



**UCAM**

UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE MURCIA

**FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD**

**Departamento de Ciencias de la Salud**

*TESIS DOCTORAL*

**EL FENÓMENO DÉFICIT BILATERAL:  
MECANISMOS SUBYACENTES E IMPLICACIÓN  
DURANTE LA TRANSICIÓN DE SEDESTACIÓN A  
BIPEDESTACIÓN**

Juan Diego Ruiz Cárdenas

Directores:

Dr. Juan José Rodríguez Juan

Dr. José Ríos Díaz

Dra. Jennifer M. Jakobi

**Murcia, 18 de abril 2018**





# UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE MURCIA

Los doctores D. JUAN JOSÉ RODRÍGUEZ JUAN, D. JOSÉ RÍOS DÍAZ Y DÑA. JENNIFER MARY JAKOBI como directores de la Tesis Doctoral titulada

*“El fenómeno déficit bilateral: mecanismos subyacentes e implicación durante la transición de sedestación a bipedestación”*

realizada por D. JUAN DIEGO RUIZ CÁRDENAS en el Departamento de Ciencias de la Salud, **autorizan su presentación a trámite** dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firman, para dar cumplimiento a los Reales Decretos 99/2011, 1393/2007, 56/2005 y 778/98, en Murcia a 18 de abril de 2018.

*Jennifer M Jakobi*  
Jennifer M Jakobi



## DECLARACIÓN DE INTERESES

Esta tesis no contiene material que haya sido presentado para la obtención de ningún título o diploma en ninguna otra universidad o tercera institución. Hasta donde llega el conocimiento del autor, no contiene material previamente publicado y escrito por otras personas excepto en aquellas partes expresamente citadas.

**Juan Diego Ruiz Cárdenas**

Murcia, a 18 de abril de 2018



## AGRADECIMIENTOS

Me gustaría agradecer a cada uno de mis directores la entrega incondicional que han depositado en el desarrollo de esta tesis. A la Dra. Jennifer Jakobi, que me ha permitido vivir una experiencia única e inolvidable, además de abrirme las puertas de su casa y su familia, tal y como un día llegué a soñar. Al Dr. José Ríos, que de ser una persona a la que siempre he admirado por sus valores, su entrega y dedicación, el constante aprendizaje autodidacta y ese carácter tan especial, he tenido el privilegio de compartir momentos con él muy especiales, más allá de lo profesional. Al Dr. Juan José Rodríguez, mi amigo y compañero de viaje, que no ha dudado en ningún momento en acompañarme en cada paso que he dado, atravesando océanos. Por su humildad, franqueza y gran corazón, que me han ayudado a retirar las piedras del camino.

A todos mis profesores, en especial a aquellos que deslumbraban a sus alumnos con la pasión que trasmitían durante sus clases. A la Dra. María Antonia Murcia, al Dr. Javier Meroño, al Dr. Raúl Pérez y al Dr. Juan Martínez que, gracias a ellos, y a los anteriormente mencionados, supe en qué quería convertirme el día de mañana. De ellos nace mi motivación para intentar transmitir día tras día ese sentimiento que un día ellos me contagiaron.

A mi pequeña y gran familia. A María del Mar, que me ha apoyado en todo momento, que ha desempeñado mi papel y el suyo cuando yo no estaba. La persona que ha reforzado mis principios y que consigue que cada día que paso a su lado me convierta en una persona mejor. A mi perrita, por escuchar y comprender mis reniegos contra algunos editores.

A mis padres y a mi hermana, que me educaron y han hecho posible todos los logros de mi vida. Sacrificio, constancia, trabajo y familia son algunos de tantos valores que me han empujado a llegar hasta aquí.





*It is excellent to have a giant's strength, but it is tyrannous to use it like a giant.*

Sir William Shakespeare  
(Measure for Measure, 1623)



*It is a capital mistake to theorise before one has data. Insensibly one begins to twist facts to suit theories, instead of theories to suit facts.*

Sir Arthur Conan Doyle  
(A Scandal in Bohemia, 1891)



## TABLA DE CONTENIDOS

AUTORIZACIÓN DEL DIRECTOR.....	III
RESUMEN.....	XXIII
ABSTRACT .....	XXV
INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN .....	27
I.    INTRODUCCIÓN GENERAL.....	29
II.   PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN .....	30
III.  JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO.....	31
OBJETIVOS DE LA TESIS.....	33
OBJETIVOS .....	35
<b>CAPÍTULO I.....</b>	<b>37</b>
<b>MECANISMOS SUBYACENTES DEL FENÓMENO DÉFICIT BILATERAL... 37</b>	
1.1.  FACTORES NEURALES .....	40
1.1.1.  Nivel supraespinal: Inhibición interhemisférica .....	40
1.1.2.  Nivel espinal .....	43
a) <i>Reclutamiento de unidades motoras</i> .....	43
b) <i>Frecuencia de disparo de la unidad motora</i> .....	46
c) <i>Sincronización de unidades motoras</i> .....	48
d) <i>Coordinación intermuscular</i> .....	49
1.2.  FACTORES MORFOLÓGICOS .....	51
1.2.1.  Tipos de fibras musculares.....	51
1.2.2.  Influencia de la arquitectura muscular.....	53
1.3.  FACTORES MECÁNICOS.....	55
1.3.1.  Relación longitud-tensión .....	55
1.3.2.  Relación fuerza-tiempo.....	57
1.3.3.  Relación fuerza-velocidad.....	58
1.3.4.  Relación fuerza-potencia .....	59
1.4.  CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO I.....	61

<b>CAPÍTULO II .....</b>	<b>63</b>
<b>EL DÉFICIT BILATERAL EN EL PASO DE SEDESTACIÓN A BIPEDESTACIÓN EN MUJERES POSMENOPÁUSICAS.....</b>	<b>63</b>
3.1. INTRODUCCIÓN .....	65
3.2. MATERIAL Y MÉTODO.....	67
3.2.1. Diseño del estudio.....	67
3.2.2. Características de la muestra .....	67
3.2.3. Consideraciones éticas.....	68
3.2.4. Procedimiento.....	69
3.2.5. Análisis de los datos.....	71
3.2.6. Análisis del fenómeno déficit bilateral .....	73
3.2.7. Análisis estadístico.....	74
3.3. RESULTADOS.....	75
3.3.1. Características sociodemográficas, funcionales y principales variables de fuerza .....	75
3.3.2. Comparación de la fuerza bilateral y unilateral.....	77
3.3.3. Índices bilaterales .....	78
3.3.4. Análisis de correlación.....	80
3.4. DISCUSIÓN.....	81
3.4.1. Menopausia, déficit de fuerza y salud.....	81
3.4.2. Plasticidad del fenómeno déficit de fuerza bilateral .....	83
3.4.3. Déficit bilateral en fuerza máxima o fuerza explosiva .....	84
3.4.4. Limitaciones del estudio.....	85
3.5. CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO II.....	87

<b>CAPÍTULO III .....</b>	<b>89</b>
<b>EL DÉFICIT BILATERAL ESTÁ RELACIONADO CON EL EQUILIBRIO POSTURAL EN ADULTOS CON ARTROPATÍA HEMOFÍLICA .....</b>	<b>89</b>
3.1. INTRODUCCIÓN .....	91
3.2. MATERIAL Y MÉTODO.....	93
3.2.1. Diseño del estudio.....	93
3.2.2. Características de la muestra .....	93
3.2.3. Consideraciones éticas.....	95
3.2.4. Procedimiento.....	95
3.2.5. Análisis de los datos.....	98
3.2.6. Análisis del fenómeno déficit bilateral .....	100
3.2.7. Análisis estadístico.....	100
3.3. RESULTADOS.....	103
3.3.1. Características funcionales y principales variables de fuerza.....	103
3.3.2. Índice bilateral en tasa de desarrollo de fuerza.....	105
3.3.3. Análisis de correlación.....	105
3.4. DISCUSIÓN.....	109
3.3.4. Biomecánica durante la tarea de sentado a bipedestación. ....	109
3.3.5. Repercusión del fenómeno déficit bilateral durante la tarea de sentado a bipedestación.....	110
3.3.6. Limitaciones del estudio.....	112
3.6. CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO III .....	113

