

UNIVERSITAS



*Miguel Hernández*

ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE  
LA ESTABILIDAD DEL TRONCO EN FUNCIÓN  
DE LA ESPECIALIZACIÓN Y EL  
RENDIMIENTO DEPORTIVO

DAVID BARBADO MURILLO

DIRECTORES:

FRANCISCO JOSÉ VERA GARCÍA

FRANCISCO JAVIER MORENO HERNÁNDEZ

*Departamento de Psicología de la Salud  
Universidad Miguel Hernández de Elche*



Dr. D. Juan Carlos Marzo Campos, director del Departamento de Psicología de la Salud de la Universidad Miguel Hernández de Elche.

AUTORIZA:

Que el trabajo de investigación titulado: “ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA ESTABILIDAD DEL TRONCO EN FUNCIÓN DE LA ESPECIALIZACIÓN Y EL RENDIMIENTO DEPORTIVO”, realizado por D. David Barbado Murillo bajo la dirección de Dr. D. Francisco Javier Moreno Hernández y Dr. D. Francisco José Vera García sea depositado en el departamento y posteriormente defendido como Tesis Doctoral en esta Universidad ante el tribunal correspondiente.

Lo que firmo para los efectos oportunos en Elche a 17 de abril del 2014.

**Fdo: Juan Carlos Marzo Campos**  
Director del Departamento de Psicología de la Salud  
Universidad Miguel Hernández de Elche.



Dr. D. Francisco José Vera García, Profesor Titular de Ciencias del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche y Dr. D. Francisco Javier Moreno Hernández, Catedrático de Ciencias del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche

HACEMOS CONSTAR:

Que el trabajo titulado: “ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA ESTABILIDAD DEL TRONCO EN FUNCIÓN DE LA ESPECIALIZACIÓN Y EL RENDIMIENTO DEPORTIVO”, ha sido realizado por D. David Barbado Murillo bajo nuestra dirección y reúne méritos suficientes para ser defendido ante el tribunal correspondiente y poder optar al grado de Doctor.

Y para que surta los efectos oportuno firmamos el presente certifica en Elche a 17 de abril del 2014.

**Fdo.: Dr. D. Francisco J. Vera García**

**Fdo.: Dr. D. Francisco J. Moreno Hernández**



---

*A mis padres, por enseñarme que  
eso que no nos mata nos hace más fuertes.*

---







*"El talento se educa en la calma,  
y el carácter en la tempestad."*

Johann Wolfgang von Goethe (1749-1832),  
poeta, novelista, dramaturgo y científico alemán.

*"Lo que sabemos es una gota de agua;  
lo que ignoramos es el océano"*

Isaac Newton (1642-1727), físico y matemático inglés.

*"En el campo de la investigación  
el azar no favorece más que a los espíritus preparados".*

Louis Pasteur (1822-1895), químico y microbiólogo francés.

*"Una velada en que todos los presentes  
estén absolutamente de acuerdo  
es una velada perdida".*

Albert Einstein (1879-1955), físico alemán.

*"Al infierno con las circunstancias. Creo oportunidades"*

Bruce Lee (1879-1955), artista marcial, actor y filósofo chino.



# BROTHERS IN ARMS

Words & Music by Mark Knopfler

Gently ♩ = 80

These mist- en-veiled moun- tains... are a home now for

*p*

## Agradecimientos

AGRADECIMIENTOS

me but my home is the low- lands

and al- ways will be some day you'll re- turn...

...Dicen que para que lleguen las horas finales de lobo tiene que existir una manada detrás. Más si cabe cuando ese lobo flaco caminó durante mucho tiempo de forma errática tanto por falta de diligencia como de previsión... Este ha sido mi caso así que tengo mucho que agradecer... Solo espero que el cansancio de los últimos pasos no dificulte lo que quiero expresar...

... Desde mis primeros pasos en la investigación hasta el presente día siempre has estado ahí... Aunque hay muchas razones para que aparezcas en esta lista, ahora, cuando la escritura de esta tesis llega a su fin, no paro de recordar las alegrías y las tristezas que hemos vivido... Gracias Rafa por ser mi compañero de armas en tantas batallas..., en mi deambular errante durante aquellos años de niebla en Extremadura donde el camino era nuestro maestro..., en los momentos duros cuando los anhelos buscados no acababan de cumplirse..., en los momentos de incertidumbre cuando emprendimos juntos la aventura ilicitana... Todas estas cosas nunca desaparecerán para mí... Eres mi hermano de sangre...

...Vueltas que da el destino, si me hubieran preguntao cuando era un estudiante jamás me hubiera imaginado que acabaríamos hablando de nuestros futuros apurando mano a mano incontables botellas de vino... Sin embargo, desde que me ayudaste a preparar la presentación del trabajo de fin de créditos el día antes de la misma, hasta horas bastante intempestivas, pensé que estaba con alguien que prefería dar a recibir... No me equivoqué... Gracias Raul por ser el James Garner de la Gran Evasión..., y por haberme recibido con los brazos abiertos desde el primer día que llegué aquí... ¡Sigamos con el plan!

No creo que mucha gente tenga mi suerte... Pocas cosas hay tan preciadas como trabajar en aquello que te apasiona junto a un grupo de gente a la que te gusta llamar familia... Gracias a todos los que componéis el CID. No solo sois un ejemplo de trabajo, sacrificio y tesón que no he visto en ningún otro lugar, sino también en lo humano... Siempre que tengo un problema sé que puedo acudir a cualquiera de vosotros... Gracias Maripili por cada momento que hemos compartido en el laboratorio, hasta aquellos en los cuales vuestras voces se elevaron algo más de lo aconsejable... No me olvido de ti Diego, no solo por cada golpe recibido en el club de la lucha sino por ayudarme a la hora de interpretar mis datos en términos fisiológicos... Aun cuando eres un fabuloso investigador, gracias David por ser un referente especialmente en términos docentes. La pasión brilla en tus ojos cuando te veo dar clases... Gracias Pelaez por cada palabra amable que regalas cada día a pesar de la vorágine en las que siempre andas envuelto... Gracias Celes por ser un ejemplo a seguir en el trabajo. Pocas veces he visto alguien con tu capacidad y determinación para llevar a puerto tantos proyectos. Espero seguir viendo como desatas la tempestad cada año gracias a tus ideas guerrera... Gracias Vicente, no solo por ser el segundo en discordias del club de la lucha sino por ser un ejemplo de civismo y compromiso social que tanta falta hace en estos días... Gracias Fito no solo por ser el alma moral del centro, el Sócrates del CID, sino por tu sincera preocupación por cada uno de nosotros... Gracias Victor Moreno por tu intensidad en el trabajo y por confiar en mí tantas veces a la hora de analizar datos. Solo discúlpame aquellas en las cuales que no sea capaz de seguir tu vertiginoso ritmo. Es un placer trabajar contigo... Gracias también a Carlos Montero por su ayuda para interpretar los datos de esta tesis y porque con su ejemplo ha conseguido que me entre el cosquilleo por el Judo... Gracias también a Ana Cristina, a Noelia y a Juan Antonio por cada uno de los momentos que me habéis dedicado...

De entre esta familia me gustaría destacar a la "primera promoción de doctorandos" del CID por recibirnos como nos recibieron a los "intrusos extremeños". Gracias Tomás por ser tan desprendido cada vez que he solicitado tu ayuda. Gracias Hector por tan buenos momentos dentro y fuera de la universidad... Gracias Sarabia por tu ayuda tecnológica aun a pesar de que nunca he puesto nada en el cerdito (que haríamos muchos sin ti). Solo puedo decir que mi labor como técnico del laboratorio de biomecánica se vió engrandecida numerosa veces por tu ayuda... Con un poco de suerte caminaremos cerca en nuestra Odisea en el mundo de la investigación. "*The winter is coming*"... Gracias Casto por tu capacidad de trabajo sin fin, tanto para la toma de datos de esta tesis como para la corrección del presente texto. Tampoco puedo olvidar como a través de la asignatura que compartimos me has inoculado el veneno por las actividades en la naturaleza. Si bien, esto supone que más veces de las convenientes nos veamos involucrados en ciertas aventuras que nos traen de cabeza, no es menos cierto que me hacen disfrutar intensamente de la vida... Es una suerte para mí tenerte como compañero de laboratorio y como amigo...

No puedo olvidarme de quien ha decidido compartir conmigo la motivación por el análisis de los sistemas dinámicos, variabilidad y su relación con el rendimiento especialmente teniendo en cuanto lo ardua y a veces poco productiva que puede ser esta área de investigación... Espero Carla poder devolvarte cada uno de los instantes que estás dedicándome...

Gracias a Alejandro Valenciano y a Diego López por el esfuerzo ingente que han realizado. Sin ellos, la toma de datos que ha conducido a esta tesis no hubiera sido posible. Espero que podamos sacar muchos frutos de ella...

De la familia del CID he dejado para el final aquellas que considero una gran guía en el errar de mis pasos, pero que cuando lo han hecho (y aun hacen) lo hacen como sombras imperceptibles... Gracias Eduardo Cervelló por ser el Gran X y haber creado la organización X... Gracias Manuel Moya por tus por tus grandes esfuerzos en tareas que, como la gestión, no son del todo gratas... Gracias a los dos por vuestros gestión del CID... Pocas cosas hay tan complejas de conseguir como es el mantener un clima de trabajo donde el deseo de ser mejores de cada uno de nosotros no desemboque en luchas entre hermanos... Gracias por facilitarnos nuestro trabajo...

Cambiando de ternico mi mente viaja a quien ha compartido conmigo innumerables charlas nocturnas regadas con ron liberación. Gracias Luis por cada conversación que hemos tenido, desde la radiación final observada el horizonte de suceso, pasando por el capital y sistemas sanitarios... Menos mal que al final, muchas veces a hora intempestivas conseguimos sacar tiempo para discutir sobre el elusivo término de la estabilidad y modelar el tronco como un sistema de segundo orden con propiedades viscoelásticas... Primo, verte trabajar provoca en mi una inmensa admiración y orgullo...

Podría decir que la otra alma técnica de la presente tesis es Jose Luis, pero darle las gracias únicamente por su impagable labor en el desarrollo del software para visualizar el centro de presiones en tiempo real, sería desmerecer enormemente su labor en mi formación. Gracias por cada sabia palabra que me has dedicado para solventar los numerosos interrogantes que nos encontramos en nuestras mediciones biomecánicas... Quienes te conozcan saben que nunca una palabra tuya es vana...

Gracias a Janice Moreside, Adam Quirt y Cheyl Hubley-Kozey por haberme enseñado la utilización del análisis de componentes principales pero por sobretodo por haberme acogido como lo hicieron en mi estancia en Canada... Janice volveré a Chester a visitarte...

Gracias a todos los que una manera u otras me habéis moldeado con vuestra compañía en mis años académicos e investigadores en la Universidad de Extremadura... Gracias a Adsuar, Pedro, Aitor, Dani, Nacho, Fátima Castillo, Mariángeles, Ruth, Chiqui, Juanito, Juanmi... Aunque poco a poco nos vemos menos, nunca os borrareis de mi recuerdo...

Gracias Alfonso y Alejandro Ceniza... Cada momento que hemos compartido desde que nos conocimos cuando eramos niños me han hecho comprender que a veces hay lazos más fuertes que los de la sangre... Aunque tengamos un millar de kilómetros por medio nunca me sentiré solo pues sois mis dos hermanos...

Gracias Clara por nuestros años de juventud donde la vida solo eran ilusiones, incertidumbres y miedos que desembocaron en nuestro viaje a Elche... Sea donde sea hacia donde camines, siempre estaré ahí cuando lo necesites...

Gracias a mi padre, a mi madre y a mi hermana, por la dedicación y el cariño que me habéis dado y que nunca he sabido devolver... Aunque las piedras del camino hayan hecho que cada uno de nosotros siga una senda distinta que quizás ninguno de nosotros ha sabido comprender bien, sé que en las horas de necesidad siempre estaréis cerca...

... Ya conoces estas letras porque intento que las leas en mis ojos cada noche..., gracias Carmen por cautivarme de primeras con tu continua risa y tu segura voz..., por ser un carácter que ha soportado de forma estoica y con una sonrisa en la cara el tiempo extra que he dedicado a esta tesis..., por ser cómplices en la construcción de nuestro futuro pero por sobre todo por vivir juntos cada día con la intensidad de quien sabe que es el último que le queda en esta tierra... gracias por ser mi compañera de vida...

Finalmente gracias a mis dos directores de Tesis por la forma tan desinteresada y cariñosa en la que han dedicado su tiempo en mi formación... Robando las palabras utilizadas por mi hermano de sangre, gracias por haber sabido escucharme en el trabajo y especialmente fuera de él..., por ser tan pacientes con mi forma de trabajar..., por alentar mi creatividad en el campo de la investigación y por haberme hecho tan partícipe de vuestros trabajos... Aun dudo si soy merecedor del honor que supone que seais directores de mi trabajo...

Gracias Francis porque trabajar contigo intentando desentrañar la función de la variabilidad humana supone un desafío que me hace sentir, salvando las enormes distancias, como creo se sintieron Schrödinger, Heisenberg, Dirac, Bohr y Von Neumann entre otros cuando analizaban los resultados contradictorios y en apariencia sin sentido que dieron lugar a la mecánica cuántica..., pero por sobre todo gracias por ser una de esas sombras, imperceptible y silenciosa, que sostiene los pasos que voy dando.

Gracias Fran por haberme dado la oportunidad que hacía tanto tiempo buscaba..., por haber confiado en mí a pesar de solo conocerme como ese estudiante extremeño que te mandaba retazos de un artículo de electromiografía y equilibrio que no había dios que lo cogiera por ninguna parte..., por haberme hecho partícipe de tu proyecto nacional hasta sentir que una parte de él es mío al igual que esta tesis es tuya..., porque durante estos 3 años y medio que llevo aquí me has dado la tranquilidad de trabajar sabiendo que estás detrás tanto en los buenos como en los malos momentos... No tengo forma de pagar cada uno de los esfuerzos que has invertido en mí...

Miguel  
Hernández

# ÍNDICE

<b>1. INTRODUCCIÓN</b>	25
1.1. INTRODUCCIÓN GENERAL.	27
1.2. ESTABILIDAD DEL TRONCO Y PREVENCIÓN DE LESIONES.	28
1.3. ESTABILIDAD DEL TRONCO Y RENDIMIENTO MOTOR.	29
1.4. VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE LA ESTABILIDAD DEL TRONCO	32
1.4.1. <i>Paradigma de las perturbaciones súbitas</i>	32
1.4.2. <i>Paradigma del asiento inestable</i>	33
1.4.3. <i>Fiabilidad de los test basados en la aplicación de perturbaciones súbitas y el paradigma del asiento inestable.</i>	34
1.4.4. <i>Relaciones entre las variables de estabilidad.</i>	35
1.4.5. <i>Influencia de la fuerza y la resistencia muscular sobre la estabilidad del tronco.</i>	35
1.5. ESPECIFICACIÓN DEL PROBLEMA Y PROPUESTA DE INTERVENCIÓN	36
<b>2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS</b>	39
2.1. OBJETIVOS	41
2.2. HIPÓTESIS	41
<b>3. MÉTODO</b>	43
3.1. PARTICIPANTES	45
3.2 INSTRUMENTAL	46
3.2.1. <i>Instrumental utilizado para el análisis de la respuesta del tronco ante cargas o perturbaciones unidireccionales aplicadas de forma súbita y controlada.</i>	46
3.2.2. <i>Instrumental utilizado para la evaluación del control del tronco mediante tareas de estabilidad sedente basadas en el paradigma del asiento inestable.</i>	48
3.2.3. <i>Instrumental utilizado para la evaluación de la fuerza y resistencia de la musculatura extensora y flexora del tronco.</i>	50
3.3. DISEÑO Y VARIABLES	52
3.3.1. <i>Variables independientes</i>	52

3.3.1.1. “Especialización deportiva”	52
3.3.1.2. “Nivel de rendimiento en judo”	52
3.3.2. <i>Variables dependientes</i>	52
3.3.2.1. <i>Variables utilizadas para evaluar la respuesta del tronco ante perturbaciones controladas</i>	53
3.3.2.2. <i>Variables utilizadas para evaluar el control del tronco en sedestación</i>	53
3.3.2.3. <i>Variables utilizadas para evaluar la fuerza de la musculatura extensora y flexora del tronco mediante el test isocinético</i>	53
3.3.2.4. <i>Variables utilizadas para evaluar la resistencia de la musculatura extensora y flexora del tronco mediante el test isocinético</i>	53
3.3.3. <i>Variables contaminantes.</i>	53
3.3.3.1. <i>Antropometría (masa, altura y momento de inercia del tronco).</i>	53
3.3.3.2. <i>Momento de fuerza ejercido sobre el tronco durante el test de aplicación de cargas súbitas.</i>	54
3.3.3.3. <i>Fijación de la pelvis durante el test de aplicación de cargas súbitas.</i>	54
3.4. PROCEDIMIENTO	55
3.4.1. <i>Test de aplicación de cargas súbitas</i>	56
3.4.2. <i>Test de control del tronco en sedestación</i>	58
3.4.3. <i>Test isocinético de fuerza-resistencia de los músculos del tronco</i>	59
3.5. ANÁLISIS Y REDUCCIÓN DE DATOS	61
3.5.1. <i>Rigidez, amortiguamiento y desplazamiento del tronco ante cargas súbitas</i>	61
3.5.2. <i>Error y camino recorrido del COP durante el test de control del tronco en sedestación</i>	64
3.5.3. <i>Fuerza y resistencia en el test isocinético de flexo-extensión del tronco</i>	66
3.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO	70



<b>4. RESULTADOS</b>	73
4.1. FIABILIDAD DE LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA.	75
4.1.1. <i>Fiabilidad de las variables obtenidas durante el test de aplicación de cargas súbitas</i>	75
4.1.2. <i>Fiabilidad de las variables obtenidas durante el test de control del tronco en sedestación</i>	76
4.1.3. <i>Fiabilidad de las variables de fuerza y resistencia obtenidas durante el test isocinético de flexo-extensión del tronco</i>	77
4.2. RELACIONES ENTRE LAS VARIABLES OBTENIDAS EN LOS DISTINTOS PROTOCOLOS DE REGISTRO: VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA	79
4.2.1. <i>Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas</i>	79
4.2.2. <i>Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación</i>	80
4.2.3. <i>Correlaciones entre las variables de fuerza y resistencia obtenidas durante el test isocinético de flexo-extensión del tronco</i>	83
4.2.4. <i>Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación y el test de perturbaciones súbitas</i>	84
4.2.5. <i>Correlaciones entre las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco y las variables obtenidas en el test de aplicación de perturbaciones súbitas</i>	86
4.2.6. <i>Correlaciones entre las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco y las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación</i>	87
4.3. DIFERENCIAS ENTRE JUDOCAS, KAYAKISTAS Y DEPORTISTAS RECREACIONALES EN LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA.	91
4.3.1. <i>Diferencias entre judocas, kayakistas y deportistas recreacionales de las variables obtenidas en el test de aplicación de cargas súbitas</i>	91
4.3.2. <i>Diferencias entre judocas, kayakistas y deportistas recreacionales de las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación.</i>	92
4.3.3. <i>Diferencias entre judocas, kayakistas y deportistas recreacionales en las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco</i>	94

4.4. DIFERENCIAS ENTRE JUDOCAS DE NIVEL NACIONAL E INTERNACIONAL EN LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA.	95
4.4.1. <i>Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional en las variables obtenidas en el test de aplicación de cargas súbitas</i>	95
4.4.2. <i>Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional en las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación</i>	96
4.4.3. <i>Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional en las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco</i>	97
<b>5. DISCUSIÓN</b>	99
5.1. FIABILIDAD DE LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA.	101
5.2. RELACIONES ENTRE LAS VARIABLES OBTENIDAS EN LOS DISTINTOS PROTOCOLOS DE REGISTRO: VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA	105
5.2.1. <i>Relaciones entre las variables obtenidas en el test de aplicación de perturbaciones súbitas y el test de control del tronco en sedestación</i>	105
5.2.2. <i>Relaciones entre las variables obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y en los test de estabilidad</i>	108
5.3. DIFERENCIAS ENTRE JUDOCAS, KAYAKISTAS Y DEPORTISTAS RECREACIONALES EN LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA.	111
5.4. DIFERENCIAS ENTRE JUDOCAS DE NIVEL NACIONAL E INTERNACIONAL EN LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA.	113
<b>6. CONCLUSIONES</b>	115
<b>7. LIMITACIONES Y PROSPECTIVAS DE FUTURO</b>	119
<b>8.-REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS</b>	123
<b>ANEXO I</b>	139

# ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1.</b> Instrumental necesario para analizar la respuesta del tronco ante cargas súbitas: A) Armazón de madera para fijar el tren inferior de los sujetos; B) Mecanismo de tracción neumática para la aplicación de fuerzas súbitas en diferentes direcciones y sentidos; C) Sistema de captura del movimiento en 3D para el análisis cinemático del tronco; D) Vista lateral del sujeto situado en la silla de madera y anclado al mecanismo de tracción neumática.	47
<b>Figura 2.</b> Instrumental necesario para la evaluación del control del tronco en sedestación sobre un asiento estable situado sobre una plataforma de fuerzas.	48
<b>Figura 3.</b> Instrumental necesario para la evaluación del control del tronco en sedestación. A) Asiento inestable situado sobre la plataforma de fuerzas; B) Detalle de la hemisfera rígida adherida al asiento con cinta de Velcro®.	48
<b>Figura 4.</b> Cintas de Velcro® utilizadas para fijar los tobillos y la parte superior de los muslos a la silla con el fin de evitar movimientos de la parte inferior del cuerpo durante los test de control del tronco en sedestación.	49
<b>Figura 5.</b> Imagen del software proyectado frente al participante para proporcionar información visual del desplazamiento del centro de presiones (blanco) y para retar la capacidad de éste de ajustar la posición de su centro de presiones a un punto criterio (gris) que permanecía estático o se desplazaba describiendo diferentes trayectorias. En esta imagen el participante intentaba seguir el punto rojo a lo largo de una trayectoria circular. Aunque la trayectoria se presenta en la figura mediante una línea roja para que el lector la identifique claramente, no era presentada durante el estudio para dificultar la labor de los participantes.	50
<b>Figura 6.</b> Instrumental necesario para la evaluación de la fuerza y la resistencia de la musculatura extensora y flexora del tronco. A) Dinamómetro isocinético BIODEX SYSTEM 4 PRO; B) Modulo de tronco para la medición de momentos de flexión y extensión del tronco.	50
<b>Figura 7.</b> Participante realizando un esfuerzo máximo de flexo-extensión del tronco en el dinamómetro isocinético.	51
<b>Figura 8.</b> Vista lateral de la silla de madera y del mecanismo de tracción neumática situado frente al sujeto para la aplicación de cargas súbitas en diferentes sentidos: A) Posterior; B) Anterior; C) Derecha.	57
<b>Figura 9.</b> Test de control del tronco en sedestación: A) Participante realizando una tarea sobre el asiento inestable; B) Participante realizando una tarea sobre el asiento estable.	58
<b>Figura 10.</b> Esquema de las cinco tareas de estabilidad sedente que se realizaron tanto sobre el asiento estable, como sobre el asiento inestable. La trayectoria del centro de presiones y del punto criterio se han dibujado para una mejor comprensión del lector, pero no fueron presentadas durante el estudio. A) Estabilidad estática sin feedback visual; B) Estabilidad estática con feedback visual; C) Estabilidad dinámica con desplazamiento medial-lateral; D) Estabilidad dinámica con desplazamiento anterior-posterior; E) Estabilidad dinámica con desplazamiento circular.	59
<b>Figura 11.</b> Participante realizando un esfuerzo máximo de flexo-extensión del tronco en el dinamómetro isocinético a través de un rango movimiento de 50°: -30°) Flexión del tronco; 0°) Posición inicial o de referencia; +20°) Extensión del tronco.	60
<b>Figura 12.</b> Diagrama adaptado de Cholewicki et al. (2000) de un tronco oscilando después de la aplicación de una carga repentina. L es la altura medida desde la articulación L4/L5 hasta el centro de masas (Winter, 1990) y $\theta_0$ es el ángulo inicial de reposo del tronco. La rigidez (K) y el amortiguamiento ( $\beta$ ) del tronco son calculadas a partir del desplazamiento angular ( $\theta$ ) observado tras la perturbación.	61

- Figura 13.** Software desarrollado para el cálculo de los coeficientes de *rigidez* ( $K$ ) y *amortiguamiento* del tronco ( $\beta$ ) mediante el método implementado por Cholewicki et al. (2000). En la gráfica se muestra el *desplazamiento angular* real del tronco (rombos negros) y el *desplazamiento angular* calculado mediante el ajuste de regresión (línea gris). 63
- Figura 14.** Software en entorno LabView creado para el cálculo de variables de estabilidad a partir de la señal del COP obtenida durante el test de estabilidad sedente. 64
- Figura 15.** Ejemplo de *Error Radial Medio* y *Camino Recorrido* durante una tarea del protocolo de control del tronco en sedestación. En nuestro estudio el intervalo entre  $i$  e  $i + 1$  fue de 10 ms. 65
- Figura 16.** Software en entorno LabView creado para el cálculo de variables de fuerza y resistencia a partir de la señal del momento de fuerza obtenida durante el test isocinético de flexo-extensión del tronco 67
- Figura 17.** Ejemplo de un registro completo del test isocinético consistente en 4 series de 15 repeticiones de flexo-extensión de tronco. Las tres primeras repeticiones (sombreadas) no fueron utilizadas en el análisis. Las repeticiones con un círculo indican *el máximo momento de fuerza* (MM) generado por el participante. Las repeticiones sombreadas con gris indican el *trabajo máximo* (WM) realizado por el participante. 68
- Figura 18.** Inclinación del tronco de un participante durante la realización de A) una tarea dinámica sobre el asiento estable y B) una tarea dinámica sobre el asiento estable. 107



# ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1.</b> Edad, altura, masa y momento de inercia del tronco ( $I$ ) de los diferentes grupos del estudio.	45
<b>Tabla 2.</b> Edad, altura, masa y momento de inercia del tronco ( $I$ ) de los judocas de nivel nacional y internacional.	45
<b>Tabla 3.</b> Integral del momento de fuerza (IM) ejercido sobre los participantes durante el test de aplicación de cargas súbitas unidireccionales (sentido anterior, derecha y posterior) para kayakistas, judocas y deportistas recreacionales.	54
<b>Tabla 4.</b> Desplazamiento del marcador ubicado sobre L5 (D-L5) durante el test de aplicación de cargas súbitas unidireccionales (sentido anterior, derecha y posterior) para kayakistas, judocas y deportistas recreacionales.	55
<b>Tabla 5.</b> Estadísticos descriptivos y fiabilidad relativa y absoluta de las variables obtenidas en el test de aplicación de cargas súbitas.	75
<b>Tabla 6.</b> Estadísticos descriptivos y fiabilidad relativa y absoluta del <i>error radial medio</i> (ERM) y el <i>camino recorrido</i> (CR) obtenidos en el test de control del tronco en sedestación.	77
<b>Tabla 7.</b> Estadísticos descriptivos y fiabilidad relativa y absoluta de las variables de fuerza del test isocinético de flexo-extensión del tronco.	78
<b>Tabla 8.</b> Estadísticos descriptivos y fiabilidad relativa y absoluta de las variables de resistencia del test isocinético de flexo-extensión del tronco.	79
<b>Tabla 9.</b> Correlaciones entre las variables de <i>rigidez</i> ( $K$ ), <i>amortiguamiento</i> ( $\beta$ ) y <i>desplazamiento angular</i> ( $\theta$ ) del tronco ante las perturbaciones en el sentido anterior, derecha y posterior.	80
<b>Tabla 10.</b> Correlaciones entre el <i>error radial medio</i> del centro de presiones obtenido en las distintas tareas realizadas durante el test control del tronco en sedestación.	80
<b>Tabla 11.</b> Correlaciones entre el <i>camino recorrido</i> del centro de presiones obtenido en las distintas tareas realizadas durante el test de control del tronco en sedestación.	81
<b>Tabla 12.</b> Componentes principales del <i>error radial medio</i> en las distintas tareas realizadas en el test de control del tronco en sedestación.	82
<b>Tabla 13.</b> Componentes principales del <i>camino recorrido</i> en las distintas tareas realizadas en el test de control del tronco en sedestación.	82
<b>Tabla 14.</b> Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco.	83
<b>Tabla 15.</b> Correlaciones entre las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco.	84
<b>Tabla 16.</b> Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y los índices promediados obtenidos en el test de control del tronco en sedestación.	84
<b>Tabla 17.</b> Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y en el test de control del tronco en sedestación.	85
<b>Tabla 18.</b> Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco.	86

<b>Tabla 19.</b> Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco.	86
<b>Tabla 20.</b> Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y los índices promediados obtenidos en el test de control del tronco en sedestación.	87
<b>Tabla 21.</b> Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y el <i>error radial medio</i> del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.	88
<b>Tabla 22.</b> Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y el <i>camino recorrido</i> del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.	89
<b>Tabla 23.</b> Correlaciones entre las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y los índices promediados obtenidos en el test de control del tronco en sedestación.	90
<b>Tabla 24.</b> Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y el <i>error radial medio</i> del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.	90
<b>Tabla 25.</b> Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y el <i>camino recorrido</i> del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.	91
<b>Tabla 26.</b> Diferencias entre kayakistas, judocas y deportistas recreacionales para el <i>desplazamiento angular</i> ( $\theta$ ), el coeficiente de <i>rigidez</i> ( $K$ ) y el coeficiente de <i>amortiguamiento</i> ( $\beta$ ) del tronco en los 110 ms tras la perturbación súbita en el sentido anterior, posterior y derecha.	92
<b>Tabla 27.</b> Diferencias entre kayakistas, judocas y deportistas recreacionales para el <i>error radial medio</i> (ERM) y el <i>camino recorrido</i> (CR) del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.	93
<b>Tabla 28.</b> Diferencias entre kayakistas, judocas y deportistas recreacionales para las variables de fuerza obtenidas durante el test isocinético de flexo-extensión de tronco.	94
<b>Tabla 29.</b> Diferencias entre kayakistas, judocas y deportistas recreacionales para las variables de resistencia obtenidas durante el test isocinético de flexo-extensión de tronco.	95
<b>Tabla 30.</b> Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional para el <i>desplazamiento angular</i> ( $\theta$ ), el coeficiente de <i>rigidez</i> ( $K$ ) y el coeficiente de <i>amortiguamiento</i> ( $\beta$ ) del tronco en los 110 ms tras la perturbación súbita en el sentido anterior, posterior y derecha.	96
<b>Tabla 31.</b> Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional para el <i>error radial medio</i> (ERM) y el <i>camino recorrido</i> (CR) del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.	97
<b>Tabla 32.</b> Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional para las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco.	98
<b>Tabla 33.</b> Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional para las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco.	98

# GLOSARIO

- ACP: Análisis de componentes principales.
- $\beta$ : Coeficiente de amortiguamiento.
- CCI: Coeficiente de correlación intraclase.
- CDP: Centro de presiones.
- CR: Camino recorrido.
- EEM: Error estándar de medida.
- ERM: Error radial medio.
- HAT: “Head, arms and trunk”.
- $I$ : Momento de inercia.
- $k$ : Coeficiente de rigidez.
- $M$ : Momento de fuerza.
- $MM$ : Momento de fuerza máximo.
- $\theta$ : Desplazamiento angular.
- $RR$ : Ratio de resistencia.
- $RRM$ : Ratio de resistencia modificado.
- $RRC$ : Ratio de recuperación.
- $RRCM$ : Ratio de recuperación modificado.
- $RTM$ : Ratio del trabajo máximo.
- $RFF$ : Ratio final de fatiga.
- $W$ : Trabajo.
- $WM$ : Trabajo máximo.







# INTRODUCCIÓN

Miguel  
Hernández



# 1. INTRODUCCIÓN

## 1.1. INTRODUCCIÓN GENERAL

La estabilidad mecánica del tronco, conocida en ámbitos del entrenamiento y la medicina deportiva como estabilidad de la zona central o “*core stability*” (Borghuis, Hof, & Lemmink, 2008; Kibler, Press, & Sciascia, 2006; Reed, Ford, Myer, & Hewett, 2012), ha sido definida como la capacidad del cuerpo para mantener o recuperar una posición o trayectoria del tronco cuando éste es sometido a fuerzas externas o internas (Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg, & Cholewicki, 2007a). Los programas de ejercicios para el desarrollo de la estabilidad del tronco son elementos habituales en el ámbito de la educación física, la medicina deportiva, el fitness y el deporte amateur y profesional, pues son considerados importantes para la prevención de lesiones y la mejora de la capacidad funcional y el rendimiento motor (Borghuis et al., 2008; Liemohn, Baumgartner, & Gagnon, 2005).

Existe la creencia de que durante diversas acciones motrices una mejora de la estabilidad del tronco permite maximizar la generación y transmisión de fuerzas generadas por los miembros inferiores hacia los miembros superiores y viceversa (Kibler et al., 2006; Putnam, 1993; Zattara & Bouisset, 1988). A su vez, se ha observado que permite minimizar el estrés mecánico que sufren las articulaciones del tren inferior en acciones explosivas de cambio de dirección (Jamison et al., 2012). Esto conllevaría dos claros beneficios relacionados: 1) un aumento del rendimiento motor, tanto en habilidades funcionales necesarias para la vida diaria (manejar cargas en el trabajo, mantener el equilibrio en el adulto mayor, etc.), como en acciones deportivas (Kibler et al., 2006; S. McGill, 2007; Reed et al., 2012); y 2) una reducción del riesgo de lesión asociado a una mala ejecución motriz (Jamison et al., 2012; Zazulak, Hewett, Reeves, Goldberg, & Cholewicki, 2007b).

A pesar de estas afirmaciones, existen dudas sobre la eficacia real de los ejercicios y programas orientados a la estabilidad del tronco, ya que los resultados de los estudios que han analizado la posible contribución de la estabilidad del tronco a la prevención de lesiones y al rendimiento motor son relativamente pocos y presentan resultados controvertidos (Jamison et al., 2012; Mills, Taunton, & Mills, 2005; Sharrock, Cropper, Mostad, Johnson, & Malone, 2011). Diversos autores sugieren que la divergencia en los resultados en estos estudios puede deberse a limitaciones metodológicas, tales como: i) los procedimientos de medida utilizados para valorar la estabilidad del tronco han sido muy diversos y de validez cuestionable (Borghuis et al., 2008; Reed et al., 2012; Reeves, Narendra, & Cholewicki, 2007; van Dieen, Luger, & van der Eb, 2012); ii) existen pocos estudios que analicen la fiabilidad de las medidas biomecánicas que valoran la estabilidad del tronco (Lee & Granata, 2008; Santos et al., 2011; van Dieen, Koppes, & Twisk, 2010b); iii) un solo test puede no ser suficiente para evaluar adecuadamente la estabilidad del tronco ya que ésta parece ser dependiente del contexto (Reeves et al., 2007). A lo largo de esta introducción profundizaremos en el análisis de éstas y otras limitaciones de los estudios sobre estabilidad del tronco, rendimiento motor y prevención de lesiones, lo cual nos permitirá plantear los objetivos e hipótesis de esta Tesis Doctoral.

## 1.2. ESTABILIDAD DEL TRONCO Y PREVENCIÓN DE LESIONES

Estudios realizados durante los últimos 15 años apoyan la hipótesis de que alteraciones en el control neuromuscular de la estabilidad del tronco contribuyen a la aparición de lesiones deportivas tanto en la columna vertebral (Borghuis et al., 2008), como en las extremidades (Zazulak, Cholewicki, & Reeves, 2008). En este sentido, estudios prospectivos realizados con deportistas universitarios (Zazulak et al., 2007a, 2007b) mostraron correlaciones significativas entre diversos factores relacionados con la estabilidad mecánica del tronco (desplazamiento del tronco ante una fuerza externa, control propioceptivo de la posición del tronco, etc.) y las lesiones deportivas ocurridas durante un periodo de 3 años en diferentes estructuras de la rodilla, principalmente en mujeres deportistas. Asimismo, en un estudio realizado con jugadores de baloncesto y corredores de cross (Leetun, Ireland, Willson, Ballantyne, & Davis, 2004), se observó que la fuerza de los rotadores externos de la cadera, variable que ha sido relacionada con el control lumbo-pélvico (Bobbert, & van Zandwijk, 1999), fue un predictor de lesiones en los miembros inferiores a lo largo de una temporada. A partir de estos datos, se ha argumentado que déficit en el control neuromuscular de la parte central del cuerpo pone en riesgo otras estructuras de las cadenas cinéticas desarrolladas durante cambios de dirección, saltos, golpes, etc. (Zazulak et al., 2008). Sin embargo, debido a la complejidad en la ejecución de los trabajos experimentales realizados a partir de datos biomecánicos, no tenemos constancia de estudios que hayan analizado el efecto de programas de entrenamiento basados en ejercicios de estabilización sobre la mejora de la estabilidad mecánica del tronco y su influencia sobre la incidencia de lesiones en los miembros inferiores.

En relación con las lesiones de la columna vertebral, un estudio biomecánico (Cholewicki et al., 2002) encontró alteraciones en la respuesta refleja de los músculos del tronco ante fuerzas externas (aplicadas sobre el tórax de forma controlada) en deportistas que habían finalizado su recuperación tras una lumbalgia aguda. Asimismo, estudios que han comparado pacientes con dolor lumbar crónico y personas asintomáticas, han encontrado una mayor latencia en la respuesta muscular de los pacientes con dolor lumbar ante fuerzas externas (Radebold, Cholewicki, Panjabi, & Patel, 2000; Radebold, Cholewicki, Polzhofer, & Greene, 2001; Reeves, Cholewicki, & Milner, 2005) e internas (Hodges & Richardson, 1996, 1998), así como un menor control postural tanto de pie (Ham, Kim, Baek, Lee, & Sung, 2010; Henry, Hitt, Jones, & Bunn, 2006; Ruhe, Fejer, & Walker, 2011; Sung, Yoon, & Lee, 2010) como en sedestación (Radebold et al., 2001; van Dieen, Koppes, & Twisk, 2010a). Aunque la mayoría de los resultados biomecánicos comentados no permiten inferir con claridad si el déficit en la estabilidad del tronco es la causa o la consecuencia de la lesión, un estudio prospectivo realizado por Cholewicki et al. (2005) mostró que aquellos individuos con mayor retraso en la respuesta refleja de la musculatura del tronco ante fuerzas externas tenían una mayor probabilidad de sufrir lesión lumbar en un periodo de 2 a 3 años posterior a la medición. Estos resultados sugieren que un retraso en la respuesta muscular ante perturbaciones es un factor de riesgo de sufrir lesión lumbar y no sólo una consecuencia de la lesión.

A pesar de que los resultados de los estudios referidos relacionan la deficiencia en el control del tronco con el riesgo de lesión en la zona lumbar, un estudio prospectivo realizado con 402 participantes asintomáticos con debilidad abdominal (Helewa, Goldsmith, Lee, Smythe, & Forwell, 1999) y otro realizado con 254 deportistas recreacionales (Nadler et al., 2002) encontraron que el entrenamiento de fuerza y resistencia de la musculatura abdominal (musculatura que participa en la estabilización activa del raquis) (Vera-García et al., 2006 y 2007) no reduce la probabilidad de aparición de episodios de dolor lumbar en esta población. Además, los estudios clínicos de intervención que han evaluado el efecto de programas de

rehabilitación orientados a la mejora de la estabilización de tronco en pacientes con dolor lumbar ponen en duda la eficacia de los mismos. Así, aunque las terapias basadas en la realización de ejercicios de estabilización del tronco han provocado mejoras en pacientes con dolor lumbar en comparación con pacientes que únicamente habían recibido cuidados generales (Goldby, Moore, Doust, & Trew, 2006; Hides, Jull, & Richardson, 2001; Moseley, 2002; Niemisto et al., 2003; P. B. O'Sullivan, Phyty, Twomey, & Allison, 1997; P. O'Sullivan, Twomey, Allison, Sinclair, & Miller, 1997; Rasmussen-Barr, Nilsson-Wikmar, & Arvidsson, 2003; Stuge, Veierod, Laerum, & Vollestad, 2004), no han producido mejores resultados que otras formas de terapia física basadas en ejercicio físico general (Ferreira, Ferreira, Maher, Herbert, & Refshauge, 2006; Koumantakis, Watson, & Oldham, 2005; Macedo, Maher, Latimer, & McAuley, 2009; Rackwitz et al., 2006).

