiva y específica de la intensidad de los ejercicios.



# CAPÍTULO 2

## OBJETIVOS E HIPÓTESIS



## Capítulo 2. Objetivos e hipótesis

### 2.1. Objetivos Generales

Partiendo de las limitaciones encontradas en la literatura científica y de la necesidad de seguir avanzando hacia una mejor y más precisa cuantificación y control de la intensidad de los ejercicios de ET, los objetivos generales de la presente Tesis Doctoral fueron: *Desarrollar y analizar criterios que permitan tomar decisiones para establecer la intensidad de los principales ejercicios de ET y su progresión a lo largo del proceso de entrenamiento.*

Para alcanzar los objetivos establecidos, se realizaron dos estudios descriptivos basados en el uso de la acelerometría integrada en smartphone. En el primer estudio, se analizó la fiabilidad de diferentes *criterios de evaluación observacional* para guiar el proceso de toma de decisiones en el establecimiento de los niveles de intensidad de los ejercicios puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra. Posteriormente, se analizó la relación entre diferentes valoraciones de la intensidad de los ejercicios realizadas por evaluadores expertos a partir de los criterios establecidos y la aceleración de la pelvis registrada mediante un acelerómetro integrado en un smartphone, con la intención de establecer *umbrales de aceleración* que pudieran representar los niveles de intensidad mínima necesarios para producir adaptaciones en la ET de personas jóvenes y físicamente activas. En el segundo estudio, se utilizó de nuevo la acelerometría integrada en smartphone para evaluar la intensidad de diferentes variaciones de los ejercicios puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra, pero en este caso con el objeto de establecer progresiones en intensidad de estos ejercicios en jóvenes con diferentes niveles de control postural lumbo-pélvico.

Los títulos de los dos estudios incluidos en esta Tesis Doctoral son los siguientes:

*Estudio 1.* Observational screening guidelines and smartphone accelerometer thresholds to establish the intensity of some of the most popular core stability exercises.

*Estudio 2.* Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active males: a smartphone accelerometer-based study.

### 2.2. Objetivos Específicos

Los objetivos específicos se han estructurado en función de los estudios incluidos en esta Tesis Doctoral:

*Estudio 1*

- 1) Desarrollar criterios de evaluación observacional que faciliten el proceso de toma de decisiones cuando se establece el nivel de intensidad de algunos de los ejercicios isométricos de ET más populares: puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra.
- 2) Analizar el grado de concordancia entre las valoraciones realizadas por evaluadores expertos y no expertos (concordancia inter- e intra-evaluador) utilizando los criterios de evaluación observacional.
- 3) Analizar la relación entre las evaluaciones realizadas por los evaluadores expertos y la aceleración de la pelvis registrada con un acelerómetro integrado en un smartphone, con objeto de establecer umbrales de aceleración pélvica que representen los niveles mínimos de intensidad de estos ejercicios para la mejora de la ET en jóvenes físicamente activos.

#### *Estudio 2*

- 4) Desarrollar progresiones de diferentes variaciones de los ejercicios isométricos puente frontal, puente lateral, puente dorsal y perro de muestra en función de su intensidad, valorada mediante la aceleración de la pelvis como medida de control postural.
- 5) Determinar la influencia del nivel de control postural lumbo-pélvico sobre las progresiones de los ejercicios de ET en varones jóvenes y físicamente activos.

### **2.3. Hipótesis**

A continuación, se presentan las hipótesis de los dos estudios incluidos en esta Tesis Doctoral:

#### *Estudio 1*

1. Los criterios de evaluación observacional serán desarrollados por dos evaluadores expertos, profesores de asignaturas relacionadas con la Biomecánica en titulaciones universitarias de grado y postgrado y con más de 10 años de experiencia investigadora y práctica en el diseño, control y evaluación de programas de ejercicios de ET. Considerando la amplia experiencia y formación de los evaluadores expertos, los criterios de evaluación desarrollados serán una herramienta útil para el entrenamiento de la ET en personas jóvenes y físicamente activas, ya que facilitarán el proceso de toma de decisiones para establecer el nivel de intensidad de algunos de los ejercicios de ET más utilizados.
2. El grado de concordancia entre las valoraciones realizadas por los evaluadores expertos y los no expertos (inter- e intra-evaluador) será alto, debido principalmente a: i) la

concreción y el reducido número de criterios y categorías de respuesta, ya que el uso de categorías de respuesta de puntuación múltiples y/o ambiguas puede conducir a una concordancia inferior a la deseable (Chmielewski et al., 2007); ii) la experiencia y formación de los evaluadores expertos; iii) el desarrollo de una sesión de aprendizaje estandarizada para todos los evaluadores no expertos, ya que la falta de estandarización en el entrenamiento de los evaluadores podría dar lugar a una baja concordancia (Eastlack et al., 1991). En esta sesión, los evaluadores no expertos podrán ver diversos vídeos con ejemplos de progresiones de los ejercicios referidos mientras reciben feedback (por parte de los evaluadores expertos), así como realizar preguntas sobre cómo determinar si una variación de un ejercicio supone o no un nivel de intensidad adecuado en función de los criterios establecidos; y iv) la selección de una muestra de evaluadores no expertos homogénea (licenciados/graduados en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte) favorecerá la obtención de una concordancia elevada (Ekegren et al., 2009), si bien podrá limitar la generalización de nuestros resultados a otros profesionales del ejercicio físico y de la salud con diferentes niveles de experiencia.

3. La utilización de curvas de rendimiento diagnóstico o curvas ROC (“receiver operating characteristic curves”) (Hanley & McNeil, 1982; Hilden, 1991) permitirá analizar la relación entre los datos de aceleración pélvica y las evaluaciones realizadas por los evaluadores expertos sobre si el nivel de intensidad de un ejercicio es adecuado o no para producir adaptaciones con el entrenamiento. Considerando la amplia experiencia y formación de los evaluadores expertos en el diseño, control y evaluación de programas de ejercicios de ET y la experiencia de nuestro grupo de investigación en la cuantificación de la intensidad de los ejercicios de ET mediante acelerometría integrada en smartphone (Barbado et al., 2018), el uso de las curvas ROC permitirá establecer valores de corte (umbrales de aceleración pélvica) con altos niveles de especificidad y sensibilidad.

### *Estudio 2*

4. La experiencia de nuestro grupo de investigación en el análisis posturográfico de ejercicios de ET en personas jóvenes y físicamente activas (Barbado et al., 2018; Vera-García et al., 2020) permitirá desarrollar progresiones en intensidad de diferentes variaciones de los ejercicios puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra. Partiendo de los resultados de estudios posturográficos y electromiográficos previos, los factores más importantes para el aumento de la intensidad/dificultad de los ejercicios será el incremento de los brazos de palanca y de la masa corporal en suspensión (Escamilla et al., 2016; Vera-García et al., 2020; Vera-García et al., 2014), la reducción del número de apoyos y de la base de sustentación (García-Vaquero et al., 2012; Vera-



García et al., 2020), el apoyo de parte del peso corporal sobre superficies inestables (Feldwieser et al., 2012; Lehman et al., 2005; Stevens et al., 2006) y la realización de movimientos con las extremidades (Kim et al., 2013; McGill y Karpowicz 2009; Vera-García et al., 2014 ).

5. Considerando los resultados del estudio posturográfico de Vera-García et al. (2020), las progresiones de los ejercicios de ET mostrarán menos diferencias significativas entre las variaciones de un mismo ejercicio en los participantes con mayor nivel de control postural lumbo-pélvico.



# CAPÍTULO 3

## RESUMEN DE LOS MÉTODOS



## Capítulo 3. Resumen de los métodos

### 3.1. *Estudio 1. Observational screening guidelines and smartphone accelerometer thresholds to establish the intensity of some of the most popular core stability exercises*

#### 3.1.1. Participantes

Diez sujetos (7 hombres y 3 mujeres) de entre 18 y 30 años participaron voluntariamente en esta investigación. Los participantes fueron excluidos del estudio si: i) padecían alguna enfermedad que contraindicara la práctica de ejercicio físico (por ejemplo, enfermedad respiratoria grave, hipertensión, enfermedad cardíaca, lesión musculoesquelética, etc.); ii) sufrían de incontinencia urinaria; iii) tenían una hernia inguinal; y/o iv) estaban embarazadas. Los participantes eran personas activas que realizaban, de forma recreativa, 2-5 sesiones/semana de 30-120 min de actividad física ligera-vigorosa (trotar, ejercicios contra resistencia, fútbol, gimnasia, ciclismo, bicicleta de montaña, rugby, etc.). Ninguno de ellos participaba en un programa estructurado de ET en el momento del estudio, aunque todos estaban familiarizados con la realización de los ejercicios puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra.

#### 3.1.2. Instrumentación y registro de datos

Los participantes completaron una única sesión de registro (90 min) en el laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche. En primer lugar, los participantes cumplimentaron un cuestionario sobre su historial lesional y su práctica habitual de actividad físico-deportiva. Después de registrar sus características antropométricas, se explicaron a los participantes las características generales de los ejercicios de ET y se les indicó que debían mantener la columna y pelvis en posición neutra (“con la menor oscilación o movimiento posible”) durante la ejecución de los ejercicios. Antes de la realización de los ejercicios, los participantes completaron un calentamiento descrito previamente por Barbado et al. (2018).

Durante la sesión de registro, los participantes realizaron siete variaciones de 15 s de los ejercicios puente dorsal, puente frontal, puente lateral y perro de muestra (descansando 1 min entre variaciones), para un total de 28 variaciones (Figura 1). Las variaciones de estos ejercicios se ejecutaron siguiendo un orden de menor a mayor intensidad establecido a partir de la información proporcionada por el estudio posturográfico de Vera-García et al (2020). Los participantes realizaron todas las variaciones con apoyo monopodal apoyando la extremidad preferida. Además, durante las variaciones del perro de muestra en las que los participantes

dibujaban cuadrados en el aire, se usó un metrónomo (60 latidos/min) para controlar el ritmo del movimiento de las extremidades.

Dos investigadores expertos participaron en la sesión de registro. Uno de ellos controlaba la ejecución durante los ejercicios y pedía a los participantes que rectificaran su posición cuando era necesario, mientras que el otro realizaba el registro de la aceleración lineal de la pelvis con un acelerómetro de 3 ejes (modelo LIS3DH, STMicroelectronics, Suiza) integrado en un smartphone (Motorola Moto G, 2013, USA; Chipset Qualcomm MSM 8,226 Snapdragon 400; CPU Quad-core 1.2 GHz Cortex-A7; 1 GB RAM). Se utilizó un cinturón elástico para colocar el smartphone entre la cresta ilíaca y el trocánter mayor del lado de la pierna de apoyo en los ejercicios de apoyo monopodal. Durante los registros posturográficos se grabó también un plano lateral y un plano oblicuo de la ejecución de los participantes con dos cámaras de vídeo (Sony Handycam HDR-XR260, Japón y Panasonic FZ200, Japón).



| VARIACIONES DE LOS EJERCICIOS        |                     | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|--------------------------------------|---------------------|---|---|---|---|---|---|---|
| EJERCICIOS DE ESTABILIDAD DEL TRONCO | PUENTE DORSAL*      |   |   |   |   |   |   |   |
|                                      | PUENTE FRONTAL**    |   |   |   |   |   |   |   |
|                                      | PUENTE LATERAL**    |   |   |   |   |   |   |   |
|                                      | PERRO DE MUESTRA*** |   |   |   |   |   |   |   |

**Figura 1.** Ejercicios de estabilidad del tronco. \*Variaciones del ejercicio puente dorsal: (1) puente dorsal corto; (2) puente dorsal con apoyo monopodal; (3) puente dorsal con apoyo bipodal en un balón hemiesférico (54×24 cm; Medusa T1, Elksport®, España); (4) puente dorsal con apoyo monopodal en un balón hemiesférico; (5) puente dorsal con apoyo bipodal en un fitball (diámetro: 45 cm; Amaya Sport, España); (6) puente dorsal con apoyo monopodal en un fitball; y (7) puente dorsal con apoyo monopodal y con la parte superior de la espalda sobre un fitball. \*\*Variaciones de los ejercicios puente frontal y puente lateral: puente frontal/lateral corto; (2) puente frontal/lateral largo; (3) puente frontal/lateral con apoyo monopodal; (4) puente frontal/lateral con apoyo bipodal en un balón hemiesférico; (5) puente frontal/lateral con apoyo monopodal en un balón hemiesférico; (6) puente frontal/lateral con apoyo bipodal en un fitball; y (7) puente frontal/lateral con apoyo monopodal en un fitball. \*\*\*Variaciones del perro de muestra: (1) posición de tres apoyos con una pierna elevada; (2) posición de tres apoyos con una pierna elevada y la rodilla contralateral sobre un balón hemiesférico; (3) posición clásica del perro de muestra con elevación de pierna y brazo contralateral; (4) posición del perro de muestra con el antebrazo sobre un balón hemiesférico; (5) posición del perro de muestra con la rodilla sobre un balón hemiesférico; (6) posición del perro de muestra con el antebrazo sobre un balón hemiesférico mientras se dibujan cuadrados en el aire con las extremidades elevadas; y (7) posición del perro de muestra con la rodilla sobre un balón hemiesférico mientras se dibujan cuadrados en el aire con las extremidades elevadas.

### 3.1.3. Tratamiento de datos

Las series temporales de los datos de aceleración obtenidos del acelerómetro se filtraron con un filtro Butterworth (paso-bajo, 4º orden, frecuencia de corte de 10 Hz), descartando el primer segundo de cada ensayo y seleccionando los siguientes 12 s como ventana de señal. Posteriormente se calculó la aceleración media de la pelvis como la magnitud media vectorial en los tres ejes (Duarte et al., 2014). Por otro lado, las filmaciones de cada variación de los ejercicios de ET se editaron en un solo archivo de vídeo (15 s de duración) que combinó la vista lateral y oblicua de la ejecución del participante para facilitar su evaluación.

### 3.1.4. Evaluación observacional de la ejecución de los participantes

Los videos de la ejecución de las diferentes variaciones de los ejercicios de ET fueron visionados por dos evaluadores expertos (profesores de asignaturas relacionadas con la Biomecánica en titulaciones universitarias de grado y postgrado) con más de 10 años de experiencia investigadora y práctica en el diseño, control y evaluación de programas de ejercicios de ET. Los evaluadores expertos elaboraron criterios de evaluación observacional, basados en su experiencia, para decidir para cada variación de los ejercicios si constituía (*SÍ-Nivel de entrenamiento*) o no (*NO-Nivel de entrenamiento*) un nivel de intensidad de entrenamiento suficiente para cada participante. Para que una variación de un ejercicio fuera calificada como *SÍ-Nivel de entrenamiento*, los expertos tenían que considerar que esta *desafiaba claramente el control postural lumbo-pélvico del participante* y que, por tanto, se cumplía, al menos, uno de estos criterios: (1) el participante mostraba dificultad para mantener la cabeza, el tronco y las extremidades alineadas, perdiendo y recuperando continuamente la posición alineada; (2) el participante mostraba dificultad para limitar el movimiento del tronco (rotación, vibración, temblor, etc.), observándose una continua y moderada-alta oscilación del tronco alrededor de la posición requerida. Por otro lado, para que una variación de un ejercicio fuera calificada como *NO-Nivel de entrenamiento* los expertos tenían que considerar que esta *no retaba claramente la capacidad del participante para mantener la región lumbo-pélvica en posición neutra*, de modo que se debían cumplir dos criterios: (1) el participante mantenía la cabeza, el tronco y las extremidades alineadas con poca o ninguna dificultad; (2) el participante mantenía el tronco quieto o con poco movimiento, sin esfuerzo aparente, mientras mantenía la postura corporal requerida. Asimismo, también se consideró como *NO-Nivel de entrenamiento* cuando *el participante no podía mantener la posición requerida durante la ejecución del ejercicio* (es decir, era demasiado difícil). A los expertos se les permitió múltiples visualizaciones, incluso pausar o rebobinar la progresión de cada ejercicio. Asimismo, podían compartir sus decisiones y cualquier discrepancia se discutía hasta llegar a un acuerdo.

Posteriormente, cuatro evaluadores no expertos, con 1-3 años de experiencia en el uso de ejercicios de ET (pero no en la evaluación de la intensidad de estos ejercicios), asistieron a una sesión de entrenamiento impartida por los evaluadores expertos. En esta sesión, los evaluadores no expertos visionaron varios vídeos de ejemplos de progresiones de ejercicios de ET mientras recibían información de los evaluadores expertos sobre cómo decidir si las variaciones de los ejercicios mostradas en los videos representaban un nivel de desafío/intensidad adecuada o no en base a los criterios descritos anteriormente. Considerando que la falta de estandarización del entrenamiento de los evaluadores puede reducir la fiabilidad de la evaluación (Eastlack et al., 1991), todos los evaluadores no expertos recibieron el mismo entrenamiento.

Después de la sesión de entrenamiento, los evaluadores no expertos vieron los videos de los 10 participantes y utilizaron los criterios de evaluación observacional para evaluar el rendimiento de los participantes y decidir para cada variación de cada ejercicio si constituía o no un nivel de intensidad de entrenamiento adecuado para el participante. Al igual que a los evaluadores expertos, a los no expertos se les permitió múltiples visualizaciones, incluso pausar o rebobinar las progresiones de los ejercicios, pero el visionado de los videos y la calificación de las variaciones de los ejercicios se realizó de forma independiente. Para evaluar la concordancia intra-evaluador, los cuatro evaluadores no expertos evaluaron los mismos videos en dos ocasiones, separadas por un periodo de 6 meses para reducir la probabilidad de que recordaran sus evaluaciones anteriores.

### 3.1.5. Análisis estadístico

Para analizar la concordancia inter- e intra-evaluador se utilizó el coeficiente Kappa ( $\kappa$ ) estándar y multi-evaluador, el coeficiente Kappa máximo, el acuerdo observado y el acuerdo observado máximo. Para evitar el sesgo cuando existía una mayor prevalencia de una categoría en el coeficiente Kappa, también se calculó el Kappa ajustado por prevalencia y sesgo (PABAK) y su intervalo de confianza (IC). Las variaciones para cada ejercicio de ET se analizaron como casos individuales para los cálculos de la concordancia inter- e intra-evaluador. Por lo tanto, se incluyó un total de 70 casos para cada ejercicio (10 participantes  $\times$  7 variaciones) en el análisis. Los coeficientes Kappa y PABAK se interpretaron en función del trabajo clásico de Landis y Koch (1977).

Con respecto a los datos de aceleración, se calculó el promedio y la desviación estándar de la aceleración media de la pelvis de todos los participantes para cada variación de los diferentes ejercicios de ET. Posteriormente, se utilizó la prueba de normalidad de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors para verificar la normalidad de los datos. Luego, se realizó un análisis de la varianza (ANOVA) de una vía para analizar las diferencias en la aceleración pélvica entre las variaciones de los ejercicios calificadas por los expertos como SÍ-Nivel de entrenamiento y

NO-Nivel de entrenamiento. Además, para analizar la significación práctica de estas diferencias se calculó el tamaño del efecto utilizando el estadístico *g* de Hedge (Cohen, 1992).

Finalmente, se calcularon curvas ROC para relacionar las valoraciones de los expertos (como SÍ-Nivel de entrenamiento o NO-Nivel de entrenamiento) con los valores medios de aceleración obtenidos por los participantes en cada variación de los ejercicios de ET. Se calculó el área bajo las curvas ROC comparándola con el valor de no discriminación (0.50). Los puntos de corte en la aceleración de la pelvis se eligieron en base a dos criterios: i) maximizar los índices de sensibilidad (Se) y especificidad (1-Esp) para cada variación de los ejercicios (índice de Youden); ii) minimizar el índice 1-Esp para eliminar todos los falsos positivos (es decir, variaciones de los ejercicios con valores de aceleración por encima del valor de corte/umbral que se categorizaron como NO-Nivel de entrenamiento). Teniendo en cuenta que todos los ejercicios de puente (frontal, dorsal y lateral) mostraron valores de aceleración similares, también se calcularon curvas ROC para los datos conjuntos de todos los puentes, lo que permitió obtener umbrales de aceleración pélvica más globales.

### **3.2. Estudio 2. Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active males: a smartphone accelerometer-based study**

#### 3.2.1. Participantes

Cincuenta y siete estudiantes universitarios, varones, sanos y físicamente activos, participaron en este estudio. Tanto la actividad física practicada habitualmente por los participantes (2-5 sesiones/semana de 30-120 min de actividad física ligera-vigorosa), como los criterios de exclusión fueron similares a los presentados en el *estudio 1*.

#### 3.2.2. Instrumentación y registro de datos

Los participantes realizaron dos sesiones de registro (90 min de duración, con una separación entre sesiones de una semana) en el laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche. En cada una de las sesiones, tras realizar un calentamiento estandarizado (Barbado et al., 2018), los participantes realizaron en orden aleatorio dos series de las siete variaciones de los ejercicios puente dorsal, puente frontal, puente lateral y perro de muestra presentadas en el *estudio 1* (Figura 1). Cada variación de los ejercicios de ET duró 15 s, con un descanso de 1 min entre variaciones y 5 min entre series. Dos evaluadores expertos participaron en las sesiones de registro utilizando el mismo protocolo descrito en el *estudio 1* (apartado 3.1.2.).

#### 3.2.3. Tratamiento de datos



Con objeto de valorar el nivel de dificultad/intensidad de las diferentes variaciones de los ejercicios de ET en función de las demandas de control postural lumbo-pélvico impuestas sobre los participantes, las series temporales de datos de aceleración obtenidas del acelerómetro se procesaron utilizando la metodología presentada en el *estudio 1* (apartado 3.1.3.). El cálculo de la aceleración media de la pelvis en cada una de las variaciones de los ejercicios de ET se realizó tanto para el conjunto de la muestra, como para tres grupos de participantes con diferente nivel de control postural lumbo-pélvico (establecidos en función del nivel de aceleración de la pelvis en cada una de las tareas analizadas): grupo de bajo, medio y alto control postural lumbo-pélvico. Sólo se incluyeron en el análisis estadístico las variaciones de los ejercicios de la segunda sesión de registro en las que al menos el 85% de los participantes fueron capaces de mantener la posición requerida durante los 15 s de duración de la prueba.

#### 3.2.4. Análisis estadístico

Se calcularon los estadísticos descriptivos (media y desviación estándar) de la aceleración media de la pelvis de cada variación de los ejercicios de ET para toda la muestra y para los grupos de bajo, medio y alto control postural lumbo-pélvico. Además, se utilizó la prueba de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors para confirmar la distribución normal de los datos de acelerometría. Posteriormente, se calculó el error típico y el coeficiente de correlación intraclase para valorar la fiabilidad absoluta y relativa de las medidas.

Con objeto de clasificar las variaciones de los diferentes ejercicios de ET en función de su dificultad y de analizar en qué medida las diferencias entre las variaciones de los ejercicios dependían del nivel de control postural lumbo-pélvico de los participantes, se realizó un ANOVA mixto de dos vías (7 variaciones de cada ejercicio×3 grupos de participantes).

# CAPÍTULO 4

## RESUMEN DE LOS RESULTADOS



## Capítulo 4. Resumen de los resultados

### 4.1. Estudio 1. Observational screening guidelines and smartphone accelerometer thresholds to establish the intensity of some of the most popular core stability exercises

En la Tabla 1 se muestran los valores de concordancia entre las evaluaciones de los evaluadores no expertos y los evaluadores expertos utilizando los criterios de evaluación observacional. El acuerdo observado (Po) fue elevado con valores  $\geq 80\%$  en todos los casos y un valor del 84% para el acuerdo multi-evaluadores\*expertos (Po máxima=0.98). El índice Kappa osciló entre 0.41 y 0.59 al comparar los evaluadores no expertos y los expertos, con un valor para la concordancia multi-evaluadores\*expertos de 0.53 (Kappa máximo=0.93). Por su parte, el índice PABAK fue  $\geq 0.62$  en todos los casos y de 0.69 (95% IC=0.60-0.77) para el acuerdo multi-evaluadores\*expertos, lo que implica una concordancia "sustancial".

**Tabla 1.** Concordancia inter-evaluador entre las valoraciones realizadas por los evaluadores expertos y los cuatro evaluadores no expertos utilizando los criterios de evaluación observacional.

| Evaluadores                | Po   | Po máximo | Kappa | Kappa máximo | PABAK (95% IC)   |
|----------------------------|------|-----------|-------|--------------|------------------|
| No experto 1/expertos      | 0.85 | 0.98      | 0.56  | 0.92         | 0.71 (0.62–0.79) |
| No experto 2/expertos      | 0.86 | 1.00      | 0.59  | 0.99         | 0.72 (0.64–0.80) |
| No experto 3/expertos      | 0.81 | 0.96      | 0.41  | 0.88         | 0.62 (0.53–0.71) |
| No experto 4/expertos      | 0.85 | 0.97      | 0.58  | 0.92         | 0.70 (0.62–0.78) |
| Multi-evaluadores/expertos | 0.84 | 0.98      | 0.53  | 0.93         | 0.69 (0.60–0.77) |

*Multi-evaluadores: valoración global de los cuatro evaluadores no expertos; Po: acuerdo observado; PABAK: Kappa ajustado por prevalencia y sesgo; IC: intervalo de confianza.*

Por lo que respecta a la concordancia intra-evaluador, el acuerdo observado (Po) entre las dos evaluaciones fue elevado, con valores  $>80\%$  para los cuatro evaluadores no expertos y un valor de 0.87 al considerar los cuatro evaluadores en conjunto (Po máxima=0.99). Los cuatro evaluadores no expertos alcanzaron un índice Kappa  $\geq 0.44$ , con un valor de 0.61 al analizarlos de forma agrupada (Kappa máximo=0.95). El índice PABAK osciló entre 0.59 y 0.80 para los cuatro evaluadores no expertos, con un valor global de 0.74 (95% IC=0.67-0.82), lo que también implica un acuerdo "sustancial".