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	115
ANEXOS.....	135
4.1. ANEXO I. PERMISO DE COPYRIGHT PROPORCINADO POR WOLTERS KLUWER HEALTH.....	137
4.2. ANEXO II. PERMISO DE COPYRIGHT PROPORCINADO POR ELSEVIER .....	143
4.3. ANEXO III. REGISTRO ESTUDIO I CLINICALTRIALS.GOV .....	151
4.4. ANEXO IV. DOCUMENTO DE INFORMACIÓN ESTUDIO I .....	153
4.5. ANEXO V. CONSENTIMIENTO INFORMADO ESTUDIO I .....	155
4.6. ANEXO VI. INFORME DEL COMITÉ DE ÉTICA ESTUDIO I .....	157
4.7. ANEXO VII. REGISTRO ESTUDIO II CLINICALTRIALS.GOV .....	159
4.8. ANEXO VIII. DOCUMENTO DE INFORMACIÓN ESTUDIO II .....	161
4.9. ANEXO IX. CONSENTIMIENTO INFORMADO ESTUDIO II.....	163
4.10. ANEXO X. INFORME DEL COMITÉ DE ÉTICA ESTUDIO II .....	165
PUBLICACIONES.....	167
BILATERAL DEFICIT IN EXPLOSIVE FORCE RELATED TO SIT-TO-STAND PERFORMANCE IN OLDER POSTMENOPAUSAL WOMEN .....	169
VALIDITY AND RELIABILITY OF AN IPHONE APP TO ASSESS TIME, VELOCITY AND LEG POWER DURING A SIT-TO-STAND FUNCTIONAL PERFORMANCE TEST .....	175
RELATIONSHIP BETWEEN JUMPING ABILITIES AND SKELETAL MUSCLE ARCHITECTURE OF LOWER LIMBS IN HUMANS: SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS .....	183
EFFECTIVENESS OF SMARTPHONE DEVICES IN PROMOTING PHYSICAL ACTIVITY AND EXERCISE IN PATIENTS WITH CHRONIC OBSTRUCTIVE PULMONARY DISEASE: A SYSTEMATIC REVIEW.....	195
USE OF COMMERCIAL VIDEO GAMES TO IMPROVE POSTURAL BALANCE IN PATIENTS WITH MULTIPLE SCLEROSIS: A SYSTEMATIC REVIEW AND META-ANALYSIS OF RANDOMISED CONTROLLED CLINICAL TRIALS. ....	205



## ÍNDICE DE ABREVIATURAS

BI	Índice Bilateral.
BI <sub>MFV</sub>	Índice Bilateral en Máxima Fuerza Voluntaria
BI <sub>RFD</sub>	Índice Bilateral en Fuerza Explosiva
BLD	Déficit Bilateral.
DT	Desviación Típica.
df	Grados de libertad.
EMG	Electromiografía.
F <sub>0</sub>	Fuerza máxima teórica.
HJHS	Hemophilia Joint Health Status.
IC	Intervalo de Confianza.
iEMG	Elegromiografía en valores integrados.
Kg	Kilogramo.
m	Metro.
MFV	Máxima Fuerza Voluntaria.
N	Newton.
P <sub>máx</sub>	Potencia máxima.
Q <sub>1</sub>	Primer Cuartil.
Q <sub>3</sub>	Tercer Cuartil.
RFD	Fuerza explosiva o tasa de desarrollo de fuerza.
RFD <sub>0-50</sub>	Fuerza explosiva en un intervalo de 0 a 50 milisegundos.
RFD <sub>50-100</sub>	Fuerza explosiva en un intervalo de 50 a 100 milisegundos.
RFD <sub>100-150</sub>	Fuerza explosiva en un intervalo de 100 a 150 milisegundos.
s	Segundos.
T <sub>STS</sub>	Tiempo en completar la tarea de sentado a bipedestación.
V <sub>0</sub>	Velocidad máxima teórica.
5MWT	Test de Caminar Cinco Metros.



## ÍNDICE DE FIGURAS

### **CAPÍTULO I**

Figura 1.1. <i>Mecanismo de inhibición interhemisférica.</i> .....	41
Figura 1.2. <i>Evolución de la fuerza muscular en función del tiempo.</i> .....	47
Figura 1.3. <i>Comportamiento arquitectónico de un músculo peneado.</i> .....	54
Figura 1.4. <i>Relación fuerza-velocidad.</i> .....	58
Figura 1.5. <i>Mapa conceptual: Mecanismos subyacentes del fenómeno déficit bilateral.</i> .....	62

### **CAPÍTULO II**

Figura 2.1. <i>Transferencia de sentado a bipedestación.</i> .....	69
Figura 2.2. <i>Tarea isométrica de extensión de piernas.</i> .....	71
Figura 2.3. <i>Relación fuerza-tiempo durante el paso de sedestación a bipedestación.</i> .....	72
Figura 2.4. <i>Relación fuerza-tiempo durante la tarea isométrica de extensión de piernas.</i> .....	73
Figura 2.5. <i>Gráfico de barras comparativo entre la condición bilateral y unilateral.</i> .....	77
Figura 2.6. <i>Gráfico de barras para los índices bilaterales.</i> .....	78

### **CAPÍTULO III**

Figura 3.1. <i>Transferencia de sentado a bipedestación.</i> .....	96
Figura 3.2. <i>Test dinámico de flexión plantar.</i> .....	97
Figura 3.3. <i>Relación fuerza-tiempo durante la tarea de sentado a bipedestación.</i> .....	98
Figura 3.4. <i>Relación fuerza-tiempo durante el test dinámico de flexión plantar.</i> .....	99
Figura 3.5. <i>Gráfico de dispersión.</i> .....	107



## ÍNDICE DE TABLAS

### **CAPÍTULO II**

Tabla 2.1. <i>Nivel de condición física de la muestra (n=14).</i> .....	68
Tabla 2.2. <i>Características generales de la muestra (n=14).</i> .....	76
Tabla 2.3. <i>Diferencia entre la fuerza bilateral y el sumatorio de fuerza unilateral, y para los índices bilaterales y la referencia cero (n=14).</i> .....	79
Tabla 2.4. <i>Análisis de correlación de las variables dependientes evaluadas (n=14).</i> .....	80

### **CAPÍTULO III**

Tabla 3.1. <i>Características generales de la muestra (n=11).</i> .....	94
Tabla 3.2. <i>Características funcionales y dinamométricas de la muestra (n=11).</i> .....	104
Tabla 3.3. <i>Diferencia entre el índice bilateral y la referencia cero (n=11).</i> .....	106
Tabla 3.4. <i>Análisis de correlación de las variables dependientes evaluadas (n=11).</i> .....	106



## RESUMEN

El fenómeno déficit bilateral se define como la reducción de la máxima fuerza muscular cuando dos miembros homólogos se contraen simultáneamente (contracciones bilaterales) en comparación con la fuerza producida cuando actúan por separado (contracciones unilaterales). A pesar de numerosas investigaciones sobre los mecanismos subyacentes del fenómeno, la causa permanece desconocida. En esta tesis se estudiaron los mecanismos responsables de la producción de fuerza durante las contracciones bilaterales con el fin de clarificar la(s) causa(s) del fenómeno (Capítulo I). Estos mecanismos son clasificados desde tres puntos de vista bien diferenciados; (i) factores neurales, (ii) factores morfológicos, y (iii) factores mecánicos. Parece que el déficit bilateral se debe principalmente a las reducciones del impulso neural debido a la interrelación entre el sistema nervioso central y la neurona motora periférica. Esta reducción del impulso neural junto con el comportamiento de la unidad músculotendinosa conduce a la reducción de fuerza bilateral condicionada por los límites impuestos de la relación longitud-tensión, el tiempo disponible para desarrollar fuerza y los parámetros mecánicos de la relación fuerza-potencia-velocidad. Estos factores sugieren que el fenómeno debe considerarse una propiedad intrínseca del sistema neuromuscular humano que restringe el rendimiento máximo a través de la limitación de la fuerza bilateral.

En el segundo estudio (Capítulo II) se determinó la relación entre el tiempo necesario en completar la transferencia desde sedestación a bipedestación y el fenómeno déficit bilateral en mujeres posmenopáusicas. Los resultados mostraron una pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales del 38% en comparación con las contracciones unilaterales. Además, esta pérdida de fuerza estuvo inversamente asociada con el tiempo en completar el paso desde sedestación a bipedestación ( $r = -0,605$ ; IC 95%:  $-0,859$  a  $-0,109$ ;  $P=0,029$ ) en las mujeres con bajos niveles de condición física. Los resultados sugieren que el fenómeno déficit bilateral podría representar un factor limitante funcional durante la transición desde sedestación a bipedestación en mujeres posmenopáusicas con bajos niveles de actividad física.

En el tercer estudio (Capítulo III) se analizó la relación entre el equilibrio postural durante la transición de sedestación a bipedestación y el fenómeno déficit bilateral en adultos con artropatía hemofílica de miembro inferior. Los resultados mostraron una asociación inversa entre la pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales y el equilibrio anteroposterior ( $r = -0,9$ ; IC 95%:  $-0,974$  a  $-0,653$ ;  $P < 0,001$ ) y mediolateral ( $r = -0,84$ ; IC 95%:  $-0,957$  a  $-0,482$ ;  $P = 0,001$ ). Además, este fenómeno estuvo asociado negativamente con el tiempo de estabilización durante la tarea ( $r = -0,829$ ; IC 95%:  $-0,954$  a  $-0,456$ ;  $P = 0,002$ ). Estos resultados sugieren que el fenómeno déficit bilateral podría representar un factor limitante en el equilibrio postural en pacientes con artropatía hemofílica de miembro inferior durante actividades de la vida diaria tales como levantarse de una silla.



**ABSTRACT**

The bilateral deficit is an inability to generate maximal force when two homonymous limbs operate simultaneously (bilateral contraction) compared to the summative force when both limbs function independently (unilateral contraction). Numerous researchers have widely debated the underlying mechanism(s) for the differences in force developed during unilateral and bilateral homonymous limb contractions, yet the cause(s) of the bilateral deficit remains unknown. This thesis analyses the underlying mechanisms for the production of force during bilateral contractions in order to clarify the cause(s) of the phenomenon (**Chapter I**). The bilateral deficit primarily results from the interrelationship of reductions of neural drive between the central nervous system and the peripheral motor neuron. This decrease in drive coupled with muscle-tendon unit behavior further reduces bilateral force output through confines imposed through the length-tension relationship, the time available to develop force and the mechanical parameters of the force-power-velocity relationship. The factors suggest that the bilateral deficit should be considered an intrinsic property of the human neuromuscular system that constrains maximal human performance through limiting bilateral strength.