Si bien los resultados de los estudios presentados en el párrafo anterior podrían cuestionar la eficacia de los programas de ejercicios de estabilización de tronco como herramientas para la rehabilitación y prevención de lesiones, debemos destacar que los estudios referidos presentan limitaciones metodológicas importantes (Lederman, 2010). Así, por ejemplo, en ninguno de estos estudios se analizó la relación entre las mejoras en la sintomatología o la funcionalidad de los pacientes con dolor lumbar y el desarrollo de la capacidad de estabilización del tronco (Ferreira et al., 2006; Lederman, 2010; Macedo et al., 2009; Rackwitz et al., 2006). Asimismo, tampoco se evaluó (mediante test de campo o laboratorio) las posibles deficiencias en el control neuromuscular del tronco de los pacientes antes de la intervención, por lo que es posible que muchos de ellos tuvieran una buena capacidad de estabilización y no precisaran de una intervención de este tipo (Ferreira et al., 2006; Lederman, 2010; Macedo et al., 2009; Rackwitz et al., 2006). Por tanto, debido a la escasez de estudios experimentales y a las limitaciones metodológicas de los mismos, actualmente no existen evidencias claras que nos permitan conocer el nivel de eficacia de los programas de ejercicios de estabilización del tronco.

Hernández

### 1.3. ESTABILIDAD DEL TRONCO Y RENDIMIENTO MOTOR

Además de los posibles beneficios del desarrollo de la estabilidad del tronco sobre la prevención de lesiones deportivas, se ha sugerido que es posible optimizar el rendimiento motor a través del desarrollo de la estabilidad de la parte central o “core” de las cadenas cinéticas implicadas en la mayoría de las acciones deportivas, facilitando la transmisión de las fuerzas generadas por el miembro inferior hacia el miembro superior y viceversa (Kibler et al., 2006). En este sentido, se ha observado que en acciones donde se movilizan los miembros superiores, la activación de los músculos del tronco precede a la activación de los músculos que movilizan los brazos (Hodges & Richardson, 1997), lo que ha sido interpretado como una forma de crear una base estable para facilitar el movimiento de las extremidades, fenómeno denominado “proximal stability for distal mobility” (Kibler et al., 2006; Putnam, 1993; Zattara & Bouisset, 1988). Teniendo en cuenta que la parte superior del cuerpo constituye dos terceras partes de su peso corporal total (Dumas, Cheze, & Verriest, 2007) y que esta masa se encuentra generalmente elevada con relación al suelo, un control adecuado del tronco es considerado un factor importante para el equilibrio corporal (van der Burg, van Wegen, Rietberg, Kwakkel, & van Dieen, 2006), capacidad que es clave para el rendimiento en muchos deportes (van Dieen et al., 2012).

Pese a estas consideraciones, los estudios experimentales y/o descriptivos que han analizado la posible contribución de la estabilidad del tronco al rendimiento deportivo son relativamente

pocos y han encontrado resultados contradictorios (Distefano, Distefano, Frank, Clark, & Padua, 2013; Hibbs, Thompson, French, Wrigley, & Spears, 2008; Jamison et al., 2012; Mills et al., 2005; Nesser, Huxel, Tincher, & Okada, 2008; Okada, Huxel, & Nesser, 2011; Reed et al., 2012; Sharrock et al., 2011). Nesser et al. (2008) realizaron un estudio con 25 atletas y encontraron correlaciones bajas y controvertidas entre los resultados de test isométricos de resistencia de los músculos extensores, flexores e inclinadores del tronco (que los autores denominaron como medidas de *core stability*) y medidas relacionadas con el rendimiento deportivo. En concreto encontraron correlaciones bajas y positivas entre los test de tronco y varios test de fuerza y potencia, y correlaciones bajas y negativas entre los test de tronco y diversos test de agilidad y velocidad. Estos autores concluyeron que un incremento en la estabilidad del tronco (en nuestra opinión un aumento en la resistencia isométrica de la musculatura implicada en la estabilidad del tronco) no contribuye significativamente al incremento de la fuerza o la potencia muscular y, por lo tanto, no debería ser un objetivo importante dentro de los programas de entrenamiento deportivo.

En un estudio similar desarrollado por Okada et al. (2011) únicamente encontraron leves correlaciones positivas entre los resultados de test de resistencia de los músculos estabilizadores del tronco (que de nuevo fueron utilizados como medidas de estabilidad del tronco) y el rendimiento tanto en un test de lanzamiento de balón medicinal, como en un test de fuerza del tren inferior. En el mismo sentido, Sharrock et al. (2011) encontraron leves correlaciones positivas entre la capacidad de estabilización del tronco, valorada mediante un test de control de la postura de la región lumbo-pélvica, y la distancia de un lanzamiento de balón medicinal.

Al analizar los estudios experimentales que han evaluado los efectos directos de programas de ejercicios de estabilización del tronco sobre el rendimiento motor, se han observado dos problemas principales. Por un lado, en la mayoría de los casos los ejercicios de tronco no han sido los únicos componentes de los programas de entrenamiento, por lo que es difícil aislar los efectos de este tipo de intervención (Reed et al., 2012). Asimismo, como se muestra en los estudios que se presentan a continuación, cuando los programas de entrenamiento únicamente han utilizado ejercicios de resistencia y/o estabilización del tronco se han encontrado resultados controvertidos:

- Mills et al. (2005) evaluaron el efecto de dos programas de intervención de estabilización del tronco de 10 semanas de duración sobre la estabilidad del tronco (medida mediante la valoración del control postural del raquis lumbar y la pelvis) y sobre el rendimiento motor en test de agilidad, de potencia del tren inferior y de equilibrio corporal en apoyo unipodal. Uno de los programas se basó en la ejecución de ejercicios de estabilización con énfasis en la activación de los músculos profundos del tronco y el suelo pélvico (utilizando principalmente la maniobra de hundimiento abdominal o "*abdominal hollowing*"); y el otro, en la ejecución de ejercicios más convencionales de resistencia muscular y estabilización del tronco, principalmente los puentes o "*bridges*". Aunque a diferencia del grupo control, en ambos grupos de entrenamiento se observó un incremento tanto del control postural del raquis lumbar y la pelvis, como del rendimiento en las pruebas de agilidad, de potencia del tren inferior y de equilibrio corporal, el análisis correlacional no mostró ninguna relación entre el nivel de control lumbo-pélvico y el nivel mostrado en el resto de test.

- Resultados similares fueron obtenidos por Jamison et al. (2012) al comparar los efectos de dos programas de entrenamiento de 6 semanas de duración sobre: i) la estabilidad del tronco, evaluada mediante la aplicación controlada de cargas repentinas; y ii) el rendimiento motor, evaluado mediante test de velocidad-agilidad, potencia del

tren inferior y fuerza del tren inferior. Uno de los programas de entrenamiento se basó en el desarrollo de la fuerza muscular de todos los grandes grupos musculares y el otro combinó el trabajo de fuerza muscular general con los ejercicios de resistencia y estabilización del tronco. Aunque ambos programas produjeron resultados similares, sólo en los deportistas que no realizaron ejercicios de estabilización del tronco las mejoras en el rendimiento motor se vieron acompañadas de un incremento del estrés mecánico en la rodilla durante un test de cambios de dirección. Estos autores sugieren que la realización de ejercicios de tronco como complemento al trabajo de fuerza general, si bien no parece tener un efecto claro sobre el rendimiento motor, podría ayudar a reducir el estrés sobre la rodilla durante acciones de cambio de dirección, facilitando de este modo la prevención de lesiones en esta articulación.

Atendiendo a los resultados de los estudios presentados en párrafos anteriores, no se pueden extraer conclusiones claras del efecto de los programas de ejercicios de estabilización del tronco sobre el rendimiento de los deportistas. Esto se puede deber en parte a diversas limitaciones metodológicas de los estudios referidos:

- Una primera limitación es la falta de especificidad de los test utilizados para medir el rendimiento motor o el rendimiento deportivo. Generalmente se utilizan test de saltos, levantamiento de pesas, lanzamientos, golpes, sprint, cambios de dirección y control postural, que si bien miden capacidades físicas importantes para el rendimiento de los deportistas, como la agilidad, la velocidad, la fuerza, la potencia y el equilibrio, no son pruebas basadas en las técnicas y movimientos específicos utilizados en cada deporte (Reed et al., 2012).
- Otra limitación importante es la incertidumbre existente acerca de la validez de los numerosos y variados procedimientos utilizados para valorar la estabilidad del tronco, ya que en la mayor parte de estudios los test no han sido validados mediante su comparación con “*gold standards*”, es decir, con medidas biomecánicas desarrolladas a través de instrumental de laboratorio y de acuerdo a una única definición en el concepto de estabilidad del tronco (Sharrock et al., 2011).
- Además, aunque en los estudios referidos se ha analizado la estabilidad del tronco de individuos practicantes de diferentes deportes, no se ha tenido en cuenta si en estos deportes la capacidad de estabilización del tronco juega un papel importante para el rendimiento. Así, existen deportes como la gimnasia deportiva, la lucha o el kayakismo, donde la estabilidad del tronco podría tener una gran influencia en el rendimiento de los deportistas (Lopez-Elvira et al., 2013; van Dieen et al., 2012), ya que un control adecuado del tronco es considerado un factor importante para el equilibrio corporal (van der Burg et al., 2006; van Dieen et al., 2012). En ese sentido, analizar los efectos de los programas de ejercicios de estabilización en diferentes disciplinas deportivas y niveles de rendimiento, permitirá conocer qué variables relacionadas con la estabilidad mecánica del tronco mejoran con el entrenamiento y si éstas están o no relacionadas con el rendimiento deportivo.

## 1.4. VALORACIÓN BIOMECÁNICA DE LA ESTABILIDAD DEL TRONCO

Para evaluar la estabilidad mecánica de un cuerpo, estructura o sistema se debe observar su comportamiento ante cargas o perturbaciones que lo alejen de su estado de equilibrio (Reeves et al., 2007; Zazulak et al., 2008). De este modo, muchos de los métodos biomecánicos utilizados para valorar la estabilidad del tronco se basan en aplicar de forma controlada fuerzas de diferentes características (dirección, magnitud, duración, etc.) y analizar su respuesta mediante técnicas cinemáticas y dinamométricas. La mayoría de estudios biomecánicos que valoran la estabilidad del tronco utilizan pruebas basadas en dos paradigmas principales:

### 1.4.1. Paradigma de las perturbaciones súbitas

Los test basados en el paradigma de las perturbaciones súbitas consisten en aplicar perturbaciones en diferentes direcciones y sentidos, mediante cargas (“*sudden loading*”) o descargas rápidas (“*sudden unloading*” o “*quick release*”), con los participantes situados en sedestación o bipedestación (figura 1). Las cargas rápidas son fuerzas con punto de aplicación, magnitud, duración, dirección y sentido conocidos y se aplican sobre el participante de forma súbita mediante mecanismos mecánicos, electrónicos y/o neumáticos (Gardner-Morse & Stokes, 2001; Krajcarski, Potvin, & Chiang, 1999; Thomas, Lavender, Corcos, & Andersson, 1998; Vera-Garcia, Brown, Gray, & McGill, 2006; Vera-Garcia, Elvira, Brown, & McGill, 2007). En las descargas rápidas se pide al participante que ejerza un nivel de fuerza determinado contra un cable (normalmente de acero) anclado a un electroimán, liberando el cable súbitamente para provocar la perturbación (Cholewicki et al., 2002; Cholewicki, Simons, & Radebold, 2000; Radebold et al., 2000; Radebold et al., 2001; B. T. Zazulak et al., 2007a).

La estabilidad del tronco evaluada a través de esta metodología ha sido cuantificada mediante tres variables (Cholewicki, McGill, Shah, & Lee, 2010; Cholewicki, Simons, et al., 2000): a) el *desplazamiento angular* del tronco (sometido a perturbación) respecto a L4-L5 (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki, Simons, et al., 2000; Gardner-Morse & Stokes, 2001; Granata, Orishimo, & Sanford, 2001; Vera-Garcia et al., 2006); b) la *rigidez* del tronco, es decir, la relación entre el momento de fuerza aplicado y el desplazamiento observado tras la perturbación (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki, Simons, et al., 2000; Gardner-Morse & Stokes, 2001); y c) el *amortiguamiento* del tronco, es decir, la capacidad de reducir el *desplazamiento angular* del tronco en función de la velocidad a la que se produce la perturbación, la cual permite observar la capacidad de un sistema de disipar energía cinética (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki, Simons, et al., 2000; Gardner-Morse & Stokes, 2001). Registros electromiográficos han permitido también analizar la respuesta muscular ante las perturbaciones, especialmente la intensidad y la latencia de la respuesta de los músculos del tronco (Cholewicki et al., 2005; Radebold et al., 2001; Reeves et al., 2005; Vera-Garcia et al., 2006; Vera-Garcia et al., 2007).

Son muchos los estudios biomecánicos que han analizado la estabilidad del raquis mediante la utilización de cargas y/o descargas rápidas. Los datos obtenidos han permitido conocer los efectos de diversos factores sobre la respuesta del tronco, como por ejemplo, la intensidad de la activación y la coordinación muscular antes de la perturbación (Brown, Vera-Garcia, & McGill, 2006; Vera-Garcia et al., 2006; Vera-Garcia et al., 2007), la dirección e intensidad de



las fuerzas aplicadas (Gardner-Morse & Stokes, 2001; Krajcarski et al., 1999; Vera-Garcia et al., 2006), la incertidumbre sobre el momento de aplicación de la perturbación (Granata et al., 2001; J. S. Thomas et al., 1998; Wilder et al., 1996), el *creep* de los tejidos (Sanchez-Zuriaga, Adams, & Dolan, 2010), la fatiga (Granata et al., 2001; Herrmann, Madigan, Davidson, & Granata, 2006; Sanchez-Zuriaga et al., 2010; Wilder et al., 1996), la vibración (Wilder et al., 1996) y la patología o el dolor lumbar (Cholewicki et al., 2002; Radebold et al., 2001; Reeves et al., 2005).

#### 1.4.2. Paradigma del asiento inestable

Los test basados en el paradigma del asiento inestable se desarrollaron a partir de la metodología utilizada en los análisis posturográficos realizados en bipedestación (Cholewicki, Polzhofer, & Radebold, 2000). Si bien los análisis realizados en bipedestación han servido para identificar alteraciones en el control postural asociados a lesiones raquídeas, tales como el dolor lumbar inespecífico (Mientjes & Frank, 1999; Nies & Sinnott, 1991; Takala, Korhonen, & Viikari-Juntura, 1997), el paradigma del asiento inestable ha permitido evaluar el control postural del tronco sin la participación del tren inferior (Cholewicki, Polzhofer, et al., 2000; Lee & Granata, 2008; Reeves, Everding, Cholewicki, & Morrisette, 2006; van Dieen et al., 2010a, 2010b). En estas pruebas el participante se coloca sobre un asiento inestable apoyado sobre una plataforma de fuerzas y realiza tareas de diversa dificultad (figura 2). El grado de inestabilidad de la silla lo confiere una hemiesfera o casquete esférico, de radio y altura conocida, adosada a la parte inferior del asiento. Con el objeto de evitar la participación de los miembros inferiores en el control de la postura, las piernas del participante se fijan a un reposapiés (solidario con la silla) mediante una serie de cinchas.

La estabilidad del tronco evaluada mediante esta metodología es cuantificada habitualmente a través de la estimación de la dispersión y velocidad del desplazamiento del centro de presiones (CDP), utilizando para ello variables como el rango, la desviación típica, el área barrida y el camino recorrido durante el desplazamiento del CDP (Cholewicki, Polzhofer, et al., 2000; Reeves et al., 2006; Silfies, Cholewicki, & Radebold, 2003; van Dieen et al., 2010b). Adicionalmente, para evaluar la estructura de las fluctuaciones del movimiento del CDP (autocorrelación, predictibilidad, etc.), se han utilizado principalmente el exponente de *Lyapunov* (Lee & Granata, 2008; van Dieen et al., 2010b), el análisis de fluctuaciones sin tendencia ("*detrended fluctuation analysis*") (Lee & Granata, 2008; van Dieen et al., 2010b) y la entropía aproximada y muestral (van Dieen et al., 2010b).

El paradigma del asiento inestable se ha utilizado para comparar poblaciones con diferentes patologías y poblaciones sanas o asintomáticas, lo que ha permitido establecer relaciones entre déficit en la estabilidad del tronco en sedestación y enfermedades como el Parkinson (van der Burg et al., 2006), el síndrome del dolor lumbar (Radebold et al., 2001; Van Daele et al., 2010; Van Daele et al., 2007; van Dieen et al., 2010a; Willigenburg, Kingma, & van Dieen, 2013), la escoliosis idiopática (Bennett, Abel, & Granata, 2004) y los accidentes cerebrovasculares (Perennou et al., 2001). Por otro lado, se desconoce la capacidad de este paradigma, así como la del paradigma de la aplicación súbita de perturbaciones, para discriminar entre personas de grupos más homogéneos, es decir, para discriminar entre personas con una capacidad de estabilización del tronco muy similar.

### **1.4.3. Fiabilidad de los test basados en la aplicación de perturbaciones súbitas y el paradigma del asiento inestable**

Para un adecuado análisis de la fiabilidad de estas pruebas es necesario valorar tanto su fiabilidad absoluta como relativa (Hopkins, 2000; Weir, 2005). La fiabilidad absoluta, evaluada habitualmente mediante el error estándar de medida (EEM), refleja la consistencia test-retest de los resultados obtenidos por cada individuo, mientras que la fiabilidad relativa, evaluada habitualmente mediante el coeficiente de correlación intraclase (CCI), indica la consistencia test-retest de la posición que ocupan los resultados obtenidos por cada individuo con relación al conjunto de la muestra (Weir, 2005). De este modo, una adecuada fiabilidad absoluta de los test de aplicación súbita de perturbaciones y/o de estabilidad sobre asiento inestable permitirá discriminar el grado de cambio necesario para que las diferencias entre dos medidas de estabilidad de un individuo no sean atribuibles al azar, especialmente en aquellos casos donde no se pudiera utilizar un grupo control (Hopkins, 2000). Por otro lado, una adecuada fiabilidad relativa facilitará entre otras cosas la comparación entre individuos de características similares (Hopkins, 2000; Weir, 2005).

Estos dos tipos de análisis no son independientes entre sí (Looney, 2000) debido a que la fiabilidad relativa, evaluada mediante el CCI, depende de la relación entre la variabilidad intra- y entre-sujetos (Looney, 2000; Ruhe, Fejer, & Walker, 2010; Weir, 2005). Una alta fiabilidad relativa puede enmascarar una pobre consistencia entre ensayos cuando existe una alta variabilidad entre-sujetos (muestra heterogénea). A la inversa, una baja fiabilidad relativa puede ser obtenida incluso cuando la variabilidad entre ensayos es baja, si la variabilidad entre sujetos también es baja (muestra homogénea). En casos como estos, la homogeneidad entre-sujetos hace difícil discriminar entre ellos, incluso obteniendo una adecuada fiabilidad absoluta. Por tanto, para un adecuado estudio de la fiabilidad se hace necesario un análisis conjunto del CCI y el EEM (Looney, 2000; Ruhe et al., 2010; Weir, 2005).

A pesar de la importancia de llevar a cabo análisis de fiabilidad, son escasos los trabajos que han analizado la fiabilidad absoluta y relativa de los test basados en estas metodologías (Lee & Granata, 2008; Santos et al., 2011; van Dieen et al., 2010b):

- Con relación al paradigma de perturbaciones súbitas, no tenemos constancia de estudios que analicen la fiabilidad absoluta o relativa del *desplazamiento angular*, la *rigidez* o el *amortiguamiento* del tronco ante perturbaciones súbitas. Bajo nuestro conocimiento sólo ha sido evaluada la fiabilidad de la latencia de la musculatura lumbar tras la aplicación de cargas en dirección sagital y sentido anterior, mostrando una fiabilidad relativa de pobre a moderada (Herrmann et al., 2006; Santos et al., 2011).
- Respecto al paradigma del asiento inestable, únicamente tenemos constancia de dos trabajos que valoraron la fiabilidad relativa, pero no la absoluta (Lee & Granata, 2008; van Dieen et al., 2010b). Dichos trabajos mostraron resultados controvertidos sobre la fiabilidad de las variables relacionadas con el desplazamiento del CDP (Lee & Granata, 2008; van Dieen et al., 2010b). Mientras uno de los estudios, realizado con una muestra de 12 participantes, encontró que las variables del CDP tenían una gran capacidad para discriminar diferentes niveles de estabilidad del tronco entre los individuos (Lee & Granata, 2008), en el otro estudio, realizado con una muestra de 331 participantes, los resultados indicaron que la fiabilidad relativa de estas variables era baja (van Dieen et al., 2010b).

Es necesario por tanto realizar nuevos trabajos de fiabilidad y mejorar las características de los protocolos de aplicación súbita de perturbaciones y de control postural del tronco en sedestación (número de sesiones de aprendizaje, número de series, selección de variables, nivel de dificultad adecuado a la población, etc.), para de este modo alcanzar un nivel de fiabilidad que permita una correcta caracterización del grado de estabilidad del tronco en diferentes poblaciones (Lee & Granata, 2008; Santos et al., 2011; van Dieen et al., 2010b).

#### ***1.4.4. Relaciones entre las variables de estabilidad***

Como se ha comentado a lo largo de esta introducción, generalmente se utilizan test basados en el paradigma de la aplicación de perturbaciones súbitas y/o en el paradigma del asiento inestable para valorar la estabilidad mecánica del tronco. Si bien individuos con dolor lumbar han mostrado una menor estabilidad ante perturbaciones súbitas, así como un peor control del tronco en tareas de equilibrio realizadas sobre un asiento inestable que individuos asintomáticos, no tenemos constancia de estudios que hayan analizado la relación entre ambos tipos de pruebas.

En base a las características de los test, es posible que ambas metodologías no midan exactamente la misma cualidad, sino diferentes dimensiones o manifestaciones de la estabilidad del tronco. En este sentido, aunque diversos autores han resaltado que un incremento en la rigidez del tronco es una estrategia útil para incrementar su estabilidad ante perturbaciones súbitas (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki & McGill, 1996; Cholewicki, Simons, et al., 2000; Gardner-Morse & Stokes, 2001), esa misma estrategia no se ha mostrado adecuada para mantener el equilibrio en un test de estabilidad sobre asiento inestable (Reeves et al., 2006).

Autores como Reeves et al. (2007) sugieren que no existe una única dimensión de la estabilidad del tronco, sino que ésta es dependiente del contexto, es decir, de las características de la prueba analizada y del individuo que realiza la prueba. Bajo esta hipótesis, un deportista podría presentar una buena capacidad de estabilización en una tarea similar a los test de aplicación súbita de perturbaciones (como controlar la postura ante un choque en un partido de hockey) y, por otro lado, presentar una mala capacidad de estabilización en una tarea de características similares a los test sobre asiento inestable (como mantener el equilibrio mientras se rema en un kayak o una canoa).

Nuevos estudios deben poner a prueba esta hipótesis, ya que si realmente la estabilidad del tronco es dependiente del contexto en el cual se mide, el cómo se evalúe parece una decisión fundamental a la hora de intentar establecer relaciones con el rendimiento deportivo, la capacidad funcional y el riesgo de lesión.

#### ***1.4.5. Influencia de la fuerza y la resistencia muscular sobre la estabilidad del tronco***

Muchos de los estudios que han intentado analizar la relación entre la capacidad de estabilización del tronco y el rendimiento o las lesiones de los deportistas han utilizado test de campo diseñados para valorar la resistencia o la fuerza de la musculatura del tronco (Nesser et al., 2008; Okada et al., 2011). Si bien estos test no son considerados medidas de estabilidad propiamente dichas, la fuerza y la resistencia del tronco podrían ser variables determinantes

de la estabilidad del tronco (Reed et al., 2012; van Dieen et al., 2012). En ese sentido, el entrenamiento de la fuerza explosiva podría mejorar la respuesta del tronco ante perturbaciones súbitas, ya que se han observado reducciones en las latencias musculares e incrementos de la frecuencia de activación con este tipo de entrenamiento tanto en acciones isométricas máximas como en acciones balísticas con baja carga (Gruber & Gollhofer, 2004; Hakkinen, Komi, & Alen, 1985; Van Cutsem, Duchateau, & Hainaut, 1998). Esto podría ser de especial relevancia en pacientes con dolor lumbar e inestabilidad raquídea, ya que muestras de estas poblaciones han mostrado retrasos en la respuesta muscular ante fuerzas externas en comparación con personas asintomáticas (Radebold et al., 2000; Radebold et al., 2001; Reeves et al., 2005). En la misma línea, diversos estudios han encontrado que mayores niveles de fuerza explosiva están asociados a un mayor nivel de rendimiento en tareas de equilibrio en bipedestación (Izquierdo, Aguado, Gonzalez, Lopez, & Hakkinen, 1999; Mohammadi, Alizadeh, & Gaieni, 2012; Paterno, Myer, Ford, & Hewett, 2004; Young & Metzl, 2010). Los resultados de estos trabajos sugieren que la capacidad de generar grandes niveles de fuerza en poco tiempo podría estar relacionada con la capacidad de realizar ajustes posturales rápidos ante desequilibrios, lo que llevaría aparejado un incremento de la estabilidad.

De igual forma, la resistencia de la musculatura del tronco es considerada un factor importante para la salud de la columna lumbar (Alaranta, Luoto, Heliovaara, & Hurri, 1995; Biering-Sorensen, 1984; Hamberg-van Reenen, Ariens, Blatter, Twisk, et al., 2006; Hamberg-van Reenen, Ariens, Blatter, van der Beek, et al., 2006; Lindsay & Horton, 2006; S. M. McGill, Childs, & Liebenson, 1999). Si bien no siempre se ha encontrado una clara relación entre la fatiga y variables relacionadas con la estabilidad del tronco como es el retraso en la aparición de la respuesta muscular ante perturbaciones repentinas (Sánchez-Zuriaga, Adams & Dolan, 2010), la mayoría de ellos, han mostrado cómo la fatiga dificulta la coordinación, el control postural y la estabilidad del tronco (Granata & Gottipati, 2008; Mawston, McNair, & Boocock, 2007; van Dieen et al., 2012), por lo que una mayor resistencia muscular retrasaría la aparición de la fatiga muscular (y de sus efectos) y podría mejorar la capacidad de estabilizar el tronco en condiciones de fatiga. No obstante, bajo nuestro conocimiento no existen estudios que hayan analizado la relación de medidas de resistencia o fuerza muscular con medidas de estabilidad del tronco.

## **1.5. ESPECIFICACIÓN DEL PROBLEMA Y PROPUESTA DE INTERVENCIÓN**

Según se ha comentado anteriormente, la estabilidad del tronco ha sido considerada como un elemento primordial de los programas de entrenamiento en diversos ámbitos con el objeto de mejorar la capacidad funcional y el rendimiento motor. Sin embargo, los estudios que han analizado la relación entre medidas de estabilidad y medidas de rendimiento motor han encontrado resultados controvertidos. Para poder analizar adecuadamente esta relación, en esta Tesis Doctoral abordaremos algunas de las limitaciones más importantes de la literatura científica:

- Una de las limitaciones más destacadas es la falta de estudios que determinen el nivel de fiabilidad absoluta y relativa de los test biomecánicos de estabilidad del tronco basados en los paradigmas de las perturbaciones súbitas y del asiento inestable. Como se ha comentado anteriormente, una adecuada fiabilidad relativa de estos protocolos de medida permitiría categorizar el nivel de cada individuo con relación a otros individuos de características similares, es decir, permitiría determinar con claridad la

capacidad de estabilización del tronco que tiene dicho individuo. Asimismo una buena fiabilidad absoluta permitiría evaluar el nivel de cambio necesario en la estabilidad del tronco para que las diferencias entre dos medidas de un individuo sea atribuible a una intervención, especialmente en aquellos casos donde sea difícil utilizar un grupo control.

- Una segunda cuestión que nos planteamos analizar es en qué medida la estabilidad del tronco es dependiente del contexto, o si por el contrario no lo es. Para ello se analizarán las relaciones entre las variables obtenidas en test biomecánicos basados en los paradigmas de las perturbaciones súbitas y del asiento inestable. Determinar si existe o no relación entre estas variables nos ayudará a determinar si una sola medida permite caracterizar la estabilidad del tronco de un individuo o si al contrario, es necesaria una batería de test que abarque todas las dimensiones posibles de la estabilidad del tronco.
- Asimismo, analizaremos las posibles relaciones existentes entre la estabilidad del tronco y la fuerza y la resistencia de su musculatura. Una adecuada comprensión de las relaciones entre estas variables será útil tanto para el diseño de protocolos de evaluación de la estabilidad del tronco, como para optimizar los programas de ejercicios de estabilización.

Tras abordar las cuestiones referidas, podremos profundizar en la relación de la especialización y rendimiento deportivo con la estabilidad del tronco. Para ello analizaremos dos disciplinas donde los deportistas requieren de un gran control postural: el kayakismo y el judo. Se considera de gran importancia que el kayakista<sup>1</sup> sea capaz de reducir las oscilaciones de su kayak para minimizar la fricción hidrodinámica y maximizar la eficiencia de cada palada (Michael, Smith, & Rooney, 2009). Además, el equilibrio es considerado una cualidad fundamental del judoca<sup>2</sup>, dado que éste debe mantener el equilibrio ante las fuerzas que le aplica el oponente, a la vez que intenta desequilibrarlo a fin de obtener una situación de ventaja (Perrin, Deviterne, Hugel, & Perrot, 2002; Yoshitomi et al., 2006). Finalmente, se estudiará en qué medida la estabilidad del tronco puede ser una variable determinante para el rendimiento dentro del judo, a través de la comparación de judocas de diferentes niveles de rendimiento, es decir, de nivel nacional e internacional.

---

<sup>1</sup> El término kayakista no vienen recogidos en la Real Academia de la Lengua Española. Sin embargo, dado su uso común en el ámbito deportivo, durante la presente Tesis haremos uso del mismo.

<sup>2</sup> Ambos términos, Judo y Yudo vienen recogidos en la Real Academia de la Lengua Española. No sucede lo mismo con el término judoca cuya acepción correcta es el término yudoca. Sin embargo, dado su uso común en el ámbito deportivo, durante la presente Tesis haremos uso del mismo.





# OBJETIVOS E HIPÓTESIS

UNIVERSITAS  
Hernández





## **2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS**

### **2.1. OBJETIVOS**

I. Desarrollar un test de control del tronco en sedestación y de aplicación súbita de perturbaciones para analizar y caracterizar de forma fiable la estabilidad del tronco.

II. Analizar y describir el grado de relación entre las variables de estabilidad del tronco obtenidas mediante los test de control del tronco en sedestación y de aplicación súbita de perturbaciones.

III. Analizar y describir el grado de relación entre las variables de fuerza y resistencia de la musculatura del tronco, obtenidas mediante dinamometría isocinética, y las variables de estabilidad del tronco obtenidas mediante los test de control del tronco en sedestación y de aplicación súbita de perturbaciones.

IV. Caracterizar la estabilidad del tronco de judocas y kayakistas de competición y analizar el efecto de la especialización en estos deportes sobre las variables de estabilidad obtenidas mediante los paradigmas del asiento inestable y de la aplicación súbita de perturbaciones.

V. Caracterizar la estabilidad del tronco de judocas de competición de varios niveles de rendimiento (nivel nacional vs. internacional) y describir la posible relación existente entre la capacidad de estabilización del tronco y el rendimiento en judo.

### **2.2. HIPÓTESIS**

-Hipótesis 1: Las variables obtenidas mediante los protocolos de estabilidad sedente y de aplicación súbita de perturbaciones, así como las medidas de fuerza y resistencia isocinética, obtendrán un nivel de fiabilidad aceptable.

-Hipótesis 2: Las variables utilizadas para evaluar la estabilidad del tronco, obtenidas mediante los protocolos del asiento inestable y de la aplicación súbita de perturbaciones, no correlacionarán entre sí, lo que determinará que la estabilidad es dependiente de las características de las fuerzas (sentido, duración, frecuencia) a las que el tronco es sometido.

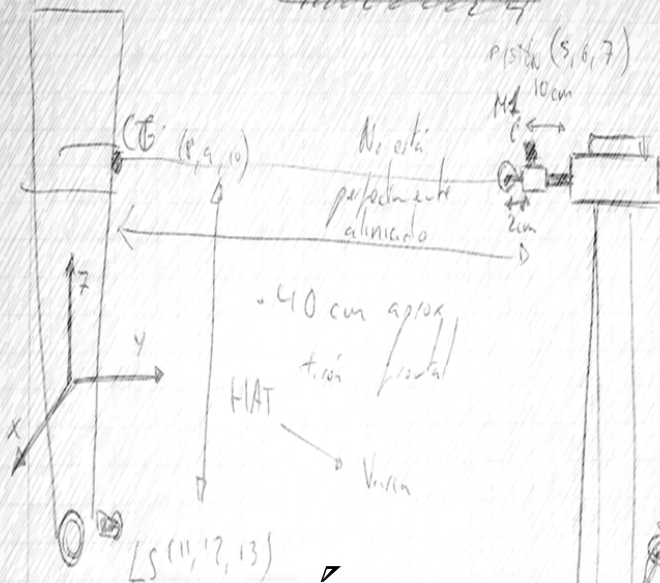
-Hipótesis 3: Un mayor nivel de fuerza de la musculatura del tronco correlacionará positivamente con variables de estabilidad del tronco. Por otro lado, la resistencia muscular no correlacionará con las variables de estabilidad, ya que los test utilizados para medir la estabilidad serán relativamente cortos y se permitirá periodos de recuperación entre pruebas, lo que reducirá la influencia de la fatiga en el resultado de los test.

-Hipótesis 4: Debido a la especialización deportiva, los judocas de competición mostrarán una mayor estabilidad del tronco evaluada a través del test de aplicación súbita de perturbaciones, mientras que los kayakistas de competición mostrarán una mayor estabilidad del tronco evaluada a través del test de control del tronco en sedestación.

-Hipótesis 5: Los judocas de nivel internacional mostrarán una mejor respuesta del tronco ante perturbaciones súbitas (menor *desplazamiento angular* y mayor *rigidez* del tronco) que los judocas de nivel nacional.



# Sudden Load Analysis



\* ERROR CELULA

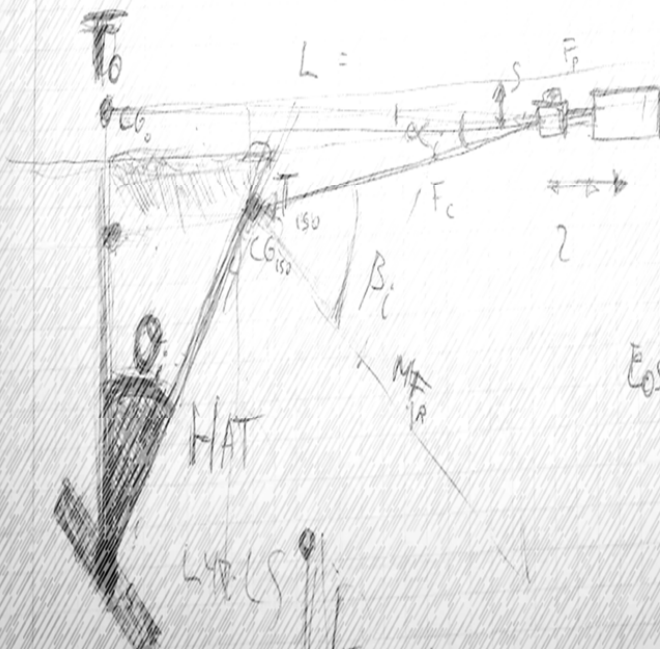
CARGA  $\pm 8$  gms

\* ERROR VIGAS  
 $\pm 0.02$  mm

# MÉTODO

Método Simplificado  
~~de~~

$\alpha =$



$S = 1$

$$\cos \alpha = \frac{F_0}{F_c}$$

$$F_c = \frac{F_0}{\cos \alpha}$$



### 3. MÉTODO

#### 3.1. PARTICIPANTES

Setenta y dos varones sanos divididos en tres grupos participaron voluntariamente en este trabajo (tabla 1): 25 judocas, 10 kayakistas y 37 deportistas recreacionales. El reclutamiento de participantes se realizó en función de la accesibilidad de los mismos, especialmente geográfica. Tal como se observa en la tabla 1, no existieron diferencias significativas entre grupos para ninguno de los estadísticos descriptivos.

**Tabla 1.** Edad, altura, masa y momento de inercia del tronco ( $I$ ) de los diferentes grupos del estudio.

	<b>Deportistas recreacionales (n=37)</b>	<b>Judocas (n=25)</b>	<b>Kayakistas (n=10)</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>Edad (años)</b>	24.00 ± 2.76	24.20 ± 7.40	24.80 ± 9.15	.074	.928
<b>Altura (m)</b>	1.76 ± 0.06	1.73 ± 0.06	1.74 ± 0.09	1.032	.362
<b>Masa (kg)</b>	74.77 ± 8.83	74.76 ± 11.17	73.37 ± 12.69	.080	.923
<b>I (kg*m<sup>2</sup>)</b>	5.41 ± 1.05	5.10 ± 1.26	4.60 ± 1.20	2.101	.130

ANOVA de medidas independientes con un factor intersujeto de 3 niveles (judocas, kayakistas y deportistas recreacionales).

Todos los participantes de este estudio rellenaron un cuestionario sobre su historial médico y físico-deportivo para evaluar el estado de salud y la práctica habitual de actividad física y/o deporte. Los kayakistas tenían una experiencia de más de 4 años en competición K1 y los judocas más de 4 años de experiencia en campeonatos de España. A su vez, los 8 judocas de nivel internacional habían sido seleccionados por el equipo nacional de España para participar en torneos internacionales puntuables para el ranking mundial en los últimos 3 años (tabla 2). Los judocas de nivel internacional mostraron unas características antropométricas menores que los judocas de nivel nacional aunque únicamente en la altura se observaron diferencias significativas (tabla 2). Los deportistas recreacionales eran físicamente activos (1-3 h de actividad física moderada, 3-4 veces a la semana) pero no practicaban o habían practicado deporte federado en los dos últimos años antes de la medición. Los criterios de exclusión en todos los grupos fueron: i) tener antecedentes de alteraciones cardiorrespiratorias, músculo-esqueléticas o de cualquier otro tipo que contraindicaran la práctica de ejercicio físico; ii) la existencia de algún tipo de alteración raquídea o dolor lumbar durante el estudio o en los 12 meses anteriores al mismo; iii) haber sido sometido a cirugía abdominal o lumbar; iv) estar tomando medicamentos que alteren el equilibrio, la visión y/o la atención en el momento de la medida.

**Tabla 2.** Edad, altura, masa y momento de inercia del tronco ( $I$ ) de los judocas de nivel nacional y internacional.

	<b>Nacional (n=17)</b>	<b>Internacional (n=8)</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>Edad (años)</b>	23.88 ± 8.02	24.88 ± 6.33	.094	.762
<b>Altura (m)</b>	1.75 ± 0.07	1.69 ± 0.04	4.381	.048
<b>Masa (kg)</b>	77.42 ± 12.32	69.12 ± 5.23	3.283	.083
<b>I (kg*m<sup>2</sup>)</b>	5.31 ± 1.38	4.64 ± 0.81	1.610	.217

ANOVA de medidas independientes con un factor intersujeto de 2 niveles (judocas de nivel nacional e internacional).

Los participantes fueron informados de los riesgos del estudio y firmaron un consentimiento informado (anexo 1) antes de la investigación (Declaración de Helsinki de 2008). El comité ético de la Universidad dio su aprobación para la realización del estudio.

### **3.2 INSTRUMENTAL**

Para valorar la estabilidad del tronco se utilizaron dos metodologías diferentes: 1) se analizó la respuesta del tronco ante cargas o perturbaciones unidireccionales aplicadas de forma súbita (Gardner-Morse & Stokes, 2001; Krajcarski et al., 1999; Thomas et al., 1998; Vera-Garcia et al., 2006; Vera-Garcia et al., 2007); y 2) se evaluó el control del tronco mediante tareas de estabilidad sedente basadas en el paradigma del asiento inestable (Cholewicki, Polzhofer, et al., 2000; Lee & Granata, 2008; Reeves et al., 2006; van Dieen et al., 2010a, 2010b). Asimismo, para valorar la fuerza y resistencia de los músculos del tronco se realizó un test isocinético de flexo-extensión del tronco (Mayer, Gatchel, Betancur, & Bovasso, 1995).