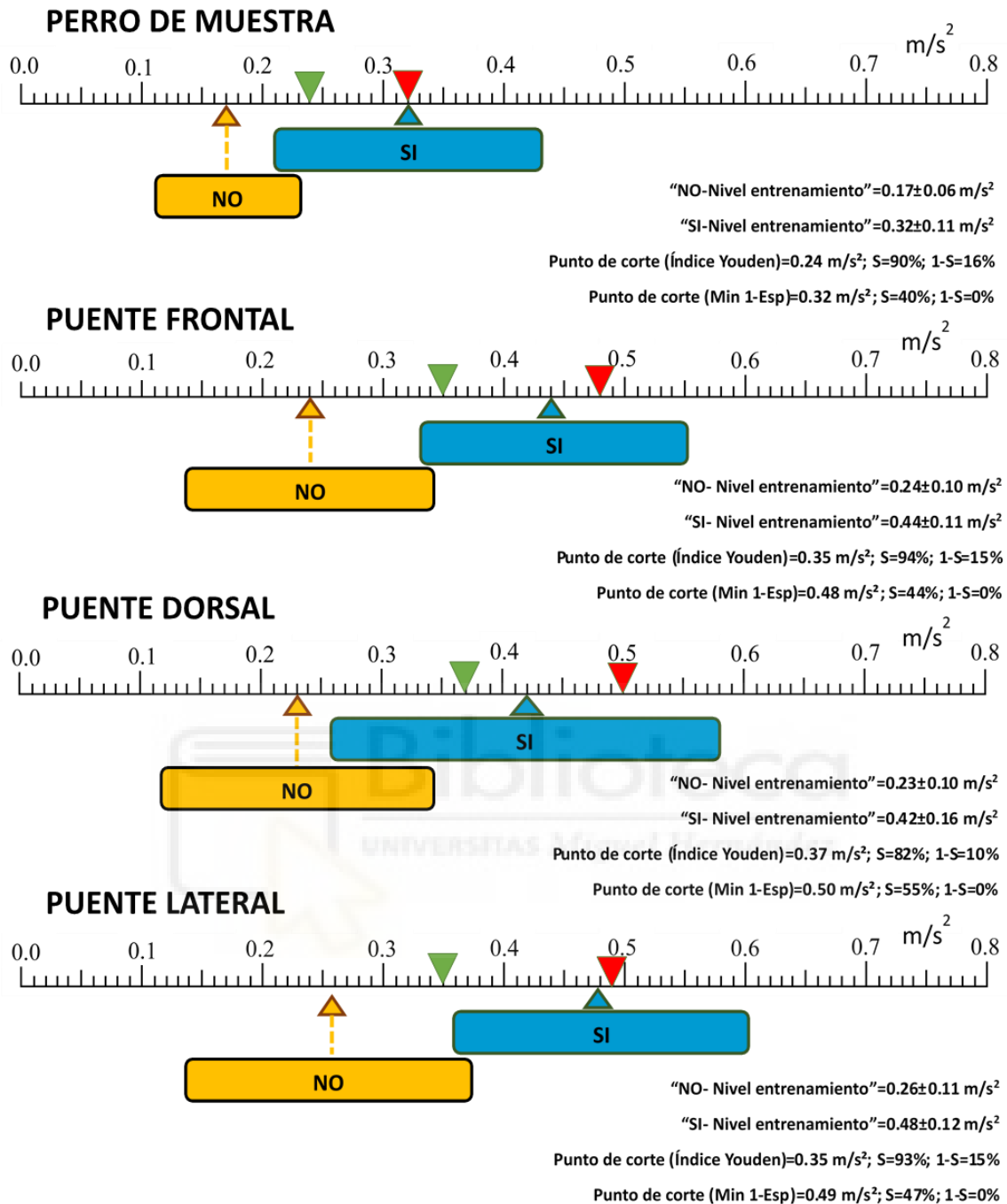
**Tabla 2.** Concordancia intra-evaluador para las valoraciones realizadas por los cuatro evaluadores no expertos utilizando los criterios de evaluación observacional.

| Evaluadores       | Po   | Po máximo | Kappa | Kappa máximo | PABAK (95% IC)   |
|-------------------|------|-----------|-------|--------------|------------------|
| No experto 1      | 0.90 | 1.00      | 0.68  | 1.00         | 0.80 (0.73–0.87) |
| No experto 2      | 0.90 | 0.99      | 0.67  | 0.70         | 0.79 (0.72–0.86) |
| No experto 3      | 0.90 | 0.96      | 0.61  | 0.85         | 0.79 (0.72–0.86) |
| No experto 4      | 0.80 | 1.00      | 0.44  | 0.99         | 0.59 (0.50–0.69) |
| Multi-evaluadores | 0.87 | 0.99      | 0.61  | 0.95         | 0.74 (0.67–0.82) |

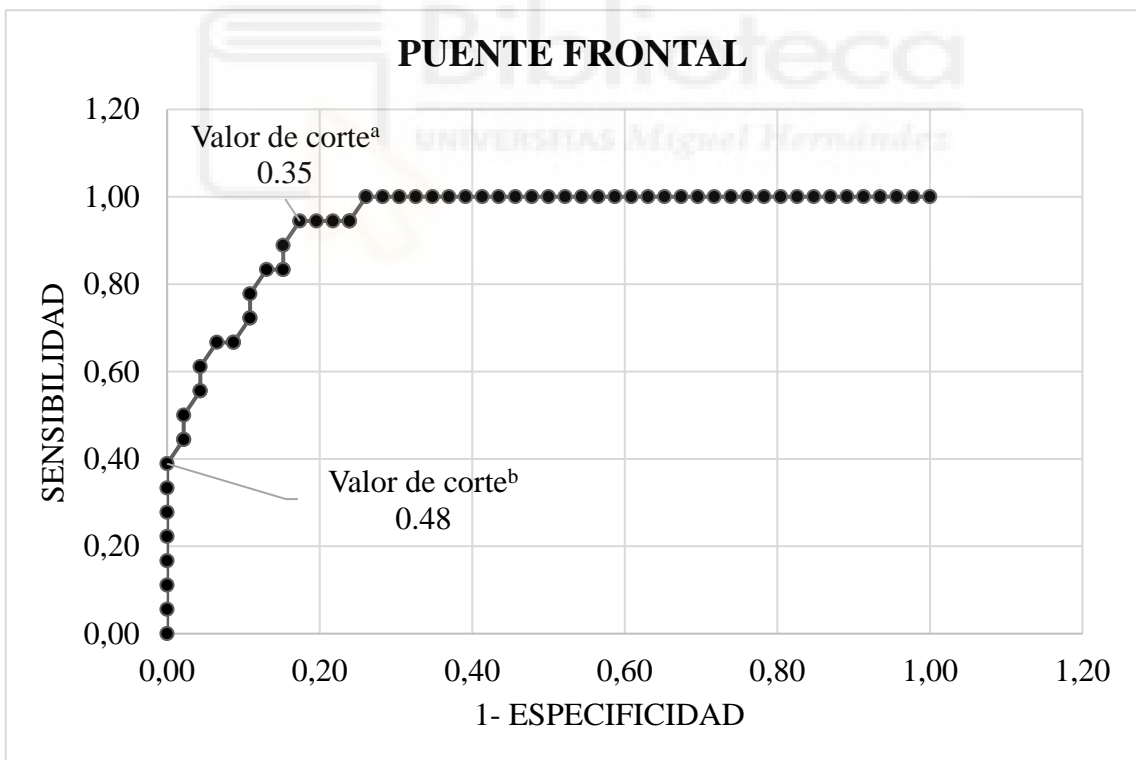
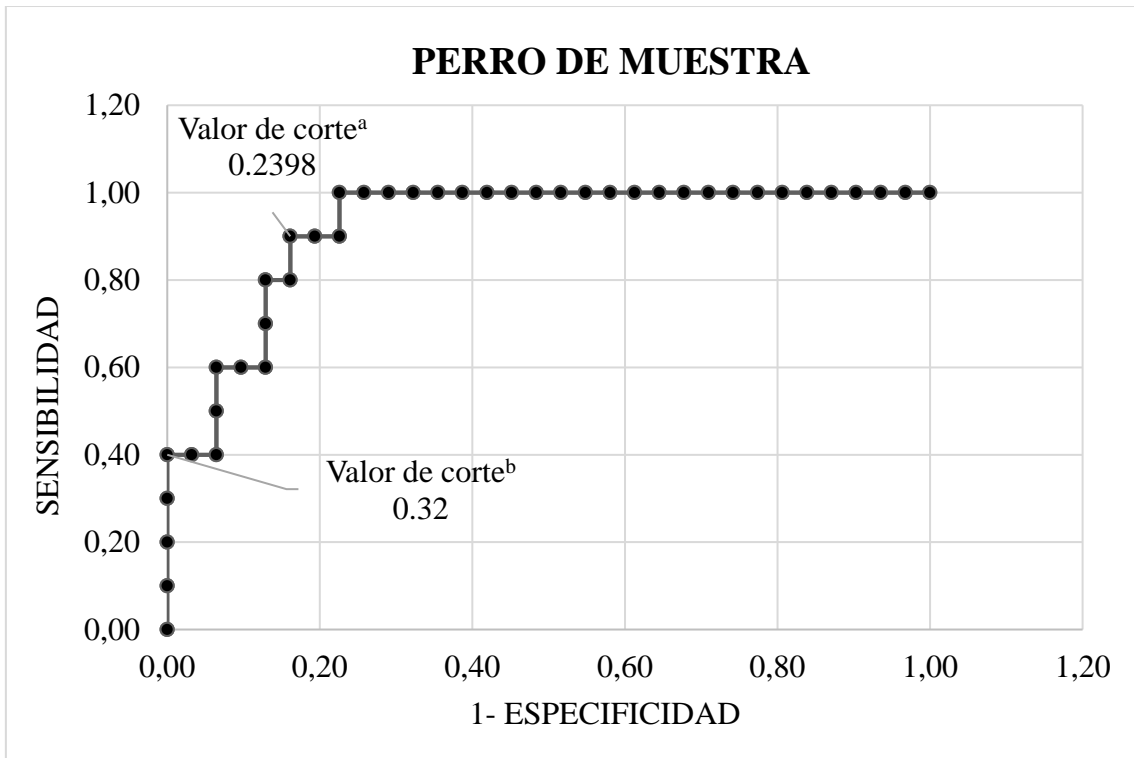
*Multi-evaluadores: valoración global de los cuatro evaluadores no expertos; Po: acuerdo observado; PABAK: Kappa ajustado por prevalencia y sesgo; IC: intervalo de confianza.*

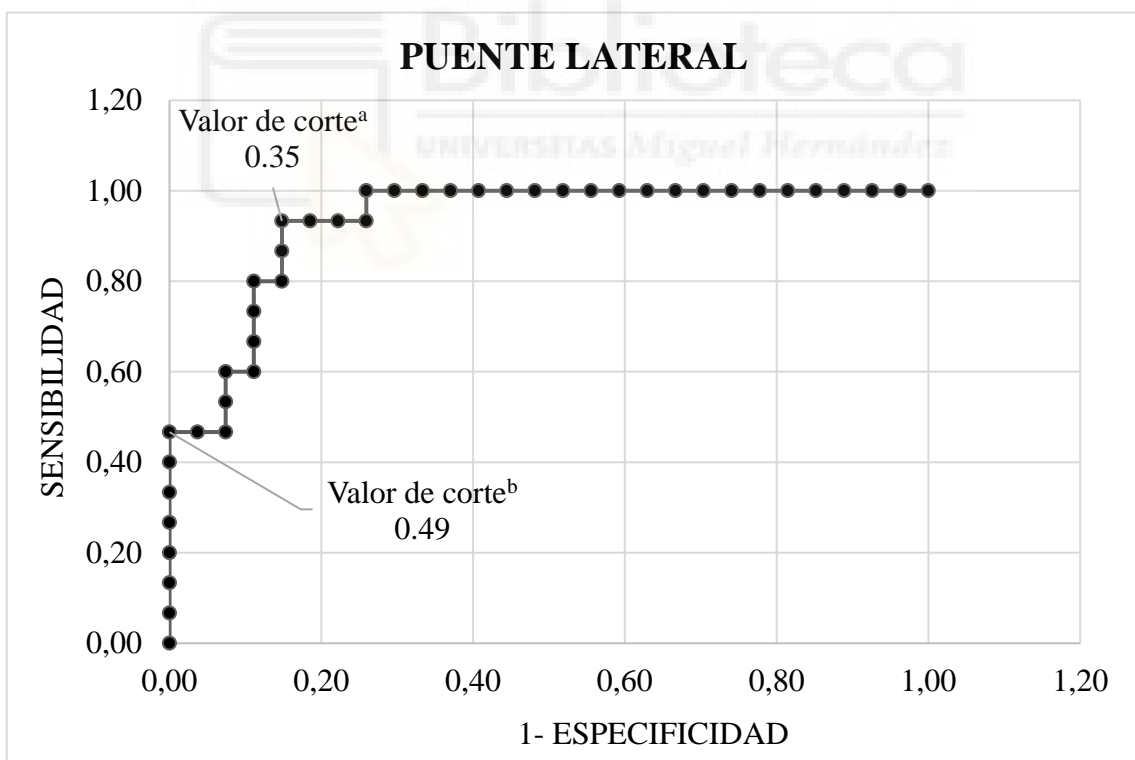
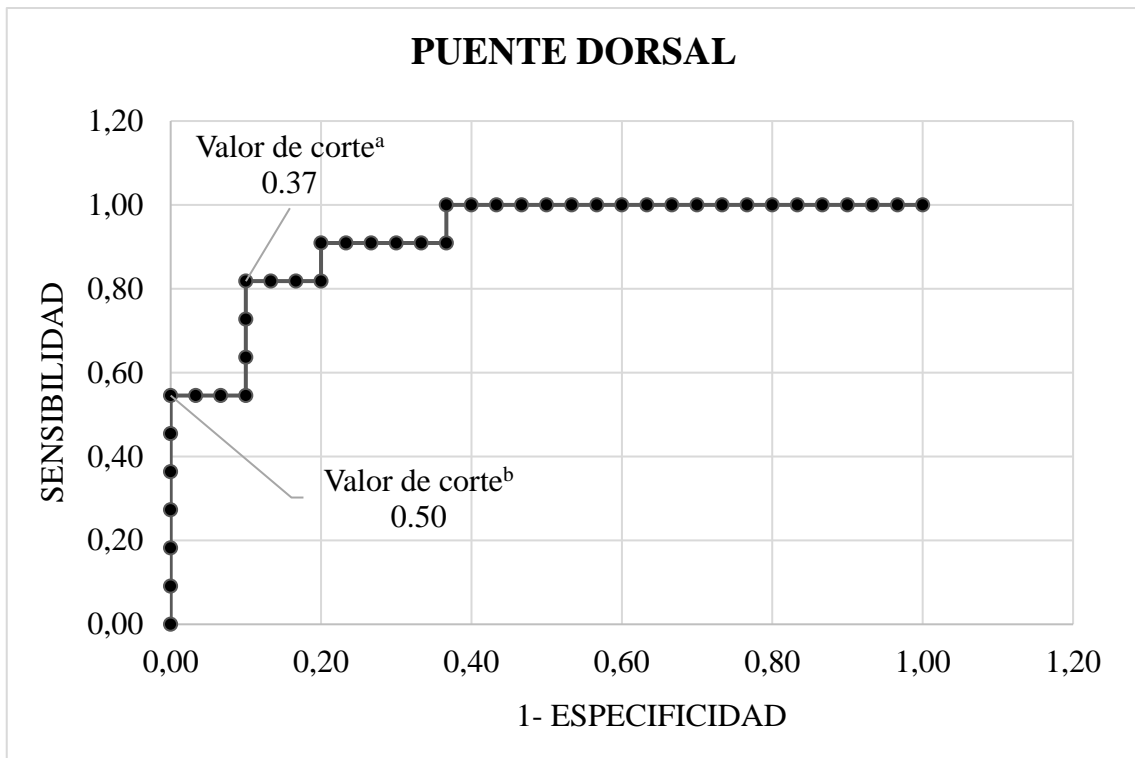
El ANOVA mostró diferencias significativas en la aceleración media de la pelvis (Figura 2) entre las variaciones de los ejercicios calificadas como SÍ-Nivel de entrenamiento (0.32-0.48 m/s<sup>2</sup>) y aquellas calificadas como NO-Nivel de entrenamiento (0.17-0.26 m/s<sup>2</sup>). En cuanto al análisis de las curvas ROC (Figura 3), cuando se utilizó el índice de Youden los puntos de corte para los cuatro ejercicios de ET fueron: perro de muestra=0.24 m/s<sup>2</sup>, puente frontal=0.35 m/s<sup>2</sup>, puente dorsal=0.37 m/s<sup>2</sup> y puente lateral=0.35 m/s<sup>2</sup> (punto de corte global para los tres ejercicios de puente=0.35 m/s<sup>2</sup>). Por otro lado, al minimizar 1-Esp los puntos de corte para los cuatro ejercicios de ET fueron: perro de muestra=0.32 m/s<sup>2</sup>, puente frontal=0.48 m/s<sup>2</sup>, puente dorsal=0.50 m/s<sup>2</sup> y puente lateral=0.49 m/s<sup>2</sup> (punto de corte global para los tres ejercicios de puente=0.50 m/s<sup>2</sup>).





**Figura 2.** Promedio de la aceleración media de la pelvis ( $\pm$ desviación estándar) y valores de corte de las variaciones de los ejercicios de estabilidad del tronco calificadas como SÍ-Nivel de entrenamiento y NO-Nivel de entrenamiento. Se, Sensibilidad; 1-Esp, Especificidad. Cada flecha señala (en una escala de aceleración/intensidad que oscila entre 0 y 0.8 m/s<sup>2</sup>) el valor promedio de la aceleración media de la pelvis de todas las variaciones de los ejercicios calificadas por los expertos como SÍ-Nivel de entrenamiento (azul) o como NO-Nivel de entrenamiento (naranja). El ancho de cada rectángulo azul y naranja representa la desviación estándar. El triángulo invertido de color verde indica el punto de corte establecido utilizando el índice de Youden, mientras que el triángulo invertido de color rojo indica el punto de corte minimizando 1-Esp (Min 1-Esp).





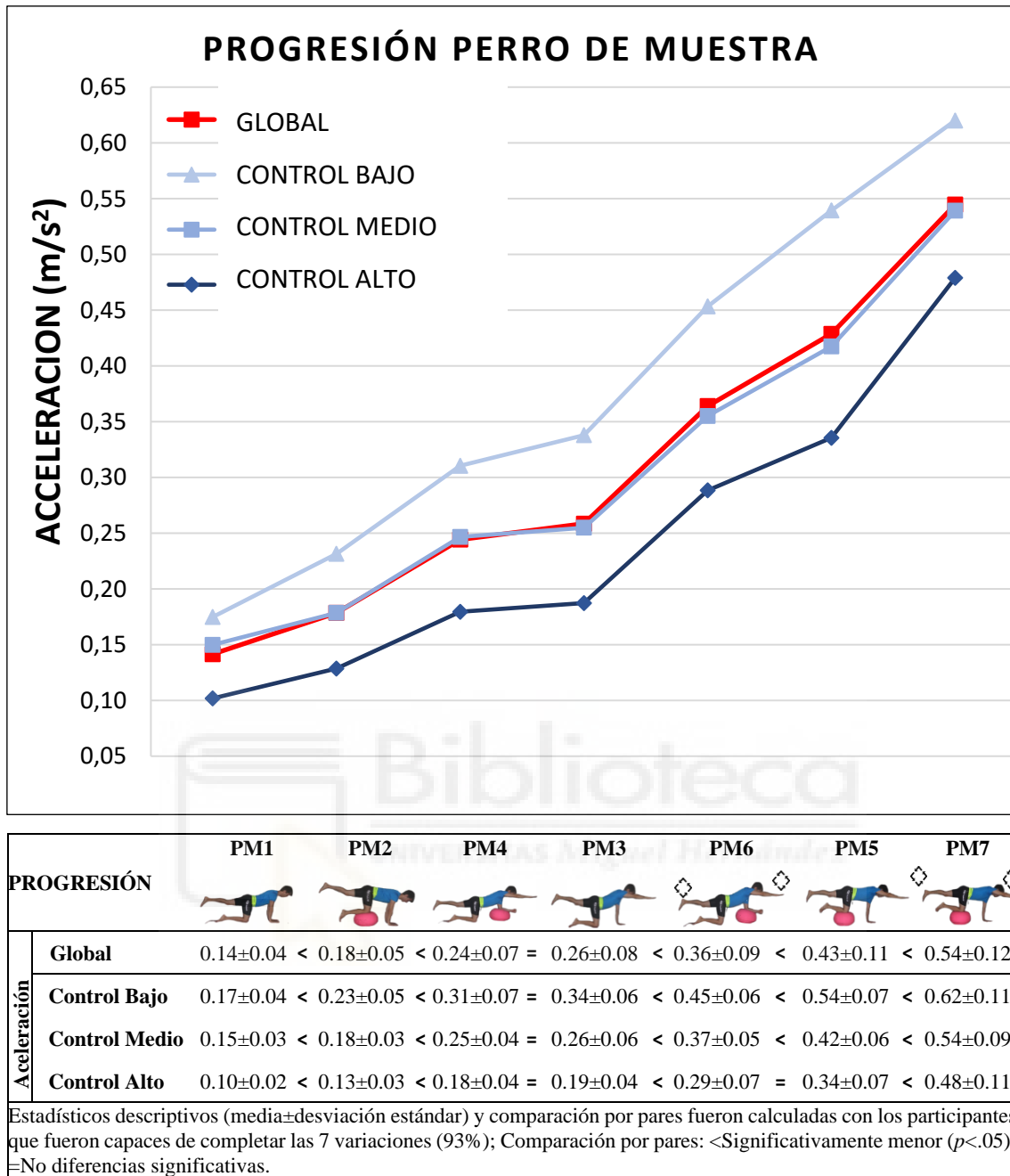
**Figura 3.** Curvas de rendimiento diagnóstico (curvas ROC) que relacionan las valoraciones de los evaluadores expertos con la aceleración de la pelvis obtenida en cada uno de los ejercicios de estabilidad del tronco. <sup>a</sup>Punto de corte utilizando el índice de Youden; <sup>b</sup>Punto de corte minimizando la especificidad.

#### **4.2. Estudio 2. Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active males: a smartphone accelerometer-based study**

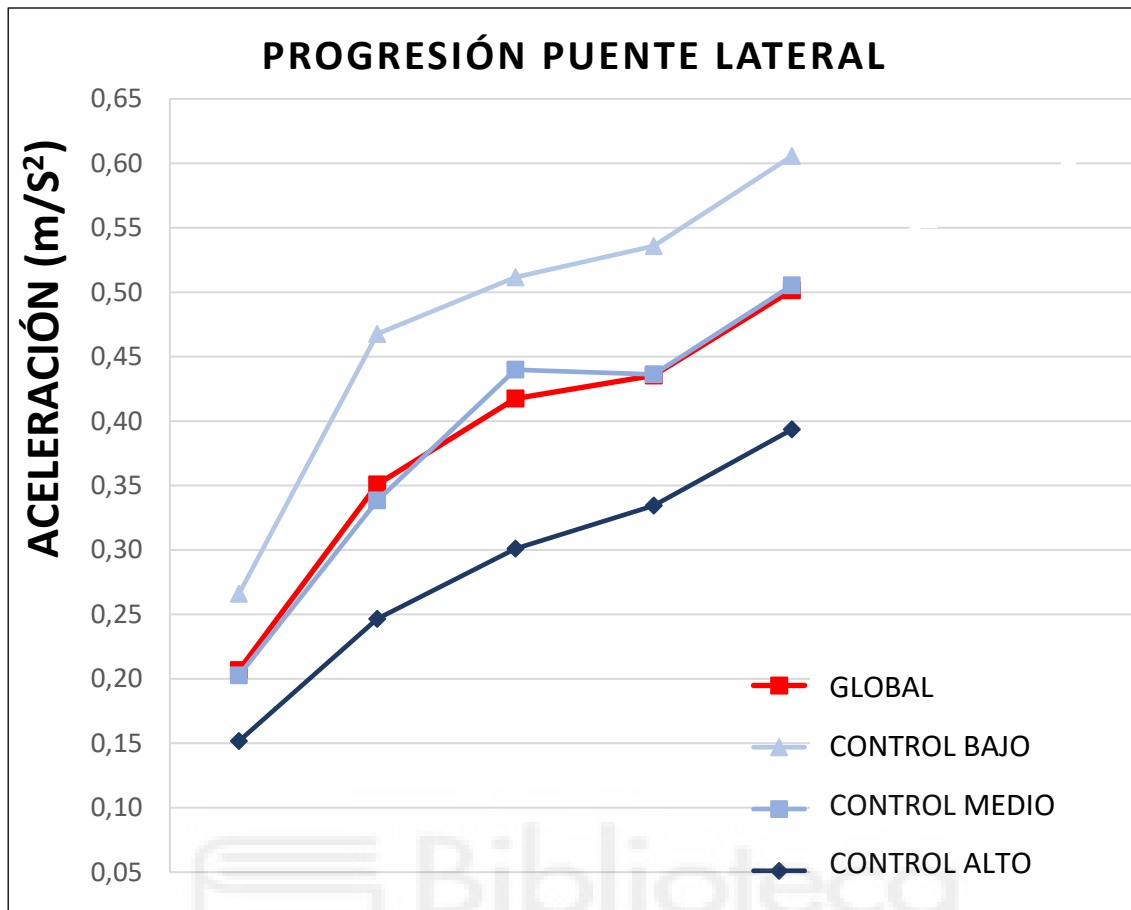
En la primera sesión de registro, los valores de aceleración media de la pelvis oscilaron entre 0.17 y 0.67 m/s<sup>2</sup> para el puente dorsal, entre 0.14 y 0.63 m/s<sup>2</sup> para el puente frontal, entre 0.24 y 0.52 m/s<sup>2</sup> para el puente lateral y entre 0.16 y 0.63 m/s<sup>2</sup> para el perro de muestra. Aunque la aceleración media de la pelvis se redujo de forma significativa en la segunda sesión de registro para la mayoría de las variaciones de los ejercicios de ET ( $p < .05$ ), la fiabilidad relativa fue moderada-buena (coeficiente de correlación intraclase: 0.53-0.90) y la fiabilidad absoluta fue aceptable (error típico:  $< 20\%$  en 21 de las 27 variaciones de los ejercicios analizados).

El ANOVA de medidas repetidas mostró diferencias significativas tanto en el factor intra-sujeto (variaciones de cada ejercicio) como en el factor inter-sujeto (grupos de alto, medio y bajo control postural lumbo-pélvico) en todos los ejercicios de ET. Las Figuras 4, 5, 6 y 7 muestran las comparaciones por pares de la aceleración media de la pelvis entre las diferentes variaciones de cada ejercicio, dando como resultado la progresión en intensidad de los ejercicios puente lateral, puente dorsal, puente frontal y perro de muestra. Para los puentes lateral y frontal, las variaciones realizadas con rodillas extendidas (puentes largos) produjeron mayores niveles de aceleración que las variaciones realizadas con las rodillas flexionadas (puentes cortos) (Figuras 5 y 7). Además, cuando se compararon variaciones de los ejercicios de puente realizadas sobre una misma superficie, los puentes con apoyo monopodal fueron más intensos que los ejecutados con apoyo bipodal (Figuras 5, 6 y 7). Por otro lado, para los puentes dorsal y frontal, en general, las variaciones realizadas con apoyo monopodal sobre la colchoneta generaron mayores niveles de aceleración que las variaciones realizadas con apoyo bipodal sobre el balón hemiesférico (Figuras 6 y 7). En los tres ejercicios de puente, las variaciones más difíciles fueron las realizadas sobre el fitball, principalmente las variaciones con apoyo monopodal. En este sentido, no todos los participantes fueron capaces de mantener la posición requerida sobre esta superficie inestable, especialmente en el puente lateral, en el que sólo el 61% y el 5% de todos los participantes fueron capaces de mantener la posición con apoyo bipodal y apoyo monopodal, respectivamente. En el perro de muestra (Figura 4), las posiciones de dos apoyos fueron más intensas que las de tres apoyos. Además, las variaciones realizadas con la rodilla sobre el balón hemiesférico produjeron mayores niveles de aceleración pélvica que variaciones similares realizadas con apoyo del antebrazo en el balón hemiesférico o sin superficie inestable. Asimismo, las variaciones del perro de muestra donde se dibujaron cuadros en el aire con las extremidades generaron mayores niveles de aceleración que variaciones similares realizadas sin movimiento de las extremidades. Finalmente, en relación con las comparaciones entre los grupos de bajo, medio y alto control postural lumbo-pélvico, se encontraron diferencias significativas entre todos los grupos para los cuatro ejercicios de ET ( $p < .001$ ) (Figuras 4, 5, 6 y 7).