The second study (**Chapter II**) analyses the relationship between the sit-to-stand time and the bilateral deficit in postmenopausal women. The results showed a loss of strength of 38% during bilateral compared to unilateral contractions. Moreover, this loss of strength was negatively associated to sit-to-stand time ( $r = -0.605$ ; 95% CI:  $-0.859$  to  $-0.109$ ;  $P=0.029$ ) in women with low levels of physical activity. These results suggest that the bilateral deficit might represent a performance-limiting factor for sit-to-stand transfer in postmenopausal women and could be dependent of the physical activity level.

The third study (**Chapter III**) analyses the relationship between postural balance during sit-to-stand performance test and the bilateral deficit in adults with haemophilic artropatic of lower limbs. The results showed a negative association between the loss of strength during bilateral contractions and the postural balance in antero-posterior axis ( $r = -0.9$ ; 95% CI:  $-0.974$  to  $-0.653$ ;  $P < 0.001$ ) and me-

dio-lateral ( $r = -0.84$ ; 95% CI:  $-0.957$  to  $-0.482$ ;  $P = 0.001$ ). Moreover, the bilateral deficit was negatively associated to sit-to-stand stabilization time ( $r = -0.829$ ; 95% CI:  $-0.954$  to  $-0.456$ ;  $P = 0.002$ ). These results suggest that the bilateral deficit might represent a balance-limiting factor for sit-to-stand transfer in adults with haemophilic arthropathy of lower limbs.

---

## **INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN**

---



# INTRODUCCIÓN Y JUSTIFICACIÓN

## I. INTRODUCCIÓN GENERAL

El sistema neuromuscular produce de manera intencionada un conjunto de variaciones fisiológicas para lograr diversas funciones utilizando un mecanismo común de generación de fuerza. Las variaciones en la activación muscular, la longitud del fascículo, el ángulo de peneación, así como el comportamiento del tendón actúan como un sistema diseñado para maximizar la eficiencia del movimiento humano (Holt & Azizi, 2016).

Sin embargo, parece que el mero acto de realizar una tarea motriz con ambas extremidades simultáneamente altera la relación de estos elementos y repercute en la producción máxima de fuerza. Este fenómeno fisiológico inhibitorio es conocido como déficit de fuerza bilateral y se define como la incapacidad del sistema neuromuscular para genera la máxima producción de fuerza cuando ambos miembros homólogos actúan simultáneamente (contracciones bilaterales) con respecto a la fuerza desarrollada por ambos miembros cuando actúan por separado (contracciones unilaterales) (Jakobi & Chilibeck, 2001).

Los primeros datos referentes a este fenómeno fueron aportados por Henry & Smith (1961) cuando investigaban la teoría de la transferencia cruzada (Davis, 1899). Si el resultado de entrenar un miembro aumentaba la fuerza del miembro opuesto debido a un mecanismo llamado *desbordamiento neural* (impulsos nerviosos de las neuronas de los centros motores que se extendían hacia los centros motores responsables de la extremidad no ejercitada) (Scripture, Smith, & Brown, 1894), entonces la activación simultánea bilateral podría resultar en un efecto excitador hacia ambos centros motores lo que se traduciría en una mayor producción de fuerza durante las contracciones bilaterales.

Contrario a lo esperado, los resultados mostraron una pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales respecto a la fuerza desarrollada durante las contracciones unilaterales, es decir, se encontró un efecto inhibitorio en lugar de facilitador. Hoy en día, las causas de este fenómeno permanecen sin resolver.

Al parecer la pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales es originada a nivel del sistema nervioso central, posiblemente debido a un déficit de activación cortical generado por la inhibición recíproca entre ambos hemisferios cerebrales (Post *et al.*, 2007; Taniguchi, Burle, Vidal, & Bonnet, 2001). No obstante, existe un intenso debate en cuanto a si son las neuronas motoras de umbral alto las más afectadas debido a que los esfuerzos contráctiles son de naturaleza máxima (Khodiguan, Cornwell, Lares, DiCaprio, & Hawkins, 2003). Sin embargo, la robustez de este fenómeno en todos los estudios es débil y, por lo tanto, la causa no puede ser atribuida únicamente a los aspectos neurales que rigen el comportamiento neuromuscular durante los esfuerzos bilaterales (Jakobi & Cafarelli, 1998; Simoneau-Buessinger *et al.*, 2015).

En este sentido, los factores mecánicos que gobiernan la función neuromuscular se consideran variables altamente influyentes dentro del fenómeno inhibitorio. Factores como la relación longitud-tensión, la relación fuerza-tiempo o la relación fuerza-potencia-velocidad explican en gran medida los mecanismos subyacentes de la pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales (Challis, 1998; Samozino, Rejc, di Prampero, Belli, & Morin, 2014).

Entender el comportamiento del sistema neuromuscular es fundamental para la elección de estrategias que, de forma objetiva, optimicen el rendimiento deportivo de un atleta de alto nivel, guíen en el proceso rehabilitador de un deportista lesionado o en el entrenamiento funcional requerido por diversas poblaciones especiales.

## II. PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

A pesar de los esfuerzos realizados por los investigadores, los mecanismos subyacentes de este fenómeno inhibitorio permanecen sin resolver (Gutmann & Bertram, 2016; Rejc, Prampero, *et al.*, 2015; Simoneau-Buessinger *et al.*, 2015). Debido a la multitud y complejidad de los factores neuromusculares implicados en la producción de fuerza máxima, es necesario realizar una clasificación de los elementos responsables de la producción de fuerza durante las contracciones bilaterales con el fin de clarificar los mecanismos que puedan influir en el fenómeno déficit bilateral.

Por otro lado, desde una perspectiva aplicada, los patrones de movimientos bilaterales son utilizados frecuentemente durante las actividades de la vida diaria como la acción de levantarse de una silla. Este gesto es considerado un biomarcador de fragilidad y envejecimiento, así como un predictor de mortalidad en personas de edad avanzada (Wagner, Cameron-Smith, Wessner, & Franzke, 2016). Sin embargo, es escaso el conocimiento de la influencia de este fenómeno inhibitorio en el rendimiento durante esta tarea motriz compleja.

### III. JUSTIFICACIÓN DEL ESTUDIO

Debido a la controversia existente en la literatura sobre los mecanismos subyacentes del fenómeno déficit bilateral, es necesario examinar y clasificar de forma estructurada y detallada los factores que intervienen en la producción de fuerza bilateral con el objetivo de conocer el comportamiento del sistema neuromuscular durante los patrones de movimientos bilaterales. Con esta comprensión del fenómeno, podrán evaluarse el diseño y la implementación de programas de entrenamiento o rehabilitación que permitan mejorar de forma efectiva la producción de fuerza bilateral.

Por otra parte, con el objetivo de detectar un posible factor que pueda conducir al deterioro de la función neuromuscular y el rendimiento humano, es conveniente analizar en qué medida el déficit bilateral podría estar relacionado con el desempeño de tareas de la vida diaria que involucran a patrones de movimientos bilaterales como levantarse de una silla o los ajustes posturales necesarios para restablecer el equilibrio durante dicha tarea motriz.





---

## **OBJETIVOS DE LA TESIS**

---



## OBJETIVOS DE LA TESIS

### OBJETIVOS

- I. Identificar y clasificar los principales mecanismos del sistema neuromuscular responsables de la inhibición de fuerza durante las contracciones bilaterales (**Capítulo I**).
- II. Examinar la relación entre el tiempo necesario para desarrollar la transferencia de sentado a bipedestación y el fenómeno déficit bilateral en un conjunto de mujeres mayores posmenopáusicas (**Capítulo II**).
- III. Observar la relación entre el equilibrio postural durante la transición de sentado a bipedestación y el fenómeno déficit bilateral en un conjunto de adultos con artropatía hemofílica de miembro inferior (**Capítulo III**).



---

*Capítulo I*

**Mecanismos subyacentes del  
fenómeno déficit bilateral**

---



## *Capítulo I*

### **MECANISMOS SUBYACENTES DEL FENÓMENO DÉFICIT BILATERAL**

La fuerza muscular actualmente se reconoce como como una cualidad física fundamental para el rendimiento deportivo, así como para el mantenimiento de la salud y la mejora de la calidad de vida de las personas.

Sin embargo, un mecanismo desconocido parece alterar la producción de fuerza durante las contracciones bilaterales lo que conduce a un déficit de fuerza bilateral. Para una mayor comprensión de las causas subyacentes de este fenómeno, es necesario realizar una clasificación de los factores neuromusculares responsables de la producción de fuerza durante las contracciones bilaterales.

A continuación, se describirán los principales factores que rigen el funcionamiento neuromuscular y que están presentes en la manifestación del fenómeno inhibitorio. Se clasificarán en tres grupos: factores neurales, factores morfológicos y factores mecánicos.

#### **Objetivo I**

Identificar y clasificar los principales mecanismos del sistema neuromuscular responsables de la inhibición de fuerza durante las contracciones bilaterales.