#### ***3.2.1. Instrumental utilizado para el análisis de la respuesta del tronco ante cargas o perturbaciones unidireccionales aplicadas de forma súbita y controlada***

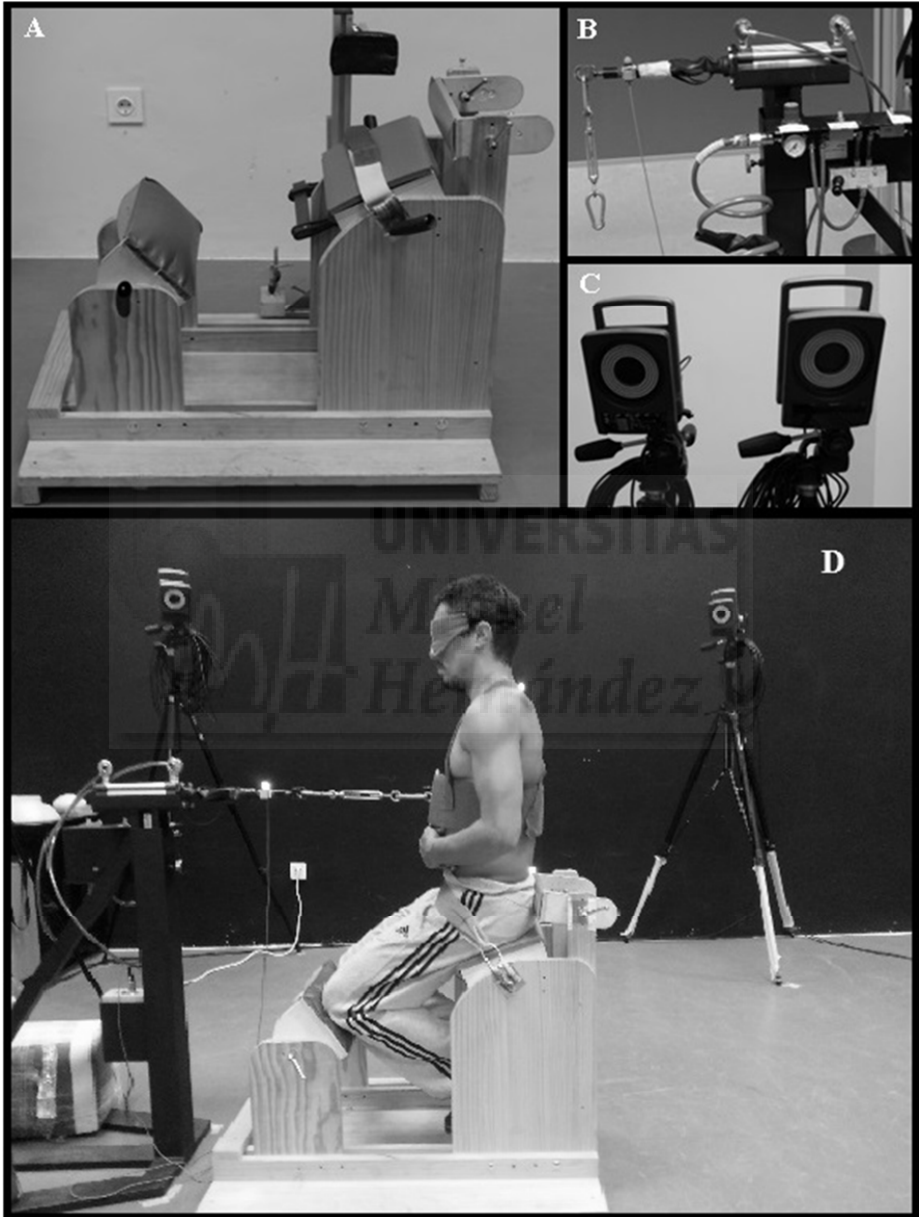
El material necesario para analizar la respuesta del tronco ante cargas súbitas, unidireccionales y controladas consistió en una silla de madera, un sistema de tracción neumática y un sistema de captura del movimiento en 3D para el análisis cinemático del tronco (figura 1).

La silla de madera era un armazón o estructura rígida y articulada que permitía modificar la posición (tanto en altura como en longitud) del asiento y de un soporte para las rodillas en función de las características antropométricas de cada participante. Gracias a la disposición inclinada del asiento, así como a la utilización del soporte para las rodillas, los participantes eran situados en posición semi-sentada con el raquis en disposición neutra (figura 1D) (Sutarno & McGill, 1995). La silla disponía de un respaldo a la altura del sacro (modificable en longitud) y un cinturón de Velcro® para fijar la pelvis mientras se permitía el movimiento de la parte superior del tronco en todas direcciones.

Las cargas controladas fueron aplicadas mediante un sistema de tracción formado por un arnés ajustable colocado sobre el tórax, un tensor y un pistón neumático unido a un sistema de aire comprimido regulable en presión gracias a un grifo y un manómetro (figura 1B). Este sistema permitía regular tanto la presión como la velocidad a la que el pistón neumático aplicaba las cargas. El sistema era ajustable en altura con objeto de aplicar las cargas horizontalmente y sobre el centro de masas de la parte superior del cuerpo de los participantes (Cholewicki, Simons, et al., 2000), lugar conocido como HAT (0.626 de la distancia desde el trocánter mayor hasta la articulación acromioclavicular) (Winter, 1990). En el brazo del pistón se colocó una célula de carga (Transductor Técnicas Inc., Temecula, CA, EE.UU) para medir la fuerza y el instante del impacto (figura 1B). La célula de carga proporcionaba a su vez feedback en tiempo real del nivel de fuerza aplicado, lo cual permitía mantener constante la tensión ejercida sobre el sistema de tracción entre participantes y entre ensayos. Las señales de fuerza fueron amplificadas y convertidas A/D (resolución de 16 bits y rango de entrada de  $\pm 5$  V) a 1000 Hz.

La respuesta cinemática del tronco ante las cargas súbitas se registró a 200 Hz con un sistema de análisis de movimiento en 3D formado por siete cámaras de infrarrojos T10 Vicon (Vicon MX system, Oxford, UK) (figura 1C). Para la captura de la cinemática del tronco fueron utilizados 2 marcadores reflectantes, uno ubicado sobre la apófisis espinosas de L5 y otro sobre

el arnés, a 2 cm aproximadamente a la derecha del centro de masas (Winter, 1990). Un tercer marcador fue colocado sobre la célula de carga con objeto de verificar el inicio del movimiento del pistón. Antes de cada registro se realizó una calibración del sistema mediante una captura estática de los marcadores.



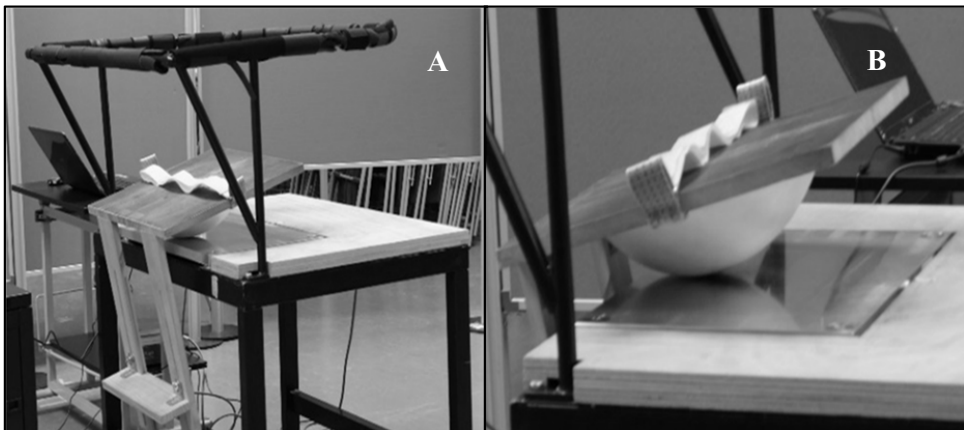
**Figura 1.** Instrumental necesario para analizar la respuesta del tronco ante cargas súbitas: A) Armazón de madera para fijar el tren inferior de los sujetos; B) Mecanismo de tracción neumática para la aplicación de fuerzas súbitas en diferentes direcciones y sentidos; C) Sistema de captura del movimiento en 3D para el análisis cinemático del tronco; D) Vista lateral del sujeto situado en la silla de madera y anclado al mecanismo de tracción neumática.

### 3.2.2. Instrumental utilizado para la evaluación del control del tronco mediante tareas de estabilidad sedente basadas en el paradigma del asiento inestable

Para realizar este protocolo se utilizó un asiento estable (figura 2) y otro inestable (figura 3) apoyados sobre una plataforma de fuerzas (Kistler, Switzerland, Model 9286AA). La plataforma se encontraba en el interior de una estructura metálica y estable, a una altura de 80 cm respecto al suelo. La estructura referida disponía de una barandilla de seguridad acolchada (figuras 2 y 3), que se colocaba alrededor de los participantes para que éstos no se cayeran y se sintieran seguros durante las pruebas.



**Figura 2.** Instrumental necesario para la evaluación del control del tronco en sedestación sobre un asiento estable situado sobre una plataforma de fuerzas.



**Figura 3.** Instrumental necesario para la evaluación del control del tronco en sedestación. A) Asiento inestable situado sobre la plataforma de fuerzas; B) Detalle de la hemisfera rígida adherida al asiento con cinta de Velcro®.



Tanto el asiento estable como el inestable eran estructuras de madera que tenían un reposapiés regulable en altura. Éste permitía estandarizar la colocación de los miembros inferiores en una posición de flexión de rodillas a 90°. A su vez, gracias a la utilización de varias cintas de Velcro®, los tobillos y la parte superior de los muslos de los participantes se fijaban a la silla con el fin de evitar movimientos de la parte inferior del cuerpo (figura 4). A diferencia del asiento estable, en la base del asiento inestable se colocó una hemiesfera o casquete esférico de resina rígida (10 cm de altura y 35 cm de diámetro) que confería inestabilidad a la estructura (figuras 3 y 4).



**Figura 4.** Cintas de Velcro® utilizadas para fijar los tobillos y la parte superior de los muslos a la silla con el fin de evitar movimientos de la parte inferior del cuerpo durante los test de control del tronco en sedestación.

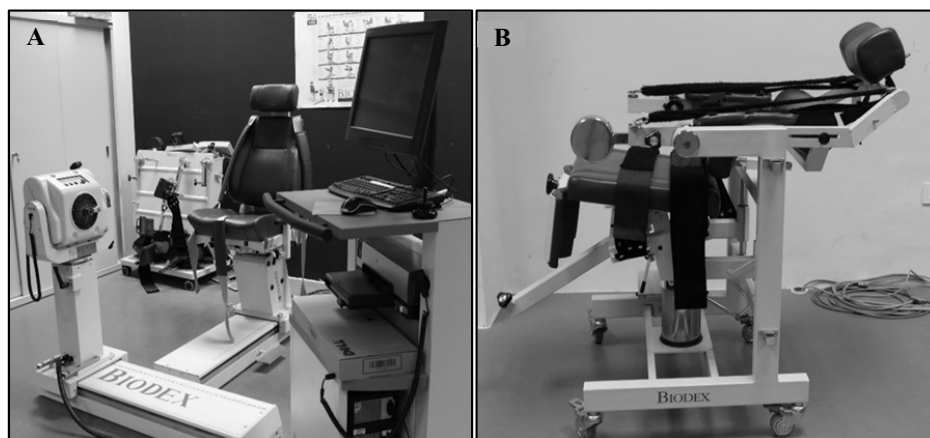
Se utilizó un software desarrollado en el Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche para proporcionar durante las pruebas feedback visual del desplazamiento del CDP (coordenadas X e Y) capturado por la plataforma de fuerzas (representado en blanco en la figura 5). Este software permitió desarrollar distintas tareas mediante la utilización de un punto criterio (representado en gris en la figura 5) que podía desplazarse en distintas direcciones y a distintas velocidades. La imagen del software fue proyectada sobre una pantalla cuyo centro estaba situado a 3.5 m frente al participante y a una altura de 1.4 m. El desplazamiento del CDP y la posición/desplazamiento del punto criterio creado por el software fueron registrados a 1000 Hz.



**Figura 5.** Imagen del software proyectado frente al participante para proporcionar información visual del desplazamiento del centro de presiones (blanco) y para retar la capacidad de éste de ajustar la posición de su centro de presiones a un punto criterio (gris) que permanecía estático o se desplazaba describiendo diferentes trayectorias. En esta imagen el participante intentaba seguir el punto rojo a lo largo de una trayectoria circular. Aunque la trayectoria se presenta en la figura mediante una línea roja para que el lector la identifique claramente, no era presentada durante el estudio para dificultar la labor de los participantes.

### 3.2.3. Instrumental utilizado para la evaluación de la fuerza y resistencia de la musculatura extensora y flexora del tronco

La fuerza y la resistencia de la musculatura extensora y flexora del tronco fueron evaluadas con un dinamómetro isocinético Biodex System4 Pro (Enraf Nonius-Ibérica S.A.), el cual posee un módulo de tronco (Dual Position VackUAL POSITION BACK EXT/FLEX AT de Enraf Nonius-Ibérica S.A.) que permite medir los momentos de flexión y extensión lumbar (figura 6).



**Figura 6.** Instrumental necesario para la evaluación de la fuerza y la resistencia de la musculatura extensora y flexora del tronco. A) Dinamómetro isocinético BIODEX SYSTEM 4 PRO; B) Módulo de tronco para la medición de momentos de flexión y extensión del tronco.

El módulo de tronco posee diversas almohadillas ajustables y correas inextensibles de Velcro® que permiten fijar y estandarizar la colocación del sujeto en la posición deseada (figura 7). Asimismo, dicho módulo posee un sistema de ruedas que facilita su colocación en el eje de rotación del dinamómetro. Tras la colocación del módulo, éste es anclado al suelo mediante el bloqueo del sistema de ruedas. La señal del momento de fuerza medido por el dinamómetro isocinético fue registrada a 100 Hz.



**Figura 7.** Participante realizando un esfuerzo máximo de flexo-extensión del tronco en el dinamómetro isocinético.

### 3.3. DISEÑO Y VARIABLES

En el desarrollo de esta Tesis Doctoral, y para cumplir los objetivos propuestos, se aplicó un diseño cuasi experimental de ex post facto (Thomas & Nelson, 2001) donde las variables independientes son variables manipuladas por selección o manipulación a priori (Pereda, 1987). Las variables independientes son aquellas que responden a la selección de la muestra: la “especialización deportiva” y el “nivel de rendimiento en judo”. No se realizó ninguna estimación muestral previa pues la selección de la misma se realizó en función de la accesibilidad a la misma. Por tanto, de acuerdo con (Cohen & Manion, 1990; McMillan & Schumacher, 2005) se realizó una selección de la muestra no probabilística denominada selección por conveniencia.

Las variables relacionadas con la estabilidad del tronco, la fuerza y la resistencia muscular fueron consideradas variables dependientes.

Para analizar las posibles relaciones entre las variables dependientes de este estudio se realizó un diseño correlacional.

Con el objetivo de analizar la fiabilidad de las variables dependientes de este estudio se llevó a cabo un diseño correlacional test-retest con un mes de separación entre cada medición.

#### 3.3.1. Variables independientes

##### 3.3.1.1. “Especialización deportiva”

Esta variable independiente refleja la especialización deportiva subdivida en tres niveles: 1) Deportistas recreacionales: grupo compuesto de individuos físicamente activos (1-3 h de actividad física moderada, 3-4 veces a la semana) que no practicaban o habían practicado deporte federado en los dos últimos años antes de la medición; 2) Judocas: grupo compuesto por individuos que practicaban judo (1-3 h de entrenamiento por sesión, 3-4 veces a la semana) y tenían una experiencia de más de 4 años en competición federada; 3) Kayakistas: grupo compuesto por individuos que practicaban kayakismo (1-3 h de entrenamiento por sesión, 3-4 veces a la semana) y tenían una experiencia de más de 4 años en competición federada.

##### 3.3.1.2. “Nivel de rendimiento en judo”

Esta variable independiente refleja el grado de rendimiento alcanzado en las competiciones de judo federado y está dividida en dos niveles: 1) Nacional: judocas que habían participado en campeonatos de España pero no en torneos internacionales puntuables para el ranking mundial; 2) Internacional: judocas que además de haber participado en campeonatos nacionales, habían sido seleccionados por el equipo nacional de España para participar en torneos internacionales puntuables para el ranking mundial.

#### 3.3.2. Variables dependientes

En este trabajo hemos analizado tres grupos de variables dependientes: las variables relacionadas con la respuesta del tronco ante perturbaciones súbitas y controladas, las variables

relacionadas con el control del tronco en sedestación y las variables de fuerza y resistencia de la musculatura del tronco obtenidas mediante dinamometría isocinética.

#### 3.3.2.1. Variables utilizadas para evaluar la respuesta del tronco ante perturbaciones controladas

Para evaluar la respuesta del tronco ante perturbaciones súbitas unidireccionales y controladas se analizaron las variables dependientes: *desplazamiento angular* ( $\theta$ ), *coeficiente de rigidez* ( $K$ ) y *coeficiente de amortiguamiento* ( $\beta$ ) del tronco (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki, Simons, et al., 2000).

#### 3.3.2.2. Variables utilizadas para evaluar el control del tronco en sedestación

Para evaluar el control del tronco en sedestación se analizaron las variables dependientes: *error radial medio* (ERM) y *camino recorrido* (CR) (Cholewicki, Polzhofer, et al., 2000; Hancock, Butler, & Fischman, 1995; van Dieen et al., 2010b).

#### 3.3.2.3. Variables utilizadas para evaluar la fuerza de la musculatura extensora y flexora del tronco mediante el test isocinético

Para evaluar la fuerza de la musculatura extensora y flexora del tronco se analizaron las variables dependientes: *máximo momento de fuerza* ( $MM$ ) y *trabajo máximo* ( $WM$ ). Ambas variables fueron analizadas tanto en valores absolutos como en valores relativos al peso corporal (Langrana, Lee, Alexander, & Mayott, 1984).

#### 3.3.2.4. Variables utilizadas para evaluar la resistencia de la musculatura extensora y flexora del tronco mediante el test isocinético

Para evaluar la resistencia de la musculatura extensora y flexora del tronco se utilizaron tres variables dependientes propuestas por Mayer et al. (Mayer et al., 1995): *ratio de resistencia* ( $RR$ ), *ratio de recuperación* ( $RRC$ ) y *ratio final de fatiga* ( $RFF$ ). Asimismo, se calcularon otras tres variables dependientes a partir de las propuestas por Mayer et al. (Mayer et al., 1995): *ratio de resistencia modificada* ( $RRM$ ), *ratio de recuperación modificada* ( $RRCM$ ) y *ratio del trabajo máximo* ( $RWM$ ).

El cálculo de las variables dependientes utilizadas en esta Tesis Doctoral serán explicadas con detalle en el apartado análisis y reducción de datos.

### 3.3.3. Variables contaminantes

#### 3.3.3.1. Antropometría (masa, altura y momento de inercia del tronco)

La antropometría puede provocar diferencias a la hora de mantener la estabilidad del tronco. Por ello, se midió la masa (kg) y la altura (m) y se calculó el momento de inercia ( $I$ ) de todos los participantes atendiendo el modelo de Winter (Winter, 1990).

De entre todas las variables antropométricas, el  $I$  ( $\text{kg}\cdot\text{m}^2$ ) es considerada una de las más importantes para la estabilidad del tronco, pues refleja el momento de fuerza necesario para producir un cambio en la velocidad del tronco en cualquiera de sus ejes de rotación. Así, un menor  $I$  del tronco implica una menor oposición a los momentos de fuerza aplicados durante el

test de cargas súbitas y, por tanto, un mayor *desplazamiento angular*. Por el contrario, un menor *I* facilita el control del tronco durante el test de control del tronco en sedestación dado que el participante necesita ejercer un menor momento de fuerza para controlar el tronco. Si bien, tal como se presenta en el apartado 3.1, no se observaron diferencias significativas entre grupos para ninguna de estas variables, excepto para la altura al comparar judocas de nivel nacional e internacional, todas ellas fueron utilizadas como covariables en el análisis de las variables dependientes del test de aplicación de cargas súbitas, de estabilidad sedente y de dinamometría isocinética.

### 3.3.3.2. Momento de fuerza ejercido sobre el tronco durante el test de aplicación de cargas súbitas

Aun cuando la fuerza ejercida por el pistón neumático era constante, no era así el momento de fuerza (N\*m) aplicado sobre los participantes, el cual dependía de la distancia entre el lugar donde era ejercida la fuerza (sobre el tórax, a la altura del centro de masas del tronco) y el eje de giro situado en la articulación L4-L5. Aunque no se observaron diferencias significativas entre grupos para la integral del momento de fuerza ejercido sobre los participantes (tabla 3), ésta fue utilizada como covariable en el análisis de las variables del test de aplicación de cargas súbitas.

**Tabla 3.** Integral del momento de fuerza (IM) ejercido sobre los participantes durante el test de aplicación de cargas súbitas unidireccionales (sentido anterior, derecha y posterior) para kayakistas, judocas y deportistas recreacionales.

	Sentido	Deportistas recreacionales (n=37)	Judocas (n=25)	Kayakistas (n=10)	F	p
IM (N*m)	Anterior	83.80 ± 12.10	89.65 ± 12.54	82.50 ± 10.17	1.517	.228
	Derecha	96.11 ± 13.47	100.63 ± 16.16	88.89 ± 11.44	1.733	.186
	Posterior	87.30 ± 11.79	89.55 ± 11.18	82.72 ± 9.15	.861	.428

ANOVA de medidas independientes con un factor intersujeto de 3 niveles (judocas, kayakistas y deportistas recreacionales).

### 3.3.3.3. Fijación de la pelvis durante el test de aplicación de cargas súbitas

Para un adecuado cálculo del coeficiente de *rigidez* y el coeficiente de *amortiguamiento* del tronco durante el test de aplicación de cargas súbitas, es importante conseguir que el tronco se comporte como un oscilador/muelle con propiedades viscoelásticas (Cholewicki, Simons, et al., 2000). Para ello es necesario fijar lo máximo posible la pelvis con objeto de que la parte superior del tronco oscile respecto a la articulación L4-L5. A pesar de las fijaciones de Velcro® y del respaldo situado a la altura del sacro utilizados para fijar la pelvis en el asiento de madera, se analizó el desplazamiento del marcador situado sobre la apófisis espinosa de L5, desechando aquellos ensayos en los cuales la pelvis se desplazó más de 2.5 cm. Tal como se observa en la tabla 4 no se observaron diferencias significativas entre grupos para el desplazamiento del marcador referido. No obstante, este desplazamiento fue utilizado como covariable en el análisis de las variables obtenidas durante el test de aplicación de cargas súbitas.

**Tabla 4.** Desplazamiento del marcador ubicado sobre L5 (D-L5) durante el test de aplicación de cargas súbitas unidireccionales (sentido anterior, derecha y posterior) para kayakistas, judocas y deportistas recreacionales.

	Sentido	Deportistas recreacionales (n=37)	Judocas (n=25)	Kayakistas (n=10)	F	p
<b>D-L5 (cm)</b>	<b>Anterior</b>	1.66 ± 0.28	1.53 ± 0.30	1.73 ± 0.32	1.564	.218
	<b>Derecha</b>	1.89 ± 0.39	2.04 ± 0.43	1.95 ± 0.50	.709	.496
	<b>Posterior</b>	0.98 ± 0.18	0.99 ± 0.18	1.04 ± 0.34	.278	.759

ANOVA de medidas independientes con un factor intersujeto de 3 niveles (judocas, kayakistas y deportistas recreacionales).

### 3.4. PROCEDIMIENTO

Todas las sesiones de registro se llevaron a cabo en el Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche y tuvieron una duración aproximada de 2 h. Con el objeto de facilitar la atención de los participantes durante los test, especialmente aquellos realizados con feedback visual, se controló el acceso y la iluminación del laboratorio.

A la llegada de los participantes se les informó de las características y objetivos del estudio y posteriormente se les pidió cumplimentar el informe de consentimiento informado presentado en el anexo 1.

Antes de los test biomecánicos, se registraron los siguientes datos descriptivos y antropométricos: edad, masa y distancia desde el trocánter mayor hasta la articulación acromioclavicular (McGill, 2007). Asimismo, los participantes realizaron un calentamiento activo que consistió en la realización de 2 series de 15 flexiones del tronco en decúbito supino (“*crunches*” o “*curl-ups*”) (McGill, 2007) y 2 series de 15 extensiones del tronco en banco romano (“*back extensions*”) (McGill, 2007). La recuperación entre series y ejercicios fue de 30 s.

Todos los test biomecánicos se realizaron en una única sesión de registro y siguiendo el siguiente orden: 1) test de aplicación de cargas súbitas; 2) test de control del tronco en sedestación; y 3) test isocinético de fuerza-resistencia de los músculos del tronco.

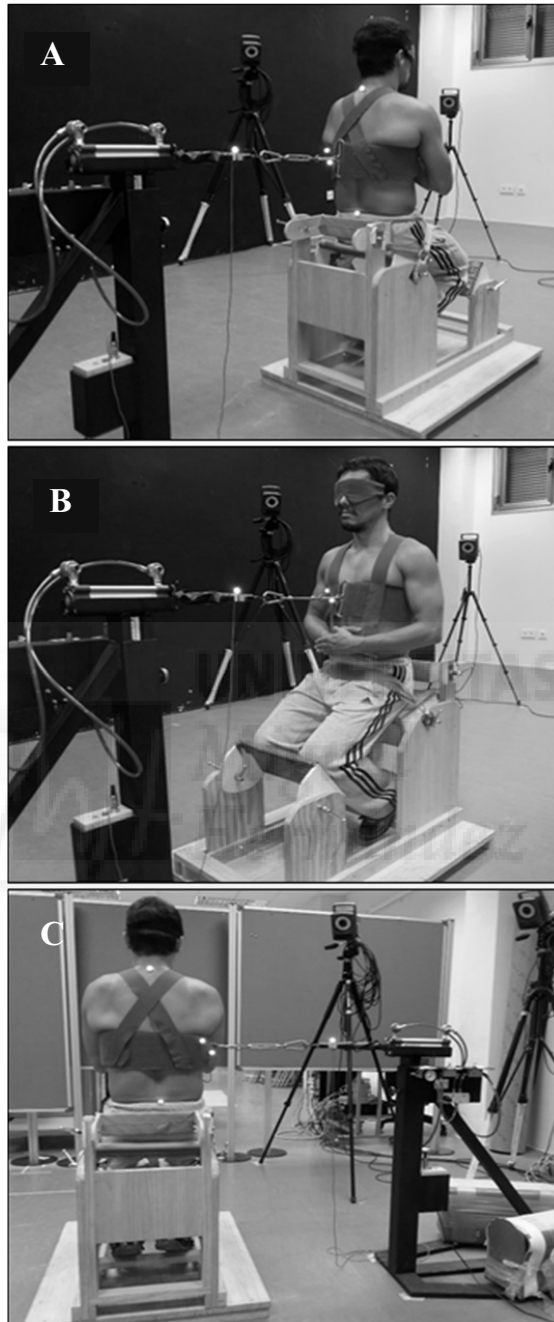
Teniendo en cuenta que Springate (2012) recomendó utilizar un mínimo de 25 participantes para la realización de estudios de fiabilidad de las medidas, 26 de los 37 deportistas recreacionales analizados realizaron una segunda sesión de registro un mes después de la primera. Esta separación entre medidas fue establecida para minimizar los posibles cambios en los resultados de los test debidos al efecto de repetición o aprendizaje (Hopkins, 2000).

### **3.4.1. Test de aplicación de cargas súbitas**

Antes de la aplicación de las cargas súbitas, se realizaron tres capturas estáticas en los diferentes sentidos de carga (anterior, posterior y derecha) para la calibración del sistema de análisis del movimiento. Tras las capturas estáticas, los participantes recibieron cargas súbitas e inesperadas. Para que los participantes no anticiparan la perturbación se tomaron dos medidas: i) provocar ruido para que los participantes no escucharan el sonido del pistón neumático y ii) privar de visión a los participantes mediante un antifaz. Las cargas fueron aplicadas a la altura de su centro de masas mediante el sistema de tracción, a 4.2 bares de presión y 0.5 m/s de velocidad (figura 8). El sistema se colocó delante, detrás y a la derecha de los participantes para aplicar las cargas repentinas en dirección sagital y sentido anterior, en dirección sagital y sentido posterior y en dirección lateral y sentido hacia la derecha, respectivamente. Se aplicaron cinco cargas súbitas en cada dirección y sentido, sin previo aviso y dentro de una ventana de 30 a 45 s donde los participantes estaban en reposo. Con el fin de evitar la influencia de la fatiga sobre la respuesta del tronco ante las cargas, se dejó 1 min de descanso entre cada dirección y sentido analizado. Antes de aplicar la carga súbita se constató, mediante el biofeedback en tiempo real proporcionado por la célula de carga, que la tensión ejercida por los participantes oscilaba entre 25 N y 27.5 N. Con objeto de controlar el error progresivo que puede provocar el orden del sentido de aplicación de las cargas se realizó un balanceo incompleto entre-sujetos. Los datos obtenidos fueron procesados utilizando el software Nexus 1.8.2. (Vicon MX system, Oxford, UK).



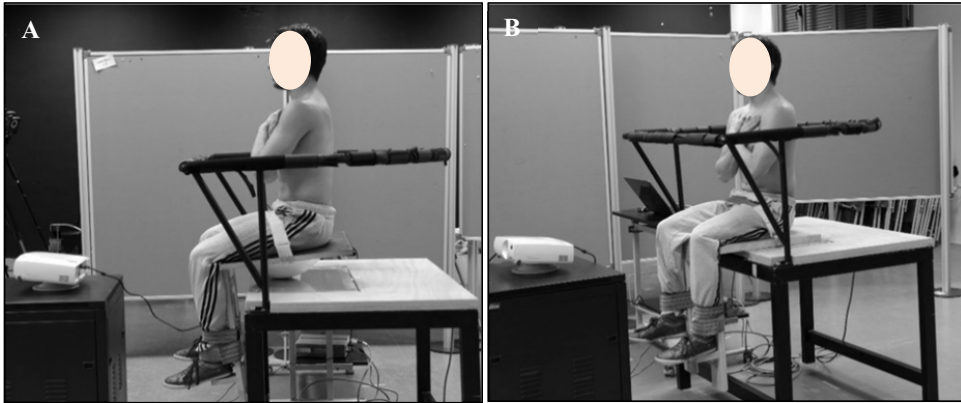




**Figura 8.** Vista lateral de la silla de madera y del mecanismo de tracción neumática situado frente al sujeto para la aplicación de cargas súbitas en diferentes sentidos: A) Posterior; B) Anterior; C) Derecha.

### 3.4.2. Test de control del tronco en sedestación

La prueba consistió en la realización de 10 tareas en sedestación de diferente dificultad, cinco realizadas sobre el asiento estable y otras cinco sobre el asiento inestable (figura 9).



**Figura 9.** Test de control del tronco en sedestación: A) Participante realizando una tarea sobre el asiento inestable; B) Participante realizando una tarea sobre el asiento estable.

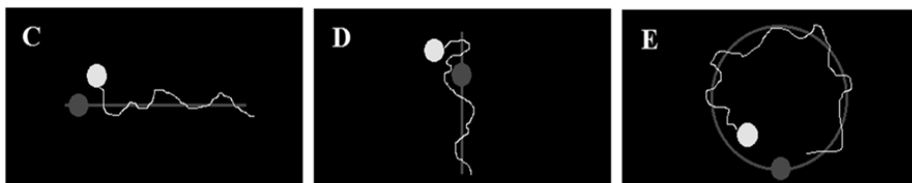
De las cinco tareas realizadas sobre cada asiento, dos eran estáticas y las otras tres dinámicas (figura 10). Una de las dos tareas estáticas se realizó sin feedback visual, pidiendo a los participantes que se quedaran lo más quietos posible en la posición donde se encontraran más cómodos. La segunda tarea estática se llevó a cabo con feedback visual, indicando a los participantes que colocaran su CDP lo más cerca posible del punto criterio (situado en el centro de la imagen del software). En las pruebas dinámicas se solicitó a los participantes que ajustaran la posición de su CDP lo más cerca posible del punto criterio (figura 9), que en este tipo de tareas se movía a lo largo de tres posibles trayectorias: anterior-posterior, medial-lateral y circular. Durante estas tareas el punto criterio tardaba 20 s en completar un ciclo (0.05 Hz) y se desplazaba un rango máximo correspondiente a la proyección sobre la horizontal del centro de masas del HAT de cada individuo inclinado 4°.

Durante el test se evaluaron 10 condiciones diferentes (figura 10): prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI). Con objeto de controlar el error progresivo que puede provocar el orden de las tareas durante el test de control del tronco en sedestación se realizó un balanceo incompleto entre-sujetos y un contrabalanceo intra-sujeto de las tareas realizadas.

## TAREAS ESTÁTICAS



## TAREAS DINÁMICAS



**Figura 10.** Esquema de las cinco tareas de estabilidad sedente que se realizaron tanto sobre el asiento estable, como sobre el asiento inestable. La trayectoria del centro de presiones y del punto criterio se han dibujado para una mejor comprensión del lector, pero no fueron presentadas durante el estudio. A) Estabilidad estática sin feedback visual; B) Estabilidad estática con feedback visual; C) Estabilidad dinámica con desplazamiento medial-lateral; D) Estabilidad dinámica con desplazamiento anterior-posterior; E) Estabilidad dinámica con desplazamiento circular.

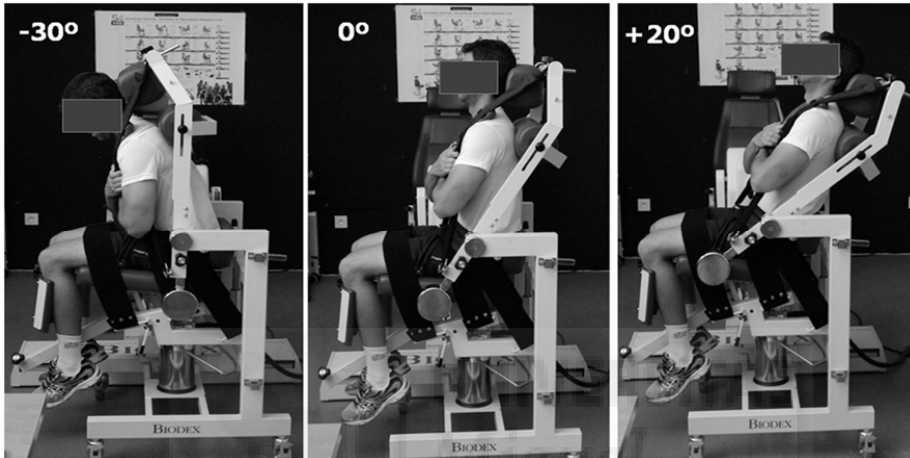
Los participantes realizaron cada tarea con los brazos cruzados sobre el pecho (figura 9). Todos ellos fueron capaces de mantener la posición de equilibrio sin apoyarse en la barandilla de seguridad a lo largo de las diferentes pruebas. La postura de la columna no fue controlada durante los registros. La duración de cada tarea fue de 70 s y el período de descanso entre las pruebas de 1 min. Cada una de las 10 tareas fue repetida dos veces y se analizó la segunda. Las tareas fueron contrabalanceadas para reducir un posible efecto de aprendizaje o de fatiga. Ninguno de los participantes había realizado previamente un test de estas características, por lo que el nivel de familiarización inicial con la prueba era el mismo para todos los individuos.

### 3.4.3. Test isocinético de fuerza-resistencia de los músculos del tronco

El test isocinético consistió en cuatro series de 15 repeticiones máximas y consecutivas de flexión y extensión del tronco a 120°/s y en contracción concéntrica. Se eligió esta velocidad de flexo-extensión porque se considera segura para el raquis lumbar (Watkins & Harris, 1983) y fiable para medir el trabajo mecánico (Langrana et al., 1984). En cada serie, el movimiento comenzó en el sentido de la flexión. El descanso entre series fue de 1 min. Los participantes fueron instruidos para mantener las manos y los brazos cruzados sobre el pecho durante toda la prueba (figura 11) y animados energicamente con el fin de generar la máxima fuerza posible en cada repetición.

Para una correcta medición del momento extensor y flexor del tronco con este instrumental, los participantes deben estar sentados en el módulo de tronco tomando una posición inicial o de referencia donde la espalda se encuentra en posición vertical, con las caderas y las rodillas flexionadas aproximadamente a 90°, los muslos paralelos al suelo y el eje de rotación del dinamómetro alineado con la línea imaginaria que une las crestas iliacas antero-superiores (Grabner, Jeziorowski, & Divekar, 1990). En esta posición el sujeto fue fijado al módulo de

tronco utilizando las almohadillas ajustables, así como las correas inextensibles de Velcro® anteriormente comentadas. A partir de la posición de referencia, el rango de movimiento sagital del tronco se limitó a 50° de flexo-extensión, es decir, desde 30° de flexión del tronco (-30°) a 20° de extensión del tronco (+20°), tomando como referencia la posición inicial (0°) descrita anteriormente (figura 11). De acuerdo con las contribuciones de Grabiner et al. (1990), rangos de movimiento del tronco no superiores a 50° reducen el movimiento del raquis lumbar, minimizando los movimientos de flexo-extensión de la cadera.

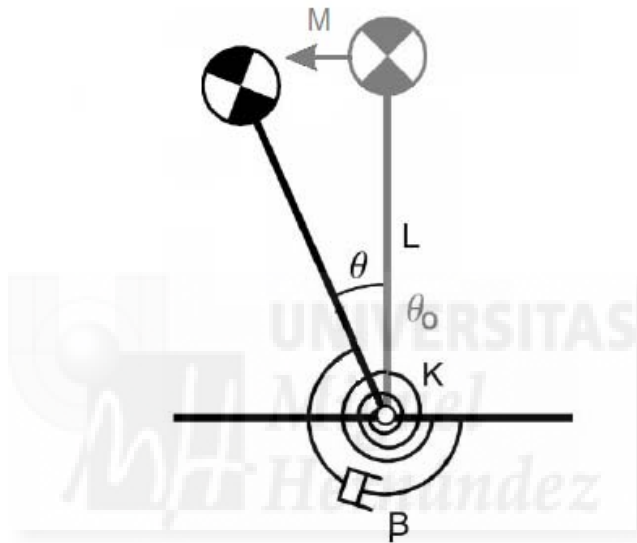


**Figura 11.** Participante realizando un esfuerzo máximo de flexo-extensión del tronco en el dinamómetro isocinético a través de un rango movimiento de 50°: -30°) Flexión del tronco; 0°) Posición inicial o de referencia; +20°) Extensión del tronco.

### 3.5. ANÁLISIS Y REDUCCIÓN DE DATOS

#### 3.5.1. Rigidez, amortiguamiento y desplazamiento del tronco ante cargas súbitas

El momento de fuerza ( $M$ ) ejercido por el pistón neumático en cada instante se calculó a partir de la fuerza registrada por la célula de carga y la distancia conocida entre los marcadores ubicados a la altura de la apófisis de la L5 y del centro de masas del HAT (Winter, 1990). Asimismo, la posición en cada instante de los marcadores referidos permitió el cálculo del desplazamiento angular del tronco ( $\theta$ ) tras el inicio de la perturbación.



**Figura 12.** Diagrama adaptado de Cholewicki et al. (2000) de un tronco oscilando después de la aplicación de una carga repentina.  $L$  es la altura medida desde la articulación L4/L5 hasta el centro de masas (Winter, 1990) y  $\theta_0$  es el ángulo inicial de reposo del tronco. La rigidez ( $K$ ) y el amortiguamiento ( $\beta$ ) del tronco son calculadas a partir del desplazamiento angular ( $\theta$ ) observado tras la perturbación.

La rigidez y el amortiguamiento del tronco fueron calculados a partir de la relación entre el momento de fuerza ejercido por el pistón neumático sobre el torso y el posterior desplazamiento angular (Cholewicki, Simons, et al., 2000; Hunter & Kearney, 1982; Lacquaniti, Licata, & Soechting, 1982; Tsuji, Morasso, Goto, & Ito, 1995; Winters, Stark, & Seif-Naraghi, 1988). El tronco fue modelado como un sistema de segundo orden con propiedades viscoelásticas, oscilando libremente después de la perturbación (figura 12). Así, para pequeños desplazamientos angulares:

$$I\ddot{\theta} + \beta\dot{\theta} + K(\theta - \theta_0) = M$$

(1)

Sin embargo, para una mejor y más robusta estimación de los coeficientes  $K$  y  $\beta$  se aplicó una doble integración (Tsuji et al., 1995) de la ecuación (1):

$$I\theta + \beta \int \theta dt + K \iint \theta dt^2 + Ct^2 = \iint M dt^2 \quad (2)$$

Donde  $M$  (N\*m) es el *momento de fuerza* aplicado por el pistón neumático en cada dirección;  $I$  (Kg\*m<sup>2</sup>) es el *momento de inercia* del HAT;  $\theta_0$  (rad) es el *ángulo inicial*, considerado el ángulo de reposo del sistema;  $\theta$  (rad) es el *ángulo final*; y  $K$  (N\*m/rad),  $\beta$  (N\*m\*s/rad) y  $C$  son los coeficientes de *rigidez* y *amortiguamiento* y la constante de integración, respectivamente.