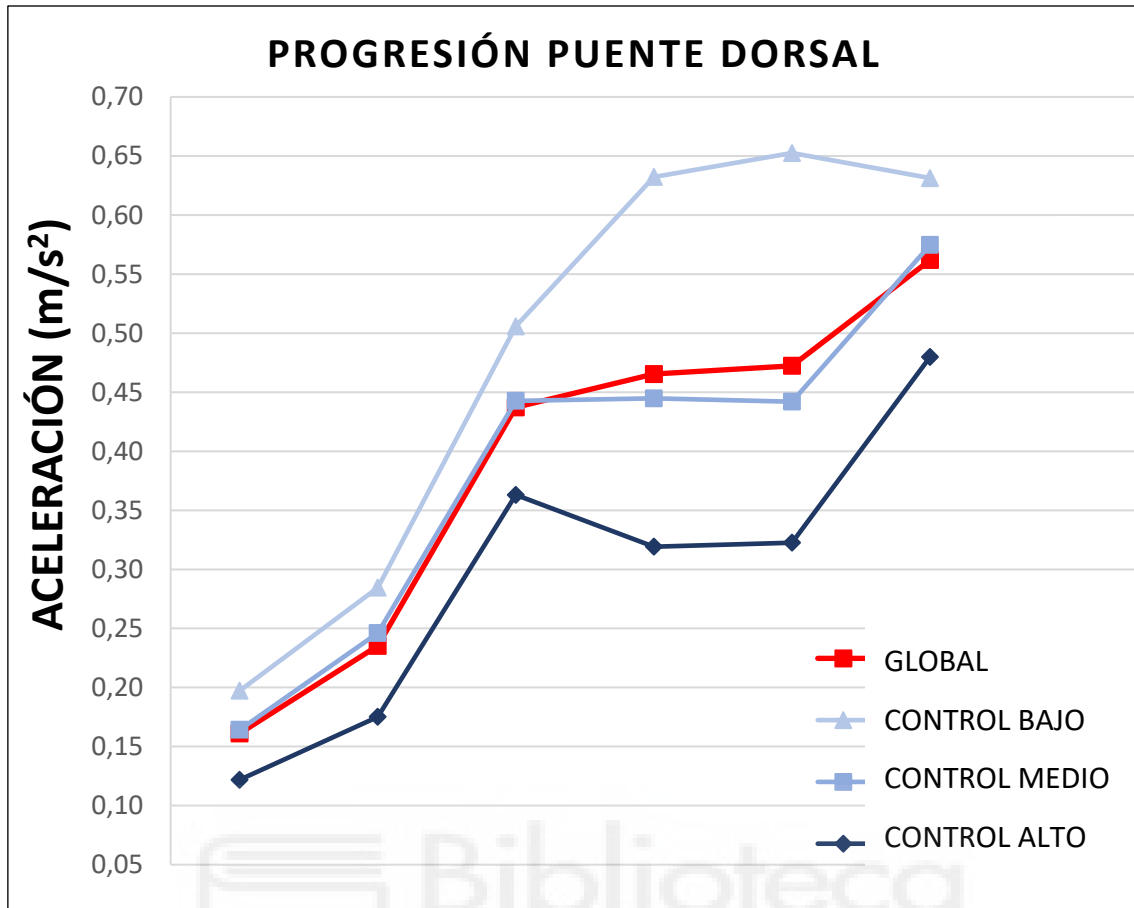
**Figura 4.** Progresión del perro de muestra (PM) en función de los valores de aceleración pélvica y del porcentaje de participantes que completaron las variaciones para toda la muestra y para los grupos de control postural lumbo-pélvico bajo, medio y alto.



| PROGRESIÓN           | PL1       | PL2          | PL4         | PL3         | PL5         | PL6 | PL7 |
|----------------------|-----------|--------------|-------------|-------------|-------------|-----|-----|
| <b>Global</b>        | 0.21±0.07 | < 0.35±0.12  | < 0.42±0.11 | = 0.44±0.10 | < 0.50±0.10 | †   | †   |
| <b>Control Bajo</b>  | 0.27±0.08 | < *0.47±0.11 | = 0.51±0.08 | = 0.54±0.08 | < 0.61±0.06 | -   | -   |
| <b>Control Medio</b> | 0.20±0.03 | < 0.34±0.04  | < 0.44±0.04 | = 0.44±0.05 | < 0.51±0.05 | -   | -   |
| <b>Control Alto</b>  | 0.15±0.04 | < 0.25±0.05  | < 0.30±0.06 | = 0.33±0.06 | = 0.39±0.06 | -   | -   |

Estadísticos descriptivos (media±desviación estándar) y comparación por pares fueron calculadas con los participantes que fueron capaces de completar las cinco primeras variaciones (100%); † Las variaciones 6 y 7 del puente lateral no fueron incluidas en el análisis estadístico porque solo fueron completadas por el 61% y 5% de los participantes, respectivamente; Comparación por pares: <Significativamente menor ( $p<.05$ ); =No diferencias significativas. \*SB2<SB3

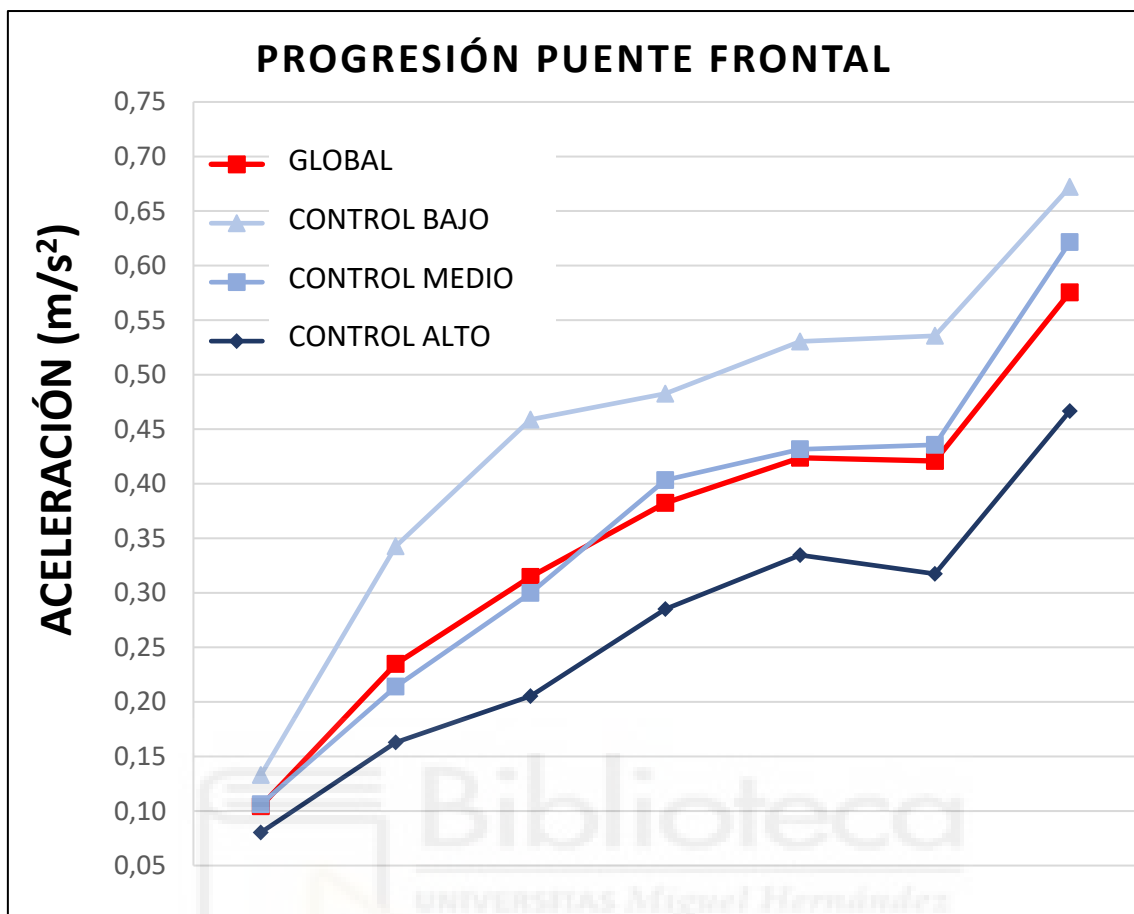
**Figura 5.** Progresión del puente lateral (PL) en función de los valores de aceleración pélvica y del porcentaje de participantes que completaron las variaciones para toda la muestra y para los grupos de control postural lumbo-pélvico bajo, medio y alto.



| PROGRESIÓN  |               | PD1       | PD3         | PD5         | PD2         | PD4         | PD6         | PD7 |
|-------------|---------------|-----------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-----|
|             |               |           |             |             |             |             |             |     |
| Aceleración | Global        | 0.16±0.05 | < 0.24±0.07 | < 0.44±0.13 | = 0.47±0.16 | = 0.47±0.18 | < 0.56±0.11 | †   |
|             | Control Bajo  | 0.20±0.06 | < 0.28±0.08 | < 0.51±0.13 | = 0.63±0.14 | = 0.65±0.16 | < 0.63±0.10 | -   |
|             | Control Medio | 0.16±0.04 | < 0.25±0.06 | < 0.44±0.14 | = 0.44±0.10 | = 0.44±0.08 | < 0.57±0.06 | -   |
|             | Control Alto  | 0.12±0.03 | < 0.18±0.04 | < 0.36±0.09 | = 0.32±0.05 | = 0.32±0.07 | < 0.48±0.09 | -   |

Estadísticos descriptivos (media±desviación estándar) y comparación por pares fueron calculadas con los participantes que fueron capaces de completar las seis primeras variaciones (89%); † La variación 7 del puente dorsal no fue incluida en el análisis estadístico porque solo fue completada por el 51% de los participantes; Comparación por pares: <Significativamente menor ( $p<.05$ ); =No diferencias significativas.

**Figura 6.** Progresión del puente dorsal (PD) en función de los valores de aceleración pélvica y del porcentaje de participantes que completaron las variaciones para toda la muestra y para los grupos de control postural lumbo-pélvico bajo, medio y alto.



| PROGRESIÓN           | PF1       | PF2          | PF4         | PF3         | PF5         | PF6         | PF7         |
|----------------------|-----------|--------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|                      |           |              |             |             |             |             |             |
| <b>Global</b>        | 0.10±0.04 | < 0.23±0.10  | < 0.31±0.13 | < 0.38±0.12 | < 0.42±0.12 | = 0.42±0.12 | < 0.58±0.16 |
| <b>Control Bajo</b>  | 0.13±0.06 | < 0.34±0.09  | < 0.46±0.10 | = 0.48±0.10 | = 0.54±0.09 | = 0.53±0.09 | < 0.67±0.12 |
| <b>Control Medio</b> | 0.10±0.02 | < 0.21±0.04  | < 0.30±0.06 | < 0.40±0.07 | = 0.44±0.05 | = 0.43±0.09 | < 0.62±0.14 |
| <b>Control Alto</b>  | 0.08±0.01 | < *0.16±0.04 | = 0.21±0.06 | = 0.29±0.05 | = 0.32±0.06 | = 0.33±0.06 | < 0.47±0.07 |

Estadísticos descriptivos (media±desviación estándar) y comparación por pares fueron calculadas con los participantes que fueron capaces de completar las siete variaciones (95%); Comparación por pares: <Significativamente menor ( $p<.05$ ); =No diferencias significativas. \* PF2< PF3; PF5; PF6.

**Figura 7.** Progresión del puente frontal (PF) en función de los valores de aceleración pélvica y del porcentaje de participantes que completaron las variaciones para toda la muestra y para los grupos de control postural lumbo-pélvico bajo, medio y alto.

# CAPÍTULO 5

## DISCUSIÓN



## Capítulo 5. Discusión

La falta de control de la magnitud de la carga de entrenamiento, principalmente la intensidad, es una de las principales limitaciones a la hora de la toma de decisiones para desarrollar programas de ejercicios de ET (Barbado et al., 2018; Vera-García et al., 2020). Partiendo de esta limitación, los estudios realizados en la presente Tesis Doctoral analizaron diferentes criterios y herramientas para facilitar la toma de decisiones durante el establecimiento de la intensidad de los principales ejercicios de ET y su progresión a lo largo del proceso de entrenamiento. En este sentido, el *estudio 1* mostró una alta concordancia inter- e intra-evaluador al utilizar criterios de evaluación observacional basados en la valoración de la dificultad de los participantes para mantener el cuerpo alineado y limitar el movimiento del tronco durante la ejecución de los ejercicios puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra. Hasta donde conocemos, este es el primer estudio que ha analizado la fiabilidad de criterios de evaluación observacional para la prescripción de la intensidad de los ejercicios de ET, ya que tradicionalmente la intensidad se ha establecido en función de criterios personales (de los profesionales que prescriben y dirigen los programas) que no suelen aparecer descritos en los estudios experimentales (Alrwaily et al., 2019; Bae et al., 2018; Inani & Selkar, 2013) y que generalmente no han sido validados o sometidos a evaluación (Prieske et al., 2016; Afyon et al., 2017). Con objeto de desarrollar criterios objetivos para la prescripción de los ejercicios de ET, en el *estudio 1* también se realizaron curvas ROC para analizar la relación entre las valoraciones de los evaluadores expertos y la aceleración de la pelvis, lo que permitió establecer umbrales de aceleración que podrían representar los niveles de intensidad mínima necesarios para producir adaptaciones en la ET en personas jóvenes y físicamente activas. Aunque es necesario desarrollar estudios experimentales que analicen la utilidad real de estos umbrales, los resultados de los *estudios 1* y *2* apoyan los obtenidos previamente por Barbado et al. (2018) y sugieren que la acelerometría integrada en smartphone es una técnica fiable para cuantificar la intensidad de los ejercicios ET tanto en estudios de laboratorio como de campo. En este sentido, en el *estudio 2* se utilizó la acelerometría integrada en smartphone para establecer progresiones en intensidad de diferentes variaciones de los ejercicios puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra, donde se observó que la realización de puentes largos en lugar de cortos, la reducción del número de apoyos, el apoyo de parte del peso corporal sobre superficies inestables (balón hemisférico y fitball) y el movimiento de los segmentos en suspensión son criterios a tener en cuenta para incrementar la intensidad de estos ejercicios. Finalmente, los datos obtenidos mostraron también la necesidad de individualizar la prescripción de las progresiones de ejercicios de ET en función del nivel de control postural lumbo-pélvico. Por tanto, en conjunto, los *estudios 1* y *2* presentan información relevante para la toma de decisiones de los profesionales del ejercicio

físico y la salud durante el diseño de programas dirigidos a la mejora de la ET en personas jóvenes y físicamente activas.

Las discusiones de los principales resultados de esta Tesis Doctoral se presentan a continuación estructuradas en función de los estudios realizados:

### **5.1. Estudio 1. Observational screening guidelines and smartphone accelerometer thresholds to establish the intensity of some of the most popular core stability exercises**

El análisis inter-evaluador mostró un acuerdo sustancial-alto entre las evaluaciones realizadas por los evaluadores expertos y no expertos (PABAK=0.69; 95% IC=0.60–0.77), con un alto porcentaje de acuerdo observado (Po=84%; Po máximo=0.98), lo cual indica que con una única sesión de entrenamiento utilizando los criterios de evaluación observacional, los evaluadores no expertos fueron capaces de tomar decisiones similares a las de los evaluadores expertos sobre el nivel de intensidad de los ejercicios. Además, el análisis intra-evaluador también mostró un acuerdo sustancial-alto entre las dos evaluaciones realizadas por los evaluadores no expertos (Po=87%; Po máximo=0.98; PABAK=0.74; 95% IC=0.67–0.82), lo que indica que, después de un período de 6 meses, dichos evaluadores conservaban las habilidades de evaluación desarrolladas en la sesión de entrenamiento realizada al comienzo del estudio. Los autores del trabajo consideran que un aspecto fundamental para entender el alto nivel de concordancia inter-e intra-evaluador fue la metodología utilizada para instruir a los evaluadores no expertos, basada en el uso de vídeos con progresiones de ejercicios de ET y en el feedback de los evaluadores expertos sobre cómo utilizar los criterios de evaluación. Como ejemplo de esta metodología, en el siguiente código QR (del inglés *Quick Response code*) se pueden ver cuatro vídeos donde un participante realiza una progresión de cada uno de los cuatro ejercicios analizados, acompañada de las valoraciones realizadas por los evaluadores expertos sobre la ejecución, así como una tabla donde se presentan las aceleraciones de la pelvis registradas con el smartphone:



En relación con el análisis de las curvas ROC, según el índice de Youden los puntos de corte de la aceleración de la pelvis para los tres ejercicios de puente fueron muy similares (0.37-

0.35 m/s<sup>2</sup>), con un valor de corte global de 0.35 m/s<sup>2</sup> y valores altos de Se ( $\geq 82\%$ ) y 1-Esp ( $\geq 15\%$ ). Sin embargo, el perro de muestra mostró un punto de corte más bajo (0.21 m/s<sup>2</sup>), con un 90% de Se y un 16% de 1-Esp. Estas diferencias entre los puentes y el perro de muestra podrían deberse a que en el perro de muestra uno o dos puntos de apoyo coinciden justo debajo de la pelvis, mientras que en los puentes los puntos de apoyo están alejadas de la pelvis, que permanece suspendida en el aire y que por tanto puede oscilar más fácilmente. Además, la elevación de un brazo y pierna durante las variaciones del perro de muestra podrían facilitar la percepción del movimiento corporal e influir en las decisiones de los evaluadores. Al minimizar 1-Esp, los puntos de corte de los tres ejercicios de puente también fueron muy similares (0.50-0.48 m/s<sup>2</sup>), con un valor de corte global de 0.50 m/s<sup>2</sup>, mientras que el perro de muestra obtuvo un punto de corte muy inferior (0.32 m/s<sup>2</sup>). Estos puntos de corte son más elevados y restrictivos que los obtenidos mediante el índice de Youden. El problema de elegir puntos de corte que minimizan 1-Esp es que la Se es baja (0.31-0.55%) y, por tanto, se reduce el número de variaciones de cada ejercicio que se pueden utilizar durante un programa de ejercicios de ET.

Aunque es necesario realizar estudios experimentales que verifiquen la utilidad de los puntos de corte de aceleración pélvica presentados en el párrafo anterior, estos podrían representar umbrales de referencia para seleccionar niveles de intensidad de entrenamiento adecuados para personas jóvenes, sanas y físicamente activas. Desde el punto de vista de los autores, aunque se ha demostrado que las variaciones más convencionales de los puentes y el perro de muestra no imponen un gran estrés mecánico en la columna lumbar (Axler & McGill, 1997; Kavcic et al., 2004), cuando el estímulo de entrenamiento se deba aplicar con el mínimo nivel de estrés mecánico posible (es decir, en personas sin experiencia en ejercicios de ET, con bajo nivel de condición física, antecedentes de dolor lumbar, etc.), sería recomendable utilizar los umbrales de aceleración basados en el índice de Youden. Por el contrario, los umbrales de aceleración basados en minimizar 1-Esp serían más adecuados cuando sea necesario garantizar un nivel de estímulo de entrenamiento suficiente y el nivel de tolerancia al estrés mecánico sea alto (es decir, en deportistas, personas con experiencia en el entrenamiento de ET, etc.).

## **5.2. Estudio 2. Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active males: a smartphone accelerometer-based study**

Considerando los datos de aceleración media de la pelvis obtenidos en este estudio, los puentes largos fueron más difíciles para los participantes que los puentes cortos, ya que durante la ejecución de los puentes con las rodillas extendidas los brazos de palanca y la masa corporal en suspensión fueron mayores, lo que incrementó la oscilación corporal. Estos resultados están en línea con datos posturográficos previos obtenidos durante la realización de ejercicios similares (Vera-Garcia et al., 2020) y apoyan la mayor activación en la musculatura del tronco observada en diferentes estudios electromiográficos durante la ejecución de los puentes largos (Escamilla et



al., 2016; Vera-Garcia et al., 2014). De igual forma, las variaciones de los ejercicios de puente realizadas con apoyo monopodal generaron mayores demandas de control postural que las realizadas con apoyo bipodal, lo cual pudo deberse a una menor base de sustentación, un mayor momento de fuerza en la cadera de la pierna de apoyo y a un mayor momento de torsión en el tronco en las tareas con apoyo monopodal (Vera-Garcia et al., 2020). Destacar que las variaciones de los ejercicios de puente de mayor dificultad fueron realizadas sobre superficies inestables, especialmente las realizadas sobre el fitball, las cuales no fueron completadas por el 100% de los participantes. Por tanto, el fitball debería utilizarse principalmente en etapas de entrenamiento de ET avanzadas. Sin embargo, el uso de superficies inestables no siempre garantiza una mayor dificultad de los ejercicios (Imai et al., 2010; Lehman et al., 2005; Vera-Garcia et al., 2014). En este sentido, los puentes dorsal y frontal con apoyo bipodal sobre el balón hemisférico mostraron menor demanda de control postural que estos mismos ejercicios realizados con apoyo monopodal sobre la colchoneta. Estos resultados no coinciden con los del estudio posturográfico de Vera-Garcia et al. (2020), realizado con plataformas de fuerza. Las diferencias entre estudios podrían deberse a que, como se ha comentado en la introducción, el acelerómetro del smartphone colocado en la pelvis proporciona una medida más específica del control postural lumbo-pélvico, mientras que las plataformas de fuerza proporcionan una medida más global de control postural (Barbado et al., 2018).

Respecto al perro de muestra, la aceleración media de la pelvis mostró mayores niveles de dificultad en las posiciones de dos apoyos respecto a las de tres apoyos, posiblemente debido a una menor base de sustentación. A igual que en el estudio de Vera-Garcia et al. (2020), el uso del balón hemiesférico incrementó la dificultad del perro de muestra en comparación con variaciones similares realizadas sobre la colchoneta. Además, al comparar diferentes formas de utilización del balón hemiesférico (apoyando la rodilla vs. el antebrazo), se observó mayor aceleración de la pelvis cuando la rodilla se apoyó sobre la superficie inestable, probablemente debido a que el centro de gravedad estaba más elevado y había más peso corporal sobre el balón hemiesférico. En este sentido, considerando tanto estos resultados, como la mayor aceleración de la pelvis al realizar el puente dorsal con la parte superior de la espalda sobre el fitball en comparación con la ejecución de este ejercicio con apoyo monopodal sobre el balón hemiesférico, a mayor peso corporal sobre una superficie inestable mayor dificultad de estos ejercicios de ET. Por último, la realización de movimientos con las extremidades elevadas puede ser otro factor importante para aumentar la intensidad de los ejercicios de ET, ya que las variaciones del perro de muestra donde se dibujaron cuadrados en el aire con las extremidades fueron más difíciles que variaciones similares sin movimiento de las extremidades. No obstante, nuevos estudios son necesarios para entender el efecto de la realización de estos y otros movimientos de las extremidades durante los ejercicios de ET, ya que los resultados de estudios electromiográficos

anteriores que han analizado diferentes variaciones del perro de muestra dibujando cuadrados y círculos en el aire son contradictorios (McGill & Karpowicz, 2009; Vera-Garcia et al., 2014).

Con relación a la comparación entre los grupos de diferente control postural lumbo-pélvico, el orden de las variaciones de los ejercicios en cada progresión de ejercicios fue similar entre grupos, principalmente al comparar los grupos de bajo y medio nivel de control postural. No obstante, el grupo de alto nivel de control postural lumbo-pélvico mostró menos diferencias significativas en la aceleración de la pelvis entre dichas variaciones. Resulta llamativo que algunos participantes del grupo de alto nivel de control postural no fueran capaces de realizar algunas de las variaciones de los ejercicios más difíciles (principalmente las realizadas con fitball) que, por el contrario, si fueron realizadas por algunos participantes del grupo de bajo nivel de control postural. Este hecho podría explicarse por la existencia de otras variables, además del control postural lumbo-pélvico, que también son relevantes para la ejecución de las variaciones de los ejercicios ET más difíciles (puente lateral con apoyo bipodal y monopodal sobre el fitball, puente dorsal con apoyo monopodal y con la parte superior de la espalda sobre un fitball, etc.), como la fuerza muscular de la cadera y/o del hombro y la experiencia previa en el uso de superficies inestables. Para finalizar, indicar que las diferencias entre los grupos de diferente nivel de control postural lumbo-pélvico apoyan los obtenidos previamente por Vera-Garcia et al. (2020) y muestran la importancia de individualizar la prescripción de ejercicios de ET.

# CAPÍTULO 6

## CONCLUSIONES



## Capítulo 6. Conclusiones

### 6.1. Conclusiones generales

Esta Tesis Doctoral se compone de dos estudios descriptivos que analizan criterios para la toma de decisiones a la hora de establecer la intensidad de algunos de los principales ejercicios de ET (*estudios 1 y 2*) y su progresión a lo largo del proceso de entrenamiento (*estudio 2*). En este sentido, el *estudio 1* ha analizado la fiabilidad de *criterios de evaluación observacional* para establecer el nivel de intensidad de los ejercicios puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra y ha establecido *umbrales de aceleración* que podrían ser representativos de los niveles de intensidad mínima para el entrenamiento de la ET en personas jóvenes y activas. Por otro lado, el *estudio 2* ha evaluado la intensidad de diferentes variaciones de los ejercicios puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra, mediante la acelerometría integrada en smartphone, a fin de establecer progresiones en intensidad en función del control postural lumbo-pélvico de los participantes.

Las principales conclusiones de esta Tesis Doctoral son las siguientes:

#### *Estudio 1*

- 1) Se desarrollaron criterios de evaluación observacional para establecer la intensidad de algunos de los ejercicios isométricos de ET más populares: puente frontal, puente dorsal, puente lateral y perro de muestra.
- 2) Al utilizar los criterios de evaluación observacional, los niveles de acuerdo entre las valoraciones realizadas por los evaluadores expertos y no expertos (concordancia inter-evaluador) y entre las dos valoraciones realizadas por los evaluadores no expertos (concordancia intra-evaluador) fueron sustanciales-altos.
- 3) Las curvas ROC proporcionaron valores de aceleración de la pelvis que podrían representar los niveles mínimos de intensidad de entrenamiento para que los ejercicios de ET produzcan adaptaciones en individuos jóvenes y físicamente activos: i) índice de Youden:  $0.35 \text{ m/s}^2$  para los ejercicios de puente y  $0.24 \text{ m/s}^2$  para el perro de muestra; ii) minimizando el índice de especificidad:  $0.50 \text{ m/s}^2$  para los ejercicios de puente y  $0.32 \text{ m/s}^2$  para el perro de muestra.

#### *Estudio 2*

- 4) Se desarrollaron progresiones en intensidad de diferentes variaciones de los ejercicios isométricos puente frontal, puente lateral, puente dorsal y perro de muestra en función de la aceleración de la pelvis en varones jóvenes y físicamente activos con distinto nivel de

control postural lumbo-pélvico. En base a los resultados obtenidos, la realización de puentes largos en lugar de puentes cortos, la reducción del número de apoyos, el uso de superficies inestables (balón hemisférico y, principalmente, fitball) y la realización de movimientos con las extremidades son factores importantes para aumentar la intensidad de estos ejercicios.

- 5) Aunque las progresiones desarrolladas parecen bastante robustas, los resultados obtenidos muestran la necesidad de individualizar la prescripción de las progresiones de ejercicios de ET.

Considerando todos los resultados obtenidos, esta Tesis Doctoral se sitúa en la frontera del conocimiento y aporta información relevante para el diseño y control de programas de ejercicios de ET, analizando bajo un prisma científico, criterios que pueden ser útiles para la toma de decisiones en la determinación de la intensidad y progresión de este tipo de ejercicios. Para nuestro conocimiento, el *estudio 1* es el primero trabajo científico que proporciona criterios de evaluación observacional y umbrales de aceleración de la pelvis para establecer niveles de intensidad en los ejercicios de ET más utilizados en la actualidad. Además, como se indica en el capítulo 5, este estudio proporciona material suplementario en forma de videos con ejemplos de las evaluaciones realizadas por los evaluadores expertos, así como una tabla donde se presentan las aceleraciones de la pelvis registradas con el smartphone durante la ejecución de los ejercicios. Este material puede ser útil como elemento de formación a fin de que los profesionales del ejercicio físico, el deporte y la salud puedan utilizar los criterios de evaluación observacional, junto con los datos objetivos proporcionados por el smartphone, en su toma de decisiones sobre la intensidad de los ejercicios de ET. En relación con el *estudio 2*, aunque trabajos previos han utilizado la electromiografía (Calatayud et al., 2017; García-Vaquero et al., 2012; Vera-García et al., 2014) y la posturografía basada en plataformas de fuerza (Vera-García et al., 2020) para establecer progresiones de ejercicios de ET, el trabajo presentado en esta Tesis Doctoral utiliza una metodología más específica para valorar la intensidad de este tipo de ejercicios (Barbado et al., 2028). En opinión de los autores, las progresiones obtenidas y los criterios derivados de su análisis podrían facilitar la toma de decisiones respecto a la progresión en intensidad de los ejercicios de ET en personas jóvenes y físicamente activas.

## 6.2. Limitaciones y futuras líneas de investigación

Los estudios incluidos en esta Tesis Doctoral presentaron algunas limitaciones que podrían dificultar la interpretación de los resultados, algunas de las cuales han motivado el desarrollo de nuevas líneas de investigación. A continuación, se presentan las principales limitaciones y líneas futuras de investigación:

- 1) La generalización de los resultados obtenidos en los *estudios 1 y 2* debe limitarse a personas jóvenes y físicamente activas. Sin embargo, considerando la heterogeneidad de las actividades físico-deportivas realizadas por nuestros participantes (diferentes tipos, frecuencias, intensidades, volúmenes, etc.), la interpretación de estos resultados podría ser aplicada a jóvenes con diferentes niveles de condición física. Futuros estudios deben desarrollar y analizar nuevos criterios para establecer la intensidad de los ejercicios de ET y su progresión en otras poblaciones como, por ejemplo, personas de la tercera edad, pacientes con diferentes afecciones de la columna vertebral, personas con déficits de control postural, atletas de diferentes deportes, etc. A este respecto, nuestro grupo de investigación está realizando en la actualidad diversos estudios descriptivos y experimentales en personas mayores y pacientes con esclerosis múltiple, donde se está utilizando la acelerometría integrada en smartphone para establecer y controlar la intensidad de los ejercicios de ET en estas poblaciones (Barbado, 2021; Prat-Luri et al., 2021)
- 2) Aunque muchos de los criterios analizados en los *estudios 1 y 2* podrían ser útiles para modular la intensidad de ejercicios ET similares a los puentes y al perro de muestra [por ejemplo, el *dead bug exercise* (Bini y Bini, 2021; Kim et al., 2016)], estudios futuros deberían establecer criterios y progresiones para ejercicios realizados en posiciones más funcionales y/o que impliquen el movimiento del tronco. En este sentido, nuestro grupo de investigación ha puesto en marcha recientemente una línea de investigación para desarrollar y analizar ejercicios, progresiones y test de ET basados en tareas como el *press-palloy* (Wilson et al., 2019) o el *aeroplano* (Liebenson, 2013), entre otras.
- 3) La duración de las variaciones de los ejercicios de ET registradas mediante acelerometría integrada en smartphone tuvo una duración de 15 s, por lo que el análisis de variaciones de mayor duración podría producir otros resultados (es decir, diferentes umbrales de aceleración en el *estudio 1* y/o diferentes progresiones de ejercicios en el *estudio 2*). Sin embargo, se estableció una duración de 15 s en ambos estudios porque mayores duraciones podrían estar más relacionadas con el entrenamiento de la resistencia que con el entrenamiento de la ET.

- 4) Estos estudios también presentan una limitación técnica relacionada con la generalización de nuestros resultados de aceleración al uso de otros dispositivos. En este sentido, aunque variaciones biomecánicas podrían tener un impacto más significativo en los valores de aceleración pélvica que el propio ruido del dispositivo, el uso de otros smartphones/acelerómetros podría resultar en valores de aceleración diferentes.
- 5) Los umbrales de aceleración del *estudio 1* se establecieron en base a las evaluaciones y criterios de los evaluadores expertos en lugar de a datos obtenidos en estudios experimentales y, por lo tanto, deben interpretarse con cautela. Futuros estudios controlados aleatorizados deberían explorar el efecto de realizar ejercicios de ET a diferentes niveles de intensidad en base a los umbrales de aceleración establecidos en este estudio, lo que permitiría conocer su verdadera utilidad para el entrenamiento de ET. En este sentido, nuestro grupo de investigación ha realizado recientemente un ensayo controlado aleatorizado, que ha formado parte de la Tesis Doctoral de Dña. Amaya Prat-Luri, donde se han utilizado los umbrales de aceleración establecidos en el *estudio 1* para diseñar dos programas de ejercicios de ET: uno de mayor intensidad (ejercicios de 15 s de duración con niveles de aceleración pélvica de 0.40-0.50 m/s<sup>2</sup>) y otro de mayor volumen (ejercicios de 30 s de duración con niveles de aceleración pélvica de 0.20-0.30 m/s<sup>2</sup>). Según los resultados obtenidos, el uso de la acelerometría permitió establecer estímulos diferentes que produjeron adaptaciones específicas, es decir, mientras el programa de mayor intensidad produjo mayores incrementos en el control postural lumbo-pélvico durante la ejecución de los ejercicios de ET, el de mayor volumen incrementó en mayor medida la resistencia de la musculatura del tronco en test isométricos. De este modo, la acelerometría integrada en smartphone parece una técnica útil para mejorar la caracterización de la relación dosis-respuesta de los programas de ejercicios de ET.