## 1.1. FACTORES NEURALES

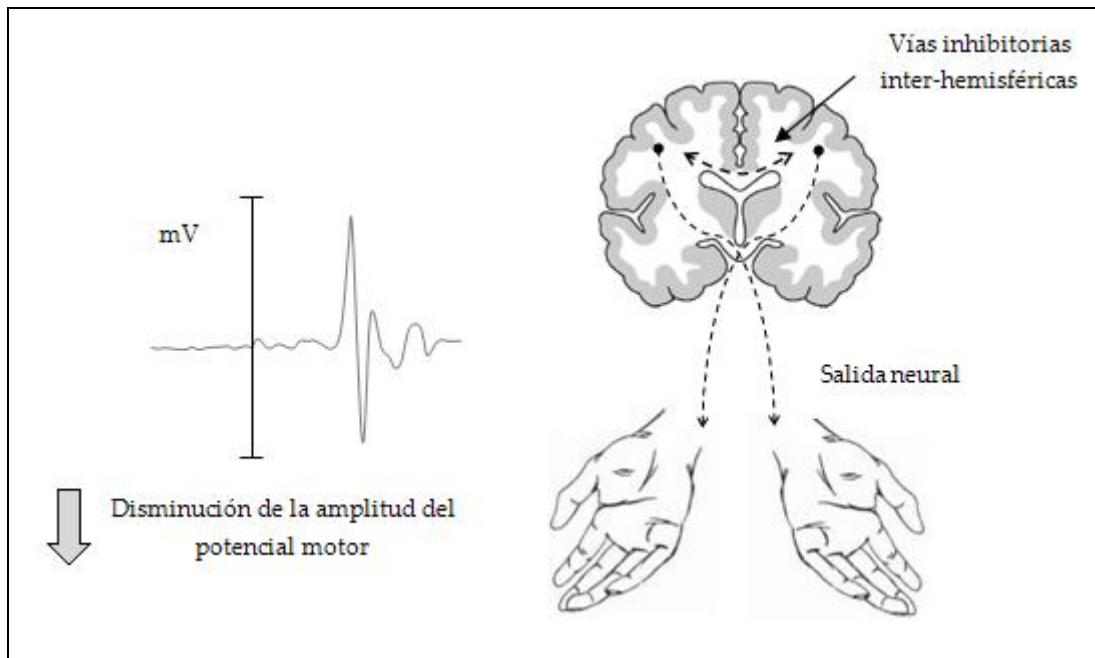
### 1.1.1. Nivel supraespinal: Inhibición interhemisférica

Los patrones de movimientos bilaterales de los miembros homólogos son una tendencia natural destacada en los bebés en los que la ejecución de movimientos estrictamente unilaterales es particularmente difícil (Mayston, Harrison, & Stephens, 1999). Los movimientos unilaterales se ejecutan con mayor facilidad al final del primer año, posiblemente debido a la maduración funcional del cuerpo calloso (Giedd *et al.*, 1999; Pujol, Vendrell, Junqué, Martí-Vilalta, & Capdevila, 1993).

En adultos sanos, las contracciones unilaterales cursan con una disminución de la excitabilidad de las neuronas motoras del sistema nervioso central que inervan la musculatura del miembro contralateral (Duque *et al.*, 2005; Ferbert *et al.*, 1992; Oda & Moritani, 1995b; Post *et al.*, 2007; Taniguchi *et al.*, 2001). Este mecanismo se conoce como inhibición interhemisférica y se ha formulado como una estrategia fisiológica responsable de superar la tendencia natural de realizar movimientos en espejo (contracciones bilaterales) (Duque *et al.*, 2005; Oda & Moritani, 1995a, 1995b; Ohtsuki, 1983; Post *et al.*, 2007; Soteropoulos & Perez, 2011; Taniguchi, 1998; Taniguchi *et al.*, 2001).

La pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales podría deberse principalmente a una reducción en la actividad cortical mediada a través del cuerpo calloso, lo que conduciría a una disminución de la amplitud del potencial motor en ambos hemisferios cerebrales. Esto sugiere una reducción en la intensidad de las señales corticoespinales, registradas como una menor actividad electromiográfica (EMG), y consecuentemente, un menor desarrollo de fuerza durante las contracciones bilaterales. Este déficit de fuerza únicamente es evidente en la musculatura contralateral homóloga debido a que los potenciales corticales generados bilateralmente crean señales inhibitorias interhemisféricas hacia ambos lados, mientras que esta interacción no ocurre con las acciones bilaterales de la musculatura no homóloga (**Fig. 1.1**) (Duque *et al.*, 2005; Herbert & Gandevia, 1996; Howard & Enoka, 1991; Ohtsuki, 1983; Soteropoulos & Perez, 2011; Taniguchi *et al.*, 2001).





**Figura 1.1.** Mecanismo de inhibición interhemisférica.

Representación esquemática de las vías inhibitorias que cruzan el cuerpo calloso durante una contracción bilateral. Fuente: Elaboración propia.

En primates con lesiones unilaterales de la corteza motora suplementaria se observó una mayor dificultad para realizar tareas coordinativas bilaterales. Sin embargo, este patrón desapareció cuando el cuerpo calloso fue seccionado. Los animales fueron capaces de realizar tareas bilaterales sin ningún tipo de problema (Brinkman, 1984; 1981).

Curiosamente, sujetos que habían sufrido un accidente cerebrovascular mostraron desarrollar menos fuerza en su miembro sano durante las contracciones bilaterales; sin embargo, en el miembro afecto no exhibieron una reducción de fuerza (Chang, Durand-Sanchez, DiTommaso, & Li, 2013; DeJong & Lang, 2012; McQuade, Harris-Love, & Whitall, 2008). En su lugar, exhibieron una mayor producción de fuerza durante las contracciones bilaterales comparadas con las contracciones unilaterales, es decir, un efecto facilitador en lugar de inhibitorio (DeJong & Lang, 2012). Los estudios en pacientes con accidente cerebrovascular crónico han mostrado que la inhibición interhemisférica desde el hemisferio lesionado disminuye (Liepert, Storch, Fritsch, & Weiller, 2000), mientras que desde

el hemisferio no lesionado permanece intacta o incluso puede ser exagerada (Bütefisch, Wessling, Netz, Seitz, & Hömberg, 2008; Perez & Cohen, 2009) lo que destaca la importancia de la comunicación interhemisférica en la producción de fuerza bilateral. Al parecer, los mecanismos compensatorios después de un accidente cerebrovascular como la activación de áreas motoras secundarias del lado lesionado, el desenmascaramiento de vías corticoespinales *ipsilaterales* desde el lado no lesionado o una mayor conducción descendiente desde el sistema reticuloespinal después de una lesión, podrían alterar las típicas vías del control motor. En esta situación el miembro lesionado podría beneficiarse más de un entrenamiento de fuerza basado en contracciones bilaterales cuando se requiere una alta activación de los miembros (Chang *et al.*, 2013).

Por otro lado, bajo condiciones de esfuerzo intenso, cuando la producción de fuerza disminuye debido a la fatiga neuromuscular, el déficit bilateral tiende a desaparecer (Costa, Moreira, Cavalcanti, Krinski, & Aoki, 2015; Kroll, 1965; Monteiro & Simão, 2006; Vandervoort, Sale, & Moroz, 1984, 1987). Con el fin de desarrollar patrones de movimientos bilaterales de forma satisfactoria, el sistema nervioso central controla ambos miembros y los integra como una unidad funcional común. Sin embargo, con el incremento de la fatiga esta asociación se interrumpe y el sistema nervioso central controla ambos miembros por separado (Oda & Moritani, 1995a). Esta disociación entre las áreas corticales homólogas debido a una menor participación de las vías interhemisféricas podría explicar la disipación del déficit bilateral durante protocolos de fatiga muscular (Costa *et al.*, 2015; Kroll, 1965; Monteiro & Simão, 2006; Oda & Moritani, 1995a; Vandervoort *et al.*, 1984, 1987).

Los movimientos bilaterales de los miembros homólogos requieren extensas comunicaciones desde diversas áreas corticales (Duque *et al.*, 2005; Ferbert *et al.*, 1992; Oda & Moritani, 1995b; Post *et al.*, 2007; Taniguchi *et al.*, 2001) por lo que no pueden considerarse simplemente como la superposición de dos movimientos unilaterales desarrollados simultáneamente con ambos miembros. Hoy en día, la inhibición interhemisférica podría ser el principal mecanismo a nivel supraespinal responsable del déficit de fuerza bilateral.

### 1.1.2. Nivel espinal

Las señales descendentes desde el sistema nervioso central convergen hasta los cuerpos celulares de las neuronas motoras a través de una serie de respuestas del sistema nervioso periférico. El reclutamiento de unidades motoras (reclutamiento espacial), la tasa de descarga de la unidad motora y la sincronización de impulsos de unidades motoras (reclutamiento temporal) modulan la producción de fuerza durante las contracciones bilaterales y unilaterales.

#### a) *Reclutamiento de unidades motoras*

El sistema nervioso controla la fuerza ejercida por un músculo a través de la modulación del número y la frecuencia de activación de unidades motoras. El sistema nervioso es capaz de incrementar la fuerza ejercida por un músculo en rangos que oscilan entre el 30% y el 90% de la máxima contracción voluntaria, dependiendo del músculo, mediante la activación de nuevas unidades motoras (Heckman & Enoka, 2012).