Un software desarrollado “ad hoc” en Mathematica (Wolfram Research, Inc., Champaign, IL) permitió extraer estos coeficientes mediante un algoritmo que calculaba el mejor ajuste entre el  $\theta$  medido con el sistema de captura del movimiento y el  $\theta$  modelado (Cholewicki, Simons, et al., 2000) (figura 13). En el presente estudio, el menor error y la mayor fiabilidad en la estimación de  $K$  y  $\beta$  se obtuvieron en desplazamientos angulares del tronco de 110 ms de duración. Por tanto, éste fue el tiempo establecido para el análisis de  $\theta$ ,  $K$  y  $\beta$  tras la aplicación súbita de las perturbaciones. En cada sujeto, el valor de estas variables fue el valor promedio de los tres ensayos que mostraron menor  $\theta$ . Teniendo en cuenta que las respuestas musculares reflejas y voluntarias suelen aparecer, respectivamente, entre los 40 y 80 ms (Radebold et al., 2000) y entre los 120 y 150 ms (Cort, Dickey, & Potvin, 2013; Pruszynski, Kurtzer, & Scott, 2011) posteriores a las perturbaciones súbitas, las variables estudiadas representan principalmente la combinación de la respuesta pasiva de las estructuras del tronco y la respuesta muscular refleja.



suddenLoadAnalysis (definitivo).nb \*

Tabla individual de resultados de la regresión:

tableOutput

	Estimate	Standard Error	t-Statistic	P-Value
1	0.144885	0.00109132	132.761	$2.22148 \times 10^{-28}$
K	663.301	12.007	55.2427	$1.52387 \times 10^{-21}$
$\beta$	632.229	4.14292	152.605	$1.81402 \times 10^{-29}$
$v_0$	3.03612	0.0438182	69.2891	$2.62944 \times 10^{-23}$

Gráfica de la regresión:

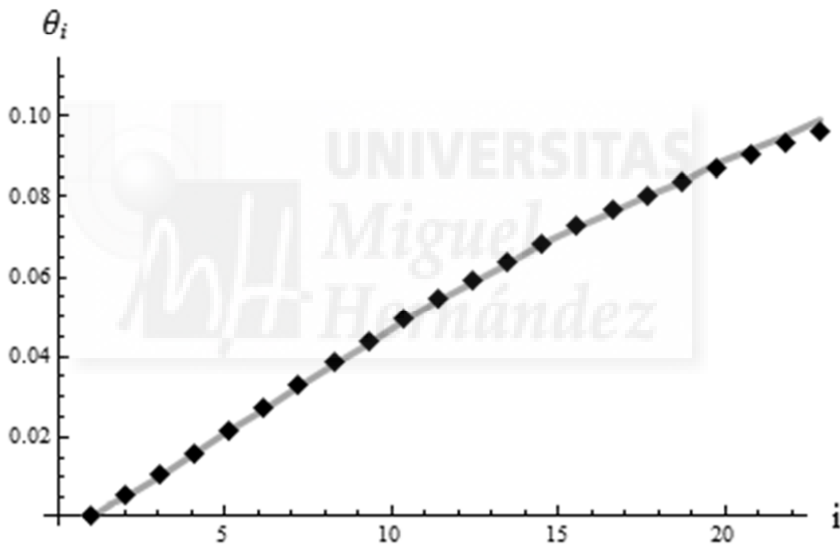


Figura 13. Software desarrollado para el cálculo de los coeficientes de rigidez ( $K$ ) y amortiguamiento del tronco ( $\beta$ ) mediante el método implementado por Cholewicki et al. (2000). En la gráfica se muestra el desplazamiento angular real del tronco (rombos negros) y el desplazamiento angular calculado mediante el ajuste de regresión (línea gris).

Tal como se ha comentado en el apartado de variables contaminantes, con objeto de obtener una mejor estimación de los coeficientes  $K$  y  $\beta$  se desecharon aquellos ensayos en los cuales el marcador situado sobre la apófisis de la L5 se desplazaba más de 2.5 cm.

### 3.5.2. Error radial medio y camino recorrido del CDP durante el test de control del tronco en sedestación

Previo al análisis de los datos, la señal del CDP fue filtrada mediante un filtro de paso bajo *Butterworth* de segundo orden con una frecuencia de corte de 5 Hz (Lin, Seol, Nussbaum, & Madigan, 2008) y posteriormente interpolada a 100 Hz (Rhea et al., 2011). Los primeros 10 s de registro de cada ensayo fueron eliminados, ya que durante el comienzo de este tipo de pruebas la señal no suele ser estacionaria (van Dieen et al., 2010b).

Para evaluar el control del tronco en sedestación en las tareas con feedback visual se analizó el *error radial medio* (ERM) y el *camino recorrido* (CR) obtenido mediante un software creado “ad hoc” en LabView 9.0. (National Instruments, Austin, TX) (figura 14).

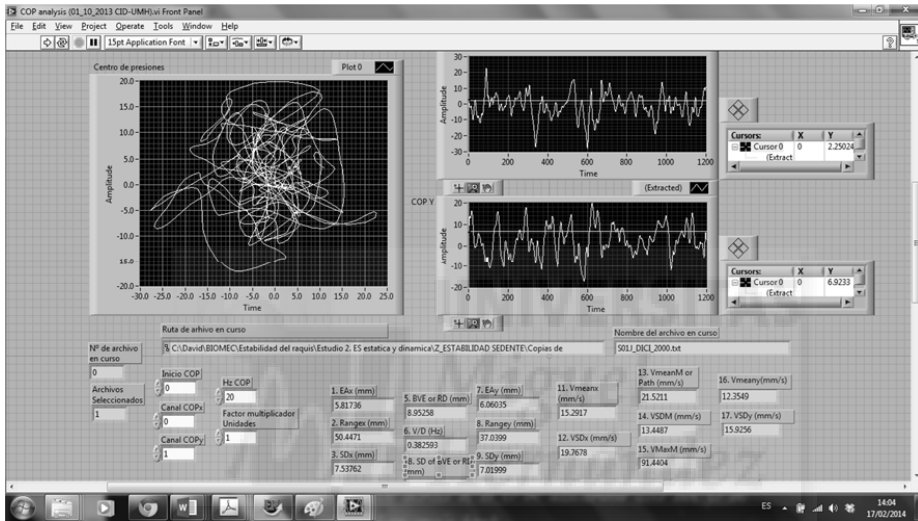


Figura 14. Software en entorno LabView creado para el cálculo de variables de estabilidad a partir de la señal del CDP obtenida durante el test de estabilidad sedente.

Tal como se observa en la ecuación 3 en tareas con feedback el ERM fue calculado como la distancia del CDP respecto al punto criterio (Hancock et al., 1995; Prieto, Myklebust, Hoffmann, Lovett, & Myklebust, 1996):

$$ERM_{(mm)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{((X_i - X'_i)^2 + (Y_i - Y'_i)^2)} \quad (3)$$

En las tareas sin feedback el ERM fue cuantificado como la distancia del CDP a su propio punto medio (ecuación 4) (Hancock et al., 1995; Prieto et al., 1996):

$$ERM_{(mm)} = \frac{1}{N} \sum_{i=1}^N \sqrt{((X_i - \bar{X})^2 + (Y_i - \bar{Y})^2)}$$



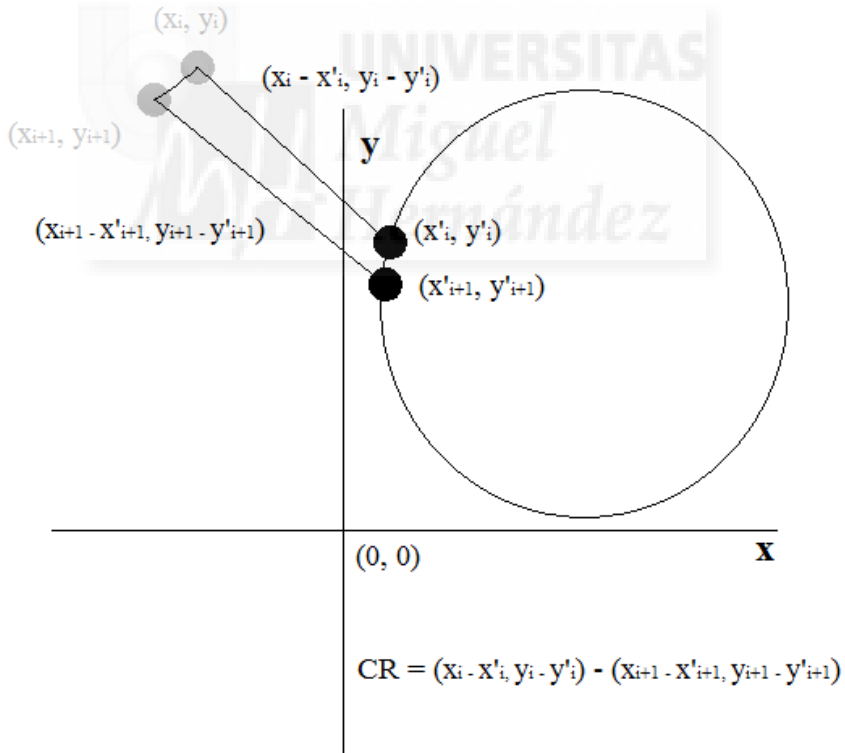
(4)

El CR del CDP fue cuantificado respecto al punto criterio para todas las tareas con feedback (Ecuación 5) y respecto al propio punto medio para todas las tareas sin feedback (Ecuación 6) (Prieto et al., 1996; Reeves et al., 2006):

$$CR_{(mm/s)} = \frac{1}{\Delta t} \sum_{i=1}^N \sqrt{\left( (\Delta(X_i - X'_i))^2 + (\Delta(Y_i - Y'_i))^2 \right)} \quad (5)$$

$$CR_{(mm/s)} = \frac{1}{\Delta t} \sum_{i=1}^N \sqrt{\left( (\Delta(X_i - \bar{X}))^2 + (\Delta(Y_i - \bar{Y}))^2 \right)} \quad (6)$$

En la figura 15 se puede observar un ejemplo de ambas variables.



**Figura 15.** Ejemplo de *Error Radial Medio* y *Camino Recorrido* durante una tarea del protocolo de control del tronco en sedestación. En nuestro estudio el intervalo entre  $i$  e  $i + 1$  fue de 10 ms.

Inicialmente, tanto el ERM como el CR fueron calculados tanto para el módulo como para sus componentes rectangulares (anterior-posterior y medial-lateral), sin embargo, siguiendo las recomendaciones de Prieto et al. (1996), se utilizó el valor del módulo del ERM y del CR del CDP como medidas globales para cuantificar el rendimiento, ya que durante los test posturográficos los participantes sólo están alineados parcialmente con los ejes de la plataforma de fuerzas. Además, mediante el cálculo de correlaciones de Pearson se constató que el ERM correlacionó entre ejes en todas las situaciones ( $r = 0.65$ ; Intervalo de confianza (IC):  $0.56 - 0.74$ ), excepto en las tareas estáticas realizadas sobre el asiento estable con y sin feedback (EESF:  $r = -0.05$ ,  $p = 0.976$ ; EISF:  $r = -0.078$ ,  $p = 0.650$ ), y que el CR correlacionó entre ejes en todas las situaciones ( $r = 0.71$ ; IC:  $0.64 - 0.78$ ).

Ambas variables fueron analizadas para cada una de las 10 tareas del test, aunque con objeto de buscar índices globales del control del tronco de cada participante en sedestación, se calcularon distintos índices mixtos tanto para el ERM como el CR:

-Control global del tronco en sedestación (CGS): promedio de todas las tareas con feedback visual en asiento estable e inestable.

$$CGS = \frac{\sum(EESF, EECF, DEML, DEAP, DECI, EISF, EICF, DIML, DIAP, DICI)}{10}$$

-Control del tronco en sedestación sobre asiento estable (CSE): promedio de todas las tareas con feedback visual en asiento estable.

$$CSE = \frac{\sum(EESF, EECF, DEML, DEAP, DECI)}{5}$$

-Control del tronco en sedestación sobre asiento inestable (CSI): promedio de todas las tareas con feedback visual en asiento inestable.

$$CSI = \frac{\sum(EISF, EICF, DIML, DIAP, DICI)}{5}$$

### 3.5.3. Fuerza y resistencia en el test isocinético de flexo-extensión del tronco

Antes del análisis de las variables de fuerza y resistencia, las tres primeras repeticiones de cada serie del test isocinético fueron descartadas, ya que los participantes mostraban valores bajos de fuerza debido a la falta de adaptación a la tarea. La serie temporal de datos obtenida del dinamómetro isocinético fue exportada a archivos .txt. Posteriormente se utilizó una aplicación creada “ad hoc” con el software de programación LabView 9.0 (National Instruments, Austin, TX, USA) para extraer las variables de fuerza y resistencia de la musculatura extensora y flexora de cada participante (figura 16).

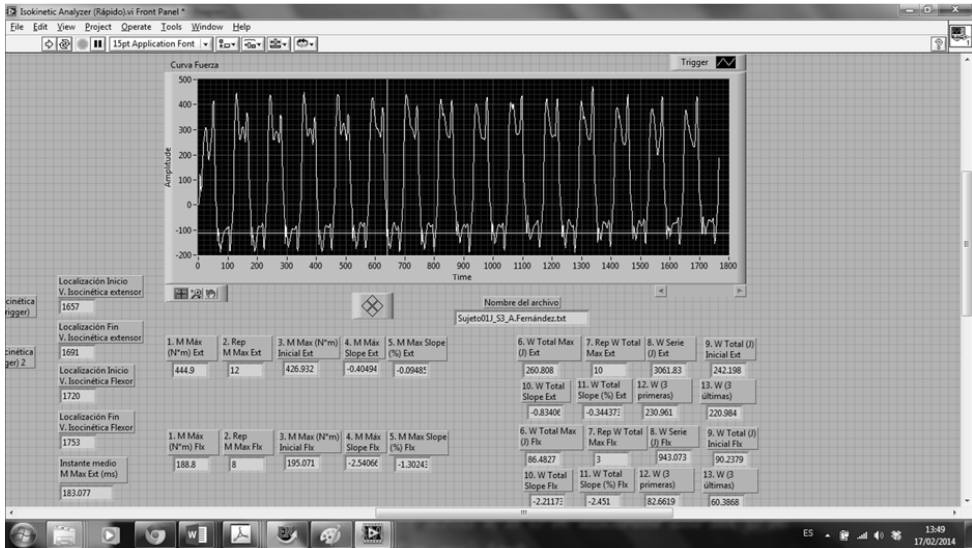


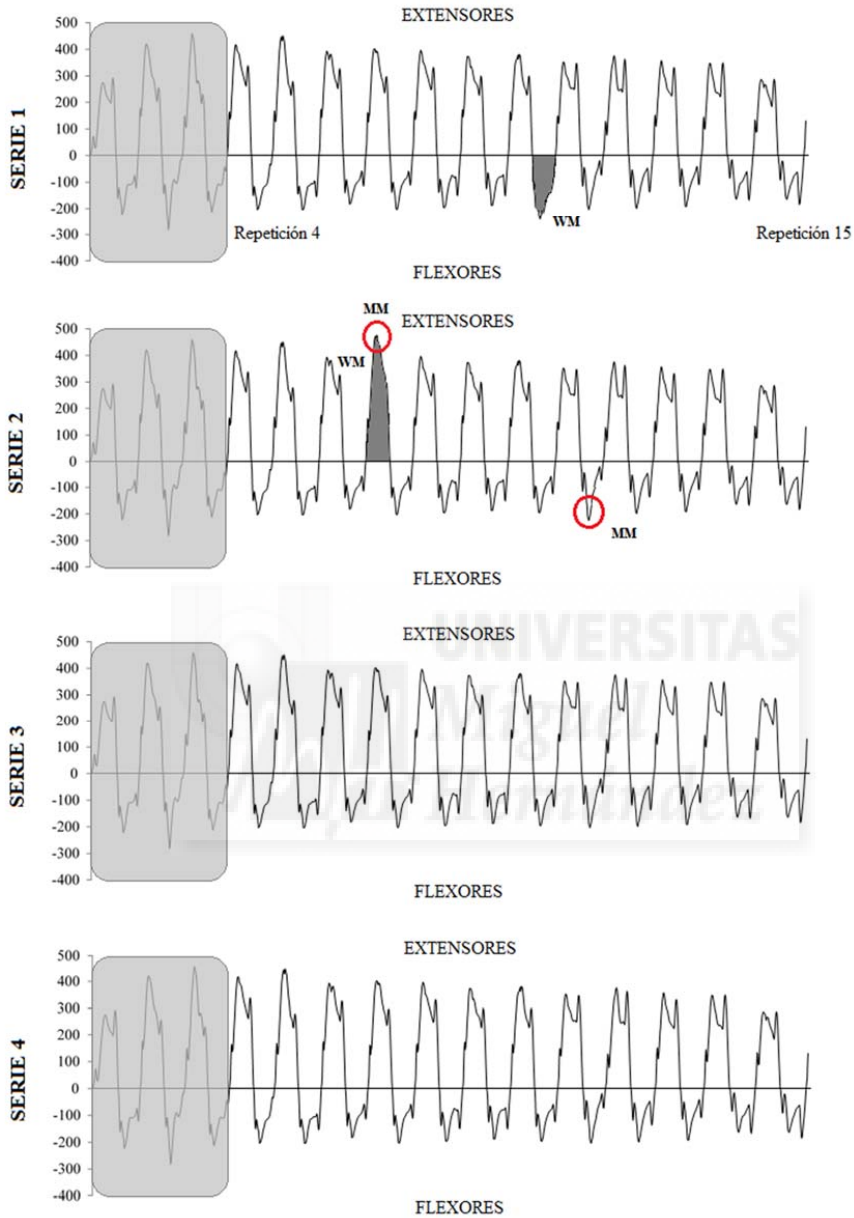
Figura 16. Software en entorno LabView creado para el cálculo de variables de fuerza y resistencia a partir de la señal del momento de fuerza obtenida durante el test isocinético de flexo-extensión del tronco.

En concreto, para valorar la fuerza muscular se utilizó el *máximo momento de fuerza* (MM) (ecuación 7) y el *trabajo máximo* (WM) (ecuación 8) obtenido en las 4 series (figura 17).

$$M = F * r \tag{7}$$

$$W_{AB} = \int_A^B F * d\theta \tag{8}$$

Ambas variables fueron analizadas tanto en valores absolutos como relativos al peso corporal.



**Figura 17.** Ejemplo de un registro completo del test isocinético consistente en 4 series de 15 repeticiones de flexo-extensión de tronco. Las tres primeras repeticiones (sombreadas) no fueron utilizadas en el análisis. Las repeticiones con un círculo indican *el máximo momento de fuerza* (MM) generado por el participante. Las repeticiones sombreadas con gris indican *el trabajo máximo* (WM) realizado por el participante.

Para evaluar la resistencia desarrollada por la musculatura flexora y extensora del tronco se calcularon las siguientes variables desarrolladas por Mayer et al. (1995):

-*Ratio de resistencia* (RR): es la ratio (%) obtenida tras dividir el trabajo realizado durante las tres últimas repeticiones de cada serie (13, 14, 15) entre el trabajo realizado en las tres primeras (4, 5, 6) y multiplicarlo por 100.

$$RR = \frac{\sum W (13, 14, 15)}{\sum W (4, 5, 6)} \times 100$$

-*Ratio de recuperación* (RRC): es la ratio (%) obtenida tras dividir el trabajo desarrollado durante la última serie (serie 4) entre el trabajo desarrollado en la primera serie (serie 1) y multiplicarlo por 100.

$$RRC = \frac{W (serie 4)}{W (serie 1)} \times 100$$

-*Ratio final de fatiga* (RFF): es la ratio (%) obtenida tras dividir el trabajo realizado durante las últimas tres repeticiones (13, 14, 15) de la última serie (serie 4) por tres veces el mayor trabajo realizado durante una repetición de cualquiera de las series y multiplicarlo por 100.

$$RFF = \frac{W(13, 14, 15)(serie 4)}{3 \times Wmax (rep.) (serie)} \times 100$$

Debido a que la fiabilidad mostrada por estas variables (Mayer et al., 1995) fue baja, hemos desarrollado una serie de variables a partir de las anteriores con objeto de mejorar su fiabilidad:

-*Ratio de resistencia modificada* (RRM): es la ratio (%) obtenida tras dividir el trabajo realizado durante las tres últimas repeticiones de cada serie (13, 14, 15) entre 3 veces el máximo trabajo alcanzado en una repetición durante la serie y multiplicarlo por 100.

$$RRM = \frac{\sum W (13, 14, 15)}{3 \times Wmax (rep.)} \times 100$$

-*Ratio de recuperación modificada* (RRCM): es la ratio (%) obtenida tras dividir el trabajo desarrollado durante la última serie (serie 4) entre el máximo trabajo desarrollado en una serie y multiplicarlo por 100.

$$RRCM = \frac{W (serie 4)}{Wmax (serie)} \times 100$$

-*Ratio del trabajo máximo* (RWM): es la ratio obtenida tras dividir el *trabajo máximo* alcanzado durante una repetición de la última serie (serie 4) por el *trabajo máximo* realizado durante una repetición en cualquiera de las series y multiplicarlo por 100.

$$RWM = \frac{Wmax (rep.) (serie 4)}{Wmax (rep.) (serie)} \times 100$$

### 3.6. ANÁLISIS ESTADÍSTICO

Para evaluar la fiabilidad relativa y absoluta test-retest se utilizó el coeficiente de correlación intraclase (CCI) y error estándar de medida (EEM), respectivamente. De acuerdo con Weir (2005), cuando el valor de una variable correspondía a un solo ensayo se utilizó el  $CCI_{2,1}$ , mientras que si el valor de la variable correspondía a un promedio de ensayos se utilizó el  $CCI_{2,K}$ . Los valores de CCI fueron categorizados como se detalla a continuación: excelente (0.90 – 1.00), alto (0.70 – 0.89), moderado (0.50 – 0.69) y bajo ( $< 0.50$ ) (Fleiss, 1986).

El EEM fue calculado como la desviación típica de la diferencia entre los valores obtenidos en cada una de las variables en el test y en el retest. Este método fue seleccionado para eliminar la influencia de la heterogeneidad de la muestra y disminuir la influencia del efecto de repetición (Atkinson & Nevill, 1998; Hopkins, 2000). El EEM fue expresado como un porcentaje de la media de los valores para facilitar la extrapolación de los resultados a otros estudios y la comparación de la fiabilidad entre diferentes variables. En estudios previos se ha considerado que valores de  $EEM < 10\%$  muestran un alta fiabilidad absoluta. Sin embargo, atendiendo a estudios posturográficos (Santos, Delisle, Lariviere, Plamondon, & Imbeau, 2008) un valor de  $EEM < 20\%$  podría ser considerado como aceptable. Teniendo en cuenta los criterios presentados para categorizar los CCI y los EEM, en los siguientes análisis estadísticos sólo se utilizaron aquellas variables que tras realizar el análisis de fiabilidad mostraron un  $CCI > 0.50$  y un  $EEM < 20\%$ .

Con objeto de valorar las relaciones entre las variables obtenidas en los distintos protocolos utilizados en este estudio, se calculó el coeficiente de correlación de Pearson. Los valores de las correlaciones fueron categorizados como se detalla a continuación: excelente (0.90 – 1.00), alto (0.75 – 0.89), moderado (0.50 – 0.74) leve (0.25 – 0.49) y sin correlación ( $< 0.25$ ) (Dawson & Trapp, 2004). En el protocolo de estabilidad sedente se realizó adicionalmente un análisis de componentes principales (ACP) de los ERM y CR obtenidos en las 10 tareas del test. Esta técnica estadística permite reducir el número de variables analizadas perdiendo muy poca información (explicando la mayor varianza posible), transformándolas en un conjunto nuevo de variables o factores linealmente independiente entre sí (Nunnally & Bernstein, 1994). Dado que presentamos un número de variables reducido, se aplicó la rotación ortogonal VARIMAX para facilitar la interpretación de los datos (Nunnally & Bernstein, 1994). En cada factor se mostraron solo aquellas variables cuya puntuación fue  $> 0.50$ .

Con el objeto de analizar las diferencias en las variables de estabilidad, fuerza y resistencia del tronco entre las distintos grupos de deportistas, se calcularon los estadísticos descriptivos (media y desviación estándar) para cada una de las variables. Tras constatar la normalidad de los datos usando la prueba estadística de Kolmogorov-Smirnov con la corrección de Lilliefors, así como la similitud de varianzas con el test de Levene, se realizaron dos análisis de covarianza (ANCOVA) de un factor intersujeto (*grupo*). En el primer ANCOVA el *grupo* fue un factor intersujeto de tres niveles (deportistas recreacionales, judocas y kayakistas) y en el segundo ANCOVA, un factor intersujeto de dos niveles (judocas de nivel nacional e internacional). Para el análisis de las variables obtenidas durante el test de perturbaciones súbitas el momento de inercia del tronco así como la integral del momento de fuerza ejercido por el pistón neumático fueron utilizadas como covariables. Para el análisis de las variables obtenidas durante el test del control del tronco en sedestación y el test isocinético únicamente se utilizó como covariable el momento de inercia del tronco. En aquellos casos en los cuales ninguna covariable afectó de forma significativa se realizó un ANOVA de un factor intersujeto (*grupo*). Las comparaciones entre grupos fueron realizadas mediante la corrección de Bonferroni.

Los análisis estadísticos se realizaron con el paquete estadístico SPSS version 18 (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). La hipótesis nula fue rechazada al nivel de significación del 95 % ( $p < .05$ ).







Die Unvollständigkeit der heute vorliegenden Beobachtungs-  
 resultat wird durch uns, nur mit dieser Unbestimmtheit  
 der Größenordnung einzuweisen zu können. Genauer  
 Ergebnisse sind an eine bessere Kenntnis der Sternmassen und  
 Sterngeschwindigkeit gebunden. Einem Teil derselben erheblichen  
 Interesse leistet unsere Unbestimmtheit bezüglich der Größen-  
 ordnung bereits zu, nämlich den, dass die nichtleuchtenden Massen  
 zur Masse der leuchtenden nicht einen Beitrag von höherer Größenordnung  
 liefern als die leuchtenden Massen.

A. Einstein Archive  
 5-166

$$\frac{Dq_x}{Dx} = \frac{\partial^2 q_x}{\partial x^2} \frac{Dx}{Dx} = \dots$$

$$D \frac{d^2 q_x}{dx^2} dt$$

$$D(dq_x) = d(Dq_x) = -\frac{\partial^2 q_x}{\partial x^2} dx + \frac{\partial^2 q_x}{\partial x^2} dx$$

# RESULTADOS

$$dq_x = \frac{\partial q_x}{\partial x} dx + \dots$$

$$Dq_x = \dots$$

$$\bar{q}_x = q_x - \frac{\partial q_x}{\partial x} dt$$

$$\bar{p}_x = p_x + \frac{\partial p_x}{\partial x} dt$$

Miguel  
 Hernández

$$\sum e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}}$$

$$\int e^{-\frac{x^2}{2\sigma^2}} dx = \frac{\sqrt{2\pi}}{2}$$

A. Einstein Archive  
 5-166.1

$$d\bar{q}_x = dq_x - \left( \frac{\partial^2 q_x}{\partial x^2} dx + \dots \right) dt$$

$$d\bar{p}_x = dp_x + \left( \frac{\partial^2 p_x}{\partial x^2} dx + \dots \right) dt$$

$$D(d\bar{q}_x) = d(Dq_x) - \dots$$

$$D(d\bar{p}_x) = d(Dp_x) + \dots$$



## 4. RESULTADOS

### 4.1. FIABILIDAD DE LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA

#### 4.1.1. Fiabilidad de las variables obtenidas en el test de aplicación de cargas súbitas

En la tabla 5 se muestran los estadísticos descriptivos y los valores de fiabilidad relativa y absoluta de las variables obtenidas durante el test de aplicación de cargas súbitas. El *desplazamiento angular* del tronco durante los primeros 110 ms tras la aplicación de cada perturbación mostró una alta fiabilidad relativa ( $0.74 < CCI < 0.88$ ) y absoluta ( $7.56\% < EEM < 12.23\%$ ) en todos los sentidos en los que se aplicaron las perturbaciones. Asimismo, el coeficiente de *rigidez* mostró una alta fiabilidad relativa ( $0.71 < CCI < 0.85$ ) y una aceptable fiabilidad absoluta ( $12.32\% < EEM < 18.44\%$ ). Sin embargo, el coeficiente de *amortiguamiento* mostró una fiabilidad relativa baja en la perturbación en sentido posterior ( $CCI = 0.21$ ) y aceptable en la perturbación hacia la derecha ( $CCI = 0.50$ ) y en sentido posterior ( $CCI = 0.63$ ), así como una fiabilidad absoluta baja en todos los sentidos en los que se aplicaron las perturbaciones ( $29.01\% < EEM < 34.17\%$ ). El ANOVA de medidas repetidas no mostró diferencias significativas entre la primera y segunda medición en ninguna de las variables analizadas.

**Tabla 5.** Estadísticos descriptivos y fiabilidad relativa y absoluta de las variables obtenidas en el test de aplicación de cargas súbitas.

	Sentido de la perturbación	Test	Retest	F	p	CCI <sub>(2,4)</sub>	EEM (%)
$\theta$	Anterior	0.087 ± 0.022	0.088 ± 0.025	.075	.787	0.88	9.37
	Derecha	0.075 ± 0.019	0.072 ± 0.018	.838	.369	0.75	12.23
	Posterior	0.207 ± 0.028	0.200 ± 0.031	1.399	.247	0.74	7.56
K	Anterior	1506.7 ± 578.5	1613.6 ± 844.1	1.050	.316	0.85	18.44
	Derecha	855.0 ± 291.3	939.0 ± 268.7	2.697	.113	0.71	17.65
	Posterior	530.3 ± 135.6	571.5 ± 158.8	3.603	.068	0.81	12.32
$\beta$	Anterior	403.0 ± 276.6	360.6 ± 188.1	.367	.550	0.21	34.17
	Derecha	713.0 ± 222.1	703.0 ± 349.8	.022	.883	0.50	29.01
	Posterior	73.5 ± 36.7	81.8 ± 38.2	1.232	.277	0.63	32.26

ANOVA de medidas repetidas. \* Significación  $p < .05$ .

CCI: coeficiente de correlación intraclase; EEM: error estándar de medida.

CCI < 0.50 = fiabilidad relativa baja; 0.50 < CCI < 0.70 = fiabilidad relativa moderada; 0.70 < CCI < 0.90 = fiabilidad relativa alta; CCI ≥ 0.90 = fiabilidad relativa excelente.

EEM ≥ 20% = fiabilidad absoluta baja; 10% < EEM < 20% = fiabilidad absoluta moderada; EEM < 10% = fiabilidad absoluta alta.

$\theta$  (rad) = desplazamiento angular del tronco; K (N\*m/rad) = coeficiente de rigidez del tronco;  $\beta$  (N\*m\*s/rad) = coeficiente de amortiguamiento del tronco.

#### 4.1.2. Fiabilidad de las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación

En la tabla 6 se muestran los estadísticos descriptivos y los valores de fiabilidad relativa y absoluta de las variables obtenidas durante el test de control del tronco en sedestación. El *error radial medio* mostró una fiabilidad relativa alta en las tareas dinámicas realizadas sobre el asiento inestable ( $0.72 < CCI < 0.78$ ) y moderada en las tareas estáticas realizadas sobre el asiento inestable ( $0.51 < CCI < 0.68$ ). Sin embargo, en las tareas con asiento estable la fiabilidad relativa del *error radial medio* fue de baja a moderada ( $0.04 < CCI < 0.56$ ). El *camino recorrido* mostró una fiabilidad relativa moderada en todas las situaciones ( $0.53 < CCI < 0.68$ ), excepto en las tareas estáticas realizadas sobre el asiento inestable (EISF y EICF), donde la fiabilidad fue alta ( $0.75 < CCI < 0.77$ ).

En relación con la fiabilidad absoluta (tabla 6), el *error radial medio* únicamente mostró una fiabilidad moderada (EEM < 20%) en tres de las diez tareas (DECI, DIML y DICI). Por el contrario, el *camino recorrido* mostró una fiabilidad absoluta moderada en todas las tareas realizadas durante el test de control del tronco en sedestación ( $7.2\% < EEM < 19.3\%$ ).

La fiabilidad relativa del *error radial medio* y del *camino recorrido* de los índices globales (CGS, CSE, CSI) fue moderada o alta ( $0.61 < CCI < 0.81$ ), observándose en general mejores valores de fiabilidad relativa en comparación con los obtenidos al analizar cada tarea por separado (tabla 6). Igualmente, los índices globales obtuvieron mejores valores de fiabilidad absoluta en relación a los valores obtenidos en cada una de las tareas, con valores del EEM cercanos al 10% para el *error radial medio* ( $11.3\% < EEM < 12.4\%$ ) e inferiores al 10% para el *camino recorrido* ( $7.2\% < EEM < 9.8\%$ ).

El ANOVA de medidas repetidas mostró diferencias significativas entre la primera y segunda medición en la mayoría de las variables analizadas. Tanto los valores del *error radial medio* como los valores del *camino recorrido* fueron menores en la segunda sesión.

**Tabla 6.** Estadísticos descriptivos y fiabilidad relativa y absoluta del *error radial medio* (ERM) y el *camino recorrido* (CR) obtenidos en el test de control del tronco en sedestación.

	Tarea	Test	Retest	F	p	CCI <sup>(2,1)</sup>	EEM (%)
ERM (mm)	1. EESF	0.92 ± 0.31	1.11 ± 0.51	3.110	.090	0.04	45.5
	2. EECF	0.76 ± 0.44	0.62 ± 0.28	2.121	.158	0.34	43.3
	3. DEML	2.18 ± 0.47	1.89 ± 0.51	5.992	.022*	0.36	19.4
	4. DEAP	2.17 ± 0.69	1.77 ± 0.32	10.245	.004*	0.37	20.9
	5. DECI	3.09 ± 0.72	2.51 ± 0.60	21.268	.000*	0.56	14.6
	6. EISF	5.57 ± 1.71	4.85 ± 1.12	4.774	.038*	0.51	21.3
	7. EICF	5.98 ± 1.48	4.36 ± 1.60	4.930	.036*	0.68	20.5
	8. DIML	7.24 ± 2.95	6.12 ± 1.70	7.184	.013*	0.72	20.8
	9. DIAP	7.07 ± 2.01	5.92 ± 1.66	18.748	.000*	0.76	13.7
	10. DICI	8.55 ± 2.87	7.06 ± 2.05	18.744	.000*	0.78	14.6
	11. CGS	4.25 ± 1.10	3.62 ± 0.74	22.692	.000*	0.76	11.3
	12. CSE	1.82 ± 0.38	1.58 ± 0.27	19.643	.000*	0.64	11.5
	13. CSI	6.68 ± 2.16	5.65 ± 1.36	19.032	.000*	0.81	12.4
CR (mm/s)	1. EESF	3.61 ± 0.57	3.46 ± 0.68	1.366	.254	0.60	13.0
	2. EECF	3.66 ± 0.71	3.27 ± 0.54	9.017	.006*	0.56	12.8
	3. DEML	7.27 ± 1.43	6.19 ± 1.15	22.386	.000*	0.62	11.3
	4. DEAP	7.19 ± 1.63	5.81 ± 1.64	29.680	.000*	0.53	12.8
	5. DECI	9.82 ± 1.88	7.97 ± 1.45	54.409	.000*	0.62	9.2
	6. EISF	11.08 ± 4.03	9.36 ± 3.30	8.371	.008*	0.75	19.3
	7. EICF	13.05 ± 3.88	10.86 ± 2.96	20.881	.000*	0.77	13.2
	8. DIML	16.14 ± 2.75	14.90 ± 3.55	3.665	.067	0.61	14.4
	9. DIAP	16.46 ± 3.16	14.38 ± 3.19	14.625	.001*	0.68	11.9
	10. DICI	20.04 ± 3.26	17.07 ± 3.45	24.267	.000*	0.59	10.9
	11. CGS	10.83 ± 1.72	9.33 ± 1.54	52.881	.000*	0.68	7.2
	12. CSE	6.31 ± 1.00	5.34 ± 0.78	51.296	.000*	0.61	8.3
	13. CSI	15.35 ± 2.99	13.32 ± 2.92	26.425	.000*	0.72	9.8

ANOVA de medidas repetidas. \* Significación  $p < .05$ .

CCI: coeficiente de correlación intraclase; EEM: error estándar de medida.

CCI < 0.50 = fiabilidad relativa baja; 0.50 < CCI < 0.70 = fiabilidad relativa moderada; 0.70 < CCI < 0.90 = fiabilidad relativa alta; CCI ≥ 0.90 = fiabilidad relativa excelente.

EEM ≥ 20% = fiabilidad absoluta baja; 10% < EEM < 20% = fiabilidad absoluta moderada; EEM < 10% = fiabilidad absoluta alta.

Tareas test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI); promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas (CGS); promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas en asiento estable (CSE); promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas en asiento inestable (CSI).

#### 4.1.3. Fiabilidad de las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco

En la tabla 7 se muestran los estadísticos descriptivos y los valores de fiabilidad relativa y absoluta de las variables de fuerza obtenidas durante el test isocinético de flexo-extensión del tronco. La fiabilidad relativa de las variables de fuerza isocinética en los movimientos de extensión y flexión del tronco fue alta ( $0.74 < CCI < 0.86$ ). En cuanto a la fiabilidad absoluta, las variables de fuerza isocinética de la flexión del tronco mostraron una fiabilidad alta (6.53%

< EEM < 8.00%), mientras que las variables de fuerza isocinética de la extensión del tronco mostraron una fiabilidad moderada, pero con valores muy próximos al 10% (10.37% < EEM < 13.45%).

Tal como indica el ANOVA de medidas repetidas (tabla 7), los valores absolutos y relativos del *máximo momento de fuerza* y el *trabajo máximo* en los movimientos de extensión tronco no mostraron cambios significativos en la segunda sesión. Sin embargo, los valores absolutos y relativos de *trabajo máximo* obtenidos en la flexión de tronco mostraron diferencias significativas, apreciándose una disminución en ambas variables respecto a la primera sesión.

**Tabla 7.** Estadísticos descriptivos y fiabilidad relativa y absoluta de las variables de fuerza del test isocinético de flexo-extensión del tronco.

	Movimiento del tronco	Test	Retest	F	p	CCI <sub>L,k</sub>	EEM (%)
MM	Extensión	367.0 ± 69.50	375.7 ± 69.4	.709	.408	0.81	10.44
	Flexión	215.8 ± 24.3	213.5 ± 28.3	.381	.543	0.84	6.53
MMR	Extensión	4.86 ± 0.87	4.97 ± 0.89	.745	.396	0.80	10.37
	Flexión	2.87 ± 0.38	2.82 ± 0.39	.547	.467	0.86	6.65
WM	Extensión	190.9 ± 39.3	188.69 ± 39.4	.112	.741	0.74	13.45
	Flexión	92.2 ± 12.7	87.5 ± 17.4	5.433	.028*	0.85	8.00
WMR	Extensión	2.53 ± 0.52	2.51 ± 0.57	.049	.827	0.78	13.17
	Flexión	1.22 ± 0.18	1.15 ± 0.23	5.769	.024*	0.86	8.00

ANOVA de medidas repetidas. \* Significación  $p < .05$ .

CCI: coeficiente de correlación intraclase; EEM: error estándar de medida.

CCI < 0.50 = fiabilidad relativa baja; 0.50 < CCI < 0.70 = fiabilidad relativa moderada; 0.70 < CCI < 0.90 = fiabilidad relativa alta; CCI ≥ 0.90 = fiabilidad relativa excelente.

EEM ≥ 20% = fiabilidad absoluta baja; 10% < EEM < 20% = fiabilidad absoluta moderada; EEM < 10% = fiabilidad absoluta alta.

MM (N\*m) = *máximo momento de fuerza*; MMR (N\*m/kg) = *máximo momento de fuerza* relativo al peso corporal; WM (J) = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición; WMR (J/kg) = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición relativo al peso corporal.

En la tabla 8 se muestran los estadísticos descriptivos y los valores de fiabilidad relativa y absoluta de las variables de resistencia obtenidas durante el test isocinético de flexo-extensión del tronco. Las variables de resistencia mostraron peores valores de fiabilidad que las variables de fuerza. Únicamente la *ratio de resistencia modificada*, la *ratio del trabajo máximo* y la *ratio final de fatiga* mostraron una fiabilidad relativa moderada en los esfuerzos de flexión y extensión (0.48 < CCI < 0.59). La *ratio de resistencia modificada* fue la única variable que mostró valores de fiabilidad absoluta altos en extensión y flexión (6.54% < EEM < 6.89%). El resto de variables mostraron una fiabilidad absoluta de moderada a alta (8.28% < EEM < 17.53%).

Atendiendo a los resultados del ANOVA de medidas repetidas, ninguna de las variables de resistencia mostró diferencias significativas entre la primera y la segunda sesión, excepto la *ratio de resistencia* y la *ratio de resistencia modificada* en los movimientos de flexión y la *ratio de recuperación* en los movimientos de extensión (tabla 8).

**Tabla 8.** Estadísticos descriptivos y fiabilidad relativa y absoluta de las variables de resistencia del test isocinético de flexo-extensión del tronco.