# CAPÍTULO 7

## REFERENCIAS





## Capítulo 7. Referencias

- Alrwaily, M., Schneider, M., Sowa G., Timko, M., Whitney, S.L., Delitto, A. (2019). Stabilization exercises combined with neuromuscular electrical stimulation for patients with chronic low back pain: a randomized controlled trial. *Brazilian Journal of Physical Therapy*, 23(6), 506-515. <https://doi.org/10.1016/j.bjpt.2018.10.003>
- Areeudomwong, P., Buttogat, V. (2019). Comparison of core stabilisation exercise and proprioceptive neuromuscular facilitation training on pain-related and neuromuscular response outcomes for chronic low back pain: a randomised controlled trial. *Malaysian Journal of Medical Sciences*, 26, 77–89. doi: 10.21315/mjms2019.26.6.8
- Afyon, Y., Mulazimoglu, O., Boyacı, A. (2017). The Effects of Core Trainings on Speed and Agility Skills of Soccer Players\*\*. *International Journal of Sports Science*, 239-244. 10.5923/j.sports.20170706
- Bae, C.R., Jin, Y., Yoon, B.C, Kim, N.H, Park, K.W, Lee, S.H. (2018). Effects of assisted sit-up exercise compared to core stabilization exercise on patients with non-specific low back pain: A randomized controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 31(5), 871-880. doi: 10.3233/BMR-170997
- Barbado, D., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M.P., Vera-García, F.J. (2018). Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLoS One*, 13(12), e0208262. doi:10.1371/journal.pone.0208262
- Barbado, D., Gomez-Illan, R., Moreno-Navarro, P., Valero-Conesa, G., Reina, R., Vera-García, F.J. (2020). Postural control quantification in minimally and moderately impaired persons with multiple sclerosis: The reliability of a posturographic test and its relationships with functional ability. *Journal of Sport and Health Science*, 9(6):677-684. doi: 10.1016/j.jshs.2018.06.008
- Barbado, D. (2021). Ejercicio físico y esclerosis múltiple. El papel de las tecnologías "wearables" en la monitorización continua de los principales síntomas físicos de la enfermedad [Presentación]. II Jornadas de Adherencia al Ejercicio Físico en Pacientes con Enfermedades Crónicas
- Bjerkefors, A., Ekblom, M.M., Josefsson, K., Thorstensson, A. (2010). Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. *Manual Therapy*, 15(5), 502-507. doi: 10.1016/j.math.2010.05.006
- Boucher, J.A., Preuss, R., Henry, S.M., Dumas, J.P., Larivière, C. (2016). The effects of an 8-week stabilization exercise program on lumbar movement sense in patients with low back pain. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 17:23. doi: 10.1186/s12891-016-0875-4
- Bini, R.R., Bini, A.F. (2021). Comparison of linea alba length and core-muscles engagement during core and lower back orientated exercises. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 28:131-137. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.07.006.
- Bjerkefors, A., Ekblom, M. M., Josefsson, K., Thorstensson, A. (2010). Deep and superficial abdominal muscle activation during trunk stabilization exercises with and without instruction to hollow. *Manual Therapy*, 15(5), 502-507. doi: 10.1016/j.math.2010.05.006
- Boucher, J.A., Preuss, R., Henry, S. M., Nugent, M., Lariviere, C. (2018). Trunk postural adjustments: Medium-term reliability and correlation with changes of clinical outcomes following an 8-week lumbar stabilization exercise program. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 41, 66-76. doi: 10.1016/j.jelekin.2018.04.006

- Cabanas-Valdés, R., Bagur-Calafat, C., Girabent-Farrés, M., Caballero-Gómez, F.M., Hernández-Valiño, M., (2016). The effect of additional core stability exercises on improving dynamic sitting balance and trunk control for subacute stroke patients: a randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 30, 1024–1033. doi: 10.1177/0269215515609414
- Calatayud, J., Casaña, J., Martín, F., Jakobsen, M. D., Colado, J.C., Gargallo, P., (2017). Trunk muscle activity during different variations of the supine plank exercise. *Musculoskeletal Science & Practice*, 28, 54–58. doi: 10.1016/j.msksp.2017.01.011
- Callaghan, J.P., Gunning, J.L., & McGill, S.M. (1998). The relationship between lumbar spine load and muscle activity during extensor exercises. *Physical Therapy*, 78(1), 8-18
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychological Bulletin*, 112, 155–159. doi: 10.1037/0033-2909.112.1.155
- Chmielewski, T.L., Hodges, M.J., Horodyski, M., Bishop, M.D., Conrad, B.P., Tillman, S.M. (2007). Investigation of clinician agreement in evaluating movement quality during unilateral lower extremity functional tasks: a comparison of 2 rating methods. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(3):122-9. doi: 10.2519/jospt.2007.2457.
- Chuter, V.H., de Jonge, X.A., Thompson, B.M., Callister, R. (2015). The efficacy of a supervised and a home-based core strengthening programme in adults with poor core stability: a three-arm randomised controlled trial. *British Journal of Sports Medicine*, 49(6), 395-399. doi: 10.1136/bjsports-2013-093262
- Doganay, M., Bingül, B.M., Álvarez-García, C. (2020). Effect of core training on speed, quickness and agility in young male football players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 60, 1240–1246. doi: 10.23736/S0022-4707.20.10999-X
- Eastlack, M.E., Arvidson, J., Snyder-Mackler, L., Danoff, J.V., McGarvey, C.L. (1991). Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. *Physical Therapy*, 71, 465–472. doi: 10.1093/ptj/71.6.465
- Ekegren, C.L., Miller, W.C., Celebrini, R.G., Eng, J.J., Macintyre, D.L. (2009). Reliability and validity of observational risk screening in evaluating dynamic knee valgus. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 39(9):665-74. doi: 10.2519/jospt.2009.3004.
- Ekstrom, R.A., Donatelli, R.A., Carp, K.C. (2007). Electromyographic analysis of core trunk, hip, and thigh muscles during 9 rehabilitation exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 37(12), 754-762. doi: 10.2519/jospt.2007.2471
- El-Gohary, T.M., Abd Elkader, S.M., Emara, H.A., Ibrahim, M.I., Khaled, O.A., Ahmed, M. S. (2018). Right vs. left side bridge static endurance ability among healthy collegiate students at Taibah University. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 31, 231–237. doi: 10.3233/BMR-169538
- El Shemy, S.A. (2018). Trunk endurance and gait changes after core stability training in children with hemiplegic cerebral palsy: A randomized controlled trial. *Journal of Back and Musculoskeletal Rehabilitation*, 31(6), 1159-1167. doi: 10.3233/BMR181123
- Escamilla, R.F., Lewis, C., Bell, D., Bramblet, G., Daffron, J., Lambert, S., Pecson, A., Imamura, R., Paulos, L., Andrews, J.R. (2010). Core muscle activation during Swiss ball and traditional abdominal exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(5), 265-276. doi: 10.2519/jospt.2010.3073
- Escamilla, R.F., Lewis, C., Pecson, A., Imamura, R., Andrews, J.R. (2016). Muscle Activation Among Supine, Prone, and Side Position Exercises With and Without a Swiss

Ball. *Sports Health*, 8(4), 372-379. doi: 10.1177/1941738116653931

- Feldwieser, F.M., Sheeran, L., Meana-Esteban, A., Sparkes, V. (2012). Electromyographic analysis of trunk-muscle activity during stable, unstable and unilateral bridging exercises in healthy individuals. *European Spine Journal*, 21 Suppl 2, S171-186. doi: 10.1007/s00586-012-2254-7
- García-Vaquero, M.P., Moreside, J.M., Brontons-Gil, E., Peco-Gonzalez, N., Vera-Garcia, F.J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 22(3), 398-406. doi: 10.1016/j.jelekin.2012.02.017
- Guillén-Rogel, P., Franco-Escudero, C., Marín, P.J. (2019). Test-retest reliability of a smartphone app for measuring core stability for two dynamic exercises. *PeerJ* 7:e7485. doi: 10.7717/peerj.7485
- Gouttebauge, V., Zuidema, V. (2018). Prevention of musculoskeletal injuries in recreational field hockey: the systematic development of an intervention and its feasibility. *BMJ Open Sport & Exercise Medicine*, 4(1), e000425. doi: 10.1136/bmjsem-2018-000425
- González-Badillo, J.J., Sánchez-Medina, L., Ribas-Serna, J., Rodríguez-Rosell, D. (2022). Toward a New Paradigm in Resistance Training by Means of Velocity Monitoring: A Critical and Challenging Narrative. *Sports Medicine Open*, 16;8(1):118. doi: 10.1186/s40798-022-00513-z
- Granacher, U., Gollhofer, A., Hortobágyi, T., Kressig, R. W., Muehlbauer, T. (2013). The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *Sports Medicine*. 43, 627–641. doi: 10.1007/s40279-013-0041-1
- Granacher, U., Lacroix, A., Muehlbauer, T., Roettger, K., Gollhofer, A. (2013). Effects of core instability strength training on trunk muscle strength, spinal mobility, dynamic balance and functional mobility in older adults. *Gerontology*, 59(2):105-13. doi: 10.1159/000343152.
- Hanley, J.A., McNeil, B.J. (1982) The meaning and use of the area under a receiver operating characteristic (ROC) curve. *Radiology*, 143(1):29-36. doi: 10.1148/radiology.143.1.7063747
- Hides, J.A., Jull, G.A., Richardson, C.A. (2001). Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine*, 26(11), E243-248
- Hilden, J. (1991). The area under the ROC curve and its competitors. *Medical Decision Making*, 11(2):95-101. doi: 10.1177/0272989X9101100204
- Hoglund, L.T., Pontiggia, L., Kelly, J.D. (2018). A 6-week hip muscle strengthening and lumbopelvic-hip core stabilization program to improve pain, function, and quality of life in persons with patellofemoral osteoarthritis: a feasibility pilot study. *Pilot Feasibility Stud*, 4, 70. doi:10.1186/s40814-018-0262-z
- Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., Shiraki, H. (2010). Trunk muscle activity during lumbar stabilization exercises on both a stable and unstable surface. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 40(6), 369- 375. doi: 10.2519/jospt.2010.3211
- Inani, S.B., Selkar, S.P. (2013). Effect of core stabilization exercises versus conventional exercises on pain and functional status in patients with non-specific low back pain: a randomized clinical trial. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 26:37–43. doi: 10.3233/BMR-2012-0348

- Kang, K. Y. (2015). Effects of core muscle stability training on the weight distribution and stability of the elderly. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(10), 3163-3165. doi: 10.1589/jpts.27.3163
- Kavcic, N., Grenier, S., McGill, S.M. (2004). Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*, 29, 2319–2329. doi: 10.1097/01.brs.0000142222.62203.67
- Kibler, W.B., Press, J., Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198. doi: 10.2165/00007256-200636030-00001
- Kim, B., Yim, J. (2020) Core Stability and Hip Exercises Improve Physical Function and Activity in Patients with Non-Specific Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *The Tohoku Journal of Experimental Medicine*, 251(3):193-206. doi: 10.1620/tjem.251.193
- Kim, M.J., Oh, D.W., Park, H.J. (2013). Integrating arm movement into bridge exercise: Effect on EMG activity of selected trunk muscles. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 23(5), 1119-1123. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.07.001
- Ketelhut, N.B., Kindred, J.H., Manago, M.M., Hebert, J.R., Rudroff, T. (2015). Core muscle characteristics during walking of patients with multiple sclerosis. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 52(6), 713-724. doi: 10.1682/JRRD.2015.01.0006
- Khaiyat, O.A., Norris, J. (2018). Electromyographic activity of selected trunk, core, and thigh muscles in commonly used exercises for ACL rehabilitation. *Journal of Physical Therapy Science*, 30(4), 642-648. doi: 10.1589/jpts.30.642
- Maeo, S., Takahashi, T., Takai, Y., Kanehisa, H. (2013). Trunk muscle activities during abdominal bracing: comparison among muscles and exercises. *Journal of Sports Science & Medicine*, 12(3), 467-474
- Lehman, G.J., Hoda, W., Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swiss ball. *Chiropractic & Osteopathy*, 13, 14. doi: 10.1186/1746-1340-13-14
- Liebenson C. (2013). Training the hip: a progressive approach. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 17(2):266-8
- Machado, C., Garcia-Ruiz, J., Cortell-Tormo, J.M., Tortosa-Martinez, J. (2017). Effect of Core Training on Male Handball Players' Throwing Velocity. *Journal of Human Kinetics*, 56, 177-185. doi: 10.1515/hukin-2017-0035
- McGill, S.M., Grenier, S., Kavcic, N., Cholewicki, J. (2003). Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 13(4), 353-359
- McGill, S.M., Karpowicz, A. (2009). Exercises for spine stabilization: motion/motor patterns, stability progressions, and clinical technique. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 118-126. doi: 10.1016/j.apmr.2008.06.026
- Mills, J.D., Taunton, J.E., Mills, W.A. (2005). The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: A randomized-controlled trial. *Physical Therapy in Sport*, 6(2), 60-66. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.02.006>
- Moore, K. Dalley, A. (2002) Anatomía con orientación clínica. 4a. Editorial Panamericana

- Mueller, J., Niederer, D. (2020). Dose-response-relationship of stabilisation exercises in patients with chronic non-specific low back pain: a systematic review with meta-regression. *Scientific Reports*, 10:16921. doi: 10.1038/s41598-020-73954-9
- Netter F.H. (1999). Atlas de Anatomía Humana. 2ª edición. Masson S.A. Barcelona
- Okubo, Y., Kaneoka, K., Imai, A., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S. (2010). Electromyographic analysis of transversus abdominis and lumbar multifidus using wire electrodes during lumbar stabilization exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 40, 743–750. doi: 10.2519/jospt.2010.3192
- Panjabi, M.M. (1992). The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of Spinal Disorders & Techniques* 5(4), 383-389; discussion 397
- Parkhouse, K.L., Ball, N. (2011). Influence of dynamic versus static core exercises on performance in field based fitness tests. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 15(4), 517-524. doi: 10.1016/j.jbmt.2010.12.001
- Prat-Luri, A., Moreno-Navarro, P., García, J.A., Barbado, D., Vera-Garcia, F.J., López-Elvira, J.L. (2020). Do Initial Trunk Impairment, Age, Intervention Onset, and Training Volume Modulate the Effectiveness of Additional Trunk Exercise Programs after Stroke? A Systematic Review with Meta-Analyses. *International Journal of Environmental Research and Public Health*, 24;17(23):8714. doi: 10.3390/ijerph17238714
- Prat-Luri A., Moreno-Navarro P., Carpena C., Juan-Recio C., Manca A., Barbado, D., Vera-Garcia F.J. (2021). Fiabilidad de un acelerómetro integrado en un Smartphone para la valoración y establecimiento de progresiones de ejercicios de core stability en personas con Esclerosis Múltiple. [Presentación]. I Congreso Anual de Estudiantes de Doctorado de la Universidad Miguel Hernández de Elche.
- Prat-Luri, A., De los Rios-Calonge, J., Moreno-Navarro, P., Manresa-Rocamora, A., Vera-Garcia, F.J., Barbado, D. (En prensa). Effect of trunk-focused exercises on pain, disability, quality of life and trunk physical fitness in low back pain and how potential effect modifiers modulate their effects: a systematic review with meta-analyses. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*
- Prieske, O., Muehlbauer, T., Borde, R., Gube, M., Bruhn, S., Behm, D.G. (2016). Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: role of instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 26, 48–56. doi: 10.1111/sms.12403
- Romero-Franco, N., Martinez-Lopez, E., Lomas-Vega, R., Hita-Contreras, F., Martinez-Amat, A. (2012). Effects of proprioceptive training program on core stability and center of gravity control in sprinters. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 26(8), 2071-2077. doi: 10.1519/JSC.0b013e31823b06e6
- Sackett, D.L., Rosenberg, W.M., Gray, J.A., Haynes, R.B., Richardson, W.S. (1996). Evidence based medicine: what it is and what it isn't. *BMJ*, 312(7023):71-2. doi: 10.1136/bmj.312.7023.71
- Sandrey, M.A., Mitzel, J.G. (2013). Improvement in dynamic balance and core endurance after a 6-week core-stability-training program in high school track and field athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*, 22, 264–271. doi: 10.1123/jsr.22.4.264
- Sato, K., Mokha, M. (2009). Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners?. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(1), 133-140. doi: 10.1519/JSC.0b013e31818eb0c5
- Souza, G.M., Baker, L.L., Powers, C.M. (2001). Electromyographic activity of selected

- trunk muscles during dynamic spine stabilization exercises. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(11), 1551-1557. doi: 10.1053/apmr.2001.26082
- Stevens, V.K., Bouche, K.G., Mahieu, N.N., Coorevits, P.L., Vanderstraeten, G.G., Danneels, L.A. (2006). Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 75. doi: 10.1186/1471-2474-7-75
  - Trecroci, A., Duca, M., Formenti, D., Alberti, G., Iaia, F. M., Longo, S. (2020). Short-term compound training on physical performance in young soccer players. *Sports*, 8:108. doi: 10.3390/sports8080108
  - Toprak Celenay, S., Ozer Kaya, D. (2017). An 8-week thoracic spine stabilization exercise program improves postural back pain, spine alignment, postural sway, and core endurance in university students :a randomized controlled study. *Turkish Journal of Medical Sciences*, 47(2), 504-513. doi: 10.3906/sag-1511-155
  - Vera-García, F.J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan Recio, C., Elvira, J.L.L. (2015). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, 8(2), 79-85. doi: <https://doi.org/10.1016/j.ramd.2014.02.004>
  - Vera-Garcia, F.J., Barbado, D., Moya, M. (2014). Trunk stabilization exercises for healthy individuals. *Rev. Bras. Cineantropom. Revista Brasileira de Cineantropometria e Desempenho Humano*, 16, 200–211. doi: 10.5007/1980-0037.2014v16n2p200
  - Vera-Garcia, F.J., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M.P., Barbado, D., Juan-Recio, C. (2020). Progressions of core stabilization exercises based on postural control challenge assessment. *European Journal of Applied Physiology*, 120, 567–577. doi: 10.1007/s00421-020-04313-9
  - Vera-Garcia, F.J., Barbado, D., Flores-Parodi, B., Alonso-Roque, J. I., Elvira, J.L.L. (2013). Activación de los músculos del tronco en ejercicios de estabilización raquídea. *Revista Internacional de Medicina y Ciencias de la Actividad Física y del Deporte / International Journal of Medicine and Science of Physical Activity and Sport*, 13(52), 673-685
  - Watson, T., Graning, J., McPherson, S., Carter, E., Edwards, J., Melcher, I., Burgess, T. (2017). Dance, balance and core muscle performance measures are improved following a 9-week core stabilization training program among competitive collegiate Dancers. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 12(1), 25-41
  - Whyte, E.F., Richter, C., O'Connor, S., Moran, K.A. (2018). The effect of high intensity exercise and anticipation on trunk and lower limb biomechanics during a crossover cutting manoeuvre. *Journal of Sports Sciences*, 36(8), 889-900. doi: 10.1080/02640414.2017.1346270
  - Wilson, K.W.; Kannan, A.S., Mike Kopacko, M., Vyas, D. (2019). Rehabilitation and Return to Sport After Arthroscopic Treatment of Femoroacetabular Impingement: A Review of the Recent Literature and Discussion of Advanced Rehabilitation Techniques for Athletes. *Arthroscopy, Sports Medicine, and Rehabilitation*, 29, Issue 4, doi.org/10.1016/j.oto.2019.100739
  - Zazulak, B.T., Hewett, T.E., Reeves, N.P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007). The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *American Journal of Sports Medicine*, 35(3):368-73. doi: 10.1177/0363546506297909

# CAPÍTULO 8

## ANEXOS



# **ANEXO 1**

## **ESTUDIO 1**

---

**Observational Screening Guidelines and Smartphone  
Accelerometer Thresholds to Establish the Intensity of Some  
of the Most Popular Core Stability Exercises**

---





# Observational screening guidelines and smartphone accelerometer thresholds to establish the intensity of some of the most popular core stability exercises

**Juan R. Heredia-Elvar<sup>1</sup>, Casto Juan-Recio<sup>1\*</sup>, Amaya Prat-Luri<sup>1</sup>, David Barbado<sup>1</sup>, Francisco J. Vera-Garcia<sup>1</sup>.**

<sup>1</sup>Sports Research Centre, Department of Sport Sciences, Miguel Hernández University of Elche, Alicante, Spain.

**\* Correspondence:**

Casto Juan-Recio  
cjuan@umh.es



## Abstract

The lack of training load control, mainly exercise intensity, is one of the main limitations of core stability (CS) programs, which makes the training individualization and the analysis of the dose-response relationship difficult. The objectives of this study were to assess the inter- and intra-rater agreement when using new observational screening guidelines to decide if a core stability exercise represents an adequate training intensity level for a given participant. Besides, the relationship between experts' ratings based on these criteria and pelvic accelerations recorded with a smartphone accelerometer was also analyzed. Ten healthy physically active participants with a smartphone accelerometer placed on their pelvis were video-taped while performing a progression of seven variations of the front bridge, back bridge, side bridge and bird-dog exercises. Two expert and four non-expert raters watched the videos and used the observational screening guidelines to decide for each exercise variation if it represented an adequate training intensity level or not. In order to analyze the inter- and intra-rater agreement, several Kappa ( $\kappa$ ) statistics were used. Receiver operating characteristic (ROC) curves to explore if the accelerometry allowed to establish pelvic acceleration thresholds representing the minimum level of exercise intensity for CS training. Cut-off acceleration values were calculated balancing sensitivity (Se) and 1-specificity (1-Sp) indexes (i.e., Youden index) or minimizing 1-Sp. The intra- and inter-rater analysis showed a substantial-high level of agreement with a prevalence-adjusted bias-adjusted Kappa > 0.69. The ROC curves showed that the acceleration thresholds for the bridging exercises were very similar, with global cut-off values of  $0.35 \text{ m/s}^2$  (Se=82%; 1-Sp=15%) when using the Youden Index and of  $0.50 \text{ m/s}^2$  when minimizing 1-Sp (Se=31%), whilst the bird-dog exercise showed lower cut-off values (Youden Index:  $0.21 \text{ m/s}^2$ , Se=90%, 1-Sp=16%; minimizing 1-Sp:  $0.32 \text{ m/s}^2$ , Se=40%). Overall, this study provides observational screening guidelines and smartphone accelerometer thresholds to facilitate the decision-making process when setting the intensity of some of the most popular core stability exercises in young physically active individuals.

**Keywords:** trunk exercise, training load, pelvic acceleration, expert rater, postural control.

## INTRODUCTION

Based on the results of previous studies, exercises for improving core stability (CS) have frequently been used as an additional training routine for professional and amateur athletes to improve athletic performance (Sandrey and Mitzel, 2013; Sato and Mokha, 2009; Trecroci et al., 2020) and to prevent and rehabilitate musculoskeletal injuries (Gouttebarga and Zuidema, 2018; Khaiyat and Norris, 2018). In addition, CS exercises have been effective in improving balance, functional performance and preventing the risk of falls in older adults (Granacher et al., 2013) and in reducing pain and disability in chronic low back pain patients (Mueller and Niederer, 2020). Most CS exercises, such as *bridge/plank* and *bird-dog* exercises, consist of maintaining different lying or quadruped postures that challenge the participants' ability to hold a neutral lumbopelvic position (Barbado et al., 2018a; El-Gohary et al., 2018; Okubo et al., 2010; Vera-Garcia et al., 2014, 2020). The level of difficulty of these exercises, i.e., the lumbopelvic postural control challenge imposed on the participants, has been related to CS exercise intensity (Barbado et al., 2018) and generally modulated by manipulating different biomechanical constraints (i.e., lever arms, unsupported body mass, number and motion of elevated limbs, base of support, use of labile surfaces, etc.) (Boucher et al., 2016; García-Vaquero et al., 2012; Mills et al., 2005; Parkhouse and Ball, 2011; Vera-Garcia et al., 2020) according to the criteria of the people who select and prescribe the exercises.

Although training intensity is one of the main characteristics of the exercise programs, basic information on how to control and manage the intensity of CS exercises is lacking. For example, there are difficulties in establishing whether a prescribed exercise intensity is appropriate for the participant's level, as well as in determining, after a certain amount of workout sessions, if the given exercises are challenging enough for that participant or if it is necessary to progress towards other more intense exercises. In this sense, although randomized controlled trials on CS training programs usually report that CS exercises are prescribed based on participant's characteristics, the exercise intensity selection and its progression throughout the training program are normally conducted based on the experience and criteria of the professionals who develop the training programs, rather than on objective and quantifiable CS assessments (Cabanas-Valdés et al., 2016; Doğanay et al., 2020; Fox et al., 2016; Prieske et al., 2016). Furthermore, the expert criteria used to individualize and modulate the intensity of these CS exercises are not normally specified in these studies (Areudomwong and Butttagat, 2019; Kim and Yim, 2020). All these limitations hinder the replication of these interventions and do not allow the dose-response characterization of the CS exercise programs (Barbado et al., 2018).

Several biomechanical techniques have been used to objectively quantify the CS exercise intensity and to develop exercise progressions in different populations. In this sense, surface electromyography has traditionally been used to describe the trunk muscle activity intensity during many different CS exercises (Calatayud et al., 2017; García-Vaquero et al., 2012; Vera-Garcia et al., 2014), which supposes an internal index of CS exercise intensity. In addition, posturographic techniques based on force platforms and smartphone accelerometers have been recently used to assess the participants' difficulty to control trunk posture during CS exercises (Barbado et al., 2018; Guillén-Rogel et al., 2019; Vera-Garcia et al., 2020), which represents an external index of CS exercise intensity. Despite the widespread use of electromyography and force platform posturography in laboratory settings, their use outside the laboratory is limited due to the cost and complexity of these techniques. On the other hand, considering the low cost, portability, easy use and reliability of smartphone accelerometry (Barbado et al., 2018; Guillén-Rogel et al., 2019), it seems a useful and accessible technique to objectively quantify and control CS exercise intensity in many different contexts (e.g. clinical, athletic and research settings). However, despite the potential of this technique, to the best of our knowledge, no studies have analyzed which acceleration levels represent a sufficient or adequate exercise intensity to induce

CS adaptations, nor how changes in the acceleration of CS exercises throughout a training program could be interpreted. Therefore, further research is needed to explore the smartphone accelerometer usefulness to objectively control and manage the intensity of CS exercise programs.

Considering that no literature exists with criteria to help to decide which are the best CS exercise intensity levels for each individual, observational screening guidelines targeting body alignment and postural sway were developed in this study to guide the decision-making process when establishing the intensity level of some of the most popular isometric CS exercises: front bridge, back bridge, side bridge and bird-dog. The main aims of this study were: i) to analyze the degree of agreement between the evaluations performed by expert and non-expert raters (inter- and intra-rater agreement) using the observational screening guidelines; and ii) to assess the relationships between the experts' observational assessments and the pelvic sway recorded with a smartphone accelerometer to ultimately try to establish pelvic acceleration thresholds representing the minimum level of exercise intensity for CS training.

## MATERIALS AND METHODS

### Participants

Ten healthy physically active individuals (males:  $n=7$ ; age= $26.60\pm 3.13$  years; height= $179.14\pm 6.04$  cm; mass= $73.00\pm 5.75$  kg; females= $3$ ; age= $26.33\pm 1.15$  years; height= $167.00\pm 2.65$  cm; mass= $65.30\pm 6.75$  kg) voluntarily participated in this research. Participants were included in the study if they: i) did not suffer a disease that contraindicated physical exercise practice (e.g., severe respiratory diseases, hypertension, heart disease, musculoskeletal injuries, etc.); ii) did not suffer from urinary incontinence; iii) did not suffer an inguinal hernia; iv) were under 30 years old; and v) were not pregnant. Participants were recreationally active, performing 2-5 sessions of 30-120 min of light to vigorous physical activity (jogging, resistance exercises, soccer, gymnastics, cycling, mountain bike, rugby, etc.) per week. None of them participated in a structured CS program at the time of the study, although all of them were familiar with the performance of bridging and bird-dog exercises. At study entry, participants signed an informed consent approved by the University Office for Research Ethics (DPS.FVG.02.14) according to the Declaration of Helsinki.