La activación bilateral simultánea de los miembros homólogos se caracteriza normalmente por una menor actividad electromiográfica acompañada de una menor producción de fuerza en comparación con la activación de un solo miembro (Chang *et al.*, 2013; Khodiguian *et al.*, 2003; Kuruganti & Murphy, 2008; Li, Zatsiorsky, Li, Danion, & Latash, 2001; McLean, Vint, & Stember, 2006; Van Dieen, Ogita, & De Haan, 2003). Sin embargo, existe un amplio debate sobre qué tipo de unidad motora es la que se inhibe predominantemente durante los esfuerzos bilaterales (Brown, Whitehurst, Gilbert, Findley, & Buchalter, 1994; Häkkinen *et al.*, 1996; Häkkinen, Kraemer, & Newton, 1997; Häkkinen, Pastinen, Karsikas, &

Linnamo, 1995; Kawakami, Sale, MacDougall, & Moroz, 1998; Khodiguiian *et al.*, 2003; Koh, Grabiner, & Clough, 1993; Oda & Moritani, 1994; Pain, 2014; Sáfár, Kopper, Szakács, & Tihanyi, 2013; Secher, Rørsgaard, & Secher, 1978; Secher, Rubbe, & Elers, 1988; Vandervoort *et al.*, 1984, 1987).

Khodiguiian *et al.* (2003) analizaron la activación neural de los miembros inferiores durante contracciones reflejas provocadas. Los resultados mostraron tiempos *premotores* (tiempo desde que se aplica el estímulo reflejo hasta la primera señal de actividad eléctrica) más largos durante las contracciones bilaterales comparadas con las unilaterales. Debido a que las unidades motoras de umbral alto poseen axones de mayor diámetro que conducen los impulsos neurales a velocidades más altas, un incremento en el tiempo *premotor* durante las condiciones bilaterales sugirió que eran este tipo de unidades motoras las que fueron selectivamente inhibidas. Apoyando esta hipótesis, varios investigadores han observado mayor pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales explosivas en comparación a las contracciones bilaterales graduales (Koh *et al.*, 1993; Sahaly, Vandewalle, Driss, & Monod, 2001; Van Dieen *et al.*, 2003). Dado que las contracciones explosivas reducen el umbral de excitabilidad motor provocando la participación temprana de las unidades motoras de alto umbral, un mayor déficit bilateral durante estas contracciones podría explicarse por una inhibición selectiva de estas unidades motoras (Koh *et al.*, 1993; Sahaly *et al.*, 2001; Van Dieen *et al.*, 2003).

La técnica de contracción interpolada, en inglés *interpolated twitch technique*, se ha utilizado para cuantificar la activación voluntaria entre contracciones bilaterales y unilaterales (Behm, Power, & Drinkwater, 2003; Buckthorpe, Pain, & Folland, 2013; Herbert & Gandevia, 1996; Jakobi & Cafarelli, 1998; Matkowski, Martin, & Lepers, 2011; Van Dieen *et al.*, 2003). Esta técnica consiste en aplicar un estímulo eléctrico sobre un músculo mientras que éste se contrae de forma máxima voluntaria. La diferencia entre la fuerza máxima voluntaria y el impulso provocado se interpreta como una medida de activación voluntaria de un músculo (Herbert & Gandevia, 1999).

En este contexto, Van Dieen *et al.* (2003) destacaron activaciones voluntarias del 94% y 89% para las contracciones unilaterales y bilaterales de extensión de rodilla, respectivamente. Además, la magnitud de la activación voluntaria se correlacionó fuertemente con el déficit de fuerza bilateral ( $r= 0,80$ ;  $P= 0,002$ ), lo que podría interpretarse como un menor reclutamiento de unidades motoras de alto umbral durante las contracciones bilaterales.

La disminución en la activación voluntaria medida a través de la técnica de contracción interpolada, así como de los parámetros electromiográficos durante los esfuerzos bilaterales proporcionan una sólida prueba de que el déficit bilateral podría ser, en origen, un fenómeno neural. No obstante, estos resultados deberían interpretarse con precaución dada la variabilidad metodológica de los estudios realizado hasta la fecha (Behm *et al.*, 2003; Buckthorpe *et al.*, 2013; Herbert & Gandevia, 1996; Jakobi & Cafarelli, 1998; Matkowski *et al.*, 2011; Van Dieen *et al.*, 2003).

Además, es notable el número de estudios que han reflejado un déficit bilateral en fuerza sin que éste sea acompañado de una reducción de la activación voluntaria o de los valores electromiográficos (Behm *et al.*, 2003; Buckthorpe *et al.*, 2013; Cornwell, Khodiguian, & Yoo, 2012; Howard & Enoka, 1991; Kawakami *et al.*, 1998; Kuruganti & Chester, 2009; Kuruganti, Murphy, & Parady, 2011; Kuruganti & Seaman, 2006; MacDonald, Losier, Chester, & Kuruganti, 2014; Magnus & Farthing, 2008; Matkowski *et al.*, 2011; Schantz, Moritani, Karlson, Johansson, & Lundh, 1989; Van Dieen *et al.*, 2003). Por ejemplo, Matkowski *et al.* (2011) observaron diferencias en la fuerza voluntaria máxima, pero encontraron valores similares de máxima activación voluntaria y actividad electromiográfica entre las contracciones bilaterales y unilaterales de extensión de rodilla.

La inconsistencia entre estos estudios podría deberse a que *i)* no todos los músculos que contribuyen a la producción de fuerza son medidos con electromiografía (Kuruganti & Murphy, 2008; Nozaki, Nakazawa, & Akai, 2005; Simoneau-Buessinger *et al.*, 2015), *ii)* la estabilización necesaria para desarrollar una contracción podría ser diferente entre contracciones bilaterales y unilaterales e influir en la cantidad neta de actividad electromiográfica (Behm *et al.*, 2003; Herbert & Gandevia, 1996; Rejc, Lazzer, Antonutto, Isola, & di Prampero, 2010;

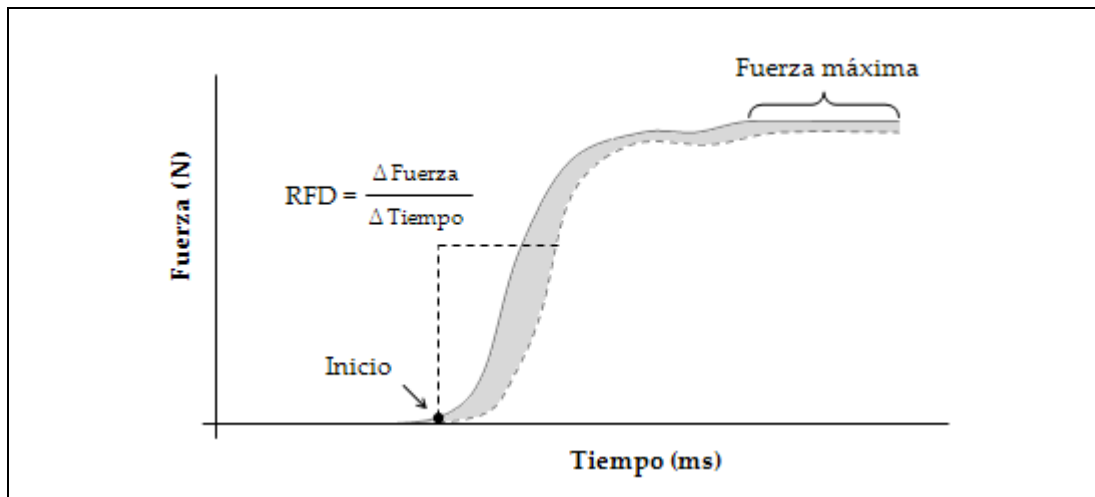
Simoneau-Buessinger *et al.*, 2015) y *iii*) las diferencias entre contracciones a menudo son pequeñas, por lo que estas variaciones en fuerza no siempre muestran grandes variaciones en los valores electromiográficos (Howard & Enoka, 1991).

La mayoría de los investigadores sugieren que posiblemente el sistema nervioso reduce el número de unidades motoras activas, particularmente las unidades motoras de umbral alto, cuando los miembros homólogos se activan simultáneamente lo que resulta en diferencias en el desarrollo de la fuerza entre las condiciones bilaterales y unilaterales (Häkkinen *et al.*, 1997; Kawakami *et al.*, 1998; Khodiguan *et al.*, 2003; Koh *et al.*, 1993; Oda & Moritani, 1994; Sáfár *et al.*, 2013; Vandervoort *et al.*, 1984, 1987).

#### **b) Frecuencia de disparo de la unidad motora**

La frecuencia de disparo de la unidad motora representa la tasa de descarga de los impulsos neurales transmitidos desde la  $\alpha$ -motoneurona hasta el músculo. La contribución entre el reclutamiento y la frecuencia de disparo varía entre músculos, pero en la mayoría de los músculos la frecuencia de disparo es el principal mecanismo para incrementar la fuerza por encima del 80% (Seki & Narusawa, 1996). La frecuencia de disparo de la unidad motora también crea un efecto más rápido y positivo sobre la tasa de desarrollo de fuerza, en inglés *rate of force development (RFD)* (Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson, & Dyhre-Poulsen, 2002; Van Cutsem, Duchateau, & Hainaut, 1998).

Podría pensarse, por lo tanto, que una reducción en la frecuencia de disparo de la unidad motora durante las contracciones bilaterales podría contribuir a un déficit bilateral con un efecto más pronunciado en la primera fase de la curva fuerza-tiempo previa a alcanzar la máxima fuerza voluntaria (**Fig. 1.2**).