Variable	Movimiento del tronco	Test	Retest	F	p	CCI <sub>2,k</sub>	EEM (%)
	Extensión	92.76 ± 13.78	88.78 ± 9.45	3.148	.088	0.59	9.15
	Flexión	85.34 ± 12.92	80.23 ± 7.21	4.869	.037*	0.39	11.11
RRM	Extensión	80.45 ± 8.03	82.78 ± 7.46	2.524	.125	0.59	6.89
	Flexión	74.55 ± 6.64	77.14 ± 6.01	4.846	.037*	0.59	6.54
RRC	Extensión	89.36 ± 10.12	98.7 ± 17.66	6.220	.020*	0.19	13.37
	Flexión	83.02 ± 13.54	80.60 ± 13.68	.607	.443	0.41	15.86
RRCM	Extensión	88.68 ± 8.10	87.28 ± 8.43	.500	.486	0.36	8.28
	Flexión	77.81 ± 10.62	80.42 ± 13.95	1.080	.309	0.51	13.98
RWM	Extensión	82.16 ± 8.49	84.51 ± 7.15	1.559	.223	0.48	8.56
	Flexión	79.03 ± 14.24	79.85 ± 8.79	.119	.733	0.50	13.59
RFF	Extensión	68.86 ± 11.62	72.51 ± 9.69	2.907	.101	0.55	11.22
	Flexión	60.56 ± 13.69	60.13 ± 10.30	.028	.868	0.56	17.53

ANOVA de medidas repetidas. \* Significación  $p < .05$ 

CCI: coeficiente de correlación intraclase; EEM: error estándar de medida.

CCI &lt; 0.50 = fiabilidad relativa baja; 0.50 &lt; CCI &lt; 0.70 = fiabilidad relativa moderada; 0.70 &lt; CCI &lt; 0.90 = fiabilidad relativa alta; CCI ≥ 0.90 = fiabilidad relativa excelente.

EEM ≥ 20% = fiabilidad absoluta baja; 10% &lt; EEM &lt; 20% = fiabilidad absoluta moderada; EEM &lt; 10% = fiabilidad absoluta alta.

RR (%) = ratio de resistencia; RRM (%) = *ratio de resistencia modificada*; RRC (%) = *ratio de recuperación*; RRCM (%) = *ratio de recuperación modificada*; RWM (%) = *ratio del trabajo máximo*; RRF (%) = *ratio final de fatiga*.

## 4.2. RELACIONES ENTRE LAS VARIABLES OBTENIDAS EN LOS DISTINTOS PROTOCOLOS DE REGISTRO: VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA

### 4.2.1. Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas

El análisis de las correlaciones entre las distintas variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas (tabla 9) mostró una relación significativa negativa entre la *rigidez* y el *desplazamiento angular* del tronco en todos las direcciones y sentidos analizados ( $-0.476 < r < -0.771$ ;  $p < 0.01$ ) y entre la *rigidez* y el *amortiguamiento* en sentido hacia la derecha ( $r = -0.404$ ;  $p < 0.05$ ). Por el contrario, la *rigidez* mostró una relación significativa positiva con el *amortiguamiento* en sentido anterior ( $r = 0.384$ ;  $p < 0.05$ ) y posterior ( $r = 0.516$ ;  $p < 0.01$ ). Por último, el *amortiguamiento* mostró una correlación significativa negativa con el *desplazamiento angular* del tronco ( $r = -0.441$ ;  $p < 0.01$ ) ante perturbaciones en sentido anterior.

En ninguna de las variables analizadas se encontraron correlaciones entre las distintas direcciones y sentidos de la perturbación (tabla 9), exceptuando el *desplazamiento angular* del tronco ante la perturbación anterior, que mostró una correlación positiva significativa con el *desplazamiento angular* del tronco ante la perturbación en sentido hacia la derecha ( $r = 0.432$ ;  $p < 0.05$ ).

**Tabla 9.** Correlaciones entre las variables de rigidez ( $K$ ), amortiguamiento ( $\beta$ ) y desplazamiento angular ( $\theta$ ) del tronco ante las perturbaciones en el sentido anterior, derecha y posterior.

		Anterior			Derecha			Posterior		
		$K$	$\beta$	$\theta$	$K$	$B$	$\theta$	$K$	$\beta$	$\theta$
Anterior	$K$		.384*	-.582**	.315	-.174	-.084	.066	.087	.000
	$\beta$			-.441**	.317	.117	-.128	.302	.091	-.170
	$\theta$				-.301	.001	.432*	-.213	-.160	.209
Derecha	$K$					-.404*	-.476**	-.159	-.256	.042
	$\beta$						-.261	.119	.039	.021
	$\theta$							.422*	.311	-.144
Posterior	$K$								.516**	-.771**
	$\beta$									-.281
	$\theta$									

\*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

#### 4.2.2. Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación

El análisis de las correlaciones entre el *error radial medio* obtenido en las distintas pruebas del test de control del tronco en sedestación (tabla 10) mostró correlaciones significativas positivas entre todas las tareas realizadas sobre el asiento inestable ( $.533 < r < .839$ ;  $p < 0.01$ ), mientras que en las tareas realizadas sobre asiento estable solo se observaron cinco correlaciones significativas positivas de las 10 posibles ( $.340 < r < .689$ ;  $p < 0.05$ ).

**Tabla 10.** Correlaciones entre el *error radial medio* del centro de presiones obtenido en las distintas tareas realizadas durante el test control del tronco en sedestación.

	EESF	EECF	DEML	DEAP	DECI	EISF	EICF	DIML	DIAP	DICI
EESF		.344*	.280	.292	.155	.224	.101	.145	.103	.074
EECF			.250	.340*	.183	.255	.160	.137	.079	.200
DEML				.432**	.681**	.197	.243	.372*	.304	.320
DEAP					.626**	.270	.258	.566**	.336*	.499**
DECI						.268	.462**	.371*	.358*	.410*
EISF							.559**	.560**	.533**	.533**
EICF								.630**	.622**	.699**
DIML									.824**	.852**
DIAP										.839**
DICI										

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI).



Al analizar las correlaciones para el *error radial medio* entre las tareas realizadas sobre el asiento estable e inestable (tabla 10), se observaron ocho de las 25 correlaciones posibles ( $.358 < r < .566$ ;  $p < 0.05$ ).

El análisis de las correlaciones entre el *camino recorrido* obtenido en las distintas pruebas del test de control del tronco en sedestación (tabla 11) mostró correlaciones positivas significativas entre todas las tareas realizadas sobre el asiento inestable ( $.569 < r < .815$ ;  $p < 0.01$ ) y entre todas las tareas realizadas sobre el asiento estable ( $.421 < r < .828$ ;  $p < 0.01$ ).

Al analizar las correlaciones para el *camino recorrido* entre las tareas realizadas sobre el asiento estable e inestable (tabla 11), se observaron 13 de las 25 correlaciones posibles ( $.366 < r < .588$ ;  $p < 0.05$ ).

**Tabla 11.** Correlaciones entre el *camino recorrido* del centro de presiones obtenido en las distintas tareas realizadas durante el test de control del tronco en sedestación.

	EESF	EECF	DEML	DEAP	DECI	EISF	EICF	DIML	DIAP	DICI
EESF		.828**	.481**	.421*	.507**	.052	.106	.015	.147	.207
EECF			.486**	.532**	.548**	.100	.136	.032	.136	.148
DEML				.583**	.752**	.241	.420*	.436**	.366*	.523**
DEAP					.760**	.368*	.397*	.514**	.475**	.517**
DECI						.304	.588**	.479**	.372*	.584**
EISF							.689**	.617**	.570**	.569**
EICF								.733**	.610**	.776**
DIML									.695**	.784**
DIAP										.815**
DICI										

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI).

Debido al gran número de tareas utilizadas para valorar el control del tronco en sedestación se realizó un análisis de componentes principales (aplicado sobre la matriz de correlaciones obtenida) con objeto de observar si los resultados de las diferentes tareas se agrupaban o no en distintos factores.

El análisis de componentes principales del *error radial medio* obtenido en las distintas tareas (tabla 12) mostró que esta variable se agrupaba en tres componentes diferentes linealmente independientes entre sí, explicando el 73.34% de la varianza de las variables originales. Estos tres componentes fueron identificados como: 1) *error* en las tareas estáticas y dinámicas realizadas sobre el asiento inestable (46.47%); 2) *error* en las tareas dinámicas realizadas sobre el asiento estable (15.94%); 3) *error* en las tareas estáticas realizadas sobre el asiento estable (10.93%).

**Tabla 12.** Componentes principales del *error radial medio* en las distintas tareas realizadas en el test de control del tronco en sedestación.

	Componentes		
	1	2	3
<b>DICI</b>	0.888		
<b>DIAP</b>	0.882		
<b>DIML</b>	0.863		
<b>EICF</b>	0.791		
<b>EISF</b>	0.721		
<b>DECI</b>		0.880	
<b>DEML</b>		0.828	
<b>DEAP</b>		0.688	
<b>EESF</b>			0.791
<b>EECF</b>			0.789

Análisis de componentes principales con rotación VARIMAX; Varianza explicada = 73.34%.

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI).

El análisis de componentes principales agrupó el *camino recorrido* obtenido en las 10 tareas en 2 componentes principales (tabla 13) que explicaban el 74.14% de la varianza. Estos dos componentes fueron identificados como: 1) *camino recorrido* en las tareas realizadas sobre el asiento inestable (52.17%); 2) *camino recorrido* en las tareas realizadas sobre el asiento estable (21.97%).

**Tabla 13.** Componentes principales del *camino recorrido* en las distintas tareas realizadas en el test de control del tronco en sedestación.

	Componentes	
	1	2
<b>DIHO</b>	0.897	
<b>DICI</b>	0.883	
<b>EICF</b>	0.860	
<b>DIVE</b>	0.819	
<b>EISF</b>	0.771	
<b>EECF</b>		0.905
<b>EESF</b>		0.877
<b>DECI</b>		0.750
<b>DEHO</b>		0.704
<b>DEBE</b>		0.671

Análisis de componentes principales con rotación VARIMAX; Varianza explicada = 74.14%.

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI).

#### 4.2.3. Correlaciones entre las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco

El análisis de las correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco (tabla 14) mostró correlaciones positivas significativas entre todas las variables de fuerza en los movimientos de extensión ( $.708 < r < .883$ ;  $p < 0.01$ ). En cuanto a los movimientos de flexión, la mayoría de las variables de fuerza mostraron igualmente correlaciones positivas significativas al compararlas con otras variables de fuerza ( $.451 < r < .745$ ;  $p < 0.01$ ), excepto al comparar el *máximo momento de fuerza relativo* y el *trabajo máximo* ( $r = .322$ ,  $p = 0.073$ ). Por otro lado, al analizar las correlaciones entre las variables de fuerza de los movimientos de flexión y extensión sólo se observaron 3 leves correlaciones significativas de las 16 posibles.

**Tabla 14.** Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco.

		Extensión				Flexión			
		M	MR	WM	WMR	M	MR	WM	WMR
Extensión	MM	.837**	.879**	.708**	.284	.034	.174	-.009	
	MMR		.775**	.883**	.046	.314	-.062	.156	
	WM			.880**	.342*	.179	.317	.211	
	WMR				.130	.410*	.109	.348*	
Flexión	MM					.580**	.713**	.451**	
	MMR						.322	.709**	
	WM							.745**	
	WMR								

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

MM = *máximo momento de fuerza*; MMR = *máximo momento de fuerza relativo al peso corporal*; WM = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición; WMR = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición relativo al peso corporal.

El análisis de las correlaciones entre las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco (tabla 15) mostró una correlación positiva significativa entre la *ratio de resistencia modificada* y la *ratio final de fatiga* tanto en la extensión ( $r = .726$ ,  $p < 0.01$ ) como en la flexión del tronco ( $r = .654$ ,  $p < 0.01$ ), así como una correlación positiva significativa entre la *ratio del trabajo máximo* y la *ratio final de fatiga* en la flexión del tronco ( $r = .790$ ,  $p < 0.01$ ).

Al analizar las correlaciones en las variables de resistencia entre los movimientos de extensión y flexión del tronco (tabla 15), únicamente se encontró una correlación positiva significativa leve entre la *ratio final de fatiga* obtenida en los movimientos de flexión y extensión ( $r = .331$ ,  $p < 0.05$ ).

**Tabla 15.** Correlaciones entre las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco.

		Extensión			Flexión		
		RRM	RWM	RFF	RRM	RWM	RFF
Extensión	RRM		-.061	.726**	.268	.156	.274
	RWM			.306	.001	.179	.134
	RFF				.223	.320	.331*
Flexión	RRM					.309	.654**
	RWM						.790**
	RFF						

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

RRM = *ratio de resistencia modificada*; RWM = *ratio del trabajo máximo*; RFF = *Ratio final de fatiga*.

#### 4.2.4. Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación y el test de perturbaciones súbitas

El análisis de las correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y los índices promediados obtenidos en el test de control del tronco en sedestación (tabla 16) mostró únicamente correlaciones positivas significativas entre el *error radial medio* promediado para las pruebas realizadas sobre el asiento estable y la *rigidez* del tronco ante las perturbaciones en sentido anterior ( $r = .337$ ;  $p < 0.05$ ) y derecha ( $r = .354$ ;  $p < 0.05$ ). Asimismo, el *camino recorrido* promediado para las pruebas realizadas sobre el asiento estable correlacionó con la *rigidez* del tronco ante las perturbaciones en sentido derecha ( $r = .370$ ;  $p < 0.05$ ). Por el contrario, el *amortiguamiento* del tronco ante las perturbaciones en sentido posterior mostró una correlación significativa negativa con el *camino recorrido* promediado para todas las pruebas de estabilidad ( $r = -.335$ ;  $p < 0.05$ ) y para las pruebas realizadas sobre el asiento estable ( $r = -.413$ ;  $p < 0.05$ ).

**Tabla 16.** Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y los índices promediados obtenidos en el test de control del tronco en sedestación.

		Anterior			Derecha			Posterior		
		K	$\beta$	$\theta$	K	$\beta$	$\theta$	K	$\beta$	$\theta$
ERM	CGS	.203	.203	-.239	.184	.026	-.043	.186	-.172	-.071
	CSE	.337*	.082	-.129	.354*	-.206	-.013	-.105	-.223	.152
	CSI	.156	.209	-.240	.134	.073	-.046	.229	-.146	-.111
CR	CGS	-.020	.102	.064	.184	-.016	-.068	-.077	-.335*	.208
	CSE	-.016	.014	.127	.370*	-.238	-.153	-.145	-.413*	.100
	CSI	-.019	.121	.031	.085	.074	-.023	-.039	-.255	.219

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ .

K = *rigidez*;  $\beta$  = *amortiguamiento*;  $\theta$  = *desplazamiento angular*.

ERM = *error radial medio*; CR = *camino recorrido*; CGS = promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas de estabilidad sedente; CSE = promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas de estabilidad sedente realizadas en el asiento estable; CSI = promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas de estabilidad sedente realizadas en el asiento estable.

En el análisis de las correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y las variables obtenidas en cada una de las tareas realizadas en el test de control del tronco en sedestación (tabla 17), únicamente se encontraron seis correlaciones significativas de las 180 posibles.

**Tabla 17.** Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y en el test de control del tronco en sedestación.

		Anterior			Derecha			Posterior		
		<i>K</i>	$\beta$	$\theta$	<i>K</i>	$\beta$	$\theta$	<i>K</i>	$\beta$	$\theta$
ERM	1. EESF	-.011	-.138	.060	.320	-.327	-.102	-.234	-.213	.314
	2. EECF	.050	-.115	-.106	.057	-.224	.006	-.234	-.183	.307
	3. DEML	.217	.008	.049	.241	-.066	.045	-.061	-.139	.055
	4. DEAP	.419*	.134	-.252	.306	-.105	-.010	.079	-.158	-.022
	5. DECI	.352*	.230	-.118	.282	-.089	.003	-.045	-.134	.037
	6. EISF	.061	.216	-.199	.257	-.076	-.106	.169	-.006	.033
	7. EICF	.037	.210	-.131	.058	.009	.078	.161	-.220	-.123
	8. DIML	.196	.149	-.203	.199	.098	-.086	.178	-.171	-.086
	9. DIAP	.076	.136	-.187	.002	.149	-.045	.142	-.128	-.023
	10. DICI	.229	.204	-.284	.062	.089	-.017	.303	-.100	-.226
CR	1. EESF	.021	-.007	-.025	.215	-.313	-.102	-.158	-.301	.146
	2. EECF	-.138	-.089	.068	.341	-.429*	-.219	-.307	-.400*	.202
	3. DEML	-.059	-.079	.265	.333	-.169	-.100	-.124	-.306	-.005
	4. DEAP	.054	.096	-.043	.327	-.068	-.233	-.080	-.378*	.115
	5. DECI	.003	.057	.177	.298	-.186	-.042	-.063	-.344*	.051
	6. EISF	.077	.251	-.124	.033	.178	-.208	-.028	-.104	.231
	7. EICF	-.027	.137	.119	-.048	-.003	.132	-.035	-.257	.115
	8. DIML	.025	.167	.068	.204	.176	-.080	.017	-.261	.148
	9. DIAP	-.166	.014	.046	.124	.037	.011	-.036	-.235	.246
	10. DICI	-.003	-.053	.038	.105	-.047	.043	-.077	-.260	.204

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ .

*K* = rigidez;  $\beta$  = amortiguamiento;  $\theta$  = desplazamiento angular.

ERM = error radial medio; CR = camino recorrido.

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI).

#### 4.2.5. Correlaciones entre las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco y las variables obtenidas en el test de aplicación de perturbaciones súbitas

El análisis de las correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético y las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas no mostró ninguna correlación significativa para los movimientos de extensión (tabla 18) y 4 correlaciones significativas leves (de las 36 posibles) para los movimientos de flexión.

**Tabla 18.** Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco.

		Anterior			Derecha			Posterior		
		<i>K</i>	$\beta$	$\theta$	<i>K</i>	$\beta$	$\theta$	<i>K</i>	$\beta$	$\theta$
Extensión	MM	.016	.030	-.074	.194	-.084	-.193	-.125	-.124	-.057
	MMR	-.218	-.172	.247	-.039	.024	-.059	-.181	-.173	-.007
	WM	.018	.021	-.005	.198	-.003	-.229	-.282	-.220	.075
	WMR	-.178	-.151	.256	-.028	.106	-.112	-.316	-.254	.109
Flexión	MM	.300	.315	-.399*	.117	.068	-.325	-.107	.189	.185
	MMR	-.099	-.048	.122	-.286	.226	-.089	-.190	.110	.266
	WM	.180	.155	-.348*	.154	.242	-.338*	-.045	.174	.117
	WMR	-.110	-.106	.024	-.149	.401*	-.195	-.121	.126	.193

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ .

*K* = rigidez;  $\beta$  = amortiguamiento;  $\theta$  = desplazamiento angular.

MM = máximo momento de fuerza; MMR = máximo momento de fuerza relativo al peso corporal; WM = trabajo máximo desarrollado en una repetición; WMR = trabajo máximo desarrollado en una repetición relativo al peso corporal.

Como muestra la tabla 19, únicamente se encontraron 4 correlaciones significativas leves (de 54 posibles) entre las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas.

**Tabla 19.** Correlaciones entre las variables obtenidas en el test de perturbaciones súbitas y las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco.

		Anterior			Derecha			Posterior		
		<i>K</i>	<i>B</i>	$\theta$	<i>K</i>	$\beta$	$\theta$	<i>K</i>	$\beta$	$\theta$
Extensión	RRM	.018	.065	.130	-.231	.257	.280	.348*	.241	-.332*
	RWM	-.054	-.204	.177	-.211	.338	-.226	-.271	-.031	.027
	RFF	-.106	-.119	.359*	-.113	.254	.155	.016	.102	-.097
Flexión	RRM	.173	.253	-.034	-.012	.128	.047	.238	.285	-.009
	RWM	.054	-.076	.103	-.042	.254	-.068	-.189	.051	.217
	RFF	.158	.155	.026	-.096	.368*	.020	-.069	.070	.197

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ .

*K* = rigidez;  $\beta$  = amortiguamiento;  $\theta$  = desplazamiento angular.

RRM = ratio de resistencia modificada; RWM = ratio del trabajo máximo; RFF = ratio final de fatiga.

**4.2.6. Correlaciones entre las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco y las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación**

El análisis de las correlaciones entre los índices globales de las tareas del test de control del tronco en sedestación para el *error radial medio* y las variables de fuerza absoluta en la extensión isocinética del tronco (tabla 20), tan solo mostró una correlación significativa de las seis posibles (WM – CGS:  $r = -.330, p < 0.05$ ). Sin embargo, las variables de fuerza relativa al peso corporal en la extensión del tronco mostraron una correlación negativa significativa leve con el *error radial medio* en cuatro de las seis correlaciones posibles ( $-.322 < r < -.385; p < 0.05$ ). En flexión del tronco, únicamente el *momento de fuerza relativo* correlacionó negativamente con el *error radial medio* promedio para todas las pruebas del test de control del tronco en sedestación ( $r = -.343, p < 0.05$ ). Al analizar las correlaciones entre los índices globales de estabilidad para el *camino recorrido* y las variables de fuerza en la extensión de tronco se observó principalmente que todas las variables de fuerza mostraron una correlación negativa con el *camino recorrido* promediado para las pruebas sobre asiento inestable ( $-.342 < r < -.380; p < 0.05$ ). Ninguna variable de fuerza obtenida en los movimientos de flexión correlacionó significativamente con los índices globales del *camino recorrido*.

**Tabla 20.** Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y los índices promediados obtenidos en el test de control del tronco en sedestación.

		Error Radial Medio			Camino Recorrido		
		CGS	CSE	CSI	CGS	CSE	CSI
Extensión	MM	-.275	-.284	-.248	-.296	.034	-.380*
	MMR	-.360*	-.377*	-.324	-.369*	-.085	-.424**
	WM	-.330*	-.254	-.315	-.268	.024	-.342*
	WMR	-.385*	-.322	-.363*	-.325	-.083	-.370*
Flexión	MM	-.220	-.178	-.209	-.151	-.067	-.162
	MMR	-.343*	-.318	-.316	-.271	-.268	-.232
	WM	-.004	.014	-.007	-.012	-.010	-.010
	WMR	-.115	-.109	-.105	-.121	-.193	-.075

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$

CGS = promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas del test de control del tronco en sedestación; CSE = promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas del test de control del tronco en sedestación realizadas en el asiento estable; CSI = promedio de los resultados obtenidos en todas las del test de control del tronco en sedestación realizadas en el asiento estable.

MM = *máximo momento de fuerza*; MMR = *máximo momento de fuerza* relativo al peso corporal; WM = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición; WMR = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición relativo al peso corporal.

El análisis de las correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco y el *error radial medio* del CDP obtenido en las 10 tareas realizadas en el test de control del tronco en sedestación (tabla 21), mostró que las variables de fuerza en la extensión del tronco correlacionaron negativamente con el *error radial medio* en nueve de las 40 correlaciones posibles ( $-.333 < r < .427$ ,  $p < .05$ ). En concreto, estas correlaciones se observaron principalmente al comparar las variables de fuerza en movimientos de extensión y el *error radial medio* en tareas estáticas (EECF y EISF) y en tareas dinámicas con desplazamiento anteroposterior (DEAP y DIAP). Por otro lado, en los movimientos de flexión del tronco las variables de fuerza sólo correlacionaron negativamente con el *error radial medio* en dos de las 40 correlaciones posibles.

**Tabla 21.** Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y el *error radial medio* del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.

		Error Radial Medio									
		EESF	EECF	DEML	DEAP	DECI	EISF	EICF	DIML	DIAP	DICI
Extensión	MM	-.094	-.339*	-.318	-.180	-.145	-.313	-.053	-.221	-.241	-.230
	MMR	-.203	-.415*	-.215	-.358*	-.189	-.329	-.096	-.286	-.341*	-.319
	WM	-.009	-.271	-.227	-.219	-.173	-.427**	-.160	-.238	-.263	-.286
	WMR	-.106	-.323	-.131	-.356*	-.205	-.425**	-.191	-.278	-.333*	-.344*
Flexión	MM	.135	-.086	-.420*	-.067	-.172	-.145	-.213	-.198	-.155	-.186
	MMR	-.063	-.170	-.251	-.347*	-.237	-.171	-.275	-.289	-.304	-.307
	WM	.253	-.081	-.213	.146	-.057	.003	-.141	.075	.037	-.038
	WMR	.090	-.158	-.099	-.085	-.110	-.015	-.201	-.013	-.095	-.149

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

MM = *máximo momento de fuerza*; MMR = *máximo momento de fuerza* relativo al peso corporal; WM = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición; WMR = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición relativo al peso corporal.

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI).

El análisis de las correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco y el *camino recorrido* del CDP obtenido en las distintas tareas realizadas en el test de control del tronco en sedestación (tabla 22), mostró que las variables de fuerza en la extensión del tronco correlacionaron negativamente con el *camino recorrido* en las tareas realizadas sobre el asiento inestable en ocho de las 20 correlaciones posibles ( $-.338 < r < -.459$ ;  $p < .05$ ), especialmente en las tareas EISF y DIAP. Ningún parámetro de fuerza obtenido en la flexión del tronco correlacionó con el *camino recorrido* en ninguna de las tareas del test de control del tronco en sedestación.



**Tabla 22.** Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y el camino recorrido del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.

		Camino Recorrido									
		EESF	EECF	DEML	DEAP	DECI	EISF	EICF	DIML	DIAP	DICI
Extensión	MM	-.053	.081	-.052	.048	.079	-.406*	-.301	-.275	-.354*	-.296
	MMR	-.111	-.013	-.099	-.152	.002	-.459**	-.286	-.304	-.425**	-.350*
	WM	.026	.145	-.027	-.008	.023	-.398*	-.302	-.183	-.286	-.278
	WMR	-.031	.057	-.077	-.175	-.049	-.431**	-.284	-.203	-.338*	-.318
Flexión	MM	.181	.179	-.216	.025	-.191	.015	-.197	-.208	-.101	-.223
	MMR	.057	.019	-.312	-.293	-.315	-.077	-.181	-.252	-.223	-.290
	WM	.114	.143	-.098	.093	-.132	.081	-.188	.022	.087	-.027
	WMR	.012	.008	-.207	-.173	-.256	.014	-.192	-.022	-.016	-.095

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

MM = *máximo momento de fuerza*; MMR = *máximo momento de fuerza* relativo al peso corporal; WM = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición; WMR = *trabajo máximo* desarrollado en una repetición relativo al peso corporal.

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI).

El análisis de las correlaciones entre los índices globales de las tareas del test de control del tronco en sedestación para el *error radial medio* y las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco (tabla 23), mostró que la *ratio de resistencia modificada* de los movimientos de extensión correlacionó positivamente con el *error radial medio* promediado para todas las pruebas ( $r = .333, p < 0.05$ ) y para las pruebas realizadas en el asiento inestable ( $r = .349, p < 0.05$ ). Sin embargo, la *ratio del trabajo máximo* de los movimientos de extensión correlacionó negativamente con el *error radial medio* promediado para todas las pruebas ( $r = -.412, p < 0.05$ ) y para las pruebas realizadas en el asiento inestable ( $r = -.426, p < 0.01$ ). En la flexión del tronco, ninguna variable de resistencia correlacionó con los índices promediados del test de control del tronco en sedestación para el *error radial medio*. En relación con el *camino recorrido*, ninguna variable de resistencia del test de flexo-extensión del tronco correlacionó con los índices promediados del test de control del tronco en sedestación.

**Tabla 23.** Correlaciones entre las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y los índices promediados obtenidos en el test de control del tronco en sedestación.

		Error Radial Medio			Camino Recorrido		
		CGS	CSE	CSI	CGS	CSE	CSI
Extensión	RRM	.333*	.104	.349*	-.001	-.068	.025
	RWM	-.412*	-.160	-.426**	-.266	-.073	-.301
	RFF	.277	.117	.285	.058	.054	.050
Flexión	RRM	.104	-.050	.127	-.062	-.126	-.028
	RWM	.029	.117	.008	-.049	-.140	-.006
	RFF	.103	.064	.102	-.105	-.226	-.042

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

CGS = promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas del test de control del tronco en sedestación; CSE = promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas del test de control del tronco en sedestación realizadas en el asiento estable; CSI = promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas del test de control del tronco en sedestación realizadas en el asiento estable.

RRM = *ratio de resistencia modificada*; RWM = *ratio del trabajo máximo*; RFF = *ratio final de fatiga*.

En el análisis de las correlaciones entre el *error radial medio* obtenido en cada tarea del test de control del tronco en sedestación y las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético (tabla 24), destacar que en extensión del tronco la *ratio del trabajo máximo* correlacionó con todas las tareas de estabilidad sedente realizadas sobre el asiento inestable ( $-.345 < r < -.413$ ).

**Tabla 24.** Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y el *error radial medio* del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.

		Error Radial Medio									
		EESF	EECF	DEML	DEAP	DECI	EISF	EICF	DIML	DIAP	DICI
Extensión	RRM	-.343*	-.267	.217	.215	.284	.118	.248	.412*	.321	.339*
	RWM	-.117	-.130	-.112	-.082	-.137	-.398*	-.352*	-.345*	-.413*	-.357*
	RFF	-.107	-.220	.239	.201	.161	.023	.200	.399*	.279	.251
Flexión	RRM	-.123	-.134	.046	-.004	-.013	.192	-.093	.126	.223	.090
	RWM	.069	.053	.259	.076	.011	-.015	-.335*	.119	.128	.042
	RFF	-.078	-.147	.260	.048	.088	.036	-.154	.146	.236	.117

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

RRM = *ratio de resistencia modificada*; RWM = *ratio del trabajo máximo*; RFF = *ratio final de fatiga*.

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI).

Sin embargo, ninguna variable de resistencia obtenida en el test isocinético de flexo-extensión de tronco correlacionó con el *camino recorrido* en las tareas del test de control del tronco en sedestación (tabla 25).

**Tabla 25.** Correlaciones entre las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y el *camino recorrido* del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.

		Camino Recorrido									
		EESF	EECF	DEML	DEAP	DECI	EISF	EICF	DIML	DIAP	DICI
Extensión	RRM	-.278	-.309	.056	-.001	.005	-.024	.062	.174	-.090	.005
	RWM	.077	.085	-.116	-.097	-.107	-.244	-.253	-.216	-.291	-.294
	RFF	-.198	-.121	.192	.064	.088	.010	.104	.252	-.063	-.054
Flexión	RRM	-.038	-.145	-.157	-.032	-.137	.162	-.088	-.035	.018	-.181
	RWM	-.055	-.109	-.007	-.134	-.208	.127	-.126	.004	.048	-.075
	RFF	-.107	-.250	-.151	-.177	-.233	.108	-.090	-.048	-.008	-.149

\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.05$ ; \*\*Correlación bivariada de Pearson significativa a  $p < 0.01$ .

RRM = *ratio de resistencia modificada*; RWM = *ratio del trabajo máximo*; RFF = *ratio final de fatiga*.

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI).

### 4.3. DIFERENCIAS ENTRE JUDOCAS, KAYAKISTAS Y DEPORTISTAS RECREACIONALES EN LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA

#### 4.3.1. Diferencias entre judocas, kayakistas y deportistas recreacionales en las variables obtenidas en el test de aplicación de cargas súbitas

En la tabla 26 se pueden observar los estadísticos descriptivos de cada grupo para las variables *desplazamiento angular*, coeficiente de *rigidez* y coeficiente de *amortiguamiento* obtenidas en los 110 ms posteriores a la aplicación de las perturbaciones súbitas. No se observaron diferencias entre grupos en ninguna de las variables para las perturbaciones aplicadas en dirección sagital y sentido anterior o posterior. Sin embargo, los judocas mostraron menor *desplazamiento angular* del tronco que los deportistas recreacionales y mayor *rigidez* del tronco que los deportistas recreacionales y los kayakistas en las perturbaciones laterales.

**Tabla 26.** Diferencias entre kayakistas, judocas y deportistas recreacionales para el *desplazamiento angular*, el coeficiente de *rigidez* y el coeficiente de *amortiguamiento* del tronco en los 110 ms tras la perturbación súbita en el sentido anterior, posterior y derecha.

	Sentido de la perturbación	Deportistas recreacionales (n=37)	Judocas (n=25)	Kayakistas (n=10)	F	p
$\theta$	Anterior	0.0865 ± 0.0194	0.0923 ± 0.0168	0.0881 ± 0.0176	.374**	.390
	Derecha	0.0764 ± 0.0189	0.0667 ± 0.0152 <sup>A</sup>	0.0690 ± 0.0170	4.178†	.020
	Posterior	0.2074 ± 0.0262	0.1992 ± 0.0278	0.2123 ± 0.0229	.644†	.528
$K$	Anterior	1461.20 ± 492.17	1560.85 ± 548.50	1498.12 ± 687.38	.497*	.611
	Derecha	807.86 ± 294.33	1111.59 ± 326.52 <sup>A</sup>	928.16 ± 381.27 <sup>B</sup>	10.544*	.001
	Posterior	544.24 ± 134.29	585.76 ± 126.37	532.31 ± 121.16	.309†	.735
$\beta$	Anterior	402.01 ± 292.38	380.58 ± 152.98	473.60 ± 329.50	1.078*	.347
	Derecha	744.72 ± 228.04	769.72 ± 303.32	746.08 ± 173.30	.201**	.818
	Posterior	76.84 ± 39.77	90.53 ± 36.17	77.98 ± 28.43	.546†	.582

ANCOVA de un factor de factor intersujeto de 3 niveles (judocas, kayakistas y deportistas recreacionales) utilizando el momento de inercia del tronco y la integral del momento de fuerza ejercido por el pistón neumático como covariables.

\*El momento de inercia del tronco fue utilizada como covariable significativa. \*\*El momento de inercia del tronco y la integral del momento de fuerza ejercido por el pistón neumático fueron utilizadas como covariables significativas. † La integral del momento de fuerza ejercido por el pistón neumático fue utilizada como covariable significativa.

$\theta$  (rad) = desplazamiento angular del tronco;  $K$  (N\*m/rad) = coeficiente de rigidez del tronco;  $\beta$  (N\*m\*s/rad) = coeficiente de amortiguamiento del tronco.

Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el ajuste de Bonferroni. <sup>A</sup>Diferencias significativas respecto a los deportistas recreacionales. <sup>B</sup>Diferencias significativas respecto a los judocas.

#### 4.3.2. Diferencias entre judocas, kayakistas y deportistas recreacionales en las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación

En la tabla 27 se pueden observar los estadísticos descriptivos de cada grupo para el *error radial medio* y el *camino recorrido* del CDP obtenidos en el test de control del tronco en sedestación. En general, los kayakistas mostraron *menor error radial medio* que los judocas y deportistas recreacionales en la mayoría de las tareas, especialmente en las tareas dinámicas realizadas sobre el asiento inestable. Estas diferencias se hicieron todavía más patentes cuando se analizaron los resultados obtenidos en los índices globales de estabilidad. De igual forma, los kayakistas mostraron un *menor camino recorrido* en la mayoría de las pruebas e índices analizados, pero únicamente se apreciaron diferencias significativas en dos de las pruebas (DIML y DIAP) y en los índices promedio de todas las pruebas (CGS) y de las pruebas en asiento inestable (CSI).

**Tabla 27.** Diferencias entre kayakistas, judocas y deportistas recreacionales para el *error radial medio* (ERM) y el *camino recorrido* (CR) del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.

Tarea	Deportistas recreacionales (n=37)	Judokas (n=25)	Kayakistas (n=10)	F	p	
<b>ERM (mm)</b>	1. EESF	0.90 ± 0.30	0.99 ± 0.36	0.85 ± 0.21	.881	.419
	2. EECF	0.73 ± 0.38	0.75 ± 0.38	0.81 ± 0.57	.180	.836
	3. DEML	2.06 ± 0.39	2.35 ± 0.64	1.77 ± 0.37 <sup>B</sup>	5.574	.006
	4. DEAP	2.05 ± 0.46	2.15 ± 0.41	1.73 ± 0.32 <sup>B</sup>	3.607	.032
	5. DECI	2.98 ± 0.70	3.33 ± 1.18	2.46 ± 0.54 <sup>B</sup>	3.578	.033
	6. EISF	5.27 ± 1.50	5.66 ± 1.80	3.74 ± 0.79 <sup>AB</sup>	5.615	.006
	7. EICF	4.95 ± 1.43	4.97 ± 1.35	3.80 ± 1.24	3.048	.054
	8. DIML	6.98 ± 2.36	7.33 ± 2.08	5.03 ± 0.96 <sup>AB</sup>	4.346	.017
	9. DIAP	6.78 ± 1.71	6.99 ± 1.50	5.12 ± 0.91 <sup>AB</sup>	5.476	.006
	10. DICI	8.31 ± 2.51	8.63 ± 2.64	6.04 ± 1.01 <sup>AB</sup>	3.284*	.043
	11. CGS	4.10 ± 0.93	4.31 ± 0.92	3.13 ± 0.44 <sup>AB</sup>	5.538*	.006
	12. CSE	1.75 ± 0.33	1.92 ± 0.43	1.52 ± 0.26 <sup>B</sup>	4.324	.017
	13. CSI	6.46 ± 1.70	6.72 ± 1.67	4.75 ± 0.88 <sup>AB</sup>	4.648*	.013
<b>CR (mm/s)</b>	1. EESF	3.56 ± 0.64	4.05 ± 1.23	3.72 ± 0.64	2.259	.112
	2. EECF	3.68 ± 0.87	4.13 ± 0.84	4.02 ± 0.74	2.281	.110
	3. DEML	6.98 ± 1.32	7.80 ± 2.09	7.53 ± 1.63	1.881	.160
	4. DEAP	6.73 ± 1.24	7.67 ± 1.71	6.97 ± 1.55	3.105	.051
	5. DECI	9.52 ± 2.06	10.79 ± 3.02	9.77 ± 2.15	2.748*	.071
	6. EISF	10.57 ± 3.43	10.99 ± 3.62	8.50 ± 2.31	2.010	.142
	7. EICF	12.59 ± 3.36	13.44 ± 2.76	10.58 ± 3.16	2.977	.058
	8. DIML	16.28 ± 2.75	17.94 ± 4.53	14.08 ± 3.48 <sup>B</sup>	4.011	.023
	9. DIAP	15.97 ± 2.96	17.25 ± 3.20	13.61 ± 2.73	4.777*	.011
	10. DICI	19.62 ± 3.45	20.59 ± 4.10	17.45 ± 4.83	1.961*	.149
	11. CGS	10.53 ± 1.68	11.45 ± 2.03	9.63 ± 1.87	3.960*	.024
	12. CSE	6.10 ± 1.05	6.89 ± 1.53	6.40 ± 1.18	2.968	.058
	13. CSI	14.96 ± 2.80	16.01 ± 3.37	12.86 ± 3.07	3.394*	.039

ANCOVA de un factor intersujeto de 3 niveles (judocas, kayakistas y deportistas recreacionales) utilizando el momento de inercia del tronco como covariable. En aquellos casos en los cuales el momento de inercia del tronco no afectó de forma significativa se realizó un ANOVA de un factor intersujeto de 3 niveles (judocas, kayakistas y deportistas recreacionales).

\*El momento de inercia del tronco fue utilizado como covariable significativa.

Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el ajuste de Bonferroni. <sup>A</sup>Diferencias significativas respecto a los deportistas recreacionales. <sup>B</sup>Diferencias significativas respecto a los judocas.

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI); promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas (CGS); promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas en asiento estable (CSE); promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas en asiento inestable (CSI).

### 4.3.3. Diferencias entre judocas, kayakistas y deportistas recreacionales en las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco

El análisis de las variables de fuerza en el test isocinético de flexo-extensión de tronco mostró diferencias entre los grupos únicamente en los movimientos de extensión (tabla 28). En concreto, el grupo de judocas mostró mayores valores en todas las variables de fuerza (absoluta y relativa) en extensión de tronco que el grupo de deportistas recreacionales. Aunque en general los judocas también mostraron mayores valores en los parámetros de fuerza en extensión que los kayakistas, no se observaron diferencias significativas entre ambos grupos.

**Tabla 28.** Diferencias entre kayakistas, judocas y deportistas recreacionales para las variables de fuerza obtenidas durante el test isocinético de flexo-extensión de tronco.

	Movimiento del tronco	Deportistas recreacionales (n=37)	Judocas (n=25)	Kayakistas (n=10)	F	p
<b>MM</b>	Extensión	363.00 ± 66.90	426.09 ± 67.35 <sup>A</sup>	400.06 ± 67.67	9.771	.000
	Flexión	213.36 ± 23.40	221.14 ± 27.34	222.12 ± 38.23	2.511	.089
<b>MMR</b>	Extensión	4.89 ± 0.88	5.74 ± 0.81 <sup>A</sup>	5.50 ± 0.74	6.965	.002
	Flexión	2.88 ± 0.37	2.99 ± 0.36	3.05 ± 0.42	.309	.735
<b>WM</b>	Extensión	188.70 ± 39.70	219.18 ± 36.81 <sup>A</sup>	202.09 ± 27.86	6.300	.003
	Flexión	91.94 ± 12.72	95.37 ± 17.61	97.00 ± 19.79	1.856	.164
<b>WMR</b>	Extensión	2.54 ± 0.55	2.95 ± 0.39 <sup>A</sup>	2.79 ± 0.36	4.633	.013
	Flexión	1.24 ± 0.18	1.28 ± 0.22	1.32 ± 0.19	.297	.744

ANCOVA de un factor intersujeto de 3 niveles (judocas, kayakistas y deportistas recreacionales) utilizando el momento de inercia del tronco como covariable significativa en todos los análisis.

Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el ajuste de Bonferroni. <sup>A</sup>Diferencias significativas respecto a los deportistas recreacionales. <sup>B</sup>Diferencias significativas respecto a los judocas.

MM (N\*m) = máximo momento de fuerza; MMR (N\*m/kg) = máximo momento de fuerza relativo al peso corporal; WM (J) = trabajo máximo desarrollado en una repetición; WMR (J/kg) = trabajo máximo desarrollado en una repetición relativo al peso corporal.

En relación con las variables de resistencia (tabla 29), los judocas mostraron mayores valores en la *ratio del trabajo máximo* para los movimientos de extensión de tronco que los deportistas recreacionales. A su vez, tanto judocas como kayakistas mostraron valores más altos que los deportistas recreacionales en la *ratio final de fatiga* para los movimientos de flexión de tronco.

**Tabla 29.** Diferencias entre kayakistas, judocas y deportistas recreacionales para las variables de resistencia obtenidas durante el test isocinético de flexo-extensión de tronco.

	Movimiento del tronco	Deportistas recreacionales (n=37)	Judocas (n=25)	Kayakistas (n=10)	F	p
RRM	Extensión	83.56 ± 6.94	83.05 ± 6.45	83.97 ± 4.	.084	.919
	Flexión	76.43 ± 5.47	78.96 ± 5.47	80.35 ± 3.78	2.758	.070
RWM	Extensión	84.43 ± 6.99	89.64 ± 7.66 <sup>A</sup>	87.51 ± 4.17	3.609*	.032
	Flexión	77.82 ± 10.74	82.67 ± 9.30	82.84 ± 9.90	2.097	.131
RFF	Extensión	73.35 ± 9.39	74.01 ± 11.21	73.97 ± 4.15	.041	.960
	Flexión	58.09 ± 11.99	63.74 ± 8.69 <sup>A</sup>	66.17 ± 6.07 <sup>A</sup>	3.614	.032

ANCOVA de un factor intersujeto de 3 niveles (judocas, kayakistas y deportistas recreacionales) utilizando el momento de inercia del tronco como covariable. En aquellos casos en los cuales el momento de inercia del tronco no afectó de forma significativa se realizó un ANOVA de un factor intersujeto de 3 niveles (judocas, kayakistas y deportistas recreacionales).

\*El momento de inercia del tronco fue utilizado como covariable significativa.

Las comparaciones múltiples fueron realizadas mediante el ajuste de Bonferroni. <sup>A</sup>Diferencias significativas respecto a los deportistas recreacionales. <sup>B</sup>Diferencias significativas respecto a los judocas.

RRM (%) = *ratio de resistencia modificada*; RWM (%) = *ratio del trabajo máximo*; RFF (%) = *ratio final de fatiga*.

## 4.4. DIFERENCIAS ENTRE JUDOCAS DE NIVEL NACIONAL E INTERNACIONAL EN LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA

### 4.4.1. Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional en las variables obtenidas en el test de aplicación de cargas súbitas

Los estadísticos descriptivos del máximo *desplazamiento angular*, el *amortiguamiento* y la *rigidez* del tronco tras la aplicación de cargas súbitas se presentan en la tabla 30. Los judocas de nivel internacional mostraron un menor *desplazamiento angular* y un mayor coeficiente de *amortiguamiento* ante perturbaciones en dirección sagital y sentido anterior que los judocas de nivel nacional. No se observaron diferencias significativas en el resto de las variables.

**Tabla 30.** Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional para el *desplazamiento angular* ( $\theta$ ), el coeficiente de *rigidez* ( $K$ ) y el coeficiente de *amortiguamiento* ( $\beta$ ) del tronco en los 110 ms tras la perturbación súbita en el sentido anterior, posterior y derecha.

	Sentido de la perturbación	Nacional (n=17)	Internacional (n=8)	F	p
$\theta$	Anterior	0.0966 ± 0.0173	0.0833 ± 0.0112	6.946*	.015
	Derecha	0.0691 ± 0.0147	0.0613 ± 0.0156	1.287†	.269
	Posterior	0.1983 ± 0.0223	0.2012 ± 0.0387	.057	.813
$K$	Anterior	1426.821 ± 341.25	1887.82 ± 816.48	2.008	.171
	Derecha	1120.61 ± 322.78	1090.99 ± 360.20	.207*	.654
	Posterior	586.79 ± 123.35	583.55 ± 141.30	.956†	.339
$\beta$	Anterior	350.11 ± 104.80	454.54 ± 226.74	7.744†	.011
	Derecha	725.48 ± 334.24	870.83 ± 202.22	1.496†	.235
	Posterior	97.81 ± 37.64	75.08 ± 29.08	.806†	.379

ANCOVA de un factor intersujeto de 2 niveles (nacional e internacional) utilizando el momento de inercia del tronco y la integral del momento de fuerza ejercido por el pistón neumático como covariables. En aquellos casos en los cuales ninguna covariable afectó de forma significativa se realizó un ANOVA de un factor intersujeto de 2 niveles (nacional e internacional).

\*El momento de inercia del tronco fue utilizado como covariable significativa. † La integral del momento de fuerza ejercido por el pistón neumático fue utilizada como covariable significativa.

$\theta$  (rad) = desplazamiento angular del tronco;  $K$  (N\*m/rad) = coeficiente de rigidez del tronco;  $\beta$  (N\*m\*s/rad) = coeficiente de amortiguamiento del tronco.

#### 4.4.2. Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional en las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación

Los estadísticos descriptivos del *error radial medio* y del *camino recorrido* del CDP en las diferentes tareas del test de control del tronco en sedestación se presentan en la tabla 31. En los ANOVAs y ANCOVAs de las pruebas analizadas, los judocas de nivel internacional mostraron una ligera tendencia hacia un menor *error radial medio* y un menor *camino recorrido* del CDP en comparación con los judocas de nivel nacional, sin embargo las diferencias no fueron estadísticamente significativas.



**Tabla 31.** Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional para el *error radial medio* (ERM) y el *camino recorrido* (CR) del centro de presiones en el test de control del tronco en sedestación.

	Tarea	Nacional (n=17)	Internacional (n=8)	F	p
ERM (mm)	1. EESF	0.99 ± 0.34	0.98 ± 0.43	.011	.916
	2. EECF	0.74 ± 0.45	0.78 ± 0.24	.053	.820
	3. DEML	2.38 ± 0.71	2.28 ± 0.47	.148	.704
	4. DEAP	2.13 ± 0.42	2.19 ± 0.42	.080	.779
	5. DECI	3.37 ± 1.37	3.25 ± 0.68	.053	.819
	6. EISF	5.89 ± 1.91	5.18 ± 1.52	.836	.370
	7. EICF	5.11 ± 1.43	4.70 ± 1.20	.504	.485
	8. DIML	7.85 ± 2.24	6.24 ± 1.16	3.557	.072
	9. DIAP	7.09 ± 1.58	6.77 ± 1.37	.233	.634
	10. DICI	9.17 ± 2.95	7.47 ± 1.34	.942*	.342
	11. CGS	4.47 ± 0.99	3.98 ± 0.71	1.566	.223
	12. CSE	1.93 ± 0.48	1.89 ± 0.32	.027	.872
	13. CSI	7.02 ± 1.81	6.07 ± 1.15	1.819	.191
CR (mm/s)	1. EESF	4.22 ± 1.42	3.71 ± 0.66	.931	.345
	2. EECF	4.14 ± 0.99	4.13 ± 0.42	.001	.972
	3. DEML	7.74 ± 2.33	7.94 ± 1.57	.049	.827
	4. DEAP	7.72 ± 1.89	7.56 ± 1.90	.047	.830
	5. DECI	10.80 ± 3.24	10.75 ± 2.69	.002	.967
	6. EISF	11.00 ± 3.45	10.96 ± 4.21	.001	.980
	7. EICF	13.74 ± 2.95	12.81 ± 2.36	.613	.442
	8. DIML	18.30 ± 5.14	16.67 ± 3.32	.659	.425
	9. DIAP	17.32 ± 3.46	17.10 ± 2.76	.026	.873
	10. DICI	21.38 ± 4.46	18.92 ± 2.72	.816*	.376
	11. CGS	11.63 ± 2.16	11.05 ± 1.82	.436	.516
	12. CSE	6.92 ± 1.73	6.81 ± 1.08	.027	.872
	13. CSI	16.34 ± 3.65	15.29 ± 2.76	.523	.477

ANCOVA de un factor intersujeto de 2 niveles (nacional e internacional) utilizando el momento de inercia del tronco como covariable. En aquellos casos en los cuales el momento de inercia del tronco no afectó de forma significativa se realizó un ANOVA de un factor intersujeto de 2 niveles (nacional e internacional).

\*El momento de inercia del tronco fue utilizado como covariable significativa.

Tareas del test de control del tronco en sedestación: prueba estática en asiento estable sin feedback (EESF); prueba estática en asiento estable con feedback (EECF); prueba estática en asiento inestable sin feedback (EISF); prueba estática en asiento inestable con feedback (EICF); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DEML); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DEAP); prueba dinámica en asiento estable con desplazamiento circular y feedback (DECI); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento medial-lateral y feedback (DIML); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback (DIAP); prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento circular y feedback (DICI); promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas (CGS); promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas en asiento estable (CSE); promedio de los resultados obtenidos en todas las tareas en asiento inestable (CSI).

#### 4.4.3. Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional en las variables de fuerza y resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco

Los estadísticos descriptivos de las variables de fuerza del test isocinético de flexo-extensión del tronco se presentan en la tabla 32. En los movimiento de extensión los judocas de nivel internacional mostraron mayor *máximo momento de fuerza* en valores absolutos y relativos, y mayor *trabajo máximo* en valores relativos que los judocas de nivel nacional. En los movimientos de flexión no se observaron diferencias significativas entre grupos.

**Tabla 32.** Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional para las variables de fuerza obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco.

	<b>Movimiento del tronco</b>	<b>Nacional (n=17)</b>	<b>Internacional (n=8)</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>MM</b>	<b>Extensión</b>	416.98 ± 68.31	445.45 ± 65.23	5.023*	.035
	<b>Flexión</b>	227.56 ± 25.34	207.48 ± 27.96	1.692*	.207
<b>MMR</b>	<b>Extensión</b>	5.41 ± 0.60	6.44 ± 0.78	13.414	<.001
	<b>Flexión</b>	2.98 ± 0.39	2.99 ± 0.29	.218*	.645
<b>WM</b>	<b>Extensión</b>	214.93 ± 47.89	228.24 ± 34.50	3.462*	.076
	<b>Flexión</b>	99.55 ± 11.25	86.48 ± 25.33	3.277	.083
<b>WMR</b>	<b>Extensión</b>	2.78 ± 0.31	3.29 ± 0.33	14.177	<.001
	<b>Flexión</b>	1.30 ± 0.16	1.24 ± 0.32	.433	.517

ANCOVA de un factor intersujeto de 2 niveles (nacional e internacional) utilizando el momento de inercia del tronco como covariable. En aquellos casos en los cuales el momento de inercia del tronco no afectó de forma significativa se realizó un ANOVA de un factor intersujeto de 2 niveles (nacional e internacional).

\*El momento de inercia del tronco fue utilizado como covariable significativa.

MM (N\*m) = *máximo momento de fuerza*; MMR (N\*m/kg) = *máximo momento de fuerza relativo al peso corporal*; WM (J) = *trabajo máximo desarrollado en una repetición*; WMR (J/kg) = *trabajo máximo desarrollado en una repetición relativo al peso corporal*.

Tal como se observa en la tabla 33, no se observaron diferencias significativas para ninguna variable de resistencia, si bien, los judocas de nivel internacional mostraron un mayor valor de la *ratio final de fatiga* en los movimientos de flexión (F = 3.756; p = 0.065).

**Tabla 33.** Diferencias entre judocas de nivel nacional e internacional para las variables de resistencia obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión de tronco.

	<b>Movimiento del tronco</b>	<b>Nacional (n=17)</b>	<b>Internacional (n=8)</b>	<b>F</b>	<b>p</b>
<b>RRM</b>	<b>Extensión</b>	83.86 ± 6.56	81.31 ± 6.25	.848	.367
	<b>Flexión</b>	78.42 ± 5.61	80.10 ± 5.33	.505	.484
<b>RWM</b>	<b>Extensión</b>	90.16 ± 8.62	88.54 ± 5.38	1.893*	.183
	<b>Flexión</b>	82.26 ± 9.64	83.55 ± 9.08	.103	.751
<b>RFF</b>	<b>Extensión</b>	75.07 ± 12.07	71.75 ± 9.43	2.633*	.119
	<b>Flexión</b>	61.55 ± 8.26	68.39 ± 8.17	3.756	.065

ANCOVA de un factor intersujeto de 2 niveles (nacional e internacional) utilizando el momento de inercia del tronco como covariable. En aquellos casos en los cuales el momento de inercia del tronco no afectó de forma significativa se realizó un ANOVA de un factor intersujeto de 2 niveles (nacional e internacional).

\*El momento de inercia del tronco fue utilizado como covariable significativa.

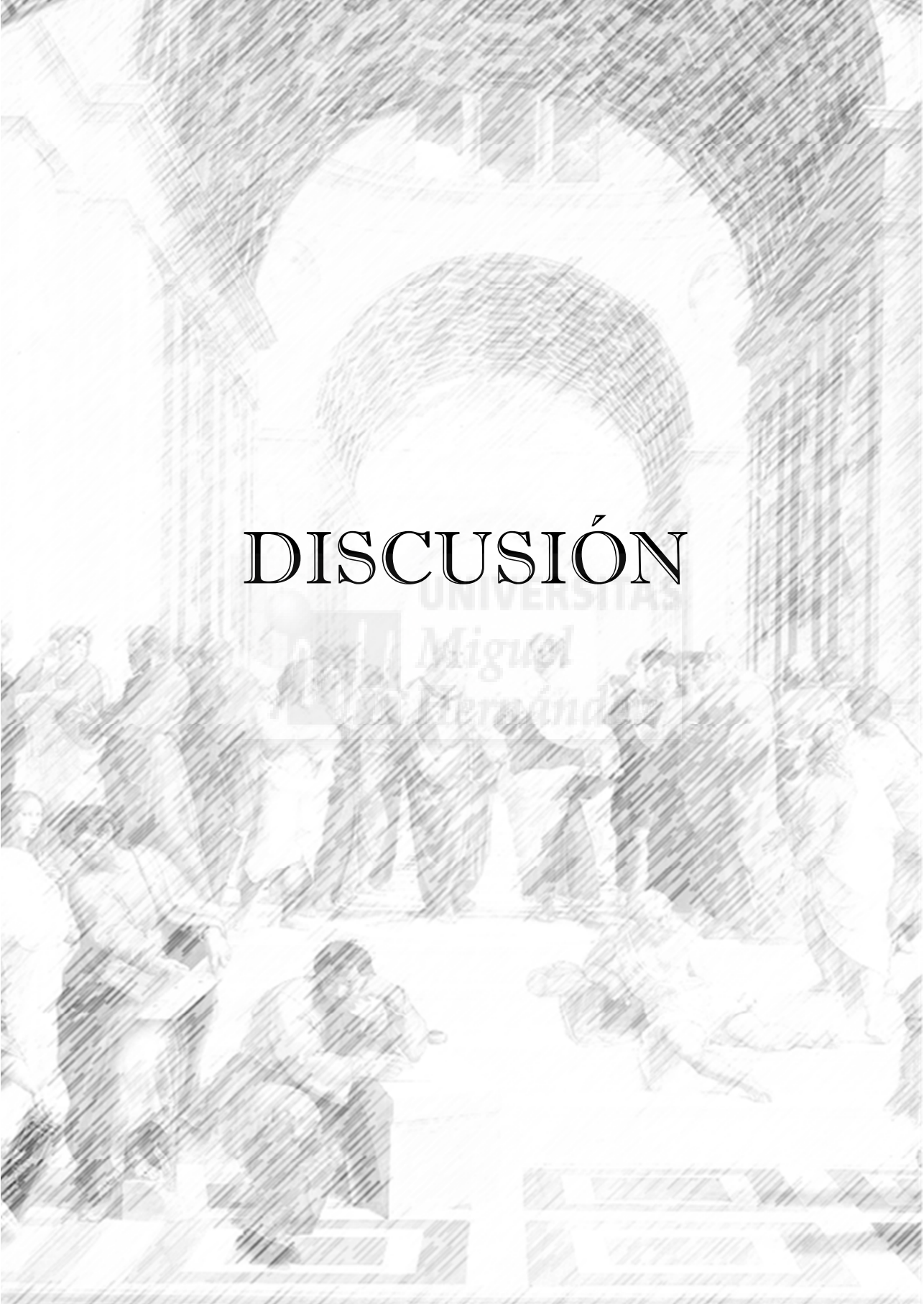
RRM (%) = *ratio de resistencia modificada*; RWM (%) = *ratio del trabajo máximo*; RFF (%) = *ratio final de fatiga*.

# DISCUSIÓN

UNIVERSITAT

Miguel

Hernández





## 5. DISCUSIÓN

### 5.1. FIABILIDAD DE LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA

Los test biomecánicos de aplicación de cargas súbitas y de control del tronco en sedestación se han utilizado para evaluar la capacidad de estabilización del tronco de diversas poblaciones (Cholewicki, Polzhofer, et al., 2000; Gardner-Morse & Stokes, 2001; Krajcarski et al., 1999; Lee & Granata, 2008; Reeves et al., 2006; J. S. Thomas et al., 1998; van Dieen et al., 2010a, 2010b; Vera-García et al., 2006; Vera-García et al., 2007). Sin embargo, apenas existen evidencias acerca de la fiabilidad de estos protocolos.

Como hemos comentado en la introducción de la Tesis Doctoral, estudiar la fiabilidad relativa de un protocolo de medida, evaluada habitualmente mediante el CCI, permite analizar la capacidad que tienen las variables extraídas del mismo de discriminar entre individuos de características similares (Hopkins, 2000; Weir, 2005). Cuando una variable muestra una buena fiabilidad relativa posibilita determinar con mayor claridad en qué grado se relaciona o no con otras variables. Así, por ejemplo, en nuestro estudio alcanzar una buena fiabilidad relativa en las variables utilizadas para analizar la estabilidad del tronco facilita analizar su relación con el rendimiento deportivo, con variables de fuerza o resistencia muscular, etc. Por otro lado, estudiar la fiabilidad absoluta, evaluada habitualmente mediante el EEM, permite conocer la consistencia de los resultados obtenidos por un individuo entre distintas sesiones de medición, lo cual es especialmente útil cuando se desea conocer si los cambios que se producen en la estabilidad del tronco de un individuo son atribuibles a un tratamiento y no a la propia variabilidad del sujeto (aprendizaje del test, entrenamiento, desentrenamiento, fatiga, etc.) (Hopkins, 2000; Weir, 2005).

Atendiendo al protocolo de aplicación de cargas súbitas, a pesar de que el *desplazamiento angular*, la *rigidez* y el *amortiguamiento* del tronco ante las perturbaciones son muy sensibles a cuestiones metodológicas tales como la colocación del arnés y la magnitud de la fuerza ejercida sobre el sujeto (afectan al momento de fuerza aplicado sobre el tronco) o la fijación de la pelvis (afecta al comportamiento del tronco tras la perturbación), no tenemos constancia de estudios que analicen la fiabilidad de estas variables (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki, Simons, et al., 2000; Kearney & Hunter, 1990; Kearney, Weiss, & Morier, 1990). Los estudios precedentes únicamente han evaluado la fiabilidad de la respuesta refleja de la musculatura del tronco mediante análisis electromiográficos, encontrando una fiabilidad de pobre a moderada en las latencias musculares (Herrmann et al., 2006; Santos et al., 2011).

En nuestro estudio, tanto el *desplazamiento angular* del tronco como los valores estimados de *rigidez* mostraron una fiabilidad relativa alta en todas las direcciones y sentidos analizados ( $CCI > 0.70$ ), lo que indica que estas variables permiten discriminar entre sujetos de forma adecuada. Sin embargo, la fiabilidad relativa del *amortiguamiento del tronco* fue baja ( $CCI < 0.50$ ) ante perturbaciones en sentido anterior y aceptable ante perturbaciones en sentido hacia la derecha y posterior ( $0.50 < CCI < 0.70$ ). Además, mientras el *desplazamiento angular* y la *rigidez* mostraron una fiabilidad absoluta de moderada a alta en todas las direcciones y sentidos ( $EEM < 20\%$ ), los valores del *amortiguamiento* no fueron consistentes entre sesiones de medición. Por tanto, los resultados de este estudio indican que tanto el *desplazamiento angular* como la *rigidez* son variables fiables, que pueden ser usadas con garantías para el estudio de la respuesta

del tronco ante perturbaciones súbitas y controladas. Sin embargo, el *amortiguamiento* del tronco mostró una fiabilidad limitada, por lo que los resultados obtenidos en esta variable deben ser tomados con cautela, especialmente si se pretenden utilizar para valorar el efecto de un tratamiento o intervención.

El ANOVA de medidas repetidas entre las situaciones test-retest no mostró ningún cambio para ninguna de las variables referidas (tabla 5). Esto indica que la respuesta del tronco, analizada en los 110 ms tras la perturbación, es poco sensible al efecto de repetición/aprendizaje, posiblemente porque ésta depende principalmente de reflejos espinales y de las estructuras pasivas del tronco (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki, Simons, et al., 2000).

Bajo nuestro conocimiento, solo un estudio ha analizado la fiabilidad absoluta de un test de control del tronco en sedestación (Van Daele et al., 2007). En el protocolo utilizado en dicho estudio se permitía la utilización del tren inferior para mantener la estabilidad del cuerpo, por lo que los datos no son directamente extrapolables a los obtenidos en nuestra investigación. Del mismo modo, aunque Cholewicki et al. (2000) analizaron la fiabilidad relativa de un protocolo sobre asiento inestable, utilizaron el coeficiente de correlación de Pearson, estadístico que ha sido criticado por sobreestimar los índices de fiabilidad (Baumgartner, 2000; Bedard, Martin, Krueger, & Brazil, 2000; Ludbrook, 2002).

En nuestro estudio, la variable *error radial medio* mostró una alta fiabilidad relativa ( $CCI > 0.70$ ) en las tareas más difíciles (tabla 6), es decir, las tareas dinámicas realizadas en el asiento inestable (DIAP, DIML y DICI), y una fiabilidad relativa aceptable ( $0.50 < CCI < 0.70$ ) en las tareas estáticas en asiento inestable (EISF y EICF). En relación con las tareas realizadas en el asiento estable, el *error radial medio* únicamente mostró una fiabilidad relativa aceptable en la tarea dinámica circular (DECI:  $CCI = 0.56$ ), mientras que en el resto mostró valores bajos ( $CCI < 0.50$ ).

Según los resultados obtenidos para el EEM, el *error radial medio* únicamente mostró un nivel aceptable de fiabilidad absoluta ( $EEM < 20\%$ ) en tres de las tareas más difíciles (DECI, DIAP y DICI), si bien hay que ser cautelosos a la hora de interpretar los resultados de fiabilidad absoluta de esta variable, ya que su media tiende a cero, por lo que los valores del EEM se tienden a magnificar (Santos et al., 2008). Estos resultados están en consonancia con lo argumentado por Lee et al. (Lee & Granata, 2008), los cuales sugieren que la fiabilidad de las variables obtenidas durante protocolos de estabilidad sedente puede mejorar al incrementar la dificultad de la tarea. Condiciones más difíciles requieren de un mayor control neuromuscular, reduciendo la variabilidad entre mediciones (Lee & Granata, 2008). Asimismo, según autores como Moghadam et al. (2011) es importante identificar el nivel necesario de dificultad que permita discriminar el rendimiento entre sujetos (alta fiabilidad relativa) de acuerdo a cada población. En este sentido, solo las tareas más difíciles de nuestro protocolo parecen adecuadas para diferenciar el rendimiento entre sujetos jóvenes y físicamente activos. Sin embargo, aunque las tareas de menor dificultad no parecen adecuadas para evaluar las diferencias en el control del tronco en esta población, sí podrían serlo en otras poblaciones con menor grado de control, como por ejemplo personas sedentarias o pacientes con diversas patologías.

Es importante resaltar que los resultados de fiabilidad del *error radial medio* mejoraron al utilizar los índices globales (CGS:  $CCI = 0.76$ ,  $EEM = 11.3\%$ ; CSE:  $CCI = 0.64$ ,  $EEM = 11.5\%$ ; CSI:  $CCI = 0.81$ ,  $EEM = 12.4\%$ ). Para interpretar correctamente estos resultado primero hay que matizar que los resultados arrojado por cualquier análisis realizados con el  $CCI_{2,k}$  son sistemáticamente más altos que los realizados con el  $CCI_{2,1}$ . Esto es debido a que el  $CCI_{2,k}$  minimiza la influencia del error aleatorio en el algoritmo puesto que el promediado de ensayos

es considerado en sí un método de reducción del error aleatorio (Weir, 2005). Sin embargo, nuestra medición del EEM es una medida directa de la variabilidad intrasujeto eliminando la influencia del cambio de medias debidas al efecto repetición. Por tanto nuestros datos parecen indicar que la utilización de varios ensayos sea considerado por tanto un método adecuado para reducir el error aleatorio de medida asociado a la variabilidad intra-sujeto, mejorando la caracterización de los individuos dentro de una población y aumentando la consistencia de la variable entre sesiones de medición (van Dieen et al., 2010b; Weir, 2005).

Los resultados del *error radial medio* obtenidos en este estudio no son directamente comparables con los obtenidos en estudios previos, excepto para la tarea estática sin feedback realizada sobre el asiento inestable (EISF), pues en ninguno de ellos se proporcionó biofeedback del movimiento del CDP a los participantes, sino que se les proporcionó la instrucción de “*estar lo más quieto posible*” (Lee & Granata, 2008; van Dieen et al., 2010b). En los estudios referidos las variables de dispersión del CDP fueron tomadas como índices de rendimiento. Estas variables, al contrario que el *error radial medio* utilizado en nuestro estudio, mostraron bajos valores de fiabilidad relativa. Estos resultados pueden ser parcialmente explicados por la instrucción dada a los sujetos, ya que “*estar lo más quieto posible*” implica que diversos puntos de equilibrio pueden ser alcanzados durante el ensayo (Caballero, Barbado, & Moreno, 2013). Por ejemplo, un participante con un buen control del tronco podría mantener el equilibrio con el tronco ligeramente inclinado hacia la derecha y posteriormente, tras un desequilibrio, alcanzar un nuevo punto de equilibrio con el tronco inclinado hacia la izquierda. Esto daría como resultado una gran dispersión del CDP respecto a su propio punto medio y, por tanto, observaríamos grandes valores en variables como la desviación típica, que podrían ser atribuidos erróneamente a un mal rendimiento en la prueba. En este sentido diversos autores han señalado que las variables de dispersión no son fiables para valorar el rendimiento en tareas de estabilidad, ya que son muy sensibles a la no estacionariedad del desplazamiento del CDP (Lee & Granata, 2008). Por tanto, según muestran nuestros resultados, la posibilidad de proporcionar un biofeedback de la posición y/o el desplazamiento del CDP parece útil para incrementar la fiabilidad de las variables de *error*, debido a que proporcionan una referencia sobre la que realizar los ajustes en la postura o el movimiento.

Una alternativa utilizada en la literatura al uso de parámetros de dispersión del CDP como índices de rendimiento es el uso del *camino recorrido* (“*Path*” o *velocidad media*), ya que éste presenta una menor dependencia de la estacionariedad del desplazamiento del CDP (Lee & Granata, 2008; Raymakers, Samson, & Verhaar, 2005; van Dieen et al., 2010b). Estudios precedentes de control postural en bipedestación han mostrado que ésta es la variable con mejores valores de fiabilidad tanto intra-sesión como entre-sesiones (Lafond, Corriveau, Hebert, & Prince, 2004; Lin et al., 2008; Raymakers et al., 2005; Ruhe et al., 2010; Schmid, Conforto, Camomilla, Cappozzo, & D'Alessio, 2002). Sin embargo, en los estudios realizados bajo el paradigma del asiento inestable, el *camino recorrido* alcanzó valores aceptables (van Dieen et al., 2010b) o altos (Lee & Granata, 2008) de fiabilidad relativa intra-sesión y valores bajos de fiabilidad relativa entre-sesiones (Lee & Granata, 2008). En nuestro estudio, los valores de fiabilidad (absoluta y relativa) del *camino recorrido* fueron de aceptables a altos en todas las tareas realizadas, obteniendo los mejores valores de fiabilidad en los índices globales (al igual que ocurrió con el *error radial medio*), al reducir la influencia de la variabilidad intrasujeto (Weir, 2005).

Finalmente, el ANOVA de medidas repetidas mostró una reducción tanto en el *error radial medio* como en el *camino recorrido* en el retest, es decir, un mayor control del tronco, lo cual parece indicar que la ejecución de estos test es muy susceptible de mejorar con la repetición. Dado que estudios previos han resaltado que un cambio en las medias entre distintas sesiones

de medición debido al efecto repetición (aprendizaje, fatiga, etc.) pueden reducir la fiabilidad de un protocolo de medición (Hopkins, 2000; Van Daele et al., 2007; Weir, 2005), los resultados del ANOVA sugieren que al menos una sesión de familiarización sería necesaria para controlar el efecto repetición. Sin embargo, teniendo en cuenta tanto los buenos resultados de fiabilidad obtenidos en este estudio, como el hecho de que utilizamos estadísticos para valorar la fiabilidad que reducen la influencia de los cambios debidos al efecto repetición (error sistemático) (Hopkins, 2000, Weir, 2005), este protocolo parece adecuado para valorar el control del tronco en sedestación aun en aquellos casos donde resulte difícil conseguir más de una medición de los participantes.

Atendiendo a la evaluación de la fiabilidad de los parámetros de fuerza del test isocinético de flexo-extensión del tronco (tabla 7), nuestros resultados apoyan los obtenidos en estudios previos con protocolos similares mediante el cálculo del coeficiente de correlación de Pearson (Grabiner et al., 1990; Mayer et al., 1995). Aunque el estadístico utilizado en estos estudios fue diferente al utilizado en esta Tesis Doctoral ( $CCI_{2,k}$ ), en todos los casos se encontraron buenos valores de fiabilidad relativa. Nuestros resultados son similares también a los encontrados por Lindsay et al. (Lindsay & Horton, 2006) al analizar la fiabilidad absoluta y relativa de variables de fuerza obtenidas en un test isocinético (90°/s) de rotación del tronco, ya que encontraron una alta fiabilidad relativa (evaluada con el CCI) y una alta fiabilidad absoluta (evaluada con el *error técnico de medida*) para el *momento máximo de fuerza*. Asimismo, nuestros resultados están en consonancia con la fiabilidad obtenida en variables de fuerza de test isocinéticos realizados a 120°/s en otras articulaciones (Feiring, Ellenbecker, & Derscheid, 1990; Maffiuletti, Bizzini, Desbrosses, Babault, & Munzinger, 2007; Sole, Hamren, Milosavljevic, Nicholson, & Sullivan, 2007), lo cual parece indicar que este tipo de parámetros son muy robustos.

Según el ANOVA de medidas repetidas, todas las variables de fuerza de la musculatura extensora del tronco, así como la mayoría de las variables de fuerza de la musculatura flexora del tronco, obtuvieron valores similares al comparar entre ambas sesiones de medición (tabla 7), por lo que parece que estas variables (especialmente el *máximo momento de fuerza*) no se vieron afectadas por la repetición de la prueba.

Analizando nuestros resultados de fiabilidad para las variables de resistencia propuestas por Mayer et al. (1995) (*ratio de resistencia*, *ratio de recuperación* y *ratio final de fatiga*), únicamente la *ratio final de fatiga* mostró unos valores aceptables de fiabilidad relativa ( $CCI > 0.50$ ) para los movimientos de flexión y extensión (tabla 8). De las variables propuestas por nuestro grupo de investigación, la *ratio de resistencia modificada* y la *ratio del trabajo máximo* también mostraron una fiabilidad relativa aceptable en ambos tipos de movimiento ( $CCI > 0.50$ ). Sin embargo, al contrario de los resultados obtenidos para la fiabilidad relativa, la fiabilidad absoluta de todas las variables de resistencia analizadas osciló entre aceptable ( $EEM < 20\%$ ) y alta ( $EEM < 10\%$ ).

Estos resultados sugieren que las variables de resistencia basadas en ratios mostraron una buena consistencia entre mediciones, aunque únicamente la *ratio de resistencia modificada*, la *ratio del trabajo máximo* y la *ratio final de fatiga* mostraron una capacidad moderada de discriminar entre individuos, probablemente debido a que la muestra analizada era muy homogénea. Estos resultados, si bien mejoran ligeramente los obtenidos por Mayer et al. (1995) en movimientos de flexo-extensión del tronco, no alcanzan los altos valores de fiabilidad relativa mostrados en variables semejantes en un test de flexo-extensión de rodilla realizado a una velocidad de 90°/s (Maffiuletti et al., 2007). La principal diferencia entre nuestro protocolo y el realizado por Maffiuletti et al. (2007) es el número de repeticiones utilizadas para calcular las ratios.



Mientras que en el protocolo de Manffiuletti et al. (Maffiuletti et al., 2007) los participantes realizaron 50 repeticiones consecutivas, en nuestro estudio realizaron un total de 60 repeticiones divididas en 4 series de 15 repeticiones, con 1 min de descanso entre series. En este sentido, futuros estudios deben explorar si un aumento de repeticiones por serie en un test isocinético de flexo-extensión de tronco permitiría incrementar la fiabilidad relativa de este tipo de variables.

Finalmente, el ANOVA de medidas repetidas no mostró cambios significativos entre medidas (test-retest) excepto para la *ratio de resistencia* y la *ratio de resistencia modificada* en los movimientos de flexión y para la *ratio de recuperación* en los movimiento de extensión (tabla 8), lo cual parece indicar que en general las variables de resistencia no se vieron muy afectadas por el efecto de repetición.

## **5.2. RELACIONES ENTRE LAS VARIABLES OBTENIDAS EN LOS DISTINTOS PROTOCOLOS DE REGISTRO: VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA**

### **5.2.1. Relaciones entre las variables obtenidas en el test de aplicación de perturbaciones súbitas y el test de control del tronco en sedestación**

Uno de los objetivos de la Tesis Doctoral fue analizar las relaciones entre las variables obtenidas por los dos protocolos desarrollados para evaluar la estabilidad del tronco, uno basado en la aplicación de cargas súbitas y el otro en el control de la postura y el movimiento del tronco en sedestación. Autores como Reeves et al. (Reeves et al., 2007) sugieren que la capacidad de estabilización del tronco depende del contexto, es decir, de las condiciones en las que ésta es analizada, por lo que nuestra hipótesis inicial fue que no se encontrarían correlaciones significativas entre las variables obtenidas en ambos protocolos.

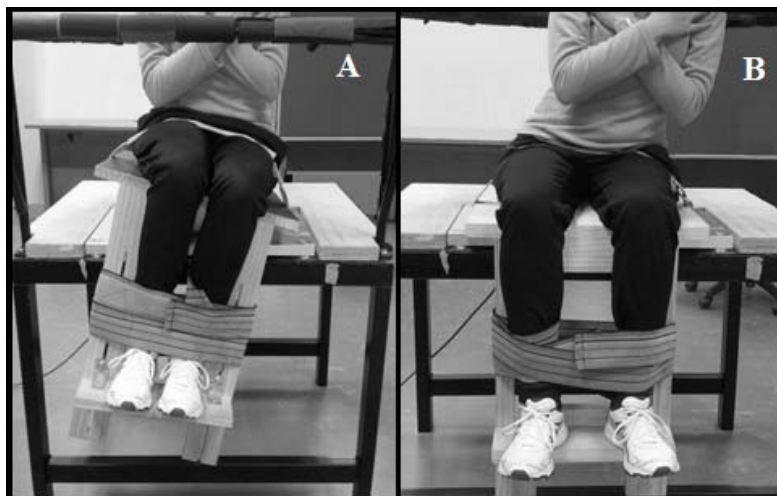
Del mismo modo que un deportista puede tener una gran fuerza isométrica máxima, a pesar de no presentar valores muy elevados de fuerza explosiva, este mismo deportista podría presentar un buen control de la estabilidad del tronco durante la realización de cambios de dirección en un partido de fútbol (Nagano, Ida, Akai, & Fukubayashi, 2011; Sasaki, Nagano, Kaneko, Sakurai, & Fukubayashi, 2011), pero un mal control de la estabilidad del tronco encima de una superficie inestable, como por ejemplo sobre una canoa (Ridge, Broad, Kerr, & Ackland, 2007). En este sentido, diversos autores han indicado que el aumento de la *rigidez* del tronco mediante el incremento de la coactivación muscular, a pesar de ser una estrategia útil para estabilizar el tronco y reducir el desplazamiento de la columna ante una carga súbita (ej.: una carga en hockey) (Vera-García et al., 2006; Vera-García et al., 2007), podría no ser una estrategia adecuada en acciones que requieran del control del movimiento del tronco a lo largo de una trayectoria predeterminada o de la realización de ajustes posturales rápidos y precisos (ej.: control del tronco en acciones de equilibrio en gimnasia) (Granata & England, 2006; Reeves et al., 2006; Reeves et al., 2007).

Los resultados correlacionales obtenidos en el test de perturbaciones súbitas (tabla 9) están en consonancia con los resultados de estudios previos, de tal forma que en cualquiera de los sentidos de la perturbación analizados, una mayor *rigidez* se relacionó con un menor *desplazamiento angular* del tronco ante una misma carga (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki & McGill, 1996; Cholewicki, Simons, et al., 2000; Gardner-Morse & Stokes, 2001; Vera-

García et al., 2006 y 2007). Por otro lado, acorde con la ecuación desarrollada por Cholewicki et al. (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki, Simons, et al., 2000), un incremento del *amortiguamiento* debería haber estado relacionado con una reducción del *desplazamiento angular*, sin embargo los resultados correlacionales mostraron que el peso de esta variable no es tan determinante como el de la *rigidez*.

Al analizar las relaciones del *desplazamiento angular*, la *rigidez* y el *amortiguamiento* del tronco entre las distintas direcciones y sentidos en los que se aplicó la perturbación (tabla 9), apenas fueron observadas relaciones entre las variables, lo que apoya la idea de que la capacidad de estabilizar el tronco ante una perturbación es específica del plano de movimiento que se esté evaluando y, por tanto, que es dependiente del contexto (Reeves et al., 2006; Reeves et al., 2007). Estos resultados apoyan los encontrados en diversos estudios epidemiológicos (Zazulak et al., 2007a, 2007b), en los cuales se observó que un mayor riesgo de sufrir lesiones ligamentosas de rodilla en mujeres deportistas estaba asociado a una menor capacidad de estabilizar el tronco ante perturbaciones laterales, pero no ante perturbaciones en otras direcciones. Además, cuando estos autores analizaron la relación de estas variables con la probabilidad de que mujeres deportistas sufrieran una lesión en el cruzado anterior, la respuesta del tronco ante perturbaciones laterales fue el predictor más potente.

Atendiendo a las variables obtenidas en el test de control del tronco en sedestación, es decir, el *error radial medio* y el *camino recorrido*, aunque se observaron altas correlaciones entre las cinco tareas realizadas sobre el asiento estable y entre las cinco tareas realizadas sobre el asiento inestable, cuando se compararon las tareas realizadas sobre el asiento estable e inestable las correlaciones fueron moderadas (tablas 10 y 11). El análisis de componentes principales facilitó la interpretación de estos resultados (Nunnally & Bernstein, 1994), agrupando el *error* obtenido en las diferentes tareas en tres factores principales linealmente independientes entre sí: a) *error* en tareas estáticas y dinámicas realizadas sobre el asiento inestable; b) *error* en tareas dinámicas realizadas sobre el asiento estable; y c) *error* en tareas estáticas realizadas sobre el asiento estable. A su vez el *camino recorrido* se agrupó en dos factores principales: a) *camino recorrido* en tareas estáticas y dinámicas realizadas sobre el asiento inestable; y b) *camino recorrido* en tareas estáticas y dinámicas realizadas sobre el asiento estable. Estos resultados sugieren que para un conocimiento amplio del control del tronco en sedestación de un individuo se hace necesaria su evaluación tanto sobre la silla estable como inestable. Esto podría ser explicado por el papel que desempeña la pelvis en el control del tronco en estos dos tipos de tareas. Tal como se puede observar en la figura 18A, durante las tareas realizadas sobre el asiento inestable el movimiento de la pelvis pudo jugar un rol importante en el control de la estabilidad del tronco, ya que la pelvis estaba apoyada y fija a una estructura móvil (el asiento inestable). Sin embargo, en las tareas realizadas sobre el asiento estable la pelvis estaba fija a una estructura inmóvil (asiento estable) la cual limitaba sus movimientos en todos los planos (figura 18B). Actualmente, nuestro grupo de investigación está llevando a cabo un estudio cinemático del tronco para conocer las estrategias utilizadas por los participantes durante el control de la postura del tronco sobre un asiento inestable. Los primeros datos obtenidos muestran la importancia del movimiento de la pelvis en este tipo de tareas.