### Data Collection

The participants completed a single testing session (90 min) in a biomechanics laboratory. They were asked to carry out the testing session barefoot and dressed in short tights and t-shirts. Firstly, the participants filled out a questionnaire about their injury history and their usual physical activity–sports practice. After collecting their anthropometric features (height with the height scale Seca 213®, Germany; mass with the weight scale Tanita BC-601®, Japan), the general characteristics of the CS exercises were explained to the participants and they were encouraged to maintain the spine and pelvis in a neutral position (“as still as possible”) during the exercise execution. Prior to the testing, participants completed a warm-up, which consisted of 10 repetitions of the following exercises: lumbopelvic mobility (i.e., pelvic circles, pelvic anteversions and retroversions, and cat-camels), twisting crunches, side crunches, trunk extensions and free-weight squats.

During the testing session, participants performed seven variations of the front bridge, side bridge, back bridge and bird-dog exercises, for a total of 28 variations: i) for the *front and side bridge* exercises (figure 1): (1) short bridging, (2) long bridging, (3) bridging with single leg support, (4) bridging with double leg support on a hemisphere ball (54 x 24 cm; Medusa T1, Elksport®, Spain), (5) bridging with single leg support on a hemisphere ball, (6) bridging with double leg

support on a fitball (diameter: 45 cm; Amaya Sport, Spain), and (7) bridging with single leg support on a fitball; ii) for the *back bridge* exercise (figure 1): (1) short bridge, (2) bridging with single leg support, (3) bridging with double leg support on a hemisphere ball, (4) bridging with single leg support on a hemisphere ball, (5) bridging with double leg support on a fitball, (6) bridging with single leg support on a fitball, and (7) bridging with single leg support and with the upper-back on a fitball; and iii) for the *bird-dog* exercise (figure 1): (1) three-point position with an elevated leg, (2) three-point position with an elevated leg and the contralateral knee on a hemisphere ball, (3) classic two-point bird-dog position with elevated contralateral leg and arm, (4) two-point bird-dog position with the forearm on a hemisphere ball, (5) two-point bird-dog position with the knee on a hemisphere ball, (6) two-point bird-dog position with the forearm on a hemisphere ball while drawing squares in the air with the elevated limbs, and (7) two-point bird-dog position with the knee on a hemisphere ball while drawing squares in the air with the elevated limbs. The variations of these CS exercises were executed following less-to-more intensity order based on the information provided by a recent posturographic study on CS exercise progressions (Vera-Garcia, et al., 2020). Participants performed all the variations on a single leg with their preferred limb support. In addition, during the bird-dog variations in which participants drew squares in the air, a metronome (60 beats/min) was used to control the pace of the elevated limb motion (participants drew one side of the square every second).

Participants were asked to maintain the appropriate posture for 15 s. This trial duration was selected to avoid participant postural sway changes throughout the exercise because of fatigue. In addition, in order to avoid the large postural oscillations that usually appear at the beginning of the task, the acceleration recording started once the researcher verified that the participant was in the appropriate posture. Each CS exercise variation was performed on a mat (52x183 cm; McKinley Trekker M1.3, USA), resting 1 min between trials. Two expert researchers participated in the testing session. One of them controlled the exercise execution and asked the participants to rectify their position when necessary, while the other conducted the posturography testing.

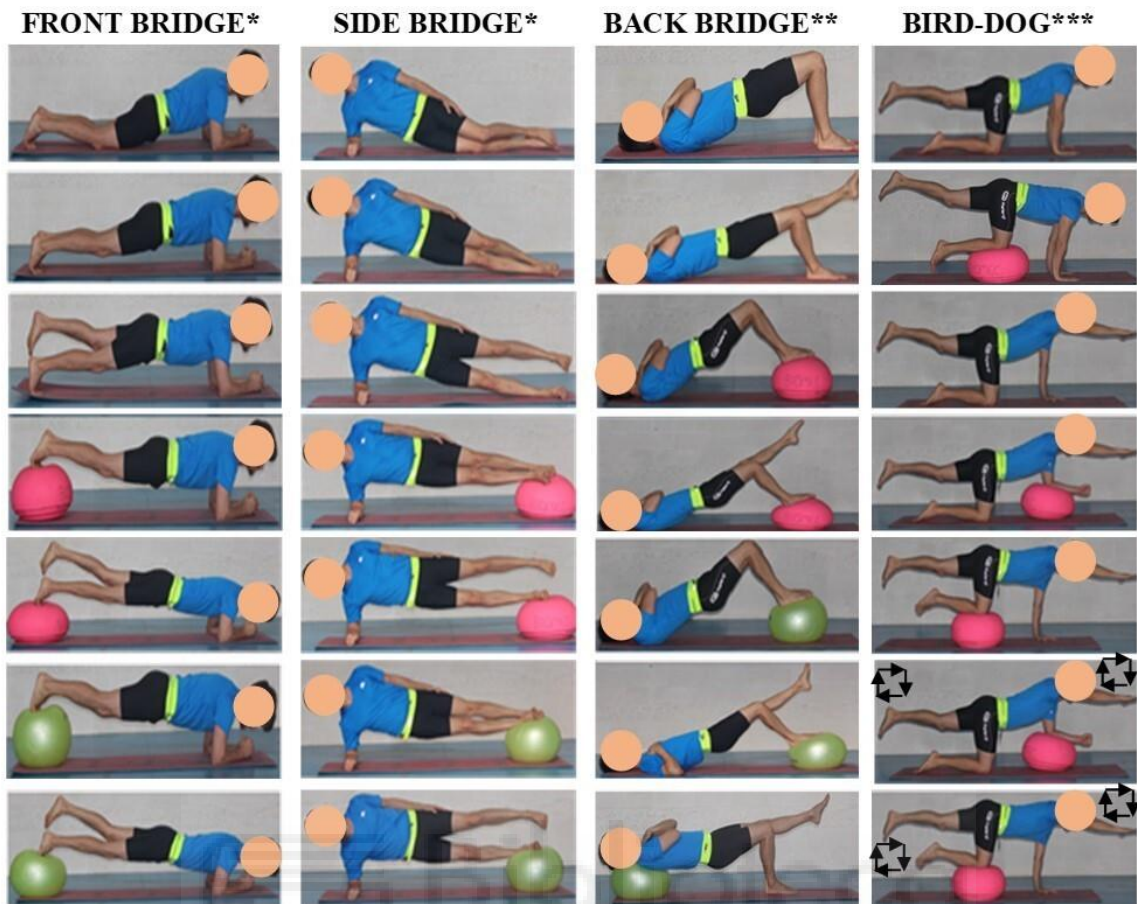


Figure 1. Core stability exercises. \*Variations of the *front and side bridge exercises*: (1) short front/side bridge; (2) long front/side bridge (3); front/side bridge with single leg support; (4) front/side bridge with double leg support on a hemisphere ball; (5) front/side bridge with single leg support on a hemisphere ball; (6) front/side bridge with double leg support on a fitball; (7) front/side bridge with single leg support on a fitball; \*\*Variations of the *back bridge exercise*: (1) short back bridge; (2) back bridge with single leg support; (3) back bridge with double leg support on a hemisphere ball; (4) back bridge with single leg support on a hemisphere ball; (5) back bridge with double leg support on a fitball; (6) back bridge with single leg support on a fitball; (7) back bridge with single leg support and with the upper-back on a fitball; \*\*\*Variations of the *bird-dog exercise*: (1) three-point position with an elevated leg; (2) three-point position with an elevated leg and the contralateral knee on a hemisphere ball; (3) classic two-point bird-dog position with elevated contralateral leg and arm; (4) two-point bird-dog position with the forearm on a hemisphere ball; (5) two-point bird-dog position with the knee on a hemisphere ball; (6) two-point bird-dog position with the forearm on a hemisphere ball while drawing squares in the air with the elevated limbs; (7) two-point bird-dog position with the knee on a hemisphere ball while drawing squares in the air with the elevated limbs.

### Instrumentation and Recording

During the CS exercise performance, pelvic linear accelerations were recorded to evaluate the lumbopelvic postural control challenge imposed on the participants as an index of exercise intensity. Pelvic accelerations were recorded at 200 samples/s from a 3-axis accelerometer (model LIS3DH, STMicroelectronics, Switzerland) embedded in a smartphone (Motorola Moto G, 2013, USA; Chipset Qualcomm MSM8226 Snapdragon 400; CPU Quad-core 1.2 GHz Cortex-A7; 1GB RAM) using a free mobile application (Accelerometer Analyzer, Mobile Tools, Poland). To reduce accelerometer motions caused by muscle contractions, the smartphone was placed between the iliac crest and the great trochanter of the participants' dominant side (the support leg in the

single-leg exercises) held in an elastic belt. To control the smartphone remotely and not interfere in the exercise execution, a free remote-control application installed on the smartphone and a laptop (TeamViewer QuickSupport, TeamViewer, Germany) was employed.

Two video cameras (Sony Handycam HDR - XR260, Japan and Panasonic FZ200, Japan) were used to record a lateral and an oblique view of the participants performing each exercise variation. The cameras were set up on a tripod at a height of 150 cm above the ground for both views and separated 150 and 200 cm from the exercise mat for the lateral and the oblique view respectively.

#### Data Processing

The time series of acceleration data obtained from the accelerometer were filtered using a Butterworth digital filter (4th order, zero-phase lag, low-pass cut-off frequency of 10 Hz). The first second of each trial was discarded, selecting the following 12 s as signal window for the subsequent analyses. Pelvic linear acceleration was analyzed through the mean acceleration, which was calculated as the vector average magnitude in the three axes (Duarte et al., 2014). The acceleration data processing was carried out using a software specifically designed “ad hoc” by our research group in LabView 9.0 environment (v9.0, National Instruments, Austin, Texas, USA).

The recorded videos were edited in a single 15 s long capture that combined the lateral and oblique view using the video editor Camtasia® (version 2020, TechSmith Corporation, Okemos, Michigan, USA).

#### Rating Protocol

Once the videos were edited, they were jointly watched by two CS exercise experts (professors in Biomechanics at bachelor and postgraduate degrees) with more than 10 years of experience in designing, conducting and researching on CS exercise programs. The experts developed a set of observational screening guidelines based on their experience to decide for each exercise variation if it constituted an adequate training intensity level for the participant (*YES-Training level*) or not (*NO-Training level*). For an exercise variation to be rated as YES-Training level, the experts had to consider that *it clearly challenged the participant's CS*, and therefore one of the following criteria were met: 1) the participant showed some difficulty to maintain the head, trunk and limbs aligned and continuously lost and restored the aligned position; 2) the participant showed some difficulty to limit trunk movement (rotation, vibration, tremor, etc.) showing a moderate to high and continuous trunk oscillation around the position. On the other hand, for an exercise variation to be rated as NO-Training level, the experts had to consider that *it did not clearly challenge the participant's ability to maintain the lumbopelvic neutral position*, so both of the following criteria had to be met: 1) the participant maintained the head, trunk and limbs aligned with little or no difficulty; 2) the participant limited trunk movement (rotation, vibration, tremor, etc.) with little or no difficulty while maintaining the body posture. In addition, it was also considered as NO-training level when *the participant was not able to maintain the required position during the exercise variation* (i.e., it was too difficult). Experts were allowed multiple viewings, even pausing or rewinding each exercise progression. They could share their decisions and any discrepancies were discussed until an agreement was reached.

Subsequently, four non-expert raters (PhD students) with 1-3 years of experience in CS training and researching (especially in CS exercises, but not in assessing the intensity of these exercises) attended a training session given by the expert raters. In this session, the non-expert raters watched several video examples of CS exercise progressions while they received feedback from the expert raters on how to decide if the exercise variations showed in the videos represented an adequate challenge/intensity level or not based on the abovementioned criteria. Considering that the lack of rater training standardization may reduce the rating reliability (Eastlack et al., 1991), all the

non-expert raters received the same training, and were given an ample opportunity to practice with the exercise variations presented in the videos and ask questions to the expert raters. The non-expert raters were encouraged to rate as YES-Training level those exercise variations in which the *participants clearly showed difficulty maintaining the required posture*, watching the videos of all variations of a given exercise progression before deciding which ones represented an adequate training intensity level and which ones didn't. Besides, the non-expert raters were instructed to rate as YES-Training level all exercise variations that met the established criteria, regardless of the number of variations rated as YES-Training level.

After the training session, the non-expert raters watched the 10 participants' videos and used the experts' criteria to assess the participants' performance and to decide for each exercise variation if it constituted an adequate training intensity level for the participant or not. The same as the expert raters, non-expert raters were allowed multiple viewings, even to pause or rewind the exercise progressions, but they watched the videos and made the decisions alone. To evaluate the intra-rater agreement, the four non-expert raters reassessed the same videos six months later to reduce the likelihood that they remembered their previous evaluations.

### Statistical Analysis

In order to analyze the inter- and intra-rater agreement, the standard and multirater Kappa ( $\kappa$ ) coefficient, maximum Kappa and observer agreement (Po) and maximum Po were used. To avoid the bias when a higher prevalence of a category existed in the Kappa coefficient, the prevalence-adjusted bias-adjusted Kappa (PABAK) with its confidence limits (CL) was also calculated. The variations for each CS exercise (i.e. front bridge, back bridge, side bridge and bird-dog exercises) were analyzed as individual cases for inter- and intra-rater agreement calculations. Therefore, a total of 70 cases for each CS exercise (10 participants x 7 variations) were included in the analysis. The Kappa and PABAK coefficients were interpreted as: slight agreement (0.0-0.20), fair agreement (0.21-0.40), moderate agreement (0.41-0.60), substantial agreement (0.61-0.80), and almost perfect agreement (0.81-1.00) (Landis and Koch, 1977).

Regarding the acceleration data, the mean and standard deviation of the average pelvic accelerations were calculated for each participant and exercise variation in which she/he was able to maintain the required posture during the whole exercise. Subsequently, the Kolmogorov-Smirnov normality test with the Lilliefors correction was used to verify the normality of the data. Then, to analyze the differences in pelvic acceleration between the exercise variations rated by the experts as YES-Training level and NO-Training level, a one-way ANOVA was performed, being *training level* the between-subject factor (2 levels: YES-Training level and NO-Training level). Besides, to analyze the practical significance of the differences between exercise variations rated as YES-Training level and NO-Training level, the effect size was calculated using the statistical *g* of Hedge. The effect sizes were interpreted as: large ( $\geq 0.8$ ), moderate ( $< 0.8 - \geq 0.5$ ), small ( $< 0.5 - \geq 0.2$ ), and trivial ( $< 0.2$ ) (Cohen, 1992).

Finally, in order to explore if the smartphone accelerometry allowed to classify CS exercise variations as YES-Training level or NO-Training level, a receiver operating characteristic (ROC) curve was calculated for those exercise variations that showed differences between training levels (*YES-Training level*  $\neq$  *NO-Training level*), linking the expert ratings with the average acceleration values obtained by the participants in each CS exercise variation (except those variations in which the participant was not able to maintain the required posture). The area under the ROC curve (AUC) was calculated by comparing it with the non-discrimination value (0.50). For the purposes of our study, acceleration cut-off points were chosen based on two methods. The first method aimed to maximize both sensitivity (Se) and 1-specificity (1-Sp) indexes (i.e., Youden Index) for each exercise variation with the condition that 1-Sp should be less than 16.7% (i.e., equivalent to one standard deviation). This method was used to reduce the bias caused by the inherent



subjectivity of the different raters judging if a CS exercise is challenging or not for the participant. The second method aimed to minimize 1-Sp to remove all the false positives (i.e., exercise variations with acceleration scores over the selected threshold that were categorized as NO-Training level). This more restrictive method was used to ensure that all the exercise variations with acceleration scores over the selected threshold are considered as a sufficient training stimulus based on the experts' criteria, no matter which rater assessed the CS exercise performance. Considering that all bridging exercises (back, side and front bridges) showed similar acceleration scores, the ROC analysis was also applied for all of them together to obtain global pelvic acceleration thresholds.

All statistical analyses were carried out using the Statistical Package for Social Sciences package (SPSS, version 22.0, SPSS Inc., Chicago, IL, USA), establishing a significance level of  $p < 0.05$ .

## RESULTS

As the inter- and intra-rater agreement results for each CS exercise were very similar, a composite value of all of exercises is presented in tables 1 and 2. Table 1 shows the inter-rater agreement values for the CS exercise variations rated as YES-Training level or NO-Training level based on the screening guidelines. The expert raters rated 61 CS exercise variations as YES-Training level and 219 CS exercise variations as NO-Training level. The observed agreement (Po) was high with values  $\geq 81\%$  in all cases and a value of 0.84 for multiraters\*experts (Maximum Po=0.98). The Kappa index ranged between 0.41 and 0.59 among the four non-expert raters and the experts with a multiraters\*experts' value of 0.53 (Maximum Kappa=0.93). The PABAK index was  $\geq 0.62$  among the four non-expert raters and experts and 0.69 (95%CL=0.60–0.77) for multiraters\*experts, which implies a “substantial” agreement.

Table 1. Inter-rater agreement for the training level screening criteria between the four non-expert raters and the experts.

|                            | Po   | Max Po | Kappa | Max Kappa | PABAK (95%CL)       |
|----------------------------|------|--------|-------|-----------|---------------------|
| <b>Rater 1*Experts</b>     | 0.85 | 0.98   | 0.56  | 0.92      | 0.71<br>(0.62–0.79) |
| <b>Rater 2*Experts</b>     | 0.86 | 1.00   | 0.59  | 0.99      | 0.72<br>(0.64–0.80) |
| <b>Rater 3*Experts</b>     | 0.81 | 0.96   | 0.41  | 0.88      | 0.62<br>(0.53–0.71) |
| <b>Rater 4*Experts</b>     | 0.85 | 0.97   | 0.58  | 0.92      | 0.70<br>(0.62–0.78) |
| <b>Multiraters*Experts</b> | 0.84 | 0.98   | 0.53  | 0.93      | 0.69<br>(0.60–0.77) |

Po: Observed agreement; Max: Maximum; CL: Confident limits; PABAK: Prevalence-adjusted bias-adjusted Kappa.

Regarding the intra-rater agreement (table 2), the observed agreement (Po) was high with values >80% for the four non-expert raters and a value of 0.87 for multiraters (Maximum Po= 0.99). The four non-expert raters obtained a Kappa index  $\geq 0.44$  (Maximum Kappa  $\geq 0.70$ ) with a value of 0.61 for multiraters. The PABAK index ranged between 0.59 and 0.80 for the four non-expert raters with a multiraters value of 0.74 (95%CL=0.67–0.82), which also implies a “substantial” agreement.

Table 2. Intra-rater agreement for the training level screening criteria for the four non-expert raters.

|                   | <b>Po</b> | <b>Max Po</b> | <b>Kappa</b> | <b>Max Kappa</b> | <b>PABAK (95%CL)</b> |
|-------------------|-----------|---------------|--------------|------------------|----------------------|
| <b>Rater 1</b>    | 0.90      | 1.00          | 0.68         | 1.00             | 0.80<br>(0.73-0.87)  |
| <b>Rater 2</b>    | 0.90      | 0.99          | 0.67         | 0.70             | 0.79<br>(0.72-0.86)  |
| <b>Rater 3</b>    | 0.90      | 0.96          | 0.61         | 0.85             | 0.79<br>(0.72-0.86)  |
| <b>Rater 4</b>    | 0.80      | 1.00          | 0.44         | 0.99             | 0.59<br>(0.50-0.69)  |
| <b>Multirater</b> | 0.87      | 0.99          | 0.61         | 0.95             | 0.74<br>(0.67-0.82)  |

Po: Observed agreement; Max: Maximum; CL: Confident limits; PABAK: Prevalence-adjusted bias-adjusted Kappa.

The ANOVA showed differences between the exercise variations rated as YES-Training level and those rated as NO-Training level for all the CS exercises ( $p \leq 0.001$ , with a Hedge's  $1.2 < g < 2.5$  effect size). The mean pelvic accelerations for the CS exercise variations rated as YES-Training level ranged from 0.32 to 0.48  $m/s^2$  (figure 2), while the mean pelvic accelerations for the CS exercises rated as NO-Training level ranged from 0.17 to 0.26  $m/s^2$  (figure 2). Regarding the ROC curve analysis using the Youden Index, the cut-off points for the four CS exercises were (figures 2 and 3): bird-dog=0.24  $m/s^2$  (AUC: 0.923; Sensitivity: 0.90; 1-Sp: 0.16); front bridge=0.35  $m/s^2$  (AUC: 0.946; Se: 0.94; 1-Sp: 0.15); back bridge=0.37  $m/s^2$  (AUC: 0.921; Se: 0.82; 1-Sp: 0.10); and side bridge=0.35  $m/s^2$  (AUC: 0.931; Se: 0.93; 1-Sp: 0.15). In addition, the global cut-off point for the three bridging exercises was 0.35  $m/s^2$  (AUC: 0.912; Se: 0.87; 1-Sp: 0.12). On the other hand, the cut-off points for the four CS exercises when minimizing 1-Sp were (figures 2 and 3): bird-dog=0.32  $m/s^2$  (Se: 0.40; 1-Sp: 0.00); front bridge=0.48  $m/s^2$  (Se: 0.44; 1-Sp: 0.00); back bridge=0.50  $m/s^2$  (Se: 0.55; 1-Sp: 0.00); and side bridge=0.49  $m/s^2$  (Se: 0.46; 1-Sp: 0.00). Furthermore, the global cut-off point for the three bridging exercises was 0.50  $m/s^2$  (Se: 0.31; 1-Sp: 0.00).

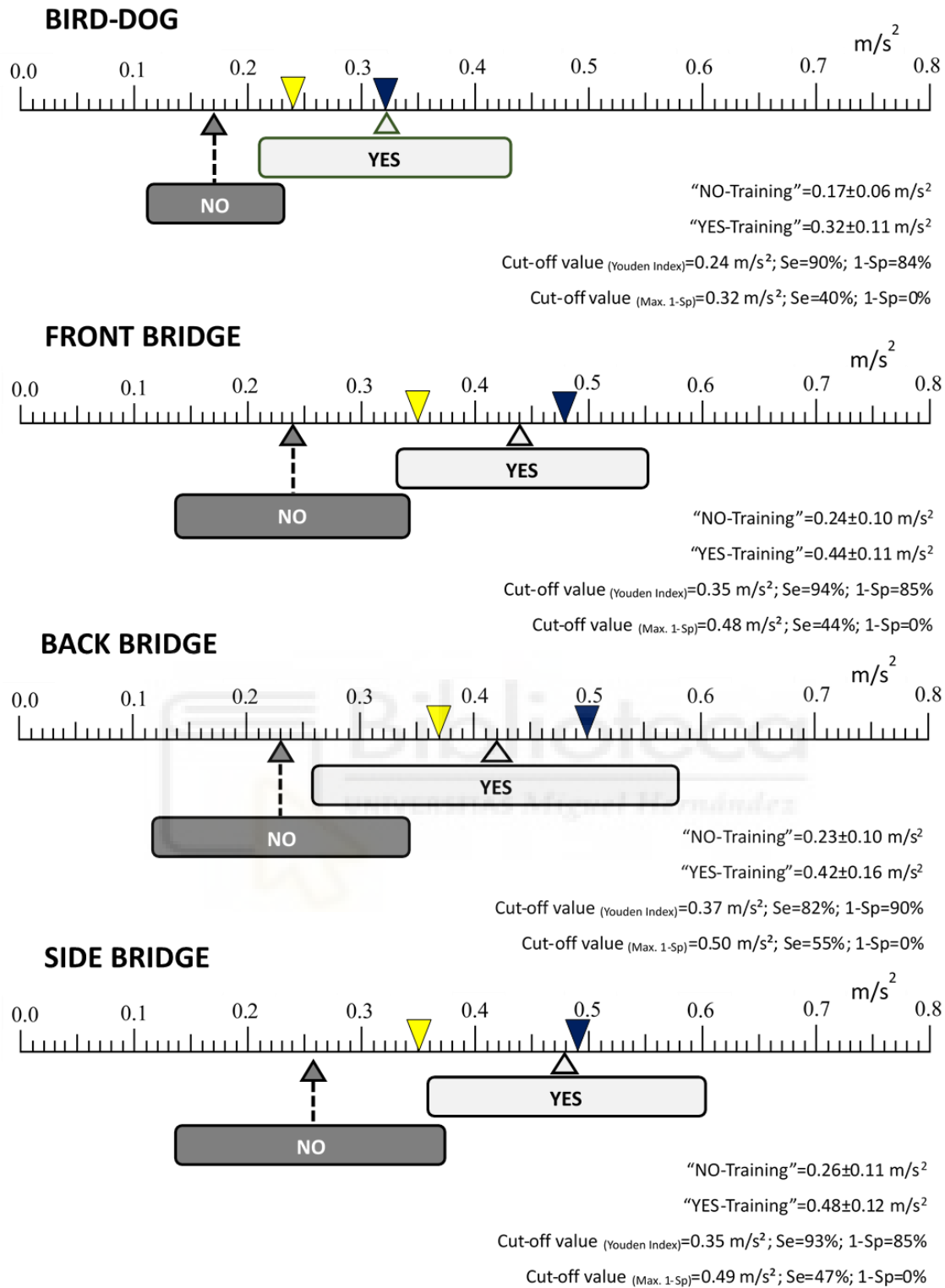


Figure 2. Mean accelerations ( $\pm$ standard deviation) and cut-off values of the core stability exercise variations rated as "YES-Training level" and "NO-Training level". Se: Sensitivity; 1-Sp: Specificity. Each arrow points (on an acceleration/intensity scale ranging between 0 to  $0.8 m/s^2$ ) the average pelvic acceleration value of all the exercise variations rated by the experts as "YES-Training level" (light grey) or as "NO-Training level" (dark grey). The width of each grey rectangle represents the standard deviation. The yellow inverted triangle indicates the cut point using Youden Index while the blue inverted triangle indicates the cut point minimizing 1-Sp.

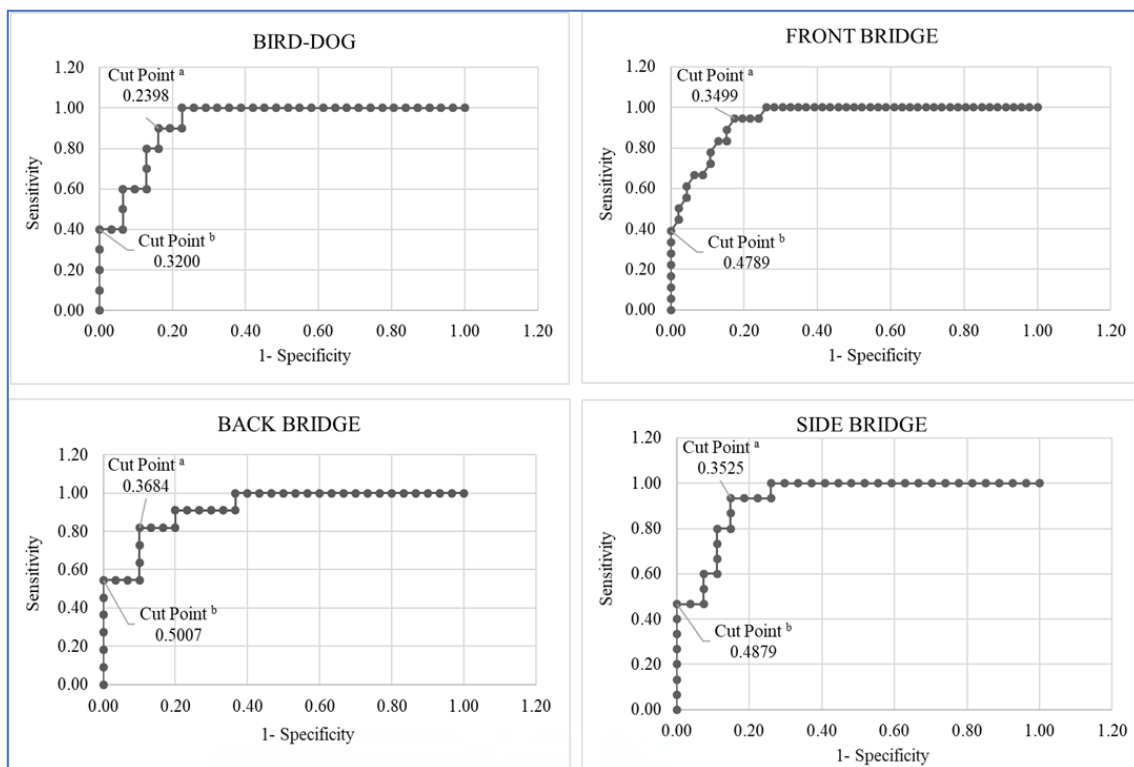


Figure 3. Receiver operating characteristic curves linking the expert ratings with the pelvic accelerations obtained in each of the core stability exercises. <sup>a</sup> Cut point using Youden Index; <sup>b</sup> Cut point minimizing 1-Sp.

## DISCUSSION

Considering the fact that the lack of training load control, mainly exercise intensity, is one of the main limitations of the CS training programs found in both, the scientific literature and the practical settings, this study: i) provides new observational screening guidelines to decide if a CS exercise variation represents an adequate training intensity level for a given participant; ii) analyzes the inter- and intra-rater agreement when using the screening guidelines; and iii) establishes pelvic acceleration thresholds based on the relationships between expert raters' assessments and pelvic accelerations recorded with a smartphone accelerometer.