**Figura 1.2.** Evolución de la fuerza muscular en función del tiempo.

Fuerza producida por un miembro durante una contracción unilateral (línea gris), fuerza producida por un miembro durante una contracción bilateral (línea gris punteada), déficit bilateral (área gris). Modificado con permiso de Van Dieen *et al.* (2003) (**anexo 4.1**).

Sin embargo, Jakobi & Cafarelli (1998) no encontraron diferencias en el promedio de frecuencia de disparo de unidad motora ni en la tasa de desarrollo de fuerza entre las contracciones bilaterales y unilaterales, lo que sugiere que las alteraciones en la frecuencia de disparo no contribuyen a la reducción de la fuerza bilateral. No obstante, los participantes en este estudio no exhibieron déficit bilateral por lo que queda la duda de qué es lo que ocurriría en sujetos que sí lo presentasen.

Contrario a estos hallazgos, Cornwell *et al.* (2012) informaron sobre una menor tasa de desarrollo de fuerza acompañado de un menor promedio de valores electromiográficos integrados (iEMG) para el área correspondiente a la pendiente de la curva fuerza-tiempo durante las contracciones bilaterales. En la misma línea, Oda and Moritani (1994) observaron menores valores de tasa de desarrollo de fuerza durante 0-50 y 150-200 ms así como una reducción en iEMG sobre el mismo intervalo durante las contracciones bilaterales de flexión de codo. Aunque estos estudios no midieron directamente la frecuencia de disparo de la unidad motora, una disminución en la tasa de desarrollo de fuerza acompañada de valores de iEMG más bajos podría estar estrechamente relacionada con la cantidad de

impulsos neurales de la unidad motora, especialmente al inicio de las contracciones bilaterales explosivas.

*c) Sincronización de unidades motoras*

La sincronización de unidades motoras se define como la descarga simultánea o casi simultánea de dos o más unidades motoras que ocurren más a menudo de lo esperado (Kamen & Roy, 2000; Kim *et al.*, 2001). Esta sincronía de unidades motoras inervando el mismo músculo podría ser una ventaja para la producción de fuerzas elevadas (Kamen & Roy, 2000) así como para el incremento de la tasa de desarrollo de fuerza durante contracciones explosivas (Semmler, 2002).

Esta sincronización se ha observado en unidades motoras de diferentes músculos; en musculatura sinergista (Mellor & Hodges, 2006), en musculatura axial homóloga (Carr, Harrison, & Stephens, 1994) y en musculatura de los miembros homólogos (Boonstra *et al.*, 2008, 2009).

Carr *et al.* (1994) constataron la presencia de sincronización de unidades motoras entre el hemidiafragma derecho e izquierdo, entre los rectos abdominales y entre los maseteros. Sin embargo, la actividad de las unidades motoras fue asincrónica entre la musculatura de las extremidades superiores homólogas; esto sugiere que los músculos que son típicamente coactivados comparten una conducción común mientras que aquellos que usualmente actúan de forma independiente el sistema nervioso central los consideraría como unidades diferentes con el objetivo de proporcionar un control independiente de ambos miembros.

Por el contrario, con la finalidad de aportar un control de equilibrio satisfactorio durante la posición de bipedestación, los músculos homólogos de los miembros inferiores han de actuar como una unidad funcional y así se evidencia en la sincronía de la frecuencia de disparo de unidades motoras entre la musculatura homóloga bilateral de los miembros inferiores (Boonstra *et al.*, 2009; Sharott, Marsden, & Brown, 2003). Esto indica que la sincronía bilateral podría actuar como un mecanismo neurofisiológico envuelto en las respuestas posturales para el control del equilibrio (Boonstra *et al.*, 2009; Sharott, Marsden, & Brown, 2003).



Debido a que la magnitud de la sincronización depende en gran medida de la cantidad de unidades motoras reclutadas (Defreitas, Beck, Ye, & Stock, 2014) y dado que la activación bilateral de la musculatura homóloga conduce a una reducción en las unidades motoras reclutadas (Chang *et al.*, 2013; Khodiguian *et al.*, 2003; Kuruganti & Murphy, 2008; Li *et al.*, 2001; McLean *et al.*, 2006; Van Dieen *et al.*, 2003), las diferencias en el desarrollo de la fuerza entre la condición bilateral y unilateral podrían estar causadas por una menor sincronización de unidades motoras y, por consiguiente, tener un impacto negativo sobre la tasa de desarrollo de fuerza y la máxima fuerza bilateral. Desafortunadamente, desde nuestro conocimiento, ningún estudio ha evaluado directamente la sincronización de unidades motoras y su relación con el fenómeno déficit de fuerza bilateral por lo que, por el momento, sólo cabe especular y son necesarios futuros estudios para clarificar la contribución de la sincronización de las unidades motoras sobre el déficit bilateral.

#### *d) Coordinación intermuscular*

La interacción dinámica muscular durante una tarea motriz compleja es una estrategia del sistema nervioso para proporcionar patrones de movimiento satisfactorios. El preciso ajuste de la musculatura agonista, sinergista y antagonista en una secuencia específica tanto en tiempo como en amplitud, es crucial para la generación de fuerza y, en consecuencia, de tareas motrices (Prokopow, Hay, Fukashiro, & Himeno, Ryutaro, 2005; Rejc *et al.*, 2010).

Se ha argumentado en diversos estudios que las contracciones bilaterales requieren de una mayor estabilidad y, por lo tanto, podrían demandar mayor coordinación intermuscular. De esta forma, parte de esta activación neural podría funcionar como estabilizadora en lugar de estar destinada a la generación de fuerza (Buckthorpe *et al.*, 2013; Challis, 1998; Ebben, Flanagan, & Jensen, 2009; Hay, de Souza, & Fukashiro, 2006; Herbert & Gandevia, 1996; Janzen, Chilibeck, & Davison, 2006; MacDonald *et al.*, 2014; Magnus & Farthing, 2008; Nazário-de-Rezende *et al.*, 2012; Pain, 2014; Rejc *et al.*, 2010; Rutherford & Jones, 1986).

Rutherford y Jones (1986) detectaron problemas durante la extensión de rodilla bilateral, y sugirieron que la fuerza de ambos miembros estuvo limitada por la activación de la musculatura abdominal y lumbar en un intento de estabilizar las articulaciones de la cadera para minimizar la flexión de la misma.

Análogamente, Magnus y Farthing (2008) informaron de un mayor déficit bilateral en los ejercicios de prensa de piernas en comparación con ejercicios de presión manual; además esta diferencia entre ejercicios estuvo asociada a una mayor activación de los rectos abdominales y los oblicuos externos durante los ejercicios de miembro inferior. Esto insinuó que los requerimientos de estabilidad postural durante las contracciones bilaterales podrían influenciar la magnitud del déficit bilateral.

Adicionalmente, Rejc y *et al.* (2010) hallaron un índice de dispersión de los valores electromiográficos durante la fase de empuje de extensión de piernas bilateral y unilateral. Los resultados mostraron mayor desfase de potencial muscular para contracciones bilaterales en relación con los datos obtenidos referentes a contracciones unilaterales, es decir, una peor coordinación intermuscular durante la fase de empuje en los cuatro músculos investigados. Esto les hizo apoyar la idea de que para un movimiento relativamente complejo como es el salto, también la coordinación intermuscular juega un papel importante en la aparición del déficit de fuerza bilateral.

Por otro lado, se ha discutido en un amplio número de estudios la hipótesis de que un exceso de coactivación antagonista podría ser el responsable de la pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales (Buckthorpe *et al.*, 2013; Cornwell *et al.*, 2012; Cresswell & Ovendal, 2002; Howard & Enoka, 1991; Jakobi & Cafarelli, 1998; Kawakami *et al.*, 1998; Khodiguan *et al.*, 2003; Koh *et al.*, 1993; Kuruganti *et al.*, 2011; Van Dieen *et al.*, 2003).

Sabatino *et al.* (1992) destacaron que el movimiento del brazo contralateral incrementaba la inhibición recíproca del brazo en reposo y aludieron a que las interneuronas Ia podrían estar interreguladas bilateralmente. De esta forma, la retroalimentación aferente de las interneuronas Ia podría alterar la producción de fuerza durante los esfuerzos bilaterales. Sin embargo, a pesar de las numerosas

investigaciones, no existen pruebas que muestren las diferencias en la coactivación durante las contracciones bilaterales y unilaterales, lo que apoyaría la idea de que el déficit bilateral no está causado por un exceso de coactivación de la musculatura antagonista.

En resumen, el sistema nervioso debe coordinar una gran cantidad de musculatura durante las tareas bilaterales que involucran múltiples articulaciones; si esta coordinación intermuscular es inefectiva, el resultado de fuerza atribuido a cada miembro durante las contracciones bilaterales puede ser deficiente.

## 1.2. FACTORES MORFOLÓGICOS

La capacidad contráctil del músculo esquelético está determinada por el tipo de fibra muscular y por la interacción entre el músculo y el tendón, en la que actividad de la unidad músculotendinosa posiblemente juegan un papel determinante en el fenómeno déficit bilateral.