**Figura 18.** Inclinación del tronco de un participante durante la realización de A) una tarea dinámica sobre el asiento estable y B) una tarea dinámica sobre el asiento estable.

En concordancia con lo sugerido previamente (Reeves et al., 2006; Reeves et al., 2007), y apoyando nuestra hipótesis inicial, apenas se encontraron relaciones entre las variables de estabilidad obtenidas en el test de aplicación de cargas súbitas y el test de control del tronco en sedestación (tablas 16 y 17). Estos resultados pueden tener su origen en las diferencias existentes entre ambas tareas, es decir, en las características de las perturbaciones aplicadas sobre el tronco (ej.: duración, magnitud y dirección de las fuerzas aplicadas) y en los mecanismos implicados en el control de la estabilidad. En este sentido, mientras en el test de aplicación de cargas súbitas la *rigidez*, el *desplazamiento angular* y el *amortiguamiento* del tronco en los 110 ms posteriores a la aplicación de la carga dependen fundamentalmente tanto del estado del tronco previo a la perturbación (activación muscular previa, rigidez de las estructuras pasivas, etc.), como de reflejos espinales (Cholewicki et al., 2010; Cholewicki, Simons, et al., 2000), el control de tronco durante las tareas de estabilidad en sedestación depende, además, de reflejos tronco-encefálicos y del control voluntario por parte de la corteza motora (Collins & De Luca, 1993; Cholewicki, Polzhofer, et al., 2000; Nashner & Cordo, 1981).

Aunque las relaciones encontradas entre las variables de los dos protocolos de estabilidad analizados fueron escasas, las pocas relaciones encontradas indican que una mayor *rigidez* del tronco ante perturbaciones en los sentidos anterior y derecha están relacionadas con un menor control del tronco en tareas realizadas sobre el asiento estable (tablas 16 y 17). Estos resultados parecen apoyar los resultados encontrados en estudios previos (Reeves et al., 2006; Reeves et al., 2007), en los cuales un incremento de la *rigidez* del tronco mediante un incremento de la coactivación muscular puede dificultar la capacidad del sistema motor para realizar ajustes continuos y precisos (Granata & England, 2006; Reeves et al., 2006; Reeves et al., 2007).

Finalmente, el hecho de que las relaciones observadas entre la *rigidez* del tronco ante las perturbaciones y el control del tronco en sedestación sólo se hayan producido en las tareas realizadas sobre el asiento estable, podría ser debido a que en dichas tareas, al igual que en el protocolo de aplicación de perturbaciones súbitas, el movimiento de la pelvis fue restringido (figura 8). No obstante, futuros estudios deberán analizar la relación entre la *rigidez* mostrada

por el tronco ante perturbaciones y el grado de control del tronco en tareas de estabilidad sedente en función del grado de limitación de la pelvis.

### **5.2.2. Relaciones entre las variables obtenidas en el test isocinético de flexo-extensión del tronco y en los test de estabilidad**

En primer lugar, antes de analizar las relaciones existentes entre las variables de fuerza, resistencia y estabilidad, es necesario profundizar en las características del test isocinético de fuerza y resistencia de los músculos del tronco. Así, es importante resaltar que dados los tiempos de aplicación de fuerza durante la prueba ( $< 400$  ms), el *momento máximo de fuerza* y el *trabajo máximo desarrollado en una repetición* reflejan la capacidad de generar fuerza en cortos intervalos de tiempo (fuerza explosiva o “*maximum rate of force development*”), más que la capacidad de realizar fuerza máxima (Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson, & Dyhre-Poulsen, 2002; Baker, Wilson, & Carlyon, 1994; Hakkinen & Komi, 1986; Sleivert & Wenger, 1994). Las altas correlaciones encontradas entre ambas variables de fuerza explosiva, tanto en valores absolutos como relativos y tanto en los movimientos de flexión como de extensión del tronco (tabla 14), sugieren que el *momento máximo de fuerza* y el *trabajo máximo* tienen un significado similar. Por otro lado, los resultados obtenidos al analizar las relaciones entre las variables de fuerza obtenidas en los movimientos de flexión y las obtenidas en los movimientos de extensión (tabla 14), parecen indicar que la capacidad de la musculatura flexora del tronco para generar fuerza explosiva no está relacionada con la capacidad de la musculatura extensora del tronco para generar fuerza explosiva. Según estos resultados, y a diferencia de lo que suele ocurrir en la práctica profesional, para medir la fuerza de los músculos del tronco no es suficiente con valorar la fuerza de un único grupo muscular.

En ámbitos del entrenamiento y la medicina deportiva se han utilizado diversos test isométricos de fuerza o resistencia muscular para evaluar la estabilidad del tronco (Nesser et al., 2008; Okada et al., 2011). Si bien se considera que estos test de campo no son medidas de estabilidad en sí mismas (van Dieen et al., 2012), la fuerza y la resistencia de los músculos del tronco pueden ser determinantes de la estabilidad (van Dieen et al., 2012). Actualmente se desconoce en qué medida las variables de condición muscular y de estabilidad del tronco están o no relacionadas, por lo que uno de los objetivos de esta Tesis Doctoral fue describir las posibles relaciones existentes entre las variables de fuerza y resistencia de la musculatura del tronco, analizadas mediante dinamometría isocinética, y las variables de estabilidad medidas mediante el test de perturbaciones súbitas y el test de control del tronco en sedestación.

A tenor de nuestro conocimiento, únicamente el estudio de Jamison et al. (Jamison et al., 2012) ha analizado el efecto de un programa de fortalecimiento del tronco utilizando un test de aplicación de cargas súbitas para evaluar la estabilidad, además de test dinamométricos para valorar la fuerza isométrica y test isométricos para valorar la resistencia. Estos autores encontraron que los incrementos en fuerza y resistencia debidos al entrenamiento no estuvieron acompañados de un incremento en la capacidad de estabilización del tronco. Nuestros resultados se encuentran en la misma línea, ya que el análisis correlacional únicamente mostró pocas y leves correlaciones entre las variables de fuerza y resistencia y las variables obtenidas en el test de aplicación de cargas súbitas (tabla 18). Esto parece indicar que en individuos jóvenes con un nivel de práctica deportiva regular no competitiva, la fuerza explosiva no juega un papel determinante para el control de la estabilidad del tronco durante los 110 ms posteriores a la aplicación de perturbaciones rápidas, unidireccionales y de magnitudes (integral del momento de fuerza) comprendidas entre 80 y 100 N\*m. Es necesario que futuros estudios

modifiquen los parámetros del protocolo, tales como el tiempo de análisis tras la perturbación o la magnitud del momento de fuerza aplicado, para profundizar en el conocimiento de la relación entre variables de fuerza muscular y la respuesta del tronco ante perturbaciones súbitas.

Referente a las relaciones entre la fuerza explosiva y el control del tronco en sedestación, varios autores (Izquierdo et al., 1999; Young & Metzl, 2010) han indicado que la capacidad para generar altos niveles de fuerza en poco tiempo (producción de fuerza explosiva) está relacionada con la capacidad de realizar ajustes rápidos ante desequilibrios. Asimismo, estudios previos realizados en diferentes poblaciones, tales como adultos-mayores (Hess & Woollacott, 2005; Judge, Lindsey, Underwood, & Winsemius, 1993; Topp, Mikesky, Wigglesworth, Holt, & Edwards, 1993) y pacientes con Parkinson (Nallegowda et al., 2004), han observado que los programas de entrenamiento diseñados para incrementar la fuerza muscular conllevan mejoras en el rendimiento en tareas de equilibrio en bipedestación; si bien los estudios realizados con atletas jóvenes no muestran resultados tan claros (Izquierdo et al., 1999; Mohammadi et al., 2012; Paterno et al., 2004; Young & Metzl, 2010). Nuestros datos parecen ir en consonancia con los estudios previos, ya que encontramos que las variables de fuerza de la musculatura extensora correlacionaron con la capacidad para controlar el tronco en sedestación en varias de las tareas analizadas, en especial en la prueba estática en asiento inestable sin feedback y en la prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback, sobre todo cuando la fuerza estaba normalizada respecto al peso corporal (tablas 20, 21 y 22). Según estos datos, la capacidad de generar fuerza en breves intervalos de tiempo podría ser una variable determinante del control del tronco en sedestación, más aun si se tiene en cuenta su relación con la masa del cuerpo a controlar.

Al contrario de lo observado en la musculatura extensora, la fuerza de la musculatura flexora no mostró correlaciones relevantes con las variables del test de control del tronco en sedestación. Tal como se ha observado en un estudio electromiográfico previo (Reeves et al., 2006), la musculatura extensora es la principal encargada del control del tronco en este tipo de tareas, debido a que la proyección del centro de masas del sistema (conjunto silla-participante) cae por delante de la superficie de apoyo. Si bien el asiento inestable puede oscilar notablemente, parece razonable pensar que para mantener el equilibrio sobre la silla sea necesario ejercer fundamentalmente un momento extensor de la musculatura del tronco y la cadera, más si cabe si la tarea requiere de movimientos en el plano sagital (ej.: prueba dinámica en asiento inestable con desplazamiento anterior-posterior y feedback).

Teniendo en cuenta que las variables de fuerza utilizadas en este estudio reflejan la capacidad de producir fuerzas en cortos intervalos de tiempo, las variables de resistencia reflejan la capacidad de mantener dichos niveles de fuerza explosiva a lo largo de las diferentes repeticiones y series del test isocinético. Según los resultados del análisis correlacional, la *ratio de resistencia modificada* y la *ratio del trabajo máximo* no parecen estar directamente relacionadas entre sí y por tanto parecen reflejar diferentes dimensiones de la resistencia de los músculos del tronco (tabla 15). En este sentido, la *ratio de resistencia modificada* reflejaría la capacidad de mantener la máxima fuerza explosiva en esfuerzos sucesivos (a lo largo de las 15 repeticiones de cada serie), mientras que la *ratio del trabajo máximo* reflejaría la capacidad de mantener la máxima fuerza explosiva en esfuerzos intermitentes (con breves periodos de descanso entre series). Por otro lado, la *ratio final de fatiga* correlacionó con la *ratio de resistencia modificada* en los movimientos de flexión y extensión y con la *ratio del trabajo máximo* en los movimientos de flexión, lo cual parece indicar que es un índice mixto entre las dos variables anteriores.

Los resultados del análisis correlacional no mostraron una clara relación entre las variables de resistencia y la capacidad de estabilización del tronco ante perturbaciones súbitas (tabla 19). La resistencia de los músculos implicados en la estabilidad del tronco podría ser importante en test de perturbaciones súbitas donde la musculatura del tronco estuviera expuesta a estímulos que favorecerían la aparición de la fatiga muscular. Sin embargo, tanto las características del test utilizado en este estudio (duración y número de fuerzas aplicadas, descanso entre perturbaciones, etc.), como la ausencia de relaciones entre las variables de resistencia y de estabilidad, sugieren que el rendimiento de los participantes en el test de perturbaciones súbitas no se vio afectado por la fatiga de los músculos del tronco.

A diferencia de los resultados obtenidos en el análisis correlacional entre las variables de resistencia y de estabilidad ante perturbaciones súbitas, si se encontraron correlaciones entre las variables de resistencia muscular y las variables de control del tronco en sedestación (tablas 23 y 24). Así, se encontró que la *ratio del trabajo máximo* en los movimientos de extensión mostró una correlación negativa con el *error radial medio*, especialmente en las pruebas sobre asiento inestable. Es decir, una mayor capacidad para mantener la fuerza en esfuerzos intermitentes se relacionó con un mayor control del tronco en sedestación (menor *error*). Analizando estos resultados conjuntamente con los de fuerza, parecen indicar que mayores niveles de fuerza explosiva, en especial normalizados en relación al peso, conllevarían un menor porcentaje de esfuerzo para mantener la estabilidad, reduciendo el posible efecto de la fatiga e incrementando el rendimiento.

Por otro lado, la *ratio de resistencia modificada* correlacionó de forma positiva con el *error*, es decir, una mayor caída del trabajo realizado durante la serie se relacionó con un mejor rendimiento en el test. Se ha sugerido que este tipo de ratios que expresan la fatiga resultante de la repetición de varios esfuerzos consecutivos son de difícil interpretación (Mayer et al., 1995). Así por ejemplo, Mayer et al. (1995) encontraron que aquellos individuos que mostraron una *ratio de resistencia* menor en esfuerzos de extensión durante un test isocinético, lograron un mayor rendimiento en el test de Biering-Sorensen, prueba isométrica que mide la capacidad para mantener un momento extensor del tronco hasta el agotamiento. Según estos autores, un mayor descenso del trabajo realizado durante una serie (menor valor de la *ratio de resistencia*) podría estar asociado a individuos altamente motivados o entrenados, los cuales podrían alcanzar grandes niveles de fuerza al principio de la serie, provocando un mayor descenso de la misma a lo largo del resto de repeticiones realizadas en la serie. Al contrario, individuos menos motivados o entrenados podrían obtener menores valores de fuerza en las primeras repeticiones de la serie, conservando energía para el resto de esfuerzos realizados durante el test, lo que se traduciría en un menor descenso de la fuerza a lo largo de las repeticiones. Atendiendo a esta interpretación, es posible que en nuestro estudio los individuos menos motivados o entrenados se caracterizaran por una menor caída del trabajo realizado durante la serie, así como por un menor rendimiento durante el test de control del tronco en sedestación. No obstante, debemos tener en cuenta que los resultados de las correlaciones obtenidas con las variables de resistencia deben ser interpretados con cautela debido a la limitada fiabilidad mostrada por estas variables.

Para finalizar, es necesario resaltar que los análisis correlacionales sólo nos permiten observar la existencia o no de relación entre las variables analizadas. Futuros estudios deberán dilucidar la dirección de las mismas. Es decir, si la fuerza y la resistencia pueden mejorar la estabilidad del tronco, si la estabilidad del tronco puede incrementar la generación y/o el mantenimiento de la fuerza de los músculos de la parte central del cuerpo, o si la relación entre dichas variables se da en ambos sentidos.

### 5.3. DIFERENCIAS ENTRE JUDOCAS, KAYAKISTAS Y DEPORTISTAS RECREACIONALES EN LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA

Tanto el paradigma de aplicación de perturbaciones súbitas (Gardner-Morse & Stokes, 2001; Krajcarski et al., 1999; J. S. Thomas et al., 1998; Vera-García et al., 2006; Vera-García et al., 2007) como el paradigma del asiento inestable (Cholewicki, Polzhofer, et al., 2000; Reeves et al., 2006; Silfies et al., 2003; van Dieen et al., 2010b) han sido utilizados con éxito para caracterizar la estabilidad del tronco en varias poblaciones, aunque bajo nuestro conocimiento no han sido utilizados previamente para estudiar el efecto que la especialización deportiva tiene sobre la estabilidad del tronco. Teniendo en cuenta que un control adecuado del tronco es considerado un factor importante para el equilibrio corporal y que éste a su vez puede ser determinante del rendimiento en diversas disciplinas deportivas (van der Burg et al., 2006; van Dieen et al., 2012), seleccionamos dos muestras de deportistas que practicaban deportes en los que la estabilidad del tronco juega un rol importante: judo y kayakismo. En judo, el equilibrio es considerado una cualidad esencial, ya que durante la lucha los judocas están constantemente sometidos a fuerzas externas e inesperadas que pueden dificultar el control postural (Perrin et al., 2002; Yoshitomi et al., 2006). Por otro lado, en kayakismo el mantenimiento de una posición equilibrada del kayak en torno a todos sus ejes puede reducir la fricción hidrodinámica y hacer más eficiente el esfuerzo realizado por el kayakista. En este sentido, a menor oscilación del kayak, especialmente respecto a los ejes vertical (“*guiñada*”) y longitudinal (“*alabeo*” o “*balanceo*”), menor resistencia al avance de la embarcación (Michael et al., 2009).

En relación con las diferencias entre grupos encontradas en el test de perturbaciones súbitas (tabla 26), en las perturbaciones laterales los judocas mostraron menor *desplazamiento angular* que los deportistas recreacionales y mayor *rigidez* que los deportistas recreacionales y los kayakistas. Estos resultados se encuentran en consonancia con lo observado en un estudio previo, en el cual los judocas mostraron mayor estabilidad en bipedestación ante perturbaciones aplicadas mediante plataformas móviles en comparación con otros deportistas (Perrot, Deviterne, & Perrin, 1998).

Sin embargo, es interesante destacar que en nuestro estudio los judocas solo mostraron una mayor estabilidad del tronco ante las perturbaciones aplicadas en dirección lateral y sentido hacia la derecha y no ante perturbaciones aplicadas en dirección sagital y sentido anterior o posterior. Esto probablemente fue debido a las adaptaciones específicas provocadas por el entrenamiento en judo, ya que durante acciones de ataque y defensa el judoca tiene que responder continuamente a fuerzas laterales y oblicuas que retan su estabilidad (Perrin et al., 2002; Perrot, Deviterne, et al., 1998; Perrot, Moes, Deviterne, & Perrin, 1998). El hecho de que estas diferencias sólo se hayan encontrado ante perturbaciones laterales podría estar en consonancia con otro estudio, cuyos resultados resaltan el papel de la musculatura rotadora e inclinadora del tronco en las técnicas de judo (Iwai et al., 2008). En concreto, Iwai et al. (2008) encontraron que los judocas tenían una mayor sección anatómica en los oblicuos y en el cuadrado lumbar en comparación con luchadores de lucha libre (Iwai et al., 2008). Por tanto, es posible que las diferencias entre los grupos analizados en nuestro estudio estén relacionadas con una mayor sección transversal de los músculos inclinadores del tronco de los judocas. Así, la reducción del desplazamiento lateral de la parte superior del tronco en estos deportistas pudo deberse en parte a una mayor *rigidez* pasiva del tronco provocada por una mayor cantidad de tejido muscular en la dirección de la perturbación (Chleboun, Howell, Conatser, & Giesey,

1997; Magnusson et al., 1997; Palmer, Jenkins, Thompson, Smith, & Cramer, 2014; Ryan et al., 2009). Por otro lado, aunque el aumento de la masa muscular puede incrementar la capacidad de generar fuerza, la reducción del desplazamiento lateral del tronco en el grupo de judocas quizás no se debió a un aumento de la fuerza de los inclinadores del tronco, pues una mayor sección anatómica está más relacionada con la capacidad de generar fuerza máxima que con la capacidad de generar fuerza en breves intervalos de tiempo (Hakkinen et al., 1985; Izquierdo et al., 1999).

Atendiendo a la capacidad de estabilización del tronco en sedestación, los kayakistas mostraron un menor *error* y un menor *camino recorrido* por el CDP en la mayoría de las tareas en comparación con los judocas y los deportistas recreacionales. Estas diferencias fueron mayores en las tareas dinámicas realizadas sobre el asiento inestable, donde había que desplazar el CDP siguiendo diversas trayectorias del *punto criterio* (tabla 27). Estos resultados parecen reflejar la adaptación específica de los kayakistas a la realización de movimientos en sedestación sobre una estructura móvil e inestable (el kayak), cuyas oscilaciones tienen un efecto importante en la fricción hidrodinámica y por tanto en el rendimiento (Michael et al., 2009).

Los judocas, que suelen tener una alta capacidad para mantener el equilibrio en bipedestación (Perrin et al., 2002), no mostraron un mejor nivel de control del tronco en las tareas realizadas en sedestación en comparación con los deportistas recreacionales. Esto podría implicar que las estrategias utilizadas para controlar la posición y el movimiento del tronco en el test de estabilidad sedente, donde se limita la participación de las extremidades, son diferentes a las utilizadas durante las acciones de ataque y defensa en judo, en las que el tronco participa de forma coordinada con los miembros inferiores y superiores.

Analizando conjuntamente los resultados obtenidos por los judocas en el test de perturbaciones súbitas y por los kayakistas en el test de control del tronco en sedestación, la práctica continuada de estas modalidades deportivas parece provocar adaptaciones específicas en la capacidad de estabilización del tronco (Baker, 1994). Además, el hecho que las diferencias entre deportistas se manifiesten específicamente en aquellos test de estabilidad donde se realizan acciones similares a las que se producen durante el entrenamiento o la competición, apoya la hipótesis de que la estabilidad del tronco es dependiente del contexto (Reeves et al., 2007), es decir, de las condiciones en las que se realiza la valoración. Estos resultados muestran la complejidad de la evaluación de la estabilidad del tronco en deportistas y alerta sobre la necesidad de desarrollar test específicos para valorar la estabilidad del tronco en cada deporte.

En relación con la fuerza muscular, tanto el grupo de kayakistas como el de judocas mostraron mayores valores en todas las variables de fuerza extensora que los deportistas recreacionales, si bien sólo los judocas mostraron diferencias significativas (tabla 28). Los resultados obtenidos por el grupo de judocas apoyan los obtenidos por un estudio previo (Kort & Hendriks, 1992), donde los judocas desarrollaron mayores niveles de fuerza isocinética en movimientos de extensión que otras poblaciones de deportistas. Sin embargo, a diferencia de los resultados de nuestro estudio, en el estudio referido (Kort & Hendriks, 1992) los judocas también desarrollaron mayores niveles de fuerza isocinética en movimientos de flexión. Los resultados de los kayakistas también parecen ir en consonancia con los obtenidos en trabajos previos, los cuales resaltan la importancia de la fuerza de los músculos del tronco para el rendimiento deportivo en kayak y en particular la importancia de la fuerza de la musculatura extensora en las acciones de paleo (McKean & Burkett, 2010; Uali et al., 2012).

En las variables de resistencia muscular también se encontraron diferencias entre los deportistas de competición y los deportistas recreacionales (tabla 29). Los kayakistas mostraron los



mayores valores en la *ratio final de fatiga* de los flexores del tronco, resultados que reflejan la capacidad de los kayakistas para mantener un alto nivel de fuerza en los flexores del tronco a lo largo de las numerosas paladas realizadas durante el entrenamiento y la competición. Por otro lado, los judocas mostraron los mayores valores en la *ratio del trabajo máximo* de los extensores del tronco, lo que muestra la gran capacidad de estos deportistas para mantener altos niveles de fuerza explosiva en esfuerzos intermitentes (Amtmann & Cotton, 2005).

#### **5.4. DIFERENCIAS ENTRE JUDOCAS DE NIVEL NACIONAL E INTERNACIONAL EN LAS VARIABLES DE ESTABILIDAD, FUERZA Y RESISTENCIA**

Teniendo en cuenta, tanto los resultados analizados en el apartado anterior como los obtenidos en otros estudios (Kort & Hendriks, 1992; Perrin et al., 2002; Perrot, Deviterne, et al., 1998; Yoshitomi et al., 2006), la estabilidad y la fuerza muscular del tronco son cualidades que parecen caracterizar al judoca de competición y lo diferencian de otros deportistas. Sin embargo, existen pocas evidencias acerca del nivel real de importancia de estas cualidades en el rendimiento de los judocas de élite. En este apartado de la Tesis Doctoral analizaremos si la estabilidad y la condición muscular del tronco permiten diferenciar entre judocas de competición de nivel nacional e internacional.

Como se ha comentado en el apartado anterior, se considera que los judocas deben tener un buen control postural para evitar ser desequilibrados durante el combate y poder realizar eficazmente acciones de ataque (Perrin et al., 2002; Perrot, Deviterne, et al., 1998; Yoshitomi et al., 2006). En este sentido, los resultados obtenidos en el test de perturbaciones súbitas indican que los judocas de nivel internacional presentan una mejor respuesta (menor *desplazamiento angular* y mayor *amortiguamiento* del tronco) ante cargas aplicadas en dirección sagital y sentido anterior que los judocas de nivel nacional (tabla 30). Esta diferencia podría estar relacionada con la importancia de mantener el equilibrio por parte del judoca durante la posición de guardia en judo pie, ante las perturbaciones provocadas por el adversario usualmente en sentido flexor (Yoshitomi et al., 2006). No obstante, estos resultados deben ser tomados con cautela, ya que las diferencias entre grupos únicamente se encontraron en las cargas aplicadas en sentido anterior. Además, estudios previos realizados en bipedestación no encontraron diferencias entre judocas de diferente nivel (cinturón verde vs. cinturón marrón) ni en la amplitud ni en la velocidad del desplazamiento del CDP ante perturbaciones repentinas e inesperadas aplicadas en dirección anterior-posterior (Yoshitomi et al., 2006). Debido a la falta de claridad de los resultados observados, futuros estudios deben profundizar en el análisis de la estabilidad ante perturbaciones modificando las condiciones de medida, por ejemplo analizando tanto la respuesta refleja ante perturbaciones, como la respuesta voluntaria, y/o incrementando la dificultad de la tarea (ej.: aplicando perturbaciones de mayor magnitud).

En referencia a los resultados obtenidos en el test de control del tronco en sedestación, aunque los judocas de categoría internacional parecieron mostrar un mayor rendimiento que los judocas de categoría nacional en la mayoría de tareas analizadas en el test, no se observaron diferencias significativas (tabla 31). Diversos autores (Perrin et al., 2002; Perrot, Deviterne, et al., 1998; Yoshitomi et al., 2006) han señalado que la práctica del judo mejora el equilibrio debido a que durante un combate, el judoca se encuentra en un estado continuo de intercambio de fuerzas con el oponente y el tatami, produciéndose numerosos desequilibrios que requieren de continuos ajustes posturales por parte del judoca (Allum, Bloem, Carpenter, Hulliger, &

Hadders-Algra, 1998; Dietz, Trippel, Ibrahim, & Berger, 1993; Perrin et al., 2002; Yoshitomi et al., 2006). Sin embargo, según nuestros datos, no parece que la capacidad de controlar el tronco en sedestación sea un parámetro determinante en el nivel de rendimiento de este tipo de deportistas. Por otro lado, debemos tener en cuenta que el número de judocas internacionales analizados fue bajo, por lo que futuros estudios deberán profundizar en estos análisis intentando maximizar las posibles diferencias entre los judocas mediante el incremento de la dificultad de las tareas (ej.: reduciendo el diámetro de la hemiesfera) (Reeves, Cholewicki, & Narendra, 2009).

En cuanto a los resultados obtenidos en el test isocinético de fuerza y resistencia de los músculos del tronco, los judocas de categoría internacional mostraron mayor momento de fuerza extensora que los judocas de nivel nacional (tabla 32). Esto está en consonancia con estudios previos (Aagaard et al., 2002), en los cuales se subraya que la capacidad de generar fuerza en breves intervalos de tiempo es muy importante en deportes como el judo, el karate, etc., ya que la mayoría de sus acciones implican tiempos de contracción comprendidos entre 50 y 200 ms (Aagaard et al., 2002). Mayor importancia si cabe tiene que los judocas de nivel internacional alcanzaran mayores niveles de fuerza relativa al peso corporal que los judocas de nivel nacional, ya que estos deportistas compiten en categorías establecidas en función del peso. Por otro lado, es interesante destacar que solo los valores de fuerza explosiva obtenidos en los esfuerzos de extensión permitieron diferenciar entre los judocas. Al igual que hemos comentado anteriormente, estos resultados podrían estar relacionados con la importancia de la musculatura extensora del tronco para mantener el equilibrio en bipedestación ante las continuas perturbaciones provocadas por el adversario en sentido flexor y que suelen producirse cuando ambos contendientes están en la posición de guardia (Yoshitomi et al., 2006).

Al contrario que sucedió con las variables de fuerza, no se observó ninguna diferencia en las variables de resistencia entre los judocas (tabla 33). Aunque estudios previos han resaltado la importancia de la resistencia anaeróbica para el rendimiento en judo (Azevedo et al., 2007; Franchini, Sterkowicz, Szmatlan-Gabrys, Gabrys, & Garnys, 2011; Franchini, Yuri Takito, Yuzo Nakamura, Ayumi Matsushigue, & Peduti Dal'Molin Kiss, 2003), no hemos encontrado ningún estudio en el cual se observe que una mayor tolerancia a la fatiga local, en este caso a la fatiga de la musculatura del tronco, sea determinante para el rendimiento del judoca. Además, es difícil asociar una sola variable de resistencia con el rendimiento deportivo en judo, debido a que en esta modalidad deportiva la resistencia depende de un gran número de factores tales como la variabilidad en la duración de un combate o un campeonato, el carácter no cíclico de los esfuerzos realizados y la influencia de la técnica de ejecución sobre la aparición de la fatiga en el deportista (Azevedo et al., 2007). En relación con la influencia de la técnica, se ha sugerido que la resistencia del judoca, al igual que en otros deportes, debe ser analizada en test lo más próximos posible a la técnica deportiva, pues una buena o mala ejecución técnica puede estar asociada a una mayor o menor resistencia (Sterkowicz & Franchini, 2001). Así, test específicos como el "*Special Judo Fitness Test*" han permitido diferenciar entre judocas de élite (medallistas en campeonato nacional) y judocas de menor nivel (Sterkowicz & Franchini, 2001).

Finalmente, es importante resaltar que los resultados obtenidos en este estudio al comparar entre judocas de nivel nacional e internacional deben ser tomados con cautela debido al tamaño de ambas muestras. Es necesario realizar nuevos estudios biomecánicos con mayor número de participantes y mayores niveles de rendimiento, así como estudios experimentales que nos permitan profundizar en las relaciones causa-efecto entre la estabilidad del tronco, la condición muscular y el nivel de rendimiento deportivo.





## 6. CONCLUSIONES

A continuación se presentan las conclusiones de este estudio, que resumen las principales aportaciones y resultados de la Tesis Doctoral:

- Para la elaboración de esta investigación se ha desarrollado una metodología biomecánica basada en los paradigmas del *asiento inestable* y de la *aplicación súbita de perturbaciones* que ha permitido una evaluación fiable de la estabilidad del tronco de diferentes poblaciones de deportistas. Además, se ha desarrollado un protocolo isocinético de flexo-extensión del tronco que ha permitido una valoración fiable de la fuerza de la musculatura del tronco, si bien, la fiabilidad de las variables de resistencia muscular fue limitada.
- Los resultados correlacionales mostraron que las variables de estabilidad del tronco obtenidas en los test de control del tronco en sedestación y de aplicación súbita de perturbaciones son independientes entre sí, lo cual indica que la estabilidad del tronco es dependiente del contexto, es decir, de las características de su evaluación.
- Una mayor fuerza explosiva y una mayor resistencia de la musculatura extensora del tronco están relacionadas con un mayor control del movimiento y la postura del tronco en sedestación, pero no así con la respuesta del tronco ante perturbaciones súbitas y unidireccionales.
- Mientras los judocas mostraron una mayor estabilidad del tronco ante perturbaciones laterales, los kayakistas mostraron un mayor rendimiento en las pruebas dinámicas de control del tronco en sedestación. Estos resultados indican que la especialización en deportes como el judo y el kayakismo puede producir adaptaciones específicas en la capacidad de los deportistas para estabilizar el tronco y apoyan la hipótesis inicial de que la estabilidad del tronco es dependiente del contexto.
- Los judocas de nivel internacional mostraron una mayor estabilidad del tronco y una mayor fuerza de la musculatura extensora del tronco que los judocas de nivel nacional. Por tanto, estas variables parecen estar relacionadas con el rendimiento en el judo de élite.





# LIMITACIONES Y PROSPECTIVAS DE FUTURO





## 7. LIMITACIONES Y PROSPECTIVAS DE FUTURO

Como todo trabajo de investigación, esta Tesis Doctoral presenta diversas limitaciones que han sido tenidas en cuenta para el análisis y discusión de los resultados, pero que además son el punto de partida para el desarrollo de nuevos trabajos de investigación. En este sentido, a continuación se presentan las limitaciones de esta Tesis Doctoral en relación con una serie de prospectivas de investigación que serán desarrolladas en los próximos años por el Grupo BIOMECA de Investigación en Biomecánica para la Salud y el Rendimiento Deportivo de la Universidad Miguel Hernández de Elche:

*-Profundizar en el análisis de la estabilidad mecánica del tronco en función de la especialización y rendimiento deportivo:* Si bien en este estudio hemos analizado las posibles relaciones entre la estabilidad mecánica del tronco y la especialización deportiva, nuestras conclusiones deben ser tomadas con cautela pues la muestra analizada, especialmente en el grupo de kayakistas, ha sido pequeña. Uno de los objetivos dentro de nuestro grupo de investigación es incrementar el número de sujetos de cada población deportiva analizada para poder realizar inferencias con mayor claridad. De igual forma, para una mejor comprensión de la influencia de la práctica deportiva sobre la estabilidad del tronco, en futuros estudios buscaremos evaluar otras modalidades deportivas como son los bailarines, gimnastas, futbolistas, etc.

*- Conocer la influencia de los reflejos tronco-encefálicos y del control voluntario por parte de la corteza motora sobre la estabilidad del tronco ante perturbaciones súbitas:* En este estudio hemos analizado la respuesta del tronco en los 110 ms posteriores a la perturbación debido a que éste ha sido el intervalo temporal que nos permitió una mejor estimación de los coeficientes de *rigidez* y *amortiguamiento* del tronco mediante el modelo propuesto por Cholewicki et al. (2000). Esto ha provocado que el rendimiento en esta prueba dependa fundamentalmente tanto del estado del tronco previo a la perturbación (activación muscular previa, rigidez de las estructuras pasivas, etc.), como de los reflejos espinales, quedando limitado nuestro conocimiento acerca de la influencia de los reflejos tronco-encefálicos y del control voluntario por parte de la corteza motora sobre la estabilidad del tronco ante perturbaciones. En futuros trabajos no sólo ampliaremos el tiempo de análisis, sino también mejoraremos el instrumental de aplicación de perturbaciones, en especial los sistemas para fijar la pelvis, lo cual nos permitirá una mejor estimación de los coeficientes de *rigidez* y *amortiguamiento* en intervalos mayores de análisis.

*- Profundizar en el conocimiento de la relación entre la resistencia de la musculatura del tronco y la estabilidad mecánica:* Aunque en este estudio hemos tratado de analizar la relación de parámetros de resistencia muscular obtenidos mediante dinamometría isocinética con la estabilidad mecánica del tronco, nuestras inferencias se han visto limitadas por dos motivos: 1) las variables de resistencia utilizadas no han mostrado una alta fiabilidad y 2) hemos utilizado un protocolo de resistencia similar para todas las poblaciones estudiadas. En futuros trabajos trataremos de modificar parámetros del protocolo, como el número de repeticiones, para incrementar la fiabilidad de las variables de resistencia. Asimismo buscaremos desarrollar protocolos de valoración de la resistencia isocinética que se ajusten a las demandas bioenergéticas de las poblaciones a analizar.

*- Describir y analizar la relación de la estabilidad mecánica del tronco con la capacidad funcional y el rendimiento motor en diferentes poblaciones:* La presente Tesis Doctoral ha perseguido dilucidar si la especialización y rendimiento deportivo están relacionadas con una

mayor o menor estabilidad mecánica del tronco. Sin embargo, no hemos abordado la relación entre la estabilidad del tronco y el rendimiento en acciones o movimientos específicos. Por tanto, el siguiente paso a realizar en futuros estudios a partir de nuestros resultados es analizar la relación de la estabilidad del tronco con el rendimiento tanto en acciones y movimientos específicos de diversos deportes, como en movimientos funcionales relacionados con el trabajo, el ocio y las actividades domésticas, especialmente en el adulto mayor.

- *Describir y analizar la relación de la estabilidad mecánica del tronco con la incidencia de lesiones en el aparato locomotor:* Además de analizar las posibles relaciones con el rendimiento motor, futuros estudios analizarán en qué medida la estabilidad del tronco está relacionada con el riesgo de sufrir lesiones en el sistema muscular y ósteo-articular. Para ello, será necesario hacer un análisis global de todos los factores que pueden estar relacionados con las lesiones, incluyendo en el estudio variables como la edad, el sexo, el nivel de condición física, las cargas a la que el individuo está sometido habitualmente, etc.

- *Diseñar y valorar el efecto de programas de entrenamiento de los músculos del tronco sobre la estabilidad mecánica del tronco, el rendimiento motor y la prevención de lesiones musculoesqueléticas:* Aunque en el presente estudio se ha aplicado un diseño cuasi experimental de ex post facto (Thomas & Nelson, 2001) donde las variables independientes son variables manipuladas por selección o manipulación a priori (Pereda, 1987), no hemos realizado un diseño experimental propiamente dicho que nos permita inferir relaciones de causa-efecto entre la mejora de la estabilidad del tronco y el incremento del rendimiento deportivo. Por tanto, una vez sean conocidas las relaciones de la estabilidad del tronco con el rendimiento motor y la prevención de lesiones, el siguiente paso será diseñar y evaluar el efecto de programas individualizados de acondicionamiento de los músculos del tronco sobre la estabilidad mecánica del tronco, el rendimiento motor y la prevención de lesiones musculoesqueléticas en diferentes poblaciones. Para ello además, deberemos superar otra limitación importante como es la ausencia de métodos adecuados para controlar e individualizar la carga del entrenamiento de estabilización.

- *Desarrollar test de campo, válidos y fiables para la evaluación de la estabilidad del tronco.* Como se ha comentado en la introducción de la Tesis Doctoral, no existen evidencias claras sobre la validez de los test de campo utilizados actualmente por entrenadores, profesores de educación física, fisioterapeutas y médicos deportivos, entre otros, para valorar la estabilidad del tronco en contextos profesionales. En futuros estudios analizaremos la validez de estas pruebas a partir de los protocolos de laboratorio utilizados habitualmente para evaluar la estabilidad mecánica del tronco, es decir, los test de aplicación súbita de perturbaciones y los test de estabilidad del tronco sobre asiento inestable. Asimismo, es necesario desarrollar nuevos test, válidos y fiables, que valoren la estabilidad del tronco mediante protocolos económicos (tanto en tiempo como en recursos materiales y humanos), simples y de fácil utilización.