To the best of our knowledge this is the first study which has developed screening guidelines to try to establish the intensity of some of the most popular CS exercises. The expert and non-expert raters used these guidelines to select those CS exercise variations which in their opinion represented an intensity level that clearly challenged CS. The inter-rater analysis showed a substantial-high level of agreement between the expert and non-expert raters (PABAK=0.69; 95% CL=0.60–0.77), with a high percentage of observed agreement (Po=84%; Maximum Po=0.98). This high level of agreement indicates that, with a single training session using the observational screening guidelines, the non-expert raters were able to make similar decisions to those of the expert raters about which exercise variations meant an adequate challenge/intensity level for a given participant. In addition, the data also showed a substantial-high level of intra-rater agreement (Po=87%; Maximum Po=0.98; PABAK=0.74; 95% CL=0.67–0.82), indicating that, after a period of six months, the non-expert raters still retained the rating skills developed in the training session at the beginning of the study.

The high level of inter- and intra-rater agreement and the fact that the observational screening guidelines are few and target different aspects of the CS stability exercise performance, i.e., body alignment and postural sway, lead us to believe that they can be easily applied by sport and health professionals. An important factor in enhancing the inter- and intra-rater agreement were the characteristics of the methodology used in the training session. In this sense, the use of videos of CS exercise progressions with which to practice the selection of the most challenging exercise variations and the feedback from the expert raters on how they assess the participant's performance based on the screening guidelines was very useful. Four videos of a person performing CS exercise progressions with expert raters' feedback on CS exercise performance (supplementary material 1) and a table related to these videos with the expert rating for each exercise variation (as YES-Training level or NO-Training level) (supplementary material 2) are presented in the supplementary material to help those sport and health professionals interested in CS exercise design and prescription to use the criteria properly.

Although the screening guidelines provided in the current study could help people with little experience in CS exercise programs to make reliable assessments about the level of CS exercise intensity/difficulty, the correct performance of these assessments always depends on personal decisions. In order to increase the objectivity of these decisions, the use of smartphone accelerometers placed on the pelvis has been proposed to reliably quantify and control the CS exercise intensity (Barbado et al., 2018b). However, as there is no information in the literature to interpret the pelvic accelerations during the CS exercises properly, ROC curves linking the expert ratings with the participants' pelvic accelerations were calculated in this study using two methods. As figures 2 and 3 show, the acceleration cut-off points of the back, side and front bridge exercises (which share analogous characteristics) based on the most conservative method, the Youden Index, were very similar ( $0.37 \text{ m/s}^2$ ,  $0.35 \text{ m/s}^2$  and  $0.35 \text{ m/s}^2$ , respectively), with a global cut-off value of  $0.35 \text{ m/s}^2$  and high values of Se ( $\geq 82\%$ ) and 1-Sp ( $\geq 15\%$ ). On the other hand, the bird-dog exercise showed a lower cut-off point ( $0.21 \text{ m/s}^2$ ) with a 90% of Se and a 16% of 1-Sp. This lower cut-off point could be due to the fact that in the bird-dog exercise variations the pelvis has one or two points of support right below (i.e., the pelvis is supported by the lower limbs), while in the bridging exercises the support points are far from the pelvis, leaving the pelvis suspended in the air and leading to a higher oscillation. In addition, having an arm and a leg elevated during several bird-dog exercise variations might have made the body movements more easily noticeable, which could have influenced the expert's decisions. It must be pointed out that the acceleration thresholds based on the Youden index show high Se and 1-Sp values. Specifically, the high Se values observed for the bridging and the bird-dog exercises ( $\geq 82\%$ ) means that more than 82% of the selected exercise variations (those rated by the experts as YES-Training level) had a mean pelvic acceleration over the cut-off points. Besides, the high 1-Sp values of the CS exercises ( $\leq 16\%$ ) imply that more than 84% of the exercise variations with a mean pelvic acceleration below the cut-off points were rated by the expert as NO-Training level.

Regarding the cut-off points based on minimizing the 1-Sp index, the acceleration cut-off values shown for the back, side and front bridge exercises were also very similar ( $0.50 \text{ m/s}^2$ ,  $0.49 \text{ m/s}^2$  and  $0.48 \text{ m/s}^2$ , respectively), with a global cut-off value of  $0.50 \text{ m/s}^2$ . As occurred when using the Youden Index, the bird-dog exercise showed a lower cut-off point ( $0.32 \text{ m/s}^2$ ). These cut-off values, higher and more restrictive than those obtained using the Youden Index, mean that all the CS exercise variations that were rated as NO-Training level by the expert raters had acceleration values below them. Therefore, CS exercise variations showing acceleration scores above  $0.50 \text{ m/s}^2$  could be considered as proper training stimulus according to the experts' ratings. The problem of choosing cut-off acceleration points minimizing 1-Sp is that the Se is low ( $0.31 \leq \text{Se} \leq 0.55$ ), and thus, few exercise variations would be available to be used during a CS exercise program.

Based on the ROC curve results, the pelvic acceleration cut off points mentioned above may represent reference thresholds that could help select adequate training intensity levels for young, healthy and physically active individuals. From the authors' point of view, choosing cut-off acceleration points based on the Youden index or minimizing 1-Sp presents interesting practical implications. Although it has been proven that the conventional bridge and bird-dog variations do not impose high mechanical stress on the lumbar spine (Axler and McGill, 1997; Kavcic et al., 2004), acceleration thresholds based on the Youden index would be recommended when a training stimulus must be applied with the minimum possible level of mechanical stress (i.e., people without experience in CS exercises, with low levels of physical condition, with history of low back pain, etc.). Conversely, acceleration thresholds based on minimizing 1-Sp would be recommended when it is mandatory to ensure that a CS exercise imposes a sufficient training stimulus and the level of mechanical stress tolerance is high (i.e., athletes, people with experience in CS training, etc.).

Although further research is needed to explore the validity of these acceleration thresholds in the current and other populations, the objective data provided by the smartphone accelerometer could be used together with the observational screening guidelines to improve the decision-making process when establishing the intensity of bridging and bird-dog exercises. In relation to this, supplementary material 2 shows the pelvic acceleration and the expert rating for each exercise variation presented in the example videos (supplementary material 1). Considering the mean acceleration values obtained in each exercise variation and the acceleration thresholds based on the Youden Index established in this study, some exercise variations that were not rated by the experts as YES-Training level (only based on the observational screening guidelines) could have been rated as YES-Training level if they had known the pelvic acceleration values. In this sense, smartphone accelerometry could be especially useful when the raters have doubts rating a CS exercise based on the screening guidelines, especially if they are not expert raters.

The main limitations of this study are the small sample size and the limited generalization of our results as our participants were young and relatively physically fit. Further research should include participants with different ages, spinal conditions, levels of training, etc. Nevertheless, the characteristics of the physical activities carried out by our participants (type, frequency, intensity, volume, etc.) were very heterogeneous, so the interpretation of our results could be applied to young people with different levels of physical fitness. Another limitation of the current study is that each exercise variation lasted only 15 s, so longer durations could have resulted in different acceleration cut-off points, as pelvic accelerations could change due to neuromuscular fatigue. As aforementioned, an exercise duration of 15 s was established because longer durations may have more impact on muscular endurance than on CS. This study also presents a technical limitation related to the generalization of our acceleration results to other devices. In this sense, although it is expected that the biological variations have a far more significant impact on the pelvic acceleration scores than the device noise, it is not clear how using other smartphones (and thus, other accelerometers) could affect the accuracy of the cut-off acceleration thresholds presented in this study. Finally, the acceleration thresholds were established based on the expert ratings rather than on data from experimental studies and therefore they should be interpreted with caution. Future randomized controlled trials should explore the effect of performing CS exercises at different intensity levels based on the acceleration cut-off points established in this study, which will allow to know the usefulness of these acceleration values to induce CS adaptations. In addition, performing CS interventions with different exercise intensities (i.e., pelvic accelerations) in combination with other training variables (e.g., sets, repetitions, exercise durations, etc.) could help to improve the dose-response characterization of the CS exercise programs.

## CONCLUSIONS

To our knowledge, this is the first study that has developed observational screening guidelines to establish the intensity of bridging and bird-dog exercises, finding a substantial-high level of intra- and inter-rater agreement when using these criteria. In addition, ROC curves were performed with the aim of linking the CS exercise ratings based on the screening guidelines and the pelvic accelerations recorded with a smartphone accelerometer. The ROC curves showed global acceleration cut-off values which may represent the minimum training intensity levels for these exercises to produce CS adaptations in young physically active individuals, depending on whether a more restrictive (minimizing 1-Sp) or conservative criteria (Youden Index) is used. Therefore, this study provides new observational screening guidelines (targeting body alignment and postural sway while performing CS exercises) and acceleration thresholds based on smartphone accelerometry to facilitate the decision-making process when setting the intensity of bridging and bird-dog exercises in this population.

## CONFLICT OF INTEREST

*The authors declare that the research was conducted in the absence of any commercial or financial relationships that could be construed as a potential conflict of interest.*

## AUTHOR CONTRIBUTIONS

All authors listed have made a substantial, direct and intellectual contribution to the work, and approved it for publication.

## FUNDING

This study was made possible by financial support from the *Ministerio de Economía y Competitividad* (Plan Nacional de I + D + I; Ref.: DEP2014- 55167-R), Spain.

## ACKNOWLEDGMENTS

We would like to thank the participants who offered their time to take part in this study.

## DATA AVAILABILITY STATEMENT

The datasets generated for this study are available on request to the corresponding author.

## ETHICS STATEMENT

This study was reviewed and approved by the University Office for Research Ethics (DPS.FVG.02.14) according to the Declaration of Helsinki.

## REFERENCES

Areudomwong, P., and Buttagat, V. (2019). Comparison of Core Stabilisation Exercise and Proprioceptive Neuromuscular Facilitation Training on Pain-related and Neuromuscular Response Outcomes for Chronic Low Back Pain: A Randomised Controlled Trial. *Malays. J. Med. Sci.* 26(6), 77-89. <https://doi.org/10.21315/mjms2019.26.6.8>

Axler C.T., and McGill S.M. (1997). Low back loads over a variety of abdominal exercises: searching for the safest abdominal challenge. *Med Sci Sports Exerc.* 29:804–11.

- Barbado, D., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., and Vera-García, F. J. (2018). Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLoS One* 13(12). <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262>
- Boucher, J.-A., Preuss, R., Henry, S. M., Dumas, J.-P., and Larivière, C. (2016). The effects of an 8-week stabilization exercise program on lumbar movement sense in patients with low back pain. *BMC Musculoskelet. Disord.* 17, 23. <https://doi.org/10.1186/s12891-016-0875-4>
- Cabanas-Valdés, R., Bagur-Calafat, C., Girabent-Farrés, M., Caballero-Gómez, F. M., Hernández-Valiño, M., et al. (2016). The effect of additional core stability exercises on improving dynamic sitting balance and trunk control for subacute stroke patients: A randomized controlled trial. *Clin. Rehabil.* 30(10), 1024-1033. <https://doi.org/10.1177/0269215515609414>
- Calatayud, J., Casaña, J., Martín, F., Jakobsen, M. D., Colado, J. C., Gargallo, P., et al. (2017). Trunk muscle activity during different variations of the supine plank exercise. *Musculoskelet. Sci. Pract.* 28, 54-58. <https://doi.org/10.1016/j.msksp.2017.01.011>
- Cohen, J. (1992). A power primer. *Psychol. Bull.* 112(1), 155-159. <https://doi.org/10.1037/0033-2909.112.1.155>
- Doğanay, M., Bingül, B. M., and Álvarez-García, C. (2020). Effect of core training on speed, quickness and agility in young male football players. *J. Sport. Med. Phys. Fit.* 60(9), 1240-1246. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.20.10999-X>
- Duarte, F., Lourenço, A., and Abrantes, A. (2014). Classification of Physical Activities Using a Smartphone: Evaluation Study Using Multiple Users. *Procedia Technol.* 17, 239-247. <https://doi.org/10.1016/j.protcy.2014.10.234>
- Eastlack, M. E., Arvidson, J., Snyder-Mackler, L., Danoff, J. V., and McGarvey, C. L. (1991). Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. *Phys. Ther.* 71(6), 465-472. <https://doi.org/10.1093/ptj/71.6.465>
- El-Gohary, T. M., Abd Elkader, S. M., Emara, H. A., Ibrahim, M. I., Khaled, O. A., and Ahmed, M. S. (2018). Right versus left side bridge static endurance ability among healthy collegiate students at Taibah University. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy.* 31(2), 231-237. <https://doi.org/10.3233/BMR-169538>
- Fox, E. E., Hough, A. D., Creanor, S., Gear, M., and Freeman, J. A. (2016). Effects of Pilates-Based Core Stability Training in Ambulant People with Multiple Sclerosis: Multicenter, Assessor-Blinded, Randomized Controlled Trial. *Phys. Ther.* 96(8), 1170-1178. <https://doi.org/10.2522/ptj.20150166>
- García-Vaquero, M. P., Moreside, J. M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., and Vera-García, F. J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *J. Electromyogr. Kinesiol.* 22(3), 398-406. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.017>
- Gouttebauge, V., and Zuidema, V. (2018). Prevention of musculoskeletal injuries in recreational field hockey: The systematic development of an intervention and its feasibility. *BMJ. Open. Sport Exerc. Med.* 4(1), e000425. <https://doi.org/10.1136/bmjsem-2018-000425>
- Granacher, U., Gollhofer, A., Hortobágyi, T., Kressig, R. W., and Muehlbauer, T. (2013). The importance of trunk muscle strength for balance, functional performance, and fall prevention in seniors: a systematic review. *Sports Medicine*, 43(7), 627-641. doi: 10.1007/s40279-013-0041-1.



- Guillén-Rogel, P., Franco-Escudero, C., and Marín, P. J. (2019). Test-retest reliability of a smartphone app for measuring core stability for two dynamic exercises. *PeerJ* 7, e7485. <https://doi.org/10.7717/peerj.7485>
- Kavcic N., Grenier S., and McGill, S.M. (2004). Quantifying tissue loads and spine stability while performing commonly prescribed low back stabilization exercises. *Spine*. 29:2319–29.
- Khaiyat, O. A., and Norris, J. (2018). Electromyographic activity of selected trunk, core, and thigh muscles in commonly used exercises for ACL rehabilitation. *J. Phys. Ther. Sci.* 30(4), 642-648. <https://doi.org/10.1589/jpts.30.642>
- Kim, B., and Yim, J. (2020). Core Stability and Hip Exercises Improve Physical Function and Activity in Patients with Non-Specific Low Back Pain: A Randomized Controlled Trial. *Tohoku J. Exp. Med.* 251(3), 193-206. <https://doi.org/10.1620/tjem.251.193>
- Landis, J.R. and Koch, G.G. (1977) The Measurement of Observer Agreement for Categorical Data. *Biometrics* 33, 159-174. <http://dx.doi.org/10.2307/2529310>
- Mills, J. D., Taunton, J. E., and Mills, W. A. (2005). The effect of a 10-week training regimen on lumbo-pelvic stability and athletic performance in female athletes: A randomized-controlled trial. *Phys. Ther. Sport* 6(2), 60-66. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2005.02.006>
- Mueller, J., and Niederer, D. (2020). Dose-response-relationship of stabilisation exercises in patients with chronic non-specific low back pain: A systematic review with meta-regression. *Sci. Rep.* 10(1), 16921. <https://doi.org/10.1038/s41598-020-73954-9>
- Okubo, Y., Kaneoka, K., Imai, A., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., et al. (2010). Electromyographic analysis of transversus abdominis and lumbar multifidus using wire electrodes during lumbar stabilization exercises. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy* 40(11), 743-750. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3192>
- Parkhouse, K. L., and Ball, N. (2011). Influence of dynamic versus static core exercises on performance in field based fitness tests. *J. Bodyw. Mov. Ther.* 15(4), 517-524. <https://doi.org/10.1016/j.jbmt.2010.12.001>
- Prieske, O., Muehlbauer, T., Borde, R., Gube, M., Bruhn, S., Behm, D. G., et al. (2016). Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: Role of instability. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports* 26(1), 48-56. <https://doi.org/10.1111/sms.12403>
- Sandrey, M. A., and Mitzel, J. G. (2013). Improvement in dynamic balance and core endurance after a 6-week core-stability-training program in high school track and field athletes. *Journal of Sport Rehabilitation*. 22(4), 264-271. <https://doi.org/10.1123/jsr.22.4.264>
- Sato, K., and Mokha, M. (2009). Does core strength training influence running kinetics, lower-extremity stability, and 5000-M performance in runners? *J. Strength Cond. Res.* 23(1), 133-140. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31818eb0c5>
- Trecroci, A., Duca, M., Formenti, D., Alberti, G., Iaia, F. M., and Longo, S. (2020). Short-term compound training on physical performance in young soccer players. *Sports*, 8(8), 108.
- Vera-Garcia, F. J., Barbado, D., and Moya, M. (2014). Trunk stabilization exercises for healthy individuals. *Rev. Bras. Cineantropometria Desempenho Hum.* 16(2), 200-211. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2014v16n2p200>

Vera-García, F. J., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., Barbado, D., and Juan-Recio, C. (2020). Progressions of core stabilization exercises based on postural control challenge assessment. *Eur. J. Appl. Physiol.* 120(3), 567-577. <https://doi.org/10.1007/s00421-020-04313-9>



## **ANEXO 2**

### **ESTUDIO 2**

---

**Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active males: a smartphone accelerometer-based study**

---



Nota. Este estudio ha sido presentado al *Journal of Strength and Conditioning Research*.

**TITLE: Exercise intensity progressions and criteria to prescribe core stability exercises in young physically active males: a smartphone accelerometer-based study.**

**AUTHORS: Juan R. Heredia-Elvar<sup>1</sup>, Casto Juan-Recio<sup>1\*</sup>, Amaya Prat-Luri<sup>1</sup>, David Barbado<sup>1,2</sup>, Javier de los Ríos-Calonge<sup>1</sup>, Francisco J. Vera-García<sup>1,2</sup>.**

<sup>1</sup> Sports Research Centre, Department of Sport Sciences, Miguel Hernández University of Elche, Avda. de la Universidad s/n, 03202 Alicante, Spain.

<sup>2</sup> Institute for Health and Biomedical Research (ISABIAL Foundation), Miguel Hernández University of Elche, Avda Pintor Baeza, 12—Planta 5a Centro de Diagnóstico, 03010 Alicante, Spain

\* **Correspondence:** cjuan@umh.es



## **ABSTRACT**

The establishment of core stability (CS) exercise intensity progressions in sport and clinical settings is normally based on subjective criteria. Therefore, this study aimed to develop exercise intensity progressions for some common CS exercises through smartphone accelerometry and to analyze the effect of the participants' lumbopelvic postural control on these progressions. Fifty-seven healthy young physically-active males performed seven isometric variations of front bridge, back bridge, side bridge and bird-dog exercises with a smartphone accelerometer placed on the pelvis. Mean pelvic accelerations were calculated during each variation to evaluate the lumbopelvic postural control challenge imposed on the participants as an index of exercise intensity/difficulty. For bridge exercises, long bridging produced higher pelvic accelerations than short bridging, bridging with single leg support was more intense than bridging with double leg support (even with both legs on a hemisphere ball for back and front bridge), and the most difficult variations were those performed on a fitball, mainly the variations with single leg support. For the bird-dog, the two-point positions were more intense than the three-point positions, the variations performed with the knee on the hemisphere ball produced higher pelvic accelerations than similar variations performed with the forearm on the hemisphere ball, and the variations with limb motions generated higher pelvic accelerations than similar variations performed without limb motions. Although the CS exercise progression were very similar across participants, our results showed the need to individualize the prescription of the CS exercise progressions based on the participants' lumbopelvic postural control level.

**Keywords:** Core stabilization, training intensity, load progression, field testing, posturography, trunk control

## INTRODUCTION

The bridging and bird-dog exercises are common element of core stability (CS) exercise programs (Cabanas-Valdés et al., 2016; Doğanay et al., 2020; Prieske et al., 2016), as they challenge the participants' ability to hold a neutral lumbopelvic posture while performing lying and quadruped positions while imposed minimal load penalty on the spine (Barbado et al., 2018; García-Vaquero et al., 2012; Kavcic et al., 2004; McGill, 1998; Vera-Garcia et al., 2020; Vera-García et al., 2015). The intensity of these CS exercises has been related to the postural control challenge imposed on the participants during their execution and highlighted as one of the most important characteristics of the CS exercise programs (Heredia-Elvar et al., 2021; Vera-Garcia et al., 2020). Despite its importance, the CS exercise intensity and its progression are generally established based on the experience and criteria of the professionals who design and/or conduct each CS program (criteria not normally specified in the experimental studies) (Cabanas-Valdés et al., 2016; Doğanay et al., 2020; Freeman et al., 2012; Prieske et al., 2016), rather than on objective and quantifiable parameters, which hinders the dose-response characterization and replication of the CS exercise programs (Barbado et al., 2018).

During the last few years, posturographic techniques based on force platforms and smartphone accelerometers have been used in research settings to overcome these limitations and objectively calculate external indexes of CS exercise intensity (Barbado et al., 2018; Guillén-Rogel et al., 2019; Heredia-Elvar et al., 2021; Vera-Garcia et al., 2020). In this sense, the lumbopelvic accelerations measured by smartphone accelerometers placed on the pelvis have been used to obtain reliable measures of CS exercise intensity (Barbado et al., 2018; Guillén-Rogel et al., 2019; Heredia-Elvar et al., 2021). In addition, the center of pressure displacement recorded by force platforms while performing bridging and bird-dog exercises has been used to develop different CS exercise intensity progressions (Vera-Garcia et al., 2020). Although both techniques may provide relevant information, the force platforms cost and complexity of use limit their utility in field settings. In addition, while the center of pressure displacement measured with the force platforms during the exercise performance represents a global measure of whole-body postural control, the smartphone accelerometers placed on the pelvis provide a local measure of lumbopelvic postural control (Barbado et al., 2018), and therefore can be used to obtain a more specific index of CS exercise intensity.

Considering the reliability and specificity of the smartphone accelerometry to quantify CS exercise intensity (Barbado et al., 2018), a smartphone accelerometer was used in this study to assess the intensity of seven variations of front bridge, back bridge, side bridge and bird-dog exercises through the pelvic linear acceleration obtained during their execution. The main objective was to develop exercise intensity progressions for these isometric CS exercises based

on the participants' difficulty to perform each CS exercise variation. Since the most appropriate progression for each participant seems to be related to his/her level of postural control (Vera-Garcia et al., 2020), the effect of the lumbopelvic postural control on the CS exercise progressions was also investigated.

## **MATERIAL AND METHODS**

### **Participants**

Fifty-seven healthy male university students participated in this study (age:  $23.4 \pm 3.3$  years, mass:  $72.4 \pm 8.2$  kg, height:  $175.2 \pm 4.8$  cm). They were physically-active, with a work-out frequency of 2–5 days per week of 30–120 min of light to vigorous physical activity (resistance exercises, jogging, cycling, soccer, gymnastics, etc.). The inclusion criteria were: i) not participating in core training programs in the 6 months before to this study; and ii) having no history of spinal, abdominal, hip or shoulder surgery, inguinal hernia, neurological disorders or episodes of back pain which required medical treatment within the six months before to the beginning of this study. Participants were informed of this study risks and filled out a written informed consent in accordance with the Declaration of Helsinki and approved by the University Office of Research Ethics (DPS.FVG.02.14).

### **Instrumentation and data collection**

Participants carried out two testing sessions (90 min each) spaced one week apart. During each session and after warming up, participants performed two trials of seven variations of front bridge, back bridge, side bridge and bird-dog exercises (for a total of 28 variations) in a randomized order (Figure 1). These exercise variations have been extensively reported elsewhere (Heredia-Elvar et al., 2021). All the variations executed on a single leg were performed with the participants' preferred limb support. In addition, during the bird-dog variations in which participants drew squares in the air with the elevated limb, a metronome (60 beats/min) was used to control the pace of the limb motion (participants drew one side of the square every second).

Each CS exercise variation was performed on a mat ( $52 \times 183$  cm; McKinley Trekker M1.3, USA), resting 1 min between trials and 5 min between series. Two expert examiners participated in the testing session, one to monitor the exercise execution and to ask the participants to rectify their position when necessary and another to conduct the posturography testing. The acceleration recording started once the examiners verified that the participant was in the appropriate posture which had to be maintained for 15 s. Examiners recorded whether or not the participant was able to maintain the required position (even oscillating around this position) throughout the entire trial.

Pelvic linear accelerations were recorded using a free mobile application (Accelerometer Analyzer, Mobile Tools, Poland) to evaluate the lumbopelvic postural control challenge imposed on the participants as an index of exercise intensity/difficulty during each trial. Pelvic accelerations were recorded at 200 samples/s from a 3-axis accelerometer (model LIS3DH, STMicroelectronics, Switzerland) embedded in a smartphone (Huawei P20 Lite, 2018, China; Chipset Huawei Kirin 710; CPU 4 x Cortex-A73 to 2.2 GHz and 4 x Cortex-A53 to 1.7 GHz; 4 GB RAM). The smartphone was placed between the iliac crest and the great trochanter of the support leg in the single-leg exercises (participants' preferred side), held in an elastic belt to reduce smartphone motions caused by muscle contractions. A free remote-control application installed on the smartphone and a laptop (TeamViewer Quick Support, TeamViewer, Germany) was employed to not interfere in the exercise execution.





| VARIACIONES DE LOS EJERCICIOS        |                     | 1 | 2 | 3 | 4 | 5 | 6 | 7 |
|--------------------------------------|---------------------|---|---|---|---|---|---|---|
| EJERCICIOS DE ESTABILIDAD DEL TRONCO | PUENTE DORSAL*      |   |   |   |   |   |   |   |
|                                      | PUENTE FRONTAL**    |   |   |   |   |   |   |   |
|                                      | PUENTE LATERAL**    |   |   |   |   |   |   |   |
|                                      | PERRO DE MUESTRA*** |   |   |   |   |   |   |   |

Figure 1. Core stability exercise variations for: i) *back bridge* (BB): (BB1) short back bridge, (BB2) back bridge with single leg support, (BB3) back bridge with double leg support on a hemisphere ball (54×24 cm; Medusa T1, Elksport®, Spain), (BB4) back bridge with single leg support on a hemisphere ball, (BB5) back bridge with double leg support on a fitball (diameter: 45 cm; Amaya Sport, Spain), (BB6) back bridge with single leg support on a fitball, and (BB7) back bridge with single leg support and with the upper-back on a fitball; ii) *front bridge* (FB): (FB1) short front bridge, (FB2) long front bridge, (FB3) front bridge with single leg support, (FB4) front bridge with double leg support on a hemisphere ball, (FB5) front bridge with single leg support on a hemisphere ball, (FB6) front bridge with double leg support on a fitball, and (FB7) front bridge with single leg support on a fitball; iii) *side bridge* (SB): (SB1) short side bridge, (SB2) long side bridge, (SB3) side bridge with single leg support, (SB4) side bridge with double leg support on a hemisphere ball, (SB5) side bridge with single leg support on a hemisphere ball, (SB6) side bridge with double leg support on a fitball, and (SB7) side bridge with single leg support on a fitball; and iv) *bird-dog* (BD): (BD1) three-point position with an elevated leg, (BD2) classic two-point bird-dog position with elevated contralateral leg and arm, (BD3) two-point bird-dog position with the forearm on a hemisphere ball, (BD4) three-point position with an elevated leg and the contralateral knee on a hemisphere ball, (BD5) two-point bird-dog position with the knee on a hemisphere ball, (BD6) two-point bird-dog position with the forearm on a hemisphere ball while drawing squares in the air with the elevated limbs, and (BD7) two-point bird-dog position with the knee on a hemisphere ball while drawing squares in the air with the elevated limbs.

## Data processing

The time series of acceleration data obtained from the accelerometer were filtered using a Butterworth digital filter (4th order, zero-phase lag, low-pass cut-off frequency of 10 Hz). After removing the first second of each trial, the following 12 s were selected as signal window for the subsequent analyses. Pelvic linear acceleration was analyzed through the mean acceleration, which was calculated as the vector average magnitude in the three axes (Duarte et al., 2014). A software specifically designed “ad hoc” by our research group in Lab View 9.0 environment (v9.0, National Instruments, Austin, Texas, USA) was used for acceleration data processing. For each CS exercise variation, the mean pelvic acceleration was averaged for the entire sample, as well as for three groups of participants with different lumbopelvic postural control level: low, medium and high lumbopelvic postural control group. Only the exercise variations of the second testing session in which at least the 85% of participants were able to maintain the required position throughout the 15 s of trial duration were included in the statistical analysis. The mean lumbopelvic acceleration of the variations of each exercise included in statistical analysis was used to classify each participant to one of the three groups (i.e., the lower the mean lumbopelvic acceleration, the higher the lumbopelvic postural control).

## Statistical analysis

Descriptive statistics, including mean (average of the two trials of each session) and standard deviations, were calculated for the pelvic acceleration of each exercise variation of the entire sample and of the low, medium and high lumbopelvic postural control groups. The Kolmogorov–Smirnov test with the Lilliefors correction ( $p > .05$ ) was used to confirm the normal distribution of pelvic acceleration data. Data consistency was evaluated through the typical error (standard deviation of the difference between the two sessions divided by  $\sqrt{2}$ ) and the intra-class correlation coefficient (ICC<sub>3,1</sub>) with its confidence limits set at 95%. A spreadsheet designed by Hopkins (2015) was used to analyze test–retest reliability. ICC values were interpreted according to the following criteria: excellent (0.90–1.00), good (0.70–0.89), fair (0.50–0.69), and low (<0.50) (Fleiss, 1999).