### 1.2.1. Tipos de fibras musculares

El sistema de clasificación del tipo de fibra muscular está basado normalmente en el tipo de cadena pesada de la miosina presente en la célula, que permite distinguir entre fibras tipo I, IIa y IIx dentro de la musculatura esquelética humana (Bottinelli, Canepari, Pellegrino, & Reggiani, 1996). La isoforma de la cadena pesada de la miosina determina la tasa de ciclos de puentes cruzados en una célula muscular y, en consecuencia, la máxima velocidad de acortamiento. Así, las fibras tipo I serían las más lentas, seguidas del tipo IIa y del tipo IIx como las más rápidas. (Bottinelli *et al.*, 1996).

Otra de las cuestiones que se ha debatido en la literatura científica es qué tipo de fibra muscular es predominantemente inhibida durante las contracciones bilaterales. En un intento de dilucidar esta incógnita, Secher *et al.* (1978) bloquearon la transmisión neuromuscular a través de la administración de dos agentes farmacológicos: la D-tubocurarina y el decametonio, bloqueadores de las fibras tipo I y tipo II, respectivamente. Los resultados indicaron que el déficit bilateral podría ser debido a una incapacidad para reclutar fibras musculares de contrac-

ción lenta (tipo I). Sin embargo, estos resultados han sido fuertemente debatidos debido a que rompen con el principio de tamaño propuesto por Henneman *et al.* (1974) y la eficacia de los agentes farmacológicos en la musculatura humana compuesta por ambos tipos de fibras ha sido muy cuestionado (Owings & Grabiner, 1998; Vandervoort *et al.*, 1984).

Otros autores han sugerido que si el déficit bilateral es debido a una reducida excitabilidad de las fibras musculares de contracción rápida (tipo IIa y IIx), este déficit podría aumentar con el incremento de la velocidad angular medido en un dispositivo isocinético. Sin embargo, los resultados aportados por los estudios son controvertidos. Algunas investigaciones han mostrado un incremento en el déficit bilateral al incrementar la velocidad angular (Dickin & Too, 2006; Vandervoort *et al.*, 1984, 1987), mientras que otras investigaciones no han encontrado cambios (Coyle *et al.*, 1981; Kuruganti & Chester, 2009; Owings & Grabiner, 1998) o incluso han observado una disminución de éste tras incrementar la velocidad angular en el dispositivo isocinético (Brown *et al.*, 1994). Estas controversias podrían deberse a diferencias metodológicas como; el proceso de familiarización con la prueba, que los sujetos puedan tener diferentes distribuciones y composiciones de fibras musculares o con diferencias en el perfil fuerza-velocidad.

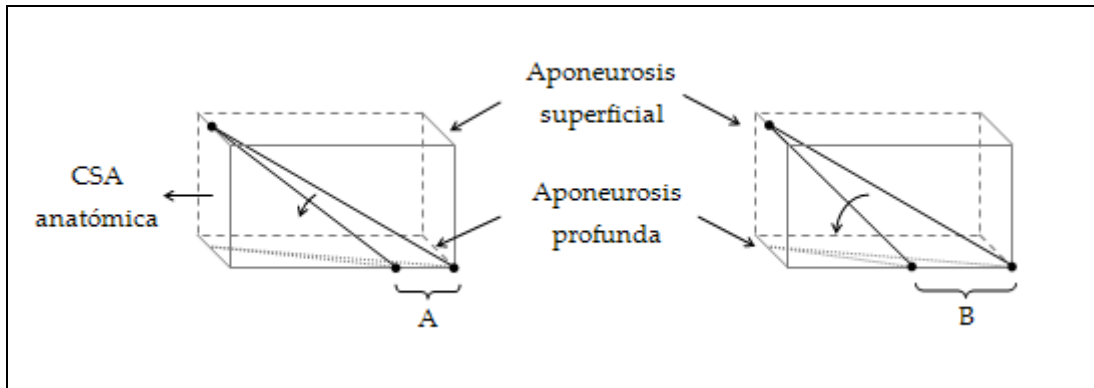
Desde un punto de vista metabólico se considera que las fibras musculares tipo I poseen una mayor capacidad oxidativa que las fibras tipo IIa, IIx (Essén, Jansson, Henriksson, Taylor, & Saltin, 1975). Curiosamente, aunque el déficit bilateral es evidente para los esfuerzos máximos que implican una sola repetición (Chaves *et al.*, 2004; Costa *et al.*, 2015), este fenómeno tiende a desaparecer o revertirse cuando se realizan un gran número de series y repeticiones (Costa *et al.*, 2015; Kroll, 1965; Monteiro & Simão, 2006; Vandervoort *et al.*, 1984, 1987). La reducción del fenómeno déficit bilateral cuando el tiempo de ejercicio es superior a 30-40 s, permite pensar que posiblemente esté asociado con la predominancia de un sistema de acidosis metabólica en lugar de un sistema de ATP-fosfocreatina (Monteiro & Simão, 2006).

Al parecer, el déficit bilateral disminuye durante una serie de contracciones repetidas y esto podría estar asociado con el metabolismo muscular, aunque otros factores podrían estar interactuando y contribuyendo a esta reducción, como la disociación entre áreas homólogas corticales posiblemente a través de la fatiga neural (Oda & Moritani, 1995a). Por lo tanto, estos argumentos deben tomarse con precaución.

### 1.2.2. Influencia de la arquitectura muscular

La arquitectura musculoesquelética se define como la disposición de las fibras musculares con respecto al eje de la generación de fuerza del tendón. Esto incluye la longitud del fascículo muscular, el ángulo de peneación y el área de sección transversal (Lieber, Fazeli, & Botte, 1990). Estas características geométricas influyen tanto en la capacidad de producir fuerza como en la velocidad a que se genera (Azizi, Brainerd, & Roberts, 2008; Azizi & Roberts, 2014; Kannas, Kellis, Arampatzi, & de Villarreal, 2010; Lieber *et al.*, 1990; Manal, Roberts, & Buchanan, 2006).

Es evidente que la forma de un músculo cambia a lo largo de la contracción. Si lo que se necesita es desarrollar altos niveles de fuerza, el fascículo muscular se acorta con muy poco efecto de rotación y un mínimo cambio en el ángulo de peneación. Por el contrario, para favorecer las contracciones a gran velocidad, el fascículo muscular tiene un potente efecto de rotación y un gran incremento en el ángulo de peneación, lo que resulta en un mayor acortamiento de la unidad musculotendinosa (**Fig. 1.3**) (Azizi *et al.*, 2008; Azizi & Roberts, 2014).



**Figura 1.3.** Comportamiento arquitectónico de un músculo peneado.

Diferencias en el comportamiento arquitectónico de un músculo peneado durante una contracción que genera altos niveles de fuerza (izquierda) y durante una contracción que genera altos niveles de velocidad (derecha). Diferencias en el desplazamiento aponeurótico entre A y B debido al efecto sustancial de rotación del fascículo. CSA: Área de sección transversal. Fuente: Elaboración propia.

Puesto que la geometría arquitectónica no es fija para un músculo dado, sino que ocurren cambios dinámicos durante la contracción (Azizi *et al.*, 2008; Azizi & Roberts, 2014; Kannas *et al.*, 2010; Manal *et al.*, 2006), el mecanismo a través del cual las fibras musculares trabajan podría ser diferente en las contracciones bilaterales y unilaterales y afectaría directamente al desarrollo de la fuerza.

En este sentido, las contracciones dinámicas bilaterales se caracterizan por una mayor velocidad de acortamiento muscular en comparación con las contracciones unilaterales (Bobbert, de Graaf, Jonk, & Casius, 2006; Challis, 1998; Hay *et al.*, 2006; Pain, 2014; Rejc, di Prampero, *et al.*, 2015; Rejc *et al.*, 2010; Samozino *et al.*, 2014; van Soest, Roebroek, Bobbert, Huijing, & van Ingen Schenau, 1985; Yamauchi, Mishima, Nakayama, & Ishii, 2009). De esta forma, las contracciones bilaterales podrían estimular la rotación del fascículo y aumentar la velocidad de acortamiento muscular mientras que las contracciones unilaterales podrían resistir la rotación del fascículo y aumentar la producción de fuerza. Por lo tanto, puede pensarse que existe un factor no neural debido a los cambios en la arquitectura muscular durante las contracciones bilaterales y unilaterales.

Dobbs et al. (2014) analizaron la relación entre la velocidad del salto vertical y el ángulo de peneación del gastrocnemio lateral y el vasto lateral del cuádriceps. Los resultados mostraron una correlación negativa ( $r = -0,544$ ) entre la velocidad del salto y el ángulo de peneación del vasto lateral durante el salto contramovimiento a una pierna, pero no durante el salto a dos piernas. Sin embargo, durante el salto a dos piernas desde posición de sentadilla se encontró una asociación negativa ( $r = -0,540$ ) entre la velocidad del salto y el ángulo de peneación del gastrocnemio lateral, pero no para el salto a una pierna. Estos resultados apoyan la idea de que los cambios dinámicos en la arquitectura muscular producidos durante los saltos unilaterales y bilaterales podrían ser diferentes y, por lo tanto, afectar al máximo desarrollo de la fuerza.

Desafortunadamente, en este estudio no se determinó el déficit bilateral. Sin embargo, estos resultados nos permiten especular sobre si el componente arquitectónico podría ser diferente para las contracciones bilaterales y unilaterales, contribuyendo de esta forma al fenómeno déficit bilateral.