## 7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Aagaard, P., Simonsen, E. B., Andersen, J. L., Magnusson, P., & Dyhre-Poulsen, P. (2002). Increased rate of force development and neural drive of human skeletal muscle following resistance training. *Journal of Applied Physiology* (1985), 93(4), 1318-1326.
- Alaranta, H., Luoto, S., Heliövaara, M., & Hurri, H. (1995). Static back endurance and the risk of low-back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 10(6), 323-324.
- Allum, J. H., Bloem, B. R., Carpenter, M. G., Hulliger, M., & Hadders-Algra, M. (1998). Proprioceptive control of posture: a review of new concepts. *Gait & Posture*, 8(3), 214-242.
- Amtmann, J., & Cotton, A. (2005). Strength and Conditioning for Judo. *Strength & Conditioning Journal*, 27(2), 26-31.
- Atkinson, G., & Nevill, A. M. (1998). Statistical methods for assessing measurement error (reliability) in variables relevant to sports medicine. *Sports Medicine*, 26(4), 217-238.
- Azevedo, P. H., Drigo, A. J., Carvalho, M. C., Oliveira, J. C., Nunes, J. E., Baldissera, V., & Perez, S. E. (2007). Determination of judo endurance performance using the uchi - komi technique and an adapted lactate minimum test. *Journal of Sports Science and Medicine*, 6(CSSI-2), 10-14.
- Baker, D., Wilson, G., & Carlyon, B. (1994). Generality versus specificity: a comparison of dynamic and isometric measures of strength and speed-strength. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 68(4), 350-355.
- Baumgartner, T. A. (2000). Estimating the Stability Reliability of a Score. *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 4(3), 175-178.
- Bedard, M., Martin, N. J., Krueger, P., & Brazil, K. (2000). Assessing reproducibility of data obtained with instruments based on continuous measurements. *Experimental Aging Research*, 26(4), 353-365. doi: 10.1080/036107300750015741
- Bennett, B. C., Abel, M. F., & Granata, K. P. (2004). Seated postural control in adolescents with idiopathic scoliosis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(20), E449-454.
- Biering-Sorensen, F. (1984). Physical measurements as risk indicators for low-back trouble over a one-year period. *Spine (Phila Pa 1976)*, 9(2), 106-119.
- Bobbert, M. F., & van Zandwijk, J. P. (1999). Dynamics of force and muscle stimulation in human vertical jumping. *Medicine and Science in Sports Exercise*, 31, 303-310.
- Borghuis, J., Hof, A. L., & Lemmink, K. A. (2008). The importance of sensory-motor control in providing core stability: implications for measurement and training. *Sports Medicine*, 38(11), 893-916. doi: 10.2165/00007256-200838110-00002

- Brown, S. H., Vera-Garcia, F. J., & McGill, S. M. (2006). Effects of abdominal muscle coactivation on the externally preloaded trunk: variations in motor control and its effect on spine stability. *Spine (Phila Pa 1976)*, *31*(13), E387-393. doi: 10.1097/01.brs.0000220221.57213.25
- Caballero, C., Barbado, D., & Moreno, F. J. (2013). El procesado del desplazamiento del centro de presiones para el estudio de la relación complejidad/rendimiento observada en el control postural en bipedestación. *Revista Andaluza de Medicina del Deporte*, *6*(3), 101-107. doi: [http://dx.doi.org/10.1016/S1888-7546\(13\)70043-1](http://dx.doi.org/10.1016/S1888-7546(13)70043-1)
- Collins, J. J., & De Luca, C. J. (1993). Open-loop and closed-loop control of posture: a random-walk analysis of center-of-pressure trajectories. *Experimental Brain Research*, *95*(2), 308-318.
- Cort, J. A., Dickey, J. P., & Potvin, J. R. (2013). Trunk muscle contributions of to L4-5 joint rotational stiffness following sudden trunk lateral bend perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, *23*(6), 1334-1342. doi: 10.1016/j.jelekin.2013.09.006
- Chleboun, G. S., Howell, J. N., Conatser, R. R., & Giesey, J. J. (1997). The relationship between elbow flexor volume and angular stiffness at the elbow. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *12*(6), 383-392.
- Cholewicki, J., Greene, H. S., Polzhofer, G. K., Galloway, M. T., Shah, R. A., & Radebold, A. (2002). Neuromuscular function in athletes following recovery from a recent acute low back injury. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, *32*(11), 568-575.
- Cholewicki, J., McGill, K. C., Shah, K. R., & Lee, A. S. (2010). The effects of a three-week use of lumbosacral orthoses on trunk muscle activity and on the muscular response to trunk perturbations. *BMC Musculoskeletal Disorders*, *11*, 154. doi: 10.1186/1471-2474-11-154
- Cholewicki, J., & McGill, S. M. (1996). Mechanical stability of the in vivo lumbar spine: implications for injury and chronic low back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *11*(1), 1-15.
- Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Radebold, A. (2000). Postural control of trunk during unstable sitting. *Journal of Biomechanics*, *33*(12), 1733-1737.
- Cholewicki, J., Silfies, S. P., Shah, R. A., Greene, H. S., Reeves, N. P., Alvi, K., & Goldberg, B. (2005). Delayed trunk muscle reflex responses increase the risk of low back injuries. *Spine (Phila Pa 1976)*, *30*(23), 2614-2620.
- Cholewicki, J., Simons, A. P., & Radebold, A. (2000). Effects of external trunk loads on lumbar spine stability. *Journal of Biomechanics*, *33*(11), 1377-1385.
- Cohen, L., & Manion, L. (1990). *Métodos de investigación educativa*. Madrid: La Muralla.
- Dawson, B., & Trapp, R. G. (2004). *Basic & clinical biostatistics* (4th ed.). New York: Lange Medical Books/McGraw-Hill, Medical Pub. Division.

- Dietz, V., Trippel, M., Ibrahim, I. K., & Berger, W. (1993). Human stance on a sinusoidally translating platform: balance control by feedforward and feedback mechanisms. *Experimental Brain Research*, 93(2), 352-362.
- Distefano, L. J., Distefano, M. J., Frank, B. S., Clark, M. A., & Padua, D. A. (2013). Comparison of integrated and isolated training on performance measures and neuromuscular control. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 27(4), 1083-1090. doi: 10.1519/JSC.0b013e318280d40b
- Dumas, R., Cheze, L., & Verriest, J. P. (2007). Adjustments to McConville et al. and Young et al. body segment inertial parameters. *Journal of Biomechanics*, 40(3), 543-553. doi: 10.1016/j.jbiomech.2006.02.013
- Feiring, D. C., Ellenbecker, T. S., & Derscheid, G. L. (1990). Test-retest reliability of the biodex isokinetic dynamometer. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(7), 298-300.
- Ferreira, P. H., Ferreira, M. L., Maher, C. G., Herbert, R. D., & Refshauge, K. (2006). Specific stabilisation exercise for spinal and pelvic pain: a systematic review. *Australian Journal of Physiotherapy*, 52(2), 79-88.
- Fleiss, J. L. (1986). *The design and analysis of clinical experiments*. New York: Wiley.
- Franchini, E., Sterkowicz, S., Szmatlan-Gabrys, U., Gabrys, T., & Garnys, M. (2011). Energy system contributions to the special judo fitness test. *International Journal of Sports Physiology and Performance*, 6(3), 334-343.
- Franchini, E., Yuri Takito, M., Yuzo Nakamura, F., Ayumi Matsushigue, K., & Peduti Dal'Molin Kiss, M. A. (2003). Effects of recovery type after a judo combat on blood lactate removal and on performance in an intermittent anaerobic task. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 43(4), 424-431.
- Gardner-Morse, M. G., & Stokes, I. A. (2001). Trunk stiffness increases with steady-state effort. *Journal of Biomechanics*, 34(4), 457-463.
- Goldby, L. J., Moore, A. P., Doust, J., & Trew, M. E. (2006). A randomized controlled trial investigating the efficiency of musculoskeletal physiotherapy on chronic low back disorder. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(10), 1083-1093. doi: 10.1097/01.brs.0000216464.37504.64
- Grabiner, M. D., Jeziorowski, J. J., & Divekar, A. D. (1990). Isokinetic measurements of trunk extension and flexion performance collected with the biodex clinical data station. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 11(12), 590-598.
- Granata, K. P., & England, S. A. (2006). Stability of dynamic trunk movement. *Spine (Phila Pa 1976)*, 31(10), E271-276. doi: 10.1097/01.brs.0000216445.28943.d1
- Granata, K. P., & Gottipati, P. (2008). Fatigue influences the dynamic stability of the torso. *Ergonomics*, 51(8), 1258-1271. doi: 10.1080/00140130802030722

- Granata, K. P., Orishimo, K. F., & Sanford, A. H. (2001). Trunk muscle coactivation in preparation for sudden load. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 11(4), 247-254.
- Gruber, M., & Gollhofer, A. (2004). Impact of sensorimotor training on the rate of force development and neural activation. *European Journal of Applied Physiology*, 92(1-2), 98-105. doi: 10.1007/s00421-004-1080-y
- Hakkinen, K., & Komi, P. V. (1986). Training-induced changes in neuromuscular performance under voluntary and reflex conditions. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 55(2), 147-155.
- Hakkinen, K., Komi, P. V., & Alen, M. (1985). Effect of explosive type strength training on isometric force- and relaxation-time, electromyographic and muscle fibre characteristics of leg extensor muscles. *Acta Physiologica Scandinavica*, 125(4), 587-600. doi: 10.1111/j.1748-1716.1985.tb07759.x
- Ham, Y. W., Kim, D. M., Baek, J. Y., Lee, D. C., & Sung, P. S. (2010). Kinematic analyses of trunk stability in one leg standing for individuals with recurrent low back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 20(6), 1134-1140. doi: 10.1016/j.jelekin.2010.05.011
- Hamberg-van Reenen, H. H., Ariens, G. A., Blatter, B. M., Twisk, J. W., van Mechelen, W., & Bongers, P. M. (2006). Physical capacity in relation to low back, neck, or shoulder pain in a working population. *Occupational and Environmental Medicine*, 63(6), 371-377. doi: 10.1136/oem.2006.026914
- Hamberg-van Reenen, H. H., Ariens, G. A., Blatter, B. M., van der Beek, A. J., Twisk, J. W., van Mechelen, W., & Bongers, P. M. (2006). Is an imbalance between physical capacity and exposure to work-related physical factors associated with low-back, neck or shoulder pain? *Scandinavian Journal of Work, Environment & Health*, 32(3), 190-197.
- Hancock, G. R., Butler, M. S., & Fischman, M. G. (1995). On the Problem of Two-Dimensional Error Scores: Measures and Analyses of Accuracy, Bias, and Consistency. *Journal of Motor Behavior*, 27(3), 241-250. doi: 10.1080/00222895.1995.9941714
- Helewa, A., Goldsmith, C. H., Lee, P., Smythe, H. A., & Forwell, L. (1999). Does strengthening the abdominal muscles prevent low back pain--a randomized controlled trial. *Journal of Rheumatology*, 26(8), 1808-1815.
- Henry, S. M., Hitt, J. R., Jones, S. L., & Bunn, J. Y. (2006). Decreased limits of stability in response to postural perturbations in subjects with low back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(9), 881-892. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.04.016
- Herrmann, C. M., Madigan, M. L., Davidson, B. S., & Granata, K. P. (2006). Effect of lumbar extensor fatigue on paraspinal muscle reflexes. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 16(6), 637-641. doi: 10.1016/j.jelekin.2005.11.004
- Hess, J. A., & Woollacott, M. (2005). Effect of high-intensity strength-training on functional measures of balance ability in balance-impaired older adults. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 28(8), 582-590. doi: 10.1016/j.jmpt.2005.08.013



- Hibbs, A. E., Thompson, K. G., French, D., Wrigley, A., & Spears, I. (2008). Optimizing performance by improving core stability and core strength. *Sports Medicine*, 38(12), 995-1008. doi: 10.2165/00007256-200838120-00004
- Hides, J. A., Jull, G. A., & Richardson, C. A. (2001). Long-term effects of specific stabilizing exercises for first-episode low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(11), E243-248.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1996). Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain. A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(22), 2640-2650.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1997). Contraction of the abdominal muscles associated with movement of the lower limb. *Physical Therapy*, 77(2), 132-142; discussion 142-134.
- Hodges, P. W., & Richardson, C. A. (1998). Delayed postural contraction of transversus abdominis in low back pain associated with movement of the lower limb. *Journal of Spinal Disorders*, 11(1), 46-56.
- Hopkins, W. G. (2000). Measures of reliability in Sports Medicine and science. *Sports Medicine*, 30(1), 1-15.
- Hunter, I. W., & Kearney, R. E. (1982). Dynamics of human ankle stiffness: variation with mean ankle torque. *Journal of Biomechanics*, 15(10), 747-752.
- Iwai, K., Okada, T., Nakazato, K., Fujimoto, H., Yamamoto, Y., & Nakajima, H. (2008). Sport-specific characteristics of trunk muscles in collegiate wrestlers and judokas. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(2), 350-358. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181635d25
- Izquierdo, M., Aguado, X., Gonzalez, R., Lopez, J. L., & Hakkinen, K. (1999). Maximal and explosive force production capacity and balance performance in men of different ages. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 79(3), 260-267. doi: 10.1007/s004210050504
- Jamison, S. T., McNeilan, R. J., Young, G. S., Givens, D. L., Best, T. M., & Chaudhari, A. M. (2012). Randomized controlled trial of the effects of a trunk stabilization program on trunk control and knee loading. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(10), 1924-1934. doi: 10.1249/MSS.0b013e31825a2f61
- Judge, J. O., Lindsey, C., Underwood, M., & Winsemius, D. (1993). Balance improvements in older women: effects of exercise training. *Physical Therapy*, 73(4), 254-262.
- Kearney, R. E., & Hunter, I. W. (1990). System identification of human joint dynamics. *Critical Review in Biomedical Engineering*, 18(1), 55-87.
- Kearney, R. E., Weiss, P. L., & Morier, R. (1990). System identification of human ankle dynamics: intersubject variability and intrasubject reliability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 5(4), 205-217. doi: 10.1016/0268-0033(90)90004-P
- Kibler, W. B., Press, J., & Sciascia, A. (2006). The role of core stability in athletic function. *Sports Medicine*, 36(3), 189-198.

- Kort, H. D., & Hendriks, E. R. (1992). A comparison of selected isokinetic trunk strength parameters of elite male judo competitors and cyclists. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 16(2), 92-96. doi: 10.2519/jospt.1992.16.2.92
- Koumantakis, G. A., Watson, P. J., & Oldham, J. A. (2005). Supplementation of general endurance exercise with stabilisation training versus general exercise only. Physiological and functional outcomes of a randomised controlled trial of patients with recurrent low back pain. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 20(5), 474-482. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2004.12.006
- Krajcarski, S. R., Potvin, J. R., & Chiang, J. (1999). The in vivo dynamic response of the spine to perturbations causing rapid flexion: effects of pre-load and step input magnitude. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(1), 54-62.
- Lacquaniti, F., Licata, F., & Soechting, J. F. (1982). The mechanical behavior of the human forearm in response to transient perturbations. *Biological Cybernetics*, 44(1), 35-46.
- Lafond, D., Corriveau, H., Hebert, R., & Prince, F. (2004). Intrasession reliability of center of pressure measures of postural steadiness in healthy elderly people. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 85(6), 896-901.
- Langrana, N. A., Lee, C. K., Alexander, H., & Mayott, C. W. (1984). Quantitative assessment of back strength using isokinetic testing. *Spine (Phila Pa 1976)*, 9(3), 287-290.
- Lederman, E. (2010). The myth of core stability. *Journal of Bodywork and Movement Therapies*, 14(1), 84-98. doi: 10.1016/j.jbmt.2009.08.001
- Lee, H., & Granata, K. P. (2008). Process stationarity and reliability of trunk postural stability. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(6), 735-742. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2008.01.008
- Leetun, D. T., Ireland, M. L., Willson, J. D., Ballantyne, B. T., & Davis, I. M. (2004). Core stability measures as risk factors for lower extremity injury in athletes. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(6), 926-934.
- Liemohn, W. P., Baumgartner, T. A., & Gagnon, L. H. (2005). Measuring core stability. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(3), 583-586. doi: 10.1519/1533-4287(2005)19[583:MCS]2.0.CO;2
- Lin, D., Seol, H., Nussbaum, M. A., & Madigan, M. L. (2008). Reliability of COP-based postural sway measures and age-related differences. *Gait & Posture*, 28(2), 337-342. doi: 10.1016/j.gaitpost.2008.01.005
- Lindsay, D. M., & Horton, J. F. (2006). Trunk rotation strength and endurance in healthy normals and elite male golfers with and without low back pain. *North American Journal Of Sport Physical Therapy*, 1(2), 80-89.
- Looney, M. A. (2000). When Is the Intraclass Correlation Coefficient Misleading? *Measurement in Physical Education and Exercise Science*, 4(2), 73-78. doi: 10.1207/S15327841Mpee0402\_3

- Lopez-Elvira, J. L., Barbado, D., Juan-Recio, C., Garcia-Vaquero, M. P., López-Valenciano, A., López-Plaza, D., Vera-Garcia, F. J., & Montero Carretero, C., (2013). Diferencias en la estabilización del tronco sobre un asiento inestable entre piragüistas, judocas y sujetos físicamente activos. *Kronos: la revista científica de actividad física y deporte*, 12(2), 9.
- Ludbrook, J. (2002). Statistical techniques for comparing measurers and methods of measurement: a critical review. *Clinical and Experimental Pharmacology and Physiology*, 29(7), 527-536.
- Macedo, L. G., Maher, C. G., Latimer, J., & McAuley, J. H. (2009). Motor control exercise for persistent, nonspecific low back pain: a systematic review. *Physical Therapy*, 89(1), 9-25. doi: 10.2522/ptj.20080103
- Maffiuletti, N. A., Bizzini, M., Desbrosses, K., Babault, N., & Munzinger, U. (2007). Reliability of knee extension and flexion measurements using the Con-Trex isokinetic dynamometer. *Clinical Physiology and Functional Imaging*, 27(6), 346-353. doi: 10.1111/j.1475-097X.2007.00758.x
- Magnusson, S. P., Simonsen, E. B., Aagaard, P., Boesen, J., Johannsen, F., & Kjaer, M. (1997). Determinants of musculoskeletal flexibility: viscoelastic properties, cross-sectional area, EMG and stretch tolerance. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 7(4), 195-202.
- Mawston, G. A., McNair, P. J., & Boocock, M. G. (2007). The effects of prior warning and lifting-induced fatigue on trunk muscle and postural responses to sudden loading during manual handling. *Ergonomics*, 50(12), 2157-2170. doi: 10.1080/00140130701510139
- Mayer, T., Gatchel, R., Betancur, J., & Bovasso, E. (1995). Trunk muscle endurance measurement. Isometric contrasted to isokinetic testing in normal subjects. *Spine (Phila Pa 1976)*, 20(8), 920-926; discussion 926-927.
- McGill, S. M., Childs, A., & Liebenson, C. (1999). Endurance times for low back stabilization exercises: clinical targets for testing and training from a normal database. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 80(8), 941-944.
- McGill, S. M. (2007). *Low back disorders: evidence-based prevention and rehabilitation* (2nd ed.). Champaign, IL: Human Kinetics.
- McKean, M. R., & Burkett, B. (2010). The relationship between joint range of motion, muscular strength, and race time for sub-elite flat water kayakers. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(5), 537-542. doi: 10.1016/j.jsams.2009.09.003
- McMillan, J. H., & Schumacher, S. (2005). *Investigación educativa*. Madrid: Pearson Addison Wesley.
- Michael, J. S., Smith, R., & Rooney, K. B. (2009). Determinants of kayak paddling performance. *Sports Biomechanics*, 8(2), 167-179. doi: 10.1080/14763140902745019
- Mientjes, M. I., & Frank, J. S. (1999). Balance in chronic low back pain patients compared to healthy people under various conditions in upright standing. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 14(10), 710-716.

- 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>
- Moghadam, M., Ashayeri, H., Salavati, M., Sarafzadeh, J., Taghipoor, K. D., Saeedi, A., & Salehi, R. (2011). Reliability of center of pressure measures of postural stability in healthy older adults: effects of postural task difficulty and cognitive load. *Gait & Posture*, 33(4), 651-655. doi: 10.1016/j.gaitpost.2011.02.016
- Mohammadi, V., Alizadeh, M., & Gaieni, A. (2012). The Effects of six weeks strength exercises on static and dynamic balance of young male athletes. *Procedia - Social and Behavioral Sciences*, 31(0), 247-250. doi: <http://dx.doi.org/10.1016/j.sbspro.2011.12.050>
- Moseley, L. (2002). Combined physiotherapy and education is efficacious for chronic low back pain. *Australian Journal of Physiotherapy*, 48(4), 297-302.
- Nadler, S. F., Malanga, G. A., Bartoli, L. A., Feinberg, J. H., Prybicien, M., & Deprince, M. (2002). Hip muscle imbalance and low back pain in athletes: influence of core strengthening. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 34(1), 9-16.
- Nagano, Y., Ida, H., Akai, M., & Fukubayashi, T. (2011). Relationship between three-dimensional kinematics of knee and trunk motion during shuttle run cutting. *Journal of Sports Science*, 29(14), 1525-1534. doi: 10.1080/02640414.2011.599038
- Nallegowda, M., Singh, U., Handa, G., Khanna, M., Wadhwa, S., Yadav, S. L., . . . Behari, M. (2004). Role of sensory input and muscle strength in maintenance of balance, gait, and posture in Parkinson's disease: a pilot study. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 83(12), 898-908.
- Nashner, L. M., & Cordo, P. J. (1981). Relation of automatic postural responses and reaction-time voluntary movements of human leg muscles. *Experimental Brain Research*, 43(3-4), 395-405.
- Nesser, T. W., Huxel, K. C., Tincher, J. L., & Okada, T. (2008). The relationship between core stability and performance in division I football players. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 22(6), 1750-1754. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181874564
- Niemisto, L., Lahtinen-Suopanki, T., Rissanen, P., Lindgren, K. A., Sarna, S., & Hurri, H. (2003). A randomized trial of combined manipulation, stabilizing exercises, and physician consultation compared to physician consultation alone for chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 28(19), 2185-2191. doi: 10.1097/01.BRS.0000085096.62603.61
- Nies, N., & Sinnott, P. L. (1991). Variations in balance and body sway in middle-aged adults. Subjects with healthy backs compared with subjects with low-back dysfunction. *Spine (Phila Pa 1976)*, 16(3), 325-330.
- Nunnally, Jum C., & Bernstein, Ira H. (1994). *Psychometric theory* (3rd ed.). New York: McGraw-Hill.

- O'Sullivan, P. B., Phytz, G. D., Twomey, L. T., & Allison, G. T. (1997). Evaluation of specific stabilizing exercise in the treatment of chronic low back pain with radiologic diagnosis of spondylolysis or spondylolisthesis. *Spine (Phila Pa 1976)*, 22(24), 2959-2967.
- O'Sullivan, P., Twomey, L., Allison, G., Sinclair, J., & Miller, K. (1997). Altered patterns of abdominal muscle activation in patients with chronic low back pain. *Australian Journal of Physiotherapy*, 43(2), 91-98.
- Okada, T., Huxel, K. C., & Nesser, T. W. (2011). Relationship between core stability, functional movement, and performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 25(1), 252-261. doi: 10.1519/JSC.0b013e3181b22b3e
- Palmer, T. B., Jenkins, N. D., Thompson, B. J., Smith, D. B., & Cramer, J. T. (2014). The relationship between passive stiffness and muscle power output: influence of muscle cross-sectional area normalization. *Muscle & Nerve*, 49(1), 69-75. doi: 10.1002/mus.23861
- Paterno, M. V., Myer, G. D., Ford, K. R., & Hewett, T. E. (2004). Neuromuscular training improves single-limb stability in young female athletes. *Journal of Orthopaedic & Sports Physical Therapy*, 34(6), 305-316. doi: 10.2519/jospt.2004.34.6.305
- Pereda, S. (1987). *Psicología experimental. I., Metodología*. Madrid: Pirámide.
- Perennou, D. A., Leblond, C., Amblard, B., Micallef, J. P., Herisson, C., & Pelissier, J. Y. (2001). Transcutaneous electric nerve stimulation reduces neglect-related postural instability after stroke. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 82(4), 440-448. doi: 10.1053/apmr.2001.21986
- Perrin, P., Deviterne, D., Hugel, F., & Perrot, C. (2002). Judo, better than dance, develops sensorimotor adaptabilities involved in balance control. *Gait & Posture*, 15(2), 187-194.
- Perrot, C., Deviterne, D., & Perrin, P. (1998). Influence of Training on Postural and Motor Control in a Combative Sport. *Journal of Human Movement Studies*, 35(3), 37.
- Perrot, C., Moes, R., Deviterne, D., & Perrin, P. (1998). Adaptations posturales lors de gestuelles spécifiques aux sports de combat. *Science & Sports*, 13(2), 64-74. doi: http://dx.doi.org/10.1016/S0765-1597(97)86902-X
- Prieto, T. E., Myklebust, J. B., Hoffmann, R. G., Lovett, E. G., & Myklebust, B. M. (1996). Measures of postural steadiness: differences between healthy young and elderly adults. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 43(9), 956-966. doi: 10.1109/10.532130
- Pruszynski, J. A., Kurtzer, I., & Scott, S. H. (2011). The long-latency reflex is composed of at least two functionally independent processes. *Journal of Neurophysiology*, 106(1), 449-459. doi: 10.1152/jn.01052.2010
- Putnam, C. A. (1993). Sequential motions of body segments in striking and throwing skills: Descriptions and explanations. *Journal of Biomechanics*, 26, Supplement 1(0), 125-135. doi: http://dx.doi.org/10.1016/0021-9290(93)90084-R

- Rackwitz, B., de Bie, R., Limm, H., von Garnier, K., Ewert, T., & Stucki, G. (2006). Segmental stabilizing exercises and low back pain. What is the evidence? A systematic review of randomized controlled trials. *Clinical Rehabilitation*, 20(7), 553-567.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Panjabi, M. M., & Patel, T. C. (2000). Muscle response pattern to sudden trunk loading in healthy individuals and in patients with chronic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 25(8), 947-954.
- Radebold, A., Cholewicki, J., Polzhofer, G. K., & Greene, H. S. (2001). Impaired postural control of the lumbar spine is associated with delayed muscle response times in patients with chronic idiopathic low back pain. *Spine (Phila Pa 1976)*, 26(7), 724-730.
- Rasmussen-Barr, E., Nilsson-Wikmar, L., & Arvidsson, I. (2003). Stabilizing training compared with manual treatment in sub-acute and chronic low-back pain. *Manual Therapy*, 8(4), 233-241.
- Raymakers, J. A., Samson, M. M., & Verhaar, H. J. (2005). The assessment of body sway and the choice of the stability parameter(s). *Gait & Posture*, 21(1), 48-58. doi: 10.1016/j.gaitpost.2003.11.006
- Reed, C. A., Ford, K. R., Myer, G. D., & Hewett, T. E. (2012). The effects of isolated and integrated 'core stability' training on athletic performance measures: a systematic review. *Sports Medicine*, 42(8), 697-706. doi: 10.2165/11633450-000000000-00000
- Reeves, N. P., Cholewicki, J., & Milner, T. E. (2005). Muscle reflex classification of low-back pain. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(1), 53-60. doi: 10.1016/j.jelekin.2004.07.001
- Reeves, N. P., Cholewicki, J., & Narendra, K. S. (2009). Effects of reflex delays on postural control during unstable seated balance. *Journal of Biomechanics*, 42(2), 164-170. doi: 10.1016/j.jbiomech.2008.10.016
- Reeves, N. P., Everding, V. Q., Cholewicki, J., & Morrisette, D. C. (2006). The effects of trunk stiffness on postural control during unstable seated balance. *Experimental Brain Research*, 174(4), 694-700. doi: 10.1007/s00221-006-0516-5
- Reeves, N. P., Narendra, K. S., & Cholewicki, J. (2007). Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(3), 266-274. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2006.11.011
- Rhea, C. K., Silver, T. A., Hong, S. L., Ryu, J. H., Studenka, B. E., Hughes, C. M., & Haddad, J. M. (2011). Noise and complexity in human postural control: interpreting the different estimations of entropy. *PLoS One*, 6(3), e17696. doi: 10.1371/journal.pone.0017696
- Ridge, Barry R., Broad, Elizabeth, Kerr, Deborah A., & Ackland, Timothy R. (2007). Morphological characteristics of Olympic slalom canoe and kayak paddlers. *European Journal of Sport Science*, 7(2), 107-113. doi: 10.1080/17461390701478357
- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2010). The test-retest reliability of centre of pressure measures in bipedal static task conditions--a systematic review of the literature. *Gait & Posture*, 32(4), 436-445. doi: 10.1016/j.gaitpost.2010.09.012

- Ruhe, A., Fejer, R., & Walker, B. (2011). Center of pressure excursion as a measure of balance performance in patients with non-specific low back pain compared to healthy controls: a systematic review of the literature. *European Spine Journal*, 20(3), 358-368. doi: 10.1007/s00586-010-1543-2
- Ryan, E. D., Herda, T. J., Costa, P. B., Defreitas, J. M., Beck, T. W., Stout, J. R., & Cramer, J. T. (2009). Passive properties of the muscle-tendon unit: the influence of muscle cross-sectional area. *Muscle & Nerve*, 39(2), 227-229. doi: 10.1002/mus.21218
- Sanchez-Zuriaga, D., Adams, M. A., & Dolan, P. (2010). Is activation of the back muscles impaired by creep or muscle fatigue? *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(5), 517-525. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b967ea
- Santos, B. R., Delisle, A., Lariviere, C., Plamondon, A., & Imbeau, D. (2008). Reliability of centre of pressure summary measures of postural steadiness in healthy young adults. *Gait & Posture*, 27(3), 408-415. doi: 10.1016/j.gaitpost.2007.05.008
- Santos, B. R., Lariviere, C., Delisle, A., McFadden, D., Plamondon, A., & Imbeau, D. (2011). Sudden loading perturbation to determine the reflex response of different back muscles: a reliability study. *Muscle & Nerve*, 43(3), 348-359. doi: 10.1002/mus.21870
- Sasaki, S., Nagano, Y., Kaneko, S., Sakurai, T., & Fukubayashi, T. (2011). The Relationship between Performance and Trunk Movement During Change of Direction. *Journal of Sports Science and Medicine*, 10(1), 112-118.
- Schmid, M., Conforto, S., Camomilla, V., Cappozzo, A., & D'Alessio, T. (2002). The sensitivity of posturographic parameters to acquisition settings. *Med Eng Phys*, 24(9), 623-631.
- Sharrock, C., Cropper, J., Mostad, J., Johnson, M., & Malone, T. (2011). A pilot study of core stability and athletic performance: is there a relationship? *International Journal of Sports Physical Therapy*, 6(2), 63-74.
- Silfies, S. P., Cholewicki, J., & Radebold, A. (2003). The effects of visual input on postural control of the lumbar spine in unstable sitting. *Human Movement Science*, 22(3), 237-252.
- Sleivert, G. G., & Wenger, H. A. (1994). Reliability of measuring isometric and isokinetic peak torque, rate of torque development, integrated electromyography, and tibial nerve conduction velocity. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 75(12), 1315-1321.
- Sole, G., Hamren, J., Milosavljevic, S., Nicholson, H., & Sullivan, S. J. (2007). Test-retest reliability of isokinetic knee extension and flexion. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 88(5), 626-631. doi: 10.1016/j.apmr.2007.02.006
- Springate, S. D. (2012). The effect of sample size and bias on the reliability of estimates of error: a comparative study of Dahlberg's formula. *European Journal of Orthodontics*, 34(2), 158-163. doi: 10.1093/ejo/cjr010
- Sterkowicz, S., & Franchini, E. (2001). Specific fitness of elite and novice judoists. *Journal of Human Kinetics*, 6, 8.

- Stuge, B., Veierod, M. B., Laerum, E., & Vollestad, N. (2004). The efficacy of a treatment program focusing on specific stabilizing exercises for pelvic girdle pain after pregnancy: a two-year follow-up of a randomized clinical trial. *Spine (Phila Pa 1976)*, 29(10), E197-203.
- Sung, P. S., Yoon, B., & Lee, D. C. (2010). Lumbar spine stability for subjects with and without low back pain during one-leg standing test. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(16), E753-760. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181d53b9c
- Sutarno, C. G., & McGill, S. M. (1995). Isovelocity investigation of the lengthening behaviour of the erector spinae muscles. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 70(2), 146-153.
- Takala, E. P., Korhonen, I., & Viikari-Juntura, E. (1997). Postural sway and stepping response among working population: reproducibility, long-term stability, and associations with symptoms of the low back. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 12(7-8), 429-437.
- Thomas, J. S., Lavender, S. A., Corcos, D. M., & Andersson, G. B. (1998). Trunk kinematics and trunk muscle activity during a rapidly applied load. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 8(4), 215-225.
- Thomas, J. R., & Nelson, J. K. (2001). *Research methods in physical activity* (4th ed.). Champaign, IL: Humanics Kinetics.
- Topp, R., Mikesky, A., Wigglesworth, J., Holt, W., Jr., & Edwards, J. E. (1993). The effect of a 12-week dynamic resistance strength training program on gait velocity and balance of older adults. *Gerontologist*, 33(4), 501-506.
- Tsuji, T., Morasso, P. G., Goto, K., & Ito, K. (1995). Human hand impedance characteristics during maintained posture. *Biological Cybernetics*, 72(6), 475-485.
- Uali, I., Herrero, A. J., Garatachea, N., Marin, P. J., Alvear-Ordenez, I., & Garcia-Lopez, D. (2012). Maximal strength on different resistance training rowing exercises predicts start phase performance in elite kayakers. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26(4), 941-946. doi: 10.1519/JSC.0b013e31822e58f8
- Van Cutsem, M., Duchateau, J., & Hainaut, K. (1998). Changes in single motor unit behaviour contribute to the increase in contraction speed after dynamic training in humans. *The Journal of Physiology*, 513 (Pt 1), 295-305.
- Van Daele, U., Hagman, F., Truijen, S., Vorlat, P., Van Gheluwe, B., & Vaes, P. (2010). Decrease in postural sway and trunk stiffness during cognitive dual-task in nonspecific chronic low back pain patients, performance compared to healthy control subjects. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(5), 583-589. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181b4fe4d
- Van Daele, U., Huyvaert, S., Hagman, F., Duquet, W., Van Gheluwe, B., & Vaes, P. (2007). Reproducibility of postural control measurement during unstable sitting in low back pain patients. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 8, 44. doi: 10.1186/1471-2474-8-44
- van der Burg, J. C., van Wegen, E. E., Rietberg, M. B., Kwakkel, G., & van Dieen, J. H. (2006). Postural control of the trunk during unstable sitting in Parkinson's disease. *Parkinsonism & Related Disorders*, 12(8), 492-498. doi: 10.1016/j.parkreldis.2006.06.007



- van Dieen, J. H., Koppes, L. L., & Twisk, J. W. (2010a). Low back pain history and postural sway in unstable sitting. *Spine (Phila Pa 1976)*, 35(7), 812-817. doi: 10.1097/BRS.0b013e3181bb81a8
- van Dieen, J. H., Koppes, L. L., & Twisk, J. W. (2010b). Postural sway parameters in seated balancing; their reliability and relationship with balancing performance. *Gait & Posture*, 31(1), 42-46. doi: 10.1016/j.gaitpost.2009.08.242
- van Dieen, J. H., Luger, T., & van der Eb, J. (2012). Effects of fatigue on trunk stability in elite gymnasts. *European Journal of Applied Physiology*, 112(4), 1307-1313. doi: 10.1007/s00421-011-2082-1
- Vera-Garcia, F. J., Brown, S. H., Gray, J. R., & McGill, S. M. (2006). Effects of different levels of torso coactivation on trunk muscular and kinematic responses to posteriorly applied sudden loads. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 21(5), 443-455. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2005.12.006
- Vera-Garcia, F. J., Elvira, J. L., Brown, S. H., & McGill, S. M. (2007). Effects of abdominal stabilization maneuvers on the control of spine motion and stability against sudden trunk perturbations. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 17(5), 556-567. doi: 10.1016/j.jelekin.2006.07.004
- Watkins, M. P., & Harris, B. A. (1983). Evaluation of isokinetic muscle performance. *Clinical Sports Medicine*, 2(1), 37-53.
- Weir, J. P. (2005). Quantifying test-retest reliability using the intraclass correlation coefficient and the SEM. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 19(1), 231-240. doi: 10.1519/15184.1
- Wilder, D. G., Aleksiev, A. R., Magnusson, M. L., Pope, M. H., Spratt, K. F., & Goel, V. K. (1996). Muscular response to sudden load. A tool to evaluate fatigue and rehabilitation. *Spine (Phila Pa 1976)*, 21(22), 2628-2639.
- Willigenburg, N. W., Kingma, I., & van Dieen, J. H. (2013). Center of pressure trajectories, trunk kinematics and trunk muscle activation during unstable sitting in low back pain patients. *Gait & Posture*. doi: 10.1016/j.gaitpost.2013.02.010
- Winter, David A. (1990). *Biomechanics and motor control of human movement* (2nd ed.). New York: Wiley.
- Winters, J., Stark, L., & Seif-Naraghi, A. H. (1988). An analysis of the sources of musculoskeletal system impedance. *Journal of Biomechanics*, 21(12), 1011-1025.
- Yoshitomi, S. K., Tanaka, C., Duarte, M., Lima, F. Morya, E., & Hazime, F. (2006). Respostas posturais à perturbação externa inesperada em judocas de diferentes níveis de habilidade. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 12, 159-163.
- Young, W. K., & Metz, J. D. (2010). Strength training for the young athlete. *Pediatric Annals*, 39(5), 293-299. doi: 10.3928/00904481-20100422-10

- Zattara, M., & Bouisset, S. (1988). Posturo-Kinetic organization during the early phase of voluntary upper limb movement. 1. Normal subjects. *Journal of Neurology Neurosurgery and Psychiatry*, 51(7), 956-965. doi: 10.1136/jnnp.51.7.956
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007a). Deficits in neuromuscular control of the trunk predict knee injury risk: a prospective biomechanical-epidemiologic study. *American Journal of Sports Medicine*, 35(7), 1123-1130. doi: 10.1177/0363546507301585
- Zazulak, B. T., Hewett, T. E., Reeves, N. P., Goldberg, B., & Cholewicki, J. (2007b). The effects of core proprioception on knee injury: a prospective biomechanical-epidemiological study. *American Journal of Sports Medicine*, 35(3), 368-373. doi: 10.1177/0363546506297909
- Zazulak, B. T., Cholewicki, J., & Reeves, N. P. (2008). Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(9), 497-505.
- Sanchez-Zuriaga, D., Adams, M. A., & Dolan, P. (2010). Is Activation of the Back Muscles Impaired by Creep or Muscle Fatigue? *Spine*, 35(5), 517-525.



# ANEXO I

## CONSENTIMIENTO INFORMADO





## INFORMACIÓN SOBRE EL ESTUDIO

Estimado/a amigo/a:

Nos dirigimos a usted como colaboradores del Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la Universidad Miguel Hernández de Elche, con la intención de informarle de que deseamos contar con su colaboración para llevar a cabo el estudio **“ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA ESTABILIDAD DEL TRONCO EN FUNCIÓN DE LA ESPECIALIZACIÓN Y EL RENDIMIENTO DEPORTIVO”**, dirigido por el Dr. Francisco J. Vera-García.

Los músculos del abdomen y de la espalda participan activamente en la protección y el cuidado de la columna vertebral y son necesarios para la realización de múltiples movimientos deportivos. Nuestro grupo de investigación está interesado en desarrollar los métodos y técnicas más adecuadas para acondicionar esta musculatura. El primer paso en el desarrollo de programas de entrenamiento de los músculos del tronco es la evaluación de las funciones y capacidades musculares. Por ello, pretendemos desarrollar tests de laboratorio válidas y fiables para la evaluación de la estabilidad de la columna vertebral y la fuerza y la resistencia de los músculos del tronco.

Los participantes realizarán 1 sesión con una duración media de 120 minutos, en las que llevarán a cabo tres pruebas: estabilidad ante perturbaciones, estabilidad sedente y test de flexo-rotación en dinamómetro isocinético. Los registros se llevarán a cabo en el Laboratorio de Biomecánica y Salud del Centro de Investigación del Deporte de la UMH.

El estudio se desarrollará sin emplear técnicas cruentas o invasivas, es decir, no se realizarán cortes, ni pinchazos ni otro tipo de prácticas que pudieran lesionar a los participantes. La intensidad de las pruebas no será muy elevada, no obstante, no deben participar en el estudio aquellas personas con alteraciones cardiorrespiratorias, musculoesqueléticas o de cualquier otro tipo que contraindiquen la práctica de ejercicio físico, especialmente personas que hayan sufrido durante este último año: hernia inguinal, cirugía abdominal o dolor de espalda agudo o crónico (lumbar, dorsal o cervical). Asimismo, no deben participar personas que sufran mareos, lipotimias o vértigos durante la práctica de ejercicio físico, personas que estén embarazadas o personas con alteraciones que puedan verse agravadas por el incremento de la presión intra-abdominal (hipertensión, EPOC, etc.).

Los datos obtenidos en este estudio serán tratados específicamente por el grupo investigador, que velará en todo momento por el anonimato y la integridad de los participantes, obedeciendo al cumplimiento de la Ley 15/1999, respecto a la Protección de Datos de Carácter Personal. Los resultados de la investigación pueden contribuir a desarrollar programas de entrenamiento eficaces para la mejora del rendimiento, la prevención y el tratamiento de lesiones de espalda y la mejora de la calidad de vida, lo cual supondría un beneficio para todos. Es por ello que esperamos contar con su participación. Una vez finalizado el estudio, se enviará un informe detallado y personal en el que se presentarán los resultados obtenidos y las observaciones respecto a los mismos, lo cual puede ser muy útil para prevenir y disminuir el riesgo de lesiones ante posibles déficits de fuerza, conocer el estado de la musculatura de un deportista respecto al grupo...

Para cualquier duda o aclaración, puede consultarnos en la dirección de correo electrónico: [alejandro.lopez@graduado.umh.es](mailto:alejandro.lopez@graduado.umh.es).

Le saluda atentamente:

Dr. D. Francisco J. Vera-García  
Coordinador del Proyecto

D. David Barbado Murillo  
Investigador del Proyecto





## CONSENTIMIENTO INFORMADO

**Título del estudio:** ANÁLISIS BIOMECÁNICO DE LA ESTABILIDAD DEL TRONCO EN FUNCIÓN DE LA ESPECIALIZACIÓN Y EL RENDIMIENTO DEPORTIVO.

Yo, .....

- He leído la hoja de información que se me ha entregado.
- He podido hacer preguntas sobre el estudio.
- He recibido suficiente información sobre el estudio.
- He hablado con los investigadores del estudio.

COMPRENDO QUE MI PARTICIPACIÓN ES VOLUNTARIA Y QUE PUEDO RETIRARME DEL ESTUDIO:

- Cuando quiera.
- Sin tener que dar explicaciones.
- Sin que esto repercuta en mi actividad académica o deportiva.

PRESTO LIBREMENTE MI CONFORMIDAD PARA PARTICIPAR EN EL ESTUDIO.

FECHA

FIRMA DEL PARTICIPANTE