A two-way mixed ANOVA (significance level set at 0.05) were carried out with the SPSS package (version 22, SPSS Chicago, Illinois, USA) to classify the CS exercise variations according to the lumbopelvic postural control challenge imposed on the participant and to analyze if differences between exercise variations were dependent on the participant’s lumbopelvic postural control. The within-subject factor was *exercise variations* (the seven variations of each exercise), while the between-subject factor was *participants’ lumbopelvic postural control* (3 levels: high, medium and low). The order of the exercise variations within each progression was

established based on the pelvic acceleration found in each variation (i.e., the higher the acceleration, the higher the exercise variation difficulty/intensity).

## RESULTS

As Table 1 shows, mean pelvic acceleration values in session 1 ranged from 0.17 to 0.67 m/s<sup>2</sup> for back bridge, from 0.14 to 0.63 m/s<sup>2</sup> for front bridge, from 0.24 to 0.52 m/s<sup>2</sup> for side bridge, and from 0.16 to 0.63 m/s<sup>2</sup> for bird-dog. Although a significant reduction of the mean pelvic acceleration was found in session 2 for most exercise variations ( $p < .05$ ), the relative reliability was fair-good, with ICC values ranging from 0.53 to 0.90, and the absolute reliability was acceptable, with typical errors lower than 20% in 21 of the 27 exercise variations analyzed.

The repeated measures ANOVA showed significant differences in both the within-subject factor (*exercise variations*) and the between-subject factor (*participants' lumbopelvic postural control*) for all CS exercises. Figures 2, 3, 4 and 5 show the pairwise comparisons in mean pelvic acceleration between the exercise variations and the resulting intensity progressions for side bridge, back bridge, front bridge and bird-dog, respectively. For side bridge and front bridge, long bridge variations produced higher pelvic accelerations than short bridge variations (figures 2 and 4). In addition, bridging with single leg support was more intense than bridging with double leg support when variations performed on the same surface (mat, hemisphere ball or fitball) were compared (figures 2 to 4). Moreover, for back bridge and front bridge (in this exercise only for the entire sample and medium level group), bridging with single leg support on the mat generated higher pelvic accelerations than bridging with double leg support on the hemisphere ball (figures 3 and 4); although no significant differences were found in this comparison for side bridge (figure 2). In the three bridging exercises, the most difficult variations were those performed on the fitball, mainly the variations with single leg support (figures 2 to 4). In this sense, not all participants were able to maintain the required position on this unstable surface (table 1), especially in the side bridge, in which only the 61% and 5% of all the participants were able to perform the exercise with double and single leg support, respectively. For the bird-dog (figure 5), the two-point positions were more intense than the three-point positions. In addition, the variations performed with the knee on the hemisphere ball produced higher pelvic accelerations than similar variations performed with the forearm on the hemisphere ball or without an unstable surface. Moreover, the bird-dog variations in which participants drew squares in the air with the elevated limbs generated higher pelvic accelerations than similar variations performed without limb motions. In relation to the pairwise comparisons among lumbopelvic postural control groups, significant differences were found between all groups for the four CS exercises ( $p < .001$ ).

Table 1. Descriptive statistics (mean±SD) of the linear pelvic acceleration for the seven variations of the four core stability exercises and their relative and absolute reliability values for the entire sample.

| Exercises               | Variations | Participants                               |             | Mean differences | t                        | p     | ICC <sub>3,1</sub><br>(95%CI) | TE (m/s <sup>2</sup> ) |                     |       |
|-------------------------|------------|--|-------------|------------------|--------------------------|-------|-------------------------------|------------------------|---------------------|-------|
|                         |            | Session 1/Session 2<br>(% Session 2/Total) | Session 1   |                  |                          |       |                               | Session 2              | Mean<br>(95%CI)     | %     |
| <b>Back<br/>Bridge</b>  | <b>1</b>   | 57/57 (100%)                               | 0.17±0.06   | 0.17±0.06        | -0.01<br>(-0.02;0.01)    | .855  | .396                          | 0.63<br>(0.44;0.73)    | 0.04<br>(0.03;0.05) | 22.16 |
|                         | <b>2</b>   | 57/57 (100%)                               | 0.48±0.16   | 0.47±0.16        | -0.02*<br>(-0.04;0.00)   | 2.027 | .047                          | 0.90<br>(0.83;0.94)    | 0.05<br>(0.04;0.06) | 10.97 |
|                         | <b>3</b>   | 57/57 (100%)                               | 0.26±0.09   | 0.25±0.08        | -0.01<br>(-0.03;0.01)    | 1.312 | .195                          | 0.69<br>(0.52;0.80)    | 0.05<br>(0.04;0.06) | 19.12 |
|                         | <b>4</b>   | 56/57 (100%)                               | 0.48±0.18   | 0.48±0.17        | 0.00<br>(-0.03;0.03)     | .147  | .884                          | 0.82<br>(0.71;0.89)    | 0.07<br>(0.06;0.09) | 15.53 |
|                         | <b>5</b>   | 44/53 (93%)                                | 0.44±0.106  | 0.44±0.13        | -0.01<br>(0.05;0.03)     | 1.055 | .298                          | 0.61<br>(0.37;0.76)    | 0.08<br>(0.06;0.10) | 21.06 |
|                         | <b>6</b>   | 45/51 (89%)                                | 0.63±0.11   | 0.56±0.11        | -0.04*<br>(-0.07;-0.02)  | 3.005 | .004                          | 0.60<br>(0.37;0.75)    | 0.07<br>(0.06;0.09) | 11.86 |
|                         | <b>7</b>   | 20/29 (51%)                                | 0.67±0.29   | 0.59±0.22        | -0.11<br>(-0.25;0.04)    | 1.580 | .136                          | 0.85<br>(0.60;0.93)    | 0.10<br>(0.07;0.16) | 29.48 |
| <b>Front<br/>Bridge</b> | <b>1</b>   | 57/57 (100%)                               | 0.14±0.06   | 0.11±0.04        | -0.02*<br>(-0.03;-0.01)  | 4.080 | <.001                         | 0.63<br>(0.44;0.76)    | 0.04<br>(0.04;0.04) | 30.47 |
|                         | <b>2</b>   | 57/57 (100%)                               | 0.31±0.12   | 0.24±0.10        | -0.07*<br>(-0.09;-0.05)  | 6.998 | <.001                         | 0.80<br>(0.68;0.87)    | 0.05<br>(0.04;0.06) | 18.70 |
|                         | <b>3</b>   | 57/57 (100%)                               | 0.45±0.13   | 0.40±0.11        | -0.06*<br>(-0.08;-0.04)  | 5.284 | <.001                         | 0.76<br>(0.63;0.85)    | 0.06<br>(0.05;0.07) | 13.68 |
|                         | <b>4</b>   | 57/57 (100%)                               | 0.41±0.14   | 0.32±0.13        | -0.010*<br>(-0.12;-0.07) | 7.180 | <.001                         | 0.75<br>(0.61;0.84)    | 0.07<br>(0.06;0.08) | 18.56 |
|                         | <b>5</b>   | 57/57 (100%)                               | 0.51±0.11   | 0.44±0.11        | -0.07*<br>(-0.09;-0.05)  | 6.447 | <.001                         | 0.73<br>(0.59;0.83)    | 0.06<br>(0.05;0.07) | 12.03 |
|                         | <b>6</b>   | 55/56 (98%)                                | 0.49±0.10   | 0.42±0.12        | -0.07*<br>(-0.10;-0.06)  | 5.364 | <.001                         | 0.58<br>(0.37;0.73)    | 0.07<br>(0.06;0.09) | 16.16 |
|                         | <b>7</b>   | 54/54 (95%)                                | 0.633±0.166 | 0.59±0.14        | -0.06*<br>(-0.09;-0.03)  | 4.005 | <.001                         | 0.77<br>(0.63;0.86)    | 0.08<br>(0.06;0.09) | 12.40 |

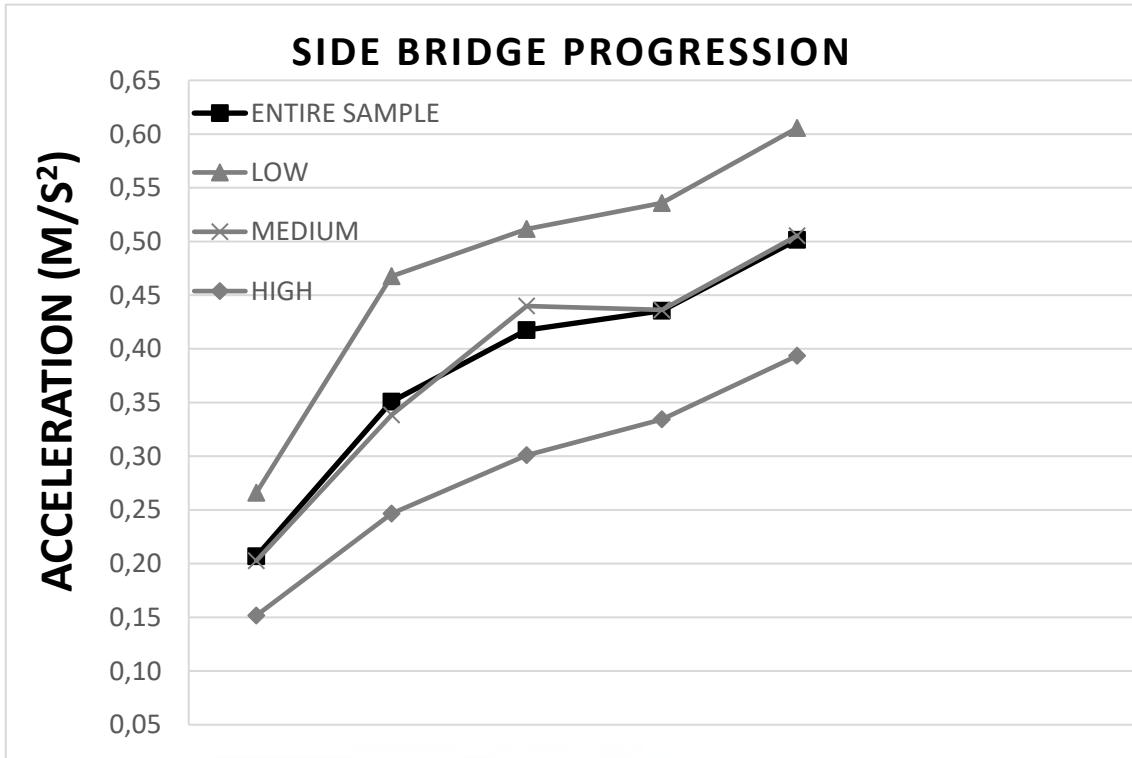
|                    |          |              |           |           |                         |       |       |                       |                        |       |
|--------------------|----------|--------------|-----------|-----------|-------------------------|-------|-------|-----------------------|------------------------|-------|
| <b>Side Bridge</b> | <b>1</b> | 57/57 (100%) | 0.24±0.09 | 0.21±0.07 | -0.04*<br>(-0.06;-0.02) | 4.635 | <.001 | 0.67<br>(0.50;0.79)   | 0.04<br>(0.04;0.05)    | 19.57 |
|                    | <b>2</b> | 57/57 (100%) | 0.39±0.11 | 0.35±0.12 | -0.04*<br>(-0.07;-0.02) | 3.048 | .004  | 0.73<br>(0.47;0.78)   | 0.06<br>(0.05;0.08)    | 17.95 |
|                    | <b>3</b> | 57/57 (100%) | 0.49±0.12 | 0.44±0.11 | -0.04*<br>(-0.07;-0.02) | 3.393 | .001  | 0.61<br>(0.42;0.75)   | 0.07<br>(0.06;0.09)    | 16.80 |
|                    | <b>4</b> | 57/57 (100%) | 0.48±0.11 | 0.42±0.11 | -0.06*<br>(-0.08;-0.04) | 5.417 | <.001 | 0.69<br>(0.53;0.80)   | 0.06<br>(0.05;0.07)    | 14.68 |
|                    | <b>5</b> | 57/57 (100%) | 0.57±0.13 | 0.50±0.10 | -0.06*<br>(-0.09;-0.04) | 4.865 | <.001 | 0.70<br>(0.54;0.81)   | 0.07<br>(0.05;0.08)    | 12.10 |
|                    | <b>6</b> | 33/35 (61%)  | 0.68±0.29 | 0.56±0.17 | -0.03<br>(-0.08;0.02)   | 1.888 | .071  | 0.90<br>(0.79;0.95)   | 0.08<br>(0.06;0.11)    | 12.32 |
|                    | <b>7</b> | 3/6 (5%)     | 0.52±0.06 | 0.60±0.14 | -                       | -     | -     | -                     | -                      | -     |
| <b>Bird-Dog</b>    | <b>1</b> | 57/57 (100%) | 0.16±0.05 | 0.15±0.05 | -0.02*<br>(-0.03;-0.01) | 3.134 | .003  | 0.69<br>(0.52;0.80)   | 0.030<br>(0.025;0.037) | 19.16 |
|                    | <b>2</b> | 57/57 (100%) | 0.20±0.06 | 0.18±0.06 | -0.01<br>(-0.02;0.00)   | 1.844 | .071  | 0.68<br>(0.51;0.80)   | 0.032<br>(0.027;0.040) | 17.07 |
|                    | <b>3</b> | 57/57 (100%) | 0.29±0.08 | 0.26±0.08 | -0.03*<br>(-0.10;-0.01) | 3.001 | .004  | 0.53<br>(0.33;0.69)   | 0.059<br>(0.050;0.072) | 21.15 |
|                    | <b>4</b> | 57/57 (100%) | 0.34±0.11 | 0.25±0.09 | -0.08*<br>(-0.11;-0.06) | 6.523 | <.001 | 0.53<br>(0.31;0.69)   | 0.069<br>(0.058;0.084) | 23.21 |
|                    | <b>5</b> | 54/57 (100%) | 0.51±0.14 | 0.44±0.11 | -0.07*<br>(-0.10;-0.05) | 5.544 | <.001 | 0.70<br>(0.53;0.81)   | 0.068<br>(0.057;0.084) | 14.46 |
|                    | <b>6</b> | 53/57 (100%) | 0.42±0.10 | 0.37±0.10 | -0.06*<br>(-0.08;-0.04) | 5.406 | <.001 | 0.70<br>(0.528;0.811) | 0.055<br>(0.046;0.068) | 13.96 |
|                    | <b>7</b> | 45/53 (93%)  | 0.63±0.15 | 0.55±0.12 | -0.08*<br>(-0.12;-0.05) | 4.757 | <.001 | 0.62<br>(0.39;0.77)   | 0.083<br>(0.069;0.105) | 14.20 |

SD: standard deviation; ICC: intraclass correlation coefficient; TE: typical error; Pairwise comparisons: \*Significant differences ( $p < .05$ ). i) *back bridge* (BB): (BB1) short back bridge, (BB2) back bridge with single leg support, (BB3) back bridge with double leg support on a hemisphere ball (54×24 cm; Medusa T1, Elksport®, Spain), (BB4) back bridge with single leg support on a hemisphere ball, (BB5) back bridge with double leg support on a fitball (diameter: 45 cm; Amaya Sport, Spain), (BB6) back bridge with single leg support on a fitball, and (BB7) back bridge with single leg support and with the upper-back on a fitball; ii) *front bridge* (FB): (FB1) short front bridge, (FB2) long front bridge, (FB3) front bridge with single leg support, (FB4) front bridge with double leg support on a hemisphere ball, (FB5) front bridge with single leg support on a hemisphere ball, (FB6) front bridge with double leg support on a fitball, and (FB7) front bridge with single leg support on a fitball; iii) *side bridge* (SB): (SB1) short side bridge, (SB2) long side bridge, (SB3) side bridge

---

with single leg support, (SB4) side bridge with double leg support on a hemisphere ball, (SB5) side bridge with single leg support on a hemisphere ball, (SB6) side bridge with double leg support on a fitball, and (SB7) side bridge with single leg support on a fitball; and iv) *bird-dog* (BD): (BD1) three-point position with an elevated leg, (BD2) classic two-point bird-dog position with elevated contralateral leg and arm, (BD3) two-point bird-dog position with the forearm on a hemisphere ball, (BD4) three-point position with an elevated leg and the contralateral knee on a hemisphere ball, (BD5) two-point bird-dog position with the knee on a hemisphere ball, (BD6) two-point bird-dog position with the forearm on a hemisphere ball while drawing squares in the air with the elevated limbs, and (BD7) two-point bird-dog position with the knee on a hemisphere ball while drawing squares in the air with the elevated limbs.

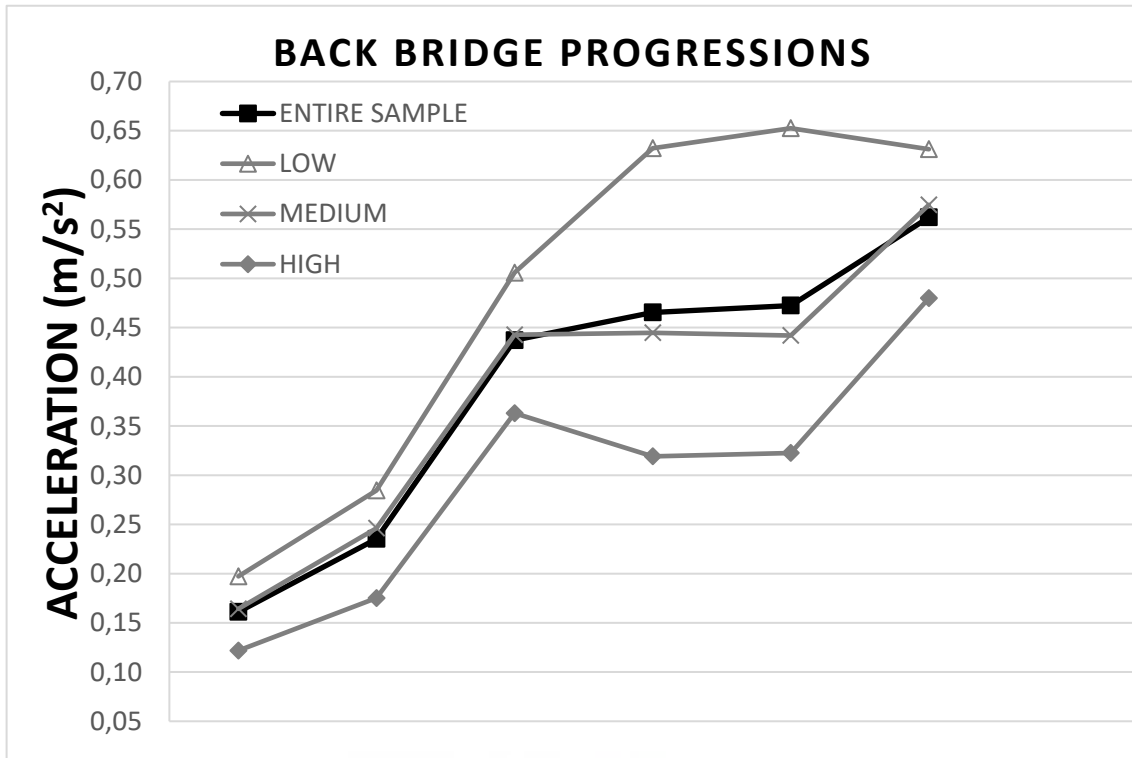




| PROGRESSION ORDER |               | SB1       | SB2          | SB4         | SB3         | SB5         | SB6 | SB7 |
|-------------------|---------------|-----------|--------------|-------------|-------------|-------------|-----|-----|
| Acceleration      | Entire sample | 0.21±0.07 | < 0.35±0.12  | < 0.42±0.11 | = 0.44±0.10 | < 0.50±0.10 | †   | †   |
|                   | Low level     | 0.27±0.08 | < *0.47±0.11 | = 0.51±0.08 | = 0.54±0.08 | < 0.61±0.06 | -   | -   |
|                   | Medium level  | 0.20±0.03 | < 0.34±0.04  | < 0.44±0.04 | = 0.44±0.05 | < 0.51±0.05 | -   | -   |
|                   | High level    | 0.15±0.04 | < 0.25±0.05  | < 0.30±0.06 | = 0.33±0.06 | = 0.39±0.06 | -   | -   |

Descriptive statistics (mean±SD) and pairwise comparisons were calculated with the participants who were able to performed the five variations (100%); † Side bridge variation 6 and 7 were not included in the statistical analysis because they were completed by the 61% and 5%, respectively; Pairwise comparisons: < Significantly lower ( $p < .05$ ); = No significant differences; \*SB2<SB3

Figure 2. Side Bridge (SB) progressions for the entire sample and for the low, medium and high lumbopelvic postural control groups based on the pairwise comparisons in mean pelvic acceleration (mean±SD) between the exercise variations.

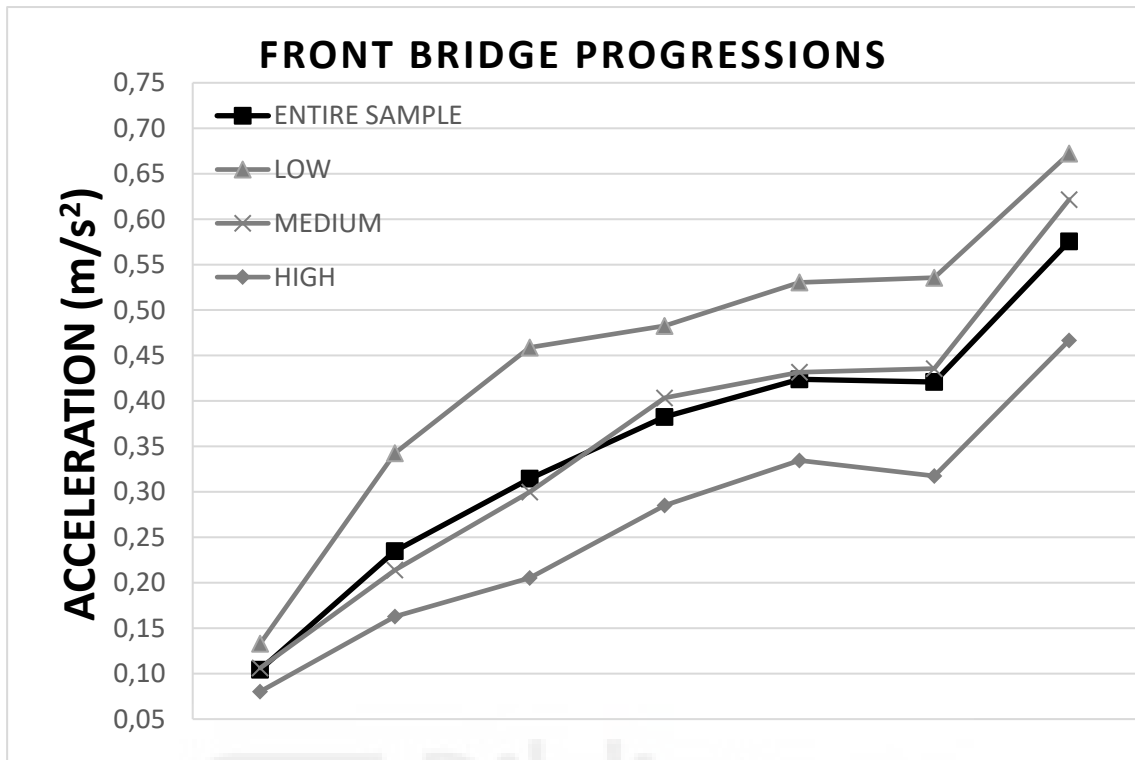


| PROGRESSION ORDER    | BB1       | BB3         | BB5         | BB2         | BB4         | BB6         | BB7 |
|----------------------|-----------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-----|
| <b>Entire sample</b> | 0.16±0.05 | < 0.24±0.07 | < 0.44±0.13 | = 0.47±0.16 | = 0.47±0.18 | < 0.56±0.11 | †   |
| <b>Low level</b>     | 0.20±0.06 | < 0.28±0.08 | < 0.51±0.13 | = 0.63±0.14 | = 0.65±0.16 | < 0.63±0.10 | -   |
| <b>Medium level</b>  | 0.16±0.04 | < 0.25±0.06 | < 0.44±0.14 | = 0.44±0.10 | = 0.44±0.08 | < 0.57±0.06 | -   |
| <b>High level</b>    | 0.12±0.03 | < 0.18±0.04 | < 0.36±0.09 | = 0.32±0.05 | = 0.32±0.07 | < 0.48±0.09 | -   |

Descriptive statistics (mean±SD) and pairwise comparisons were calculated with the participants who were able to performed the six variations (89%); †Back bridge variation 7 were not included in the statistical analysis because it was completed by the 51%; Pairwise comparisons: < Significantly lower ( $p < .05$ ); = No significant differences.

Figure 3. Back bridge (BB) progressions for the entire sample and for the low, medium and high lumbopelvic postural control groups based on the pairwise comparisons in mean pelvic acceleration (mean±SD) between the exercise variations.

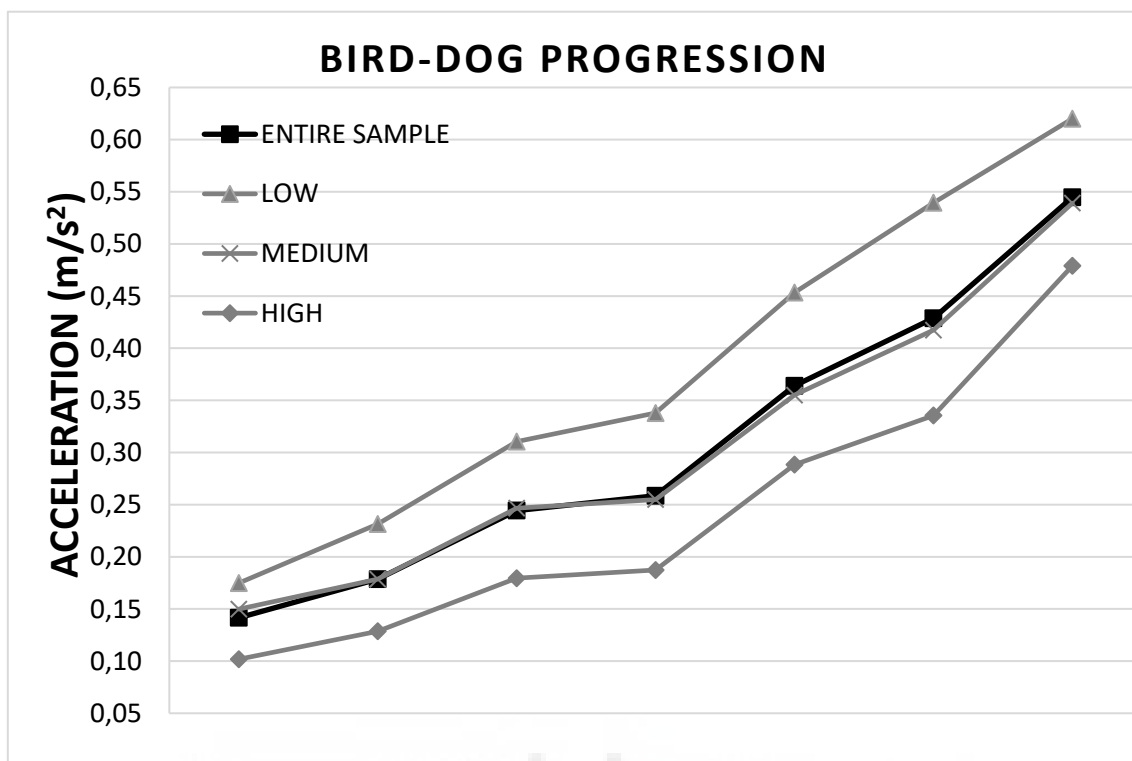




| PROGRESSION ORDER | FB1       | FB2          | FB4         | FB3         | FB5         | FB6         | FB7         |
|-------------------|-----------|--------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
|                   |           |              |             |             |             |             |             |
| Entire sample     | 0.10±0.04 | < 0.23±0.10  | < 0.31±0.13 | < 0.38±0.12 | = 0.42±0.12 | = 0.42±0.12 | < 0.58±0.16 |
| Low level         | 0.13±0.06 | < 0.34±0.09  | < 0.46±0.10 | = 0.48±0.10 | = 0.54±0.09 | = 0.53±0.09 | < 0.67±0.12 |
| Medium level      | 0.10±0.02 | < 0.21±0.04  | < 0.30±0.06 | < 0.40±0.07 | = 0.44±0.05 | = 0.43±0.09 | < 0.62±0.14 |
| High level        | 0.08±0.01 | < *0.16±0.04 | = 0.21±0.06 | = 0.29±0.05 | = 0.32±0.06 | = 0.33±0.06 | < 0.47±0.07 |

Descriptive statistics (mean±SD) and pairwise comparisons were calculated with the participants who were able to performed the six variations (95%); Pairwise comparisons: < Significantly lower ( $p < .05$ ); = No significant differences; \* Indicates that FB2<FB3;FB5;FB6.

Figure 4. Front bridge (FB) progressions for the entire sample and for the low, medium and high lumbopelvic postural control groups based on the pairwise comparisons in mean pelvic acceleration (mean±SD) between the exercise variations.



| PROGRESSION ORDER    | BD1       | BD2         | BD4         | BD3         | BD6         | BD5         | BD7         |
|----------------------|-----------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|-------------|
| <b>Entire sample</b> | 0.14±0.04 | < 0.18±0.05 | < 0.24±0.07 | = 0.26±0.08 | < 0.36±0.09 | < 0.43±0.11 | < 0.54±0.12 |
| <b>Low level</b>     | 0.17±0.04 | < 0.23±0.05 | < 0.31±0.07 | = 0.34±0.06 | < 0.45±0.06 | < 0.54±0.07 | < 0.62±0.11 |
| <b>Medium level</b>  | 0.15±0.03 | < 0.18±0.03 | < 0.25±0.04 | = 0.26±0.06 | < 0.37±0.05 | < 0.42±0.06 | < 0.54±0.09 |
| <b>High level</b>    | 0.10±0.02 | < 0.13±0.03 | < 0.18±0.04 | = 0.19±0.04 | < 0.29±0.07 | = 0.34±0.07 | < 0.48±0.11 |

Descriptive statistics (mean±SD) and pairwise comparisons were calculated with the participants who were able to performed the seven variations (93%); Pairwise comparisons: < Significantly lower ( $p<.05$ ); = No significant differences.

Figure 5. Bird-dog (BD) progressions for the entire sample and for the low, medium and high lumbopelvic postural control groups based on the pairwise comparisons in mean pelvic acceleration (mean±SD) between the exercise variations.

## DISCUSSION

In response to the lack of CS exercise intensity control and quantification in sport and clinical settings, this study provides intensity/difficulty CS exercise progressions using smartphone accelerometry to compare the postural control challenge imposed for different exercise variations (figures 2-5). The comparison between exercise variations with different mechanical characteristics (i.e., long *vs.* short bridges, double leg *vs.* single leg support, two-point *vs.* three-point positions, exercising on a hemisphere ball *vs.* on a fitball, etc.) presented here allows to establish criteria to modulate the CS exercise intensity in young physically active males. On the other hand, the comparison between individual with different lumbopelvic postural control level highlights the need to individualize the prescription of CS exercise progression according to the participant's characteristics.

Considering the pelvic acceleration data of the bridging exercises (figures 2 to 4), the long bridges imposed higher postural demands than the short bridges, as the lever arm of the weight and the body mass lifted off the ground were greater during long bridges. This results are in line with previous posturographic data (Vera-Garcia et al., 2020) and support the higher trunk muscular activation observed in different electromyographic studies during long bridges (Escamilla et al., 2016; Vera-Garcia et al., 2014). In addition, bridging variations performed with single leg support were generally more challenging than those performed with double leg support (figures 2 to 4), which could be caused by a lower base of support, a greater hip torque in the supporting leg, and a higher rotational torque in the trunk during bridges with an elevated leg (Vera-Garcia et al., 2020). One of the most commonly used strategies to increase the intensity of the CS exercises is execute them on unstable surfaces (hemisphere balls, fitballs, suspension bands, etc.) (Feldwieser et al., 2012; Lehman et al., 2005; Stevens et al., 2006). As our results show, the most difficult variations in the three bridging exercises were performed on unstable surfaces, mainly on the fitball (figures 2 to 4). Due to their difficulty, the bridging variations performed on the fitball were no completed by 100% of the participants (figures 2 to 4). Therefore, the fitball use should be considered especially for advanced stages of the CS training. Nevertheless, the utilization of unstable surfaces does not always lead to an increase in CS exercise intensity nor a greater trunk muscular activation (Imai et al., 2010; Lehman et al., 2005; Vera-Garcia et al., 2014), as this seems to depend on the type of unstable surface used and the way of using it. In this sense, back and front bridges with double leg support on the hemisphere ball in this study produced lower postural demands than back and front bridges with single leg support on a mat (figures 3 and 4). Interestingly, these results are not in line with those of a posturographic study performed with force platforms (Vera-Garcia et al., 2020), in which the participants showed a higher body sway

while bridging with double leg support on a hemisphere ball compared with bridging with single leg support on a mat. The differences between studies may be due to the fact that, as previously mentioned, the smartphone accelerometer placed on the pelvis provides a local measure of lumbopelvic postural control while the force platforms give a global measure of whole-body postural control (Barbado et al., 2018).

In regard to the bird-dog exercise, the pelvis acceleration data showed higher postural demands in variations with two support points than those with three support points (figure 5), may be associated with a reduction in the base of support. Moreover, in accordance with the study by Vera-Garcia et al. (2020), the use of the hemisphere ball increased the bird-dog intensity in comparison with similar variations performed on the mat, mainly when the knee was placed on the unstable surface (figure 5), as the center of gravity was more elevated and there was more body weight on the hemisphere ball. Considering the higher postural demands of both, performing the bid-dog with the knee on the hemisphere ball in comparison with placing the forearm on the hemisphere ball (figure 5), and performing the back bridge with the upper-back on the fitball compared to placing a single leg on the fitball (figure 3), increasing the body weight placed on an unstable surface seems a good criterion to enhance the CS exercise intensity. Finally, the performance of limb motions with the elevated limbs may be another important factor to increase the exercise intensity, as the bird-dog variations drawing squares in the air were more difficult than similar variations without limb motions (figure 5). Nevertheless, further research is needed to better understand the effect of performing these and another limb motions during CS exercises, as the results of previous electromyographic studies on bird-dog exercises drawing squares or circles in the air are conflicting (McGill & Karpowicz, 2009; Vera-Garcia et al., 2014).

Regarding the lumbopelvic postural control groups, the CS exercise progressions established in this study for each of the three groups were very similar, mainly when comparing the medium and low lumbopelvic postural control groups (figures 2 to 5). However, although the order of the exercise variations in each progression was similar across groups, the high lumbopelvic postural control group showed less significant differences in pelvic acceleration between the different CS exercise variations than the medium and low lumbopelvic postural control groups (figures 2 to 5). Interestingly, some participants from the high postural control group were not able to perform some of the most difficult exercise variations (mainly variations performed with fitball) which, on the contrary, were performed by some participants from low postural control group. In this sense, there might be other variables besides lumbopelvic postural control, such as hip and/or shoulder muscle strength and previous experience using unstable surfaces, which could be relevant for the execution of the most difficult CS exercise variations (i.e. side bridge with single and double leg support on a fitball or back bridge with single leg support and with the upper-back

on a fitball). Future studies should analyze the relationship of these and other possible relevant variables with the lumbopelvic postural control in the performance of CS exercises. Overall, these findings support previous results by Vera-Garcia et al. (2020) and highlight the importance of individualizing the CS exercise prescription.

Interpretation of this study's results is limited to young physically active males, so further research is needed to establish CS exercise progressions in other populations (old males and females, patients with different spinal conditions, athletes from different sports, etc.). In addition, although the exercises analyzed here are some of the most popular CS exercises and some criteria discussed above could be useful to modulate the intensity of similar CS exercises (e.g., dead bug exercise), future studies are needed to explore the progressions of exercises performed in more functional positions (e.g., press-paloff, airplane exercise, etc.) or involving trunk motion (e.g., dynamic bridge exercises, crunches with the lower-back on unstable surfaces, etc.). Finally, each exercise variation analyzed here had a duration of 15 s, so the analysis of longer variations could have led to other results. However, 15 s was used because this duration seems more specific for CS training than longer durations, which could be more related to core endurance training.

## Conclusion

The present study provides several intensity exercise progressions for front bridge, back bridge, side bridge and bird-dog exercise and some criteria to modulate the intensity of these exercises in young physically active males. In this sense, based on our results, the performance of long bridges instead of short bridges, the reduction of the number of supports (e.g., bridging with single leg support and two-point bird-dog positions), the use of a hemisphere ball and mainly a fitball, and the performance of limb motions with the elevated limbs are important factors for increasing the CS exercise intensity. In addition, although the CS exercise progressions presented here seem very robust, our results show the need to individualize the prescription of the exercise progressions based on the participants' lumbopelvic postural control level (e.g., using the exercise variations with fitball mainly in people with high lumbopelvic postural control).

## REFERENCES

- Barbado, D., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., & Vera-Garcia, F. J. (2018). Training intensity quantification of core stability exercises based on a smartphone accelerometer. *PLoS ONE*. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0208262>
- Cabanas-Valdés, R., Bagur-Calafat, C., Girabent-Farrés, M., Caballero-Gómez, F. M., Hernández-Valiño, M., & Urrútia Cuchí, G. (2016). The effect of additional core stability exercises on improving dynamic sitting balance and trunk control for subacute stroke patients: A randomized controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, *30*(10), 1024–1033. <https://doi.org/10.1177/0269215515609414>
- Doğanay, M., BINGÜL, B. M., & ÁLVAREZ-GARCÍA, C. (2020). Effect of core training on

- speed, quickness and agility in young male football players. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 60(9), 1240–1246. <https://doi.org/10.23736/S0022-4707.20.10999-X>
- Escamilla, R. F., Lewis, C., Pecson, A., Imamura, R., & Andrews, J. R. (2016). Muscle Activation Among Supine, Prone, and Side Position Exercises With and Without a Swiss Ball. *Sports Health*, 8(4), 372–379. <https://doi.org/10.1177/1941738116653931>
- Feldwieser, F. M., Sheeran, L., Meana-Esteban, A., & Sparkes, V. (2012). Electromyographic analysis of trunk-muscle activity during stable, unstable and unilateral bridging exercises in healthy individuals. *European Spine Journal*, 21(SUPPL. 2), 171–186. <https://doi.org/10.1007/S00586-012-2254-7/TABLES/2>
- Fleiss, J. L. (1999). The Design and Analysis of Clinical Experiments. *The Design and Analysis of Clinical Experiments*. <https://doi.org/10.1002/9781118032923>
- Freeman, J., Fox, E., Gear, M., & Hough, A. (2012). Pilates based core stability training in ambulant individuals with multiple sclerosis: Protocol for a multi-centre randomised controlled trial. *BMC Neurology*, 12. <https://doi.org/10.1186/1471-2377-12-19>
- García-Vaquero, M. P., Moreside, J. M., Brontons-Gil, E., Peco-González, N., & Vera-García, F. J. (2012). Trunk muscle activation during stabilization exercises with single and double leg support. *Journal of Electromyography and Kinesiology*. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2012.02.017>
- Guillén-Rogel, P., Franco-Escudero, C., & Marín, P. J. (2019). Test-retest reliability of a smartphone app for measuring core stability for two dynamic exercises. *PeerJ*, 2019(8). <https://doi.org/10.7717/PEERJ.7485>
- Heredia-Elvar, J. R., Juan-Recio, C., Prat-Luri, A., Barbado, D., & Vera-García, F. J. (2021). Observational Screening Guidelines and Smartphone Accelerometer Thresholds to Establish the Intensity of Some of the Most Popular Core Stability Exercises. *Frontiers in Physiology*, 12. <https://doi.org/10.3389/FPHYS.2021.751569>
- Hopkins, W. G. (2015). Spreadsheets for analysis of validity and reliability. *Sportscience*, 19(19), 36–44. <https://web.s.ebscohost.com/ehost/detail/detail?vid=0&sid=ea2e2193-a853-4194-b5e6-d7b2f2124bce%40redis&bdata=Jmxhbm9ZXMmc210ZT1laG9zdC1saXZl>
- Imai, A., Kaneoka, K., Okubo, Y., Shiina, I., Tatsumura, M., Izumi, S., & Shiraki, H. (2010). Trunk Muscle Activity During Lumbar Stabilization Exercises on Both a Stable and Unstable Surface. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*. <https://doi.org/10.2519/jospt.2010.3211>
- Kavcic, N., Grenier, S., & McGill, S. M. (2004). Determining the stabilizing role of individual torso muscles during rehabilitation exercises. *Spine*, 29(11), 1254–1265. <https://doi.org/10.1097/00007632-200406010-00016>
- Lehman, G. J., Hoda, W., & Oliver, S. (2005). Trunk muscle activity during bridging exercises on and off a Swissball. *Chiropractic & Osteopathy*, 13, 14. <https://doi.org/10.1186/1746-1340-13-14>
- McGill, S. (1998). Low back pain exercises: Evidence for improving exercise regimens. *Physical Therapy*, 78(7), 754–765. [https://doi.org/10.1016/s1356-689x\(99\)80010-1](https://doi.org/10.1016/s1356-689x(99)80010-1)
- McGill, S. M., & Karpowicz, A. (2009). Exercises for Spine Stabilization: Motion/Motor Patterns, Stability Progressions, and Clinical Technique. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(1), 118–126. <https://doi.org/10.1016/J.APMR.2008.06.026>
- Prieske, O., Muehlbauer, T., Borde, R., Gube, M., Bruhn, S., Behm, D. G., & Granacher, U. (2016). Neuromuscular and athletic performance following core strength training in elite youth soccer: Role of instability. *Scandinavian Journal of Medicine and Science in Sports*. <https://doi.org/10.1111/sms.12403>
- Stevens, V. K., Bouche, K. G., Mahieu, N. N., Coorevits, P. L., Vanderstraeten, G. G., & Danneels, L. A. (2006). Trunk muscle activity in healthy subjects during bridging stabilization exercises. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7(1), 1–8. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-7-75/TABLES/2>
- Vera-García, F. J., Barbado, D., Moreno-Pérez, V., Hernández-Sánchez, S., Juan-Recio, C., & Elvira, J. L. L. (2015). Core stability. Concepto y aportaciones al entrenamiento y la prevención de lesiones. *Revista Andaluza de Medicina Del Deporte*, 8(2), 79–85. <https://doi.org/10.1016/J.RAMD.2014.02.004>

- Vera-Garcia, F. J., Barbado, D., & Moya, M. (2014). Trunk stabilization exercises for healthy individuals. *Revista Brasileira de Cineantropometria & Desempenho Humano*, 16(2), 200–211. <https://doi.org/10.5007/1980-0037.2014V16N2P200>
- Vera-Garcia, F. J., Irlés-Vidal, B., Prat-Luri, A., García-Vaquero, M. P., Barbado, D., & Juan-Recio, C. (2020). Progressions of core stabilization exercises based on postural control challenge assessment. *European Journal of Applied Physiology*, 120(3). <https://doi.org/10.1007/S00421-020-04313-9>



# AGRADECIMIENTOS





“El ejercicio físico es la forma de mejorar la salud de las personas y hacerlas más felices”. Con esa frase, cuando apenas tenía 14 años me enamoré de la Educación Física. Me convenció y me hizo querer ayudar a los demás mediante ese maravilloso “medicamento” que es el ejercicio físico. Se despertaron en mí la curiosidad y las ganas de aprender sobre lo que se ha convertido en mi profesión durante más de treinta años y me mantiene motivado como el primer día con mis cincuenta años. Posiblemente esto me lleva hasta aquí y posiblemente, si algún día pierdo el interés por seguir aprendiendo decida que mi camino debe dirigirse hacia otro lugar.

Desde mis inicios me he orientado a desarrollarme como preparador físico sin más pretensiones que la de ser entrenador. Sin embargo, la vida te dirige por caminos inesperados por los que transitar con el único y verdadero objetivo: disfrutar de él, superarnos. Esta Tesis es una parte de ese camino. Un reto inesperado que he disfrutado junto a todos los compañeros de camino a los que me gustaría agradecer el tiempo y el espacio que me han dedicado y que me han permitido llegar hasta el final.

Al concluir el Máster en Investigación en Medicina Clínica, precisamente en la Facultad de Medicina de la Universidad Miguel Hernández, fue cuando me planteé iniciar esta tesis y fui consciente de lo importante que sería escoger bien a los compañeros de ese camino y especialmente a los “conductores” del tren al que me quería subir.

En ese momento recuerdo que escribí a Eduardo Cervelló y fue él quien me abrió las puertas de la UMH, del CID y a quien debo agradecer que me indicara la dirección para empezar a caminar hacia este destino. No podría haber elegido un director mejor que Fran Vera para poder alcanzar con éxito la meta en este proyecto y, además, disfrutándolo de esta manera. A él me une no solo la profesión, sino también la amistad. El “conductor” de este tren, para este viaje, iba a ser, por tanto, alguien a quien nunca hubiese querido molestar o incomodar, no solo por la amistad, sino especialmente por la admiración y el respeto, lo cual me hizo sentir una gran responsabilidad. Desde luego, sabía que era uno de los mejores para llevarme a la meta y además sabiendo que el viaje iba a ser toda una experiencia.

A ti Fran te debo TODO esto. En muchos momentos de este viaje puede que no haya sido el mejor pasajero y este es buen momento para dejar constancia de ello. Ante esto solo puedo pedirte perdón y darte las GRACIAS. Esta gratitud espero no quede en unas palabras en el apartado de agradecimientos de esta Tesis, espero que la vida me permita poder mostrar esa mezcla de admiración, afecto y amistad. Tu eres una de las dos personas que más me han influido en mi manera de comprender la investigación y la labor docente.

Los “copilotos” en este viaje eran también personas con las que sabía aprendería y me sentiría seguro. David (muchas son las conversaciones que me hubiese gustado tener y quedan pendientes) y Casto, quien finalmente ocupó esa “plaza” y supo mantener el rumbo, con una mezcla de conocimiento y generosidad. Especialmente en ti, Casto, he encontrado alguien del que aprender en muchas facetas y especialmente de tu generosidad y serenidad para gestionar desde una humanidad que aún es mayor que tú, ya de por sí, gran capacidad docente e investigadora.

En este camino he tenido compañeros de viaje increíbles. Recuerdo mucho y con especial emoción a Pedro. Fueron horas de laboratorio, conversaciones donde hablamos de futuro y a mí me hubiese gustado que lo hubiésemos compartido. Tu ausencia es un “sillón vacío” en este viaje, pero es tu plaza, la que miro y me permite seguir recordándote, como cuando disfrutamos y reímos en aquel desayuno, que acabó siendo casi comida, con Julio en la cafetería de la Universidad.

Amaya, compañera ideal y a quien agradezco el apoyo para cuando el “viaje” se hacía más complicado. A quien siempre podía recurrir para saber en qué parte del camino estábamos. Javi, Alberto, Alejandro, Iñaki, Javi, Maripili. Con todos, en algún momento, compartí momentos del camino, de todos aprendí y siempre me sentí arropado y acompañado.

Sin lugar a duda, durante el camino de la vida en cualquier ámbito, existen esas “pequeñas cosas” (como esa canción, la del gran Serrat) que muchas veces pasan desapercibidas o no le damos el valor adecuado, quizás por ser parte del mismo. En realidad, como escribió F. Clark: “todo el mundo trata de realizar algo grande, sin darse cuenta de que la vida se compone de cosas pequeñas”.

Laura Lucía me ha enseñado, por encima de todo a percibir, ver, valorar y sentir cada una de esas “pequeñas cosas”. Solo una persona con su inteligencia, con su capacidad, pero especialmente con su sensibilidad, sería capaz de despertar en mí todo eso, especialmente siendo como soy. Conocerla, Laura, fue un antes y un después. Por encima de mi compañera, eres alguien que admiro (es imposible quererte sin admirarte) y que me ha dado más de lo que jamás pensé podría tener.

Alba Lucía, llegó en medio de este camino. Tu eres, has sido y serás mi mejor “maestra”. Gracias por enseñarme el significado real de la vida y, en especial por descubrirme la definición más completa de la palabra “amor”. Te quiero tal cuál eres, con tu personalidad, tus detalles y tu esencia. Gracias por sacar lo mejor de mí como padre y como persona. Eres mi aliciente y motivación para cada día intensificar el esfuerzo por ser el mejor ejemplo posible por y para ti.

Es necesario, para iniciar cualquier viaje, llenar la maleta de principios, honestidad y sacrificio. Para hacerlo es necesario que alguien te los transmita y en mi caso fuiste tú, Francisca. Solo espero puedas sentir el orgullo, respeto y amor que he sentido hacia ti. Seguramente la vida no sea suficiente para mostrarlo, pero en este momento del camino es cuando no me gustaría dejar de intentar sepas todo lo que has sido, eres y serás SIEMPRE, más que una madre, un faro para guiarme como persona. A ti, padre, allá donde estés...también sabes lo importante que este camino ha sido y es no a pesar, sino gracias a ti (eso también lo puede aprender). Queridos abuelos, Juan, María, con vosotros crecí y aprendí y por eso siempre estáis presentes en cada momento. Y a vosotros, mis queridos hermanos, quizás el camino no ha sido fácil, quizás han sido muchas las pendientes y paisajes áridos, pero por encima de todo creo que siempre hemos estado para darnos apoyo y aliento. Gracias. A mis abuelos, quien me trataron como su hijo y a quien nunca pude decirles cómo los quería. Lo siento. Ojalá estén orgullosos desde allá donde estén. Gran parte de lo caminado es gracias a ellos.

Quizás parte de este trabajo también sirva para poder dejar algún mensaje a quien quiero con todo mi corazón: mis sobrinos (Andrés, Natalia, Alejandro, Andrea, Marcos, Noa, Yaiza). Como alguna vez leí de S. Hawking: “incluso la gente que afirma que no podemos hacer nada para cambiar nuestro destino, mira antes de cruzar la calle”. Nunca dejéis de luchar por vuestros sueños, incluso cuando en algún momento parezcan una cierta “locura” e incluso inalcanzables. Vuestro destino, está lleno de decisiones que dependen únicamente de vosotros. No permitáis que nadie diga que “no vale la pena”, nunca dejéis de intentarlo.

La vida te da una familia y después eres tú quien puede escoger una familia para la vida. A esa “familia” (así la he sentido desde el primer día), a quien solo puedo dar las gracias por permitirme cuidar y querer a su hija, pero sobre todo por querer y cuidarme a mí como lo hacen:

Salud, abuela, pero siempre madre, a Pedro, Rubén, Raúl y a esos pequeños que han ido viniendo y trayendo alegría e ilusión: Julio, Aitana, Rubén, Daniel, Elena.

También me gustaría poder recordar a todos aquellos que me permitieron iniciar el recorrido, hacia ya más de 30 años. Aquellas personas que confiaron en mí en el lugar donde nací y crecí, en mi pueblo, donde algún día espero regresar: L´Alfás del Pi.

En algún momento, la vida me llevó a distintos lugares fuera de España y en uno de esos lugares, me hizo encontrarme un “regalo” en forma de persona indescriptible. Milton, hermano. Tú me has permitido buscar la mejor versión de mí mismo. Tú has sido un ejemplo. Tus palabras, tu forma de entender y actuar, tu sensatez, honestidad... lo han sido todo para mí. Por eso te quiero tanto. Además, tu familia, las maravillosas Rocío y Laura, es todo un ejemplo de amor y equilibrio. Os quiero y nunca podré agradecerlos lo suficiente. Sois parte de mi-nuestra familia.

Las “emociones” de este camino me las ha proporcionado siempre el hecho de aprender, de disfrutar sintiéndome “pequeño” por rodearme de gente tan “grande”. Siempre he pensado que rodearte de los mejores es la mejor cura de humildad y que hacerlo de mediocridad es sumirse entre penumbras y no ver nunca más allá de la falta de luz.

En todo camino es necesario encontrar aquellos “guías” que te orienten, que te muestren la dirección correcta. Yo encontré el mío: Juan José González Badillo. Desde que en 1995 tuve ocasión de asistir a una primera clase contigo nunca he dejado de aprender, en cada curso, conferencia, en cada oportunidad de compartir una mesa o una conversación. Creo que tantos momentos escuchándote, reflexionando sobre tus palabras, me ha marcado en todos los ámbitos y me siento orgulloso de que siempre he querido ser un poco como tú, solo eso ya es mucho. Gracias por ser mi referente en esta apasionante profesión.

Luis Sánchez Medina. Compañero de promoción en la Facultad, amigo, pero otro de esos referentes que siempre me han guiado y acompañado. Gracias por todos estos años y los que nos queden por seguir compartiendo.

Guillermo, has sido el compañero perfecto, con quien he disfrutado y recorrido gran parte de este trayecto. Contigo me gustaría recorrer hasta el último metro que me permita este regalo de tiempo que es la vida. Conversando, riendo, debatiendo. Cogiendo aliento y siguiendo adelante, a pesar de todo. Gracias por cada momento.

Lucía, alumna aventajada, pero sobre todo gran persona, profesional y amiga. Estoy seguro de que el futuro te deparará todos los éxitos y felicidades que mereces.

A Juli, nuestro “Doc”. Gracias por acompañarme, guiarme, cuidarme, quererme. Gracias por hacerlo conmigo y con mi familia, que sabes que es la tuya.

A Felipe, hermano y compañero de camino no solo en lo profesional, sino en lo personal. Todo lo vivido no puede resumirse en palabras, solo en un sentimiento que sabes tengo en lo más profundo de mi corazón.

A Mauricio. Tú has sido un amigo, un compañero y un profesional al que quiero y admiro y que la vida me permitió conocer pese a que nos separa todo un océano. Cada pequeño momento compartido contigo ha sido un verdadero lujo y me gustaría seguir albergando la ilusión por buscar más y mejores de esos momentos.

A mi querido Marzo. Ese ese Brasileño-Español cuyo corazón es más grande que la dimensión de ambos países juntos. Gracias por TODO, gracias por TANTO, SIEMPRE.

A César e Isa y a Carla (si, también a ti te lo quiero dedicar). Sois maravillosos. Las personas más bonitas y generosas que hemos encontrado. Vosotros también sois parte de mi camino y del de mi familia.

A esos compañeros de viaje que me han ido sumando en lo profesional, pero especialmente en lo personal:

Querida Sonsoles, con quien hemos hablado tanto de ejercicio como de la vida. Héctor, otro de esos “seres especiales” que son capaces de simplificar lo complejo y de quien también puedes aprender mucho más allá del ejercicio. Ambos sois un ejemplo de que, es imposible ser buen profesional sin ser una excelente persona.

David Rodríguez, en quien veo un digno sucesor del “maestro” y a quien admiro y guardo un afecto especial. Isaac, con quien comparto una forma de entender y vivir la profesión, además de muchos grandes momentos de risas. A Jessica, con quien me unió nuestro trabajo en el Centro de Tecnificación deportiva y a través de las canciones de Vanessa Martín (que conocí gracias a ti) te has convertido en parte esencial de la vida de mi familia. A mis queridos “andaluces”: Manuel, Chiqui, Lambe. “Leti”, una mujer con gran inteligencia, de la que siempre uno puede aprender. A Manu, Victor, a mi querido Isaac. Y como no, a Mario Agustín Moyano, con quien empecé a disfrutar de amistad y trabajo hace ya tantos años.

José Luis Mate. Tu fuiste y eres responsable de muchos de los nuevos paisajes que disfruto en esta parte del camino. Fuiste un “descubrimiento” ya no en lo profesional, sino especialmente en lo personal y humano. Espero que esa unión podamos seguir disfrutándola allá donde estemos por el resto del camino que nos quede por recorrer. Gracias querido Mate.

A mis compañeros en el trabajo docente, pero también a amigos. Consciente de lo difícil de esta combinación en el día a día de un camino tan largo y difícil: Ariel, Manuel, Diego, Juan, Luis, Paquito, Blanqui, Noe, Mónica, Carlos, Sara, Eva, Marisol, Ana, Raúl, Javier, Rafa, Rosario...vosotros me habéis permitido disfrutar de cada día pese a lo duro de este tramo, donde me faltaba el aliento por momentos.

A todos y cada uno de los deportistas con los que he tenido la ocasión de disfrutar. Ellos me han ayudado a intentar seguir creciendo. De ellos he aprendido a nunca rendirme y buscar superarme. Muchos son los deportistas y las especialidades, pero especialmente en esta fase final de lo que pueden ser mis últimos deportistas, quiero recordar a los judokas Javier Gallego “Consu”, quien desde la humildad lucha contra el mayor rival que uno puede tener, que es uno mismo, y a Fran Garrigós “pinxito”. Seguramente uno de los deportistas con mayor potencial con los que he trabajado (no se consiguen sus resultados sin esa calidad), pero especialmente uno de los deportistas más inteligentes y con mayor rigor en la forma de proyectarse a nivel deportivo. Toda esa grandeza se queda pequeña al lado de su dimensión humana y personal. Gracias.

Como escribía al principio de estos agradecimientos, siempre me he considerado un “preparador físico”, un “entrenador”, pero desde hace años he tenido la suerte de dedicarme a la enseñanza. Eso me ha llevado a poder disfrutar de lo que más me gusta: aprender. Como decía J. Joubert, “aprender es enseñar dos veces”. Por eso quiero también recordar a quienes me han proporcionado cada una de esas oportunidades: mis alumnos, a todos y cada uno de ellos. Muchos han sido especiales y me han permitido aprender incluso más de lo que yo he podido enseñar. María Pereda, Irene Martínez, con vosotras he podido disfrutar y hacer más fácil los duros días en Madrid. A todos GRACIAS.

A la vida. No es cierto que “solo se vida una vez”, lo único cierto es que “solo se muere una vez” y por eso, como escribió Sabina yo: “...seguiré cantando y blasfemando contra todos los dioses, celebrando las ganas de vivir, muerto de miedo”...espero, junto a vosotros.