### 1.3. FACTORES MECÁNICOS

La capacidad para desarrollar fuerza durante las tareas homólogas bilaterales no está únicamente gobernada por los mecanismos neurales y la morfología muscular, sino también por las propiedades mecánicas caracterizadas por la relación longitud-tensión, fuerza-tiempo, fuerza-velocidad y fuerza-potencia.

#### 1.3.1. Relación longitud-tensión

La producción de fuerza activa de una fibra aislada es el resultado directo de la magnitud de solapamientos entre los filamentos de actina y miosina, según el cual un mayor número de puentes cruzados genera una mayor fuerza (Lieber, Loren, & Fridén, 1994). Obviamente, la relación longitud-tensión de la estructura muscular completa no es solamente el resultado de la interacción de los miofilamentos, sino que también es debida a las propiedades contráctiles y el diseño arquitectónico de la unidad músculotendinosa (Brughelli & Cronin, 2007).

Se ha propuesto en varias investigaciones que que las variaciones en el rango de movimiento, la posición corporal y la estabilidad entre las contracciones bilaterales y unilaterales podrían conducir a diferencias en la producción de fuerza (Behm *et al.*, 2003; Bobbert *et al.*, 2006; Buckthorpe *et al.*, 2013; Gutmann & Bertram, 2016; Secher *et al.*, 1988; Simoneau-Buessinger *et al.*, 2015; van Soest *et al.*, 1985). Behm *et al.* (2003) observaron que, durante las contracciones bilaterales de extensión de rodilla, los sujetos tenían una tendencia a separar el torso del banco lo que implicó una mayor flexión de cadera en comparación con las contracciones unilaterales. Esto podría haber influido sobre el acortamiento de la unidad musculotendinosa creando de esta forma diferencias en la relación longitud-tensión entre los dos tipos de contracción. De hecho, una estabilización insuficiente durante la extensión de rodilla bilateral podría contribuir a un mayor movimiento de las articulaciones adyacentes, en particular las caderas que podrían incrementar la elasticidad de la unidad musculotendinosa y reducir la fuerza explosiva durante este tipo de contracciones (Buckthorpe *et al.*, 2013).

Aunque, como se ha indicado anteriormente, la coactivación de la musculatura antagonista es un factor neural que aparentemente no es responsable del fenómeno, la activación de la musculatura antagonista durante la extensión de la pierna contralateral aumenta la estabilidad de la pelvis al evitar el movimiento anterior, que genera, por lo tanto, mayor tensión durante las contracciones unilaterales (Howard & Enoka, 1991). De esta forma, el déficit de fuerza que ocurre en las contracciones bilaterales es realmente debido a un aumento de la producción de fuerza durante las contracciones unilaterales, en gran parte como consecuencia de una ventaja mecánica puesta en el sistema (Simoneau-Buessinger *et al.*, 2015).

Esta diferencia en el posicionamiento, debida en parte a la necesidad de estabilizar al cuerpo, podría conducir a diferencias en la relación longitud-tensión entre contracciones. Por ejemplo, durante la extensión bilateral de rodilla, ambas hemipelvis rotan hacia delante debido a la acción *biarticular* del recto femoral del cuádriceps. Por el contrario, durante la extensión unilateral de rodilla, la musculatura involucrada en la hemipelvis opuesta reduce este desplazamiento anterior y, por lo tanto, incrementa la respectiva tensión, lo que proporciona mayor desarrollo de fuerza durante las contracciones unilaterales.



Estas diferencias en la relación longitud-tensión son más evidentes durante movimientos dinámicos funcionales como el salto en comparación con contracciones en dispositivos isocinéticos donde la posición puede ser mantenida y estrictamente controlada. De esta forma, Bobbert *et al.* (2006) al analizar el déficit bilateral durante un salto desde posición de sentadilla, observaron diferencias en la altura del centro de masas al inicio de la fase de empuje debido a que los sujetos tuvieron ligeramente más flexionadas sus articulaciones durante el salto a una sola pierna que durante el salto a dos piernas. Además, la altura del centro de masas en el momento del despegue fue de aproximadamente dos centímetros más que la registrada durante el salto a dos piernas. Estas diferencias en el rango de movimiento y, por consiguiente, en la relación longitud-tensión entre saltos, explicó parcialmente los resultados del fenómeno déficit bilateral.

### 1.3.2. Relación fuerza-tiempo

La capacidad para generar fuerza es altamente dependiente del tiempo en el cual puede ser generada. Un mayor tiempo para desarrollar la fuerza se ha propuesto como uno de los factores que conducen a diferencias entre contracciones balísticas bilaterales y unilaterales (Bobbert *et al.*, 2006; Challis, 1998; Hay *et al.*, 2006; Rejc, di Prampero, *et al.*, 2015; Rejc *et al.*, 2010; Samozino *et al.*, 2014; van Soest *et al.*, 1985; Yamauchi *et al.*, 2009).

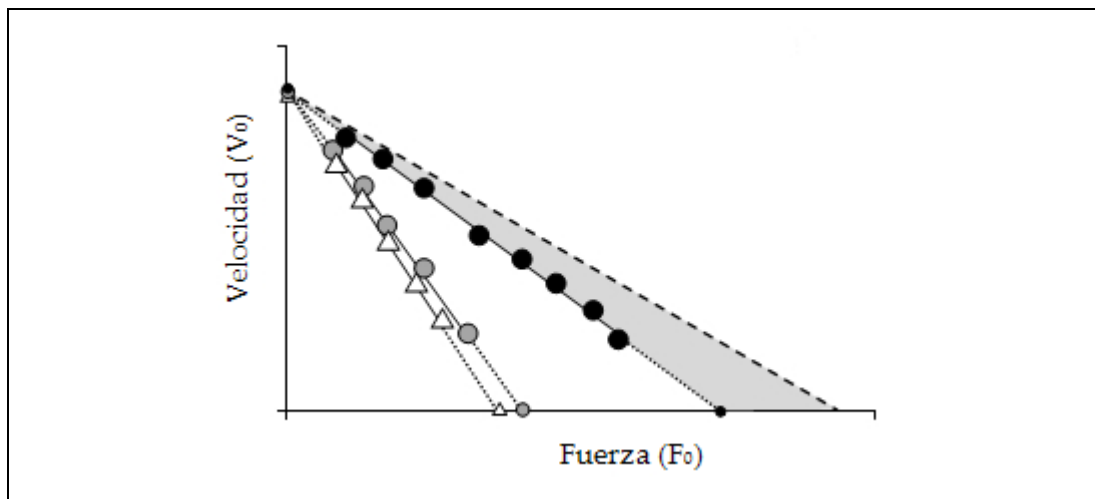
Las contracciones bilaterales se caracterizan por disponer de tiempos más cortos para desarrollar fuerza en comparación con las contracciones unilaterales. De hecho, los tiempos más cortos de empuje se asocian con un menor pico de torque para las articulaciones de cadera, rodilla y tobillo durante los saltos verticales con dos piernas (Bobbert *et al.*, 2006; van Soest *et al.*, 1985). Incluso en un intento de minimizar la influencia del peso corporal y evaluar el déficit bilateral durante situaciones donde la carga externa fuese relativamente igual entre los esfuerzos bilaterales y unilaterales, Hay *et al.* (2006) destacaron que una mayor duración del tiempo de empuje durante la tarea de extensión de piernas unilateral explicaba en gran medida los resultados del fenómeno déficit bilateral.

Por lo tanto, un tiempo reducido para desarrollar fuerza durante las condiciones bilaterales conduce a un déficit en el desarrollo de la fuerza con relación a las condiciones unilaterales.

### 1.3.3. Relación fuerza-velocidad

La cantidad de fuerza generada en una contracción dinámica está relacionada con la velocidad a la cual el músculo cambia su longitud (Hill, 1938). Durante las contracciones concéntricas, el número de puentes cruzados disminuye a medida que la velocidad incrementa, así la fuerza por puente cruzado se reduce y el efecto de frenado causado por la duración de algunos puentes cruzados que aún están acoplados contribuyen a la relación inversa entre fuerza y velocidad (MacDougall & Sale, 2014).

Aunque la máxima velocidad de acortamiento muscular ( $V_0$ ) es similar entre las contracciones bilaterales y unilaterales, la pendiente de la relación fuerza-velocidad, es diferente y por tanto la máxima fuerza isométrica ( $F_0$ ) difiere entre los dos tipos de contracción (**Fig. 1.4**) (Samozino *et al.*, 2014; Yamauchi *et al.*, 2009).



**Figura 1.4.** Relación fuerza-velocidad.

Diferencias en la relación fuerza-velocidad entre contracciones bilaterales (círculos negros), unilaterales (círculos grises y triángulos blancos) y la suma de las contracciones unilaterales (línea discontinua). El fenómeno déficit bilateral queda representado por el área gris bajo la recta. Modificado con permiso de Yamauchi *et al.* (2009) (**anexo 4.2**).

Es llamativo que el fenómeno está prácticamente ausente durante la máxima velocidad de acortamiento muscular; sin embargo, conforme la carga incrementa y la velocidad de acortamiento disminuye, la magnitud del déficit bilateral se incrementa y es mayor durante la máxima fuerza voluntaria o condición isométrica teórica ( $F_0$ ) (Samozino *et al.*, 2014; Yamauchi *et al.*, 2009). Estos resultados pueden explicarse parcialmente por el incremento en las diferencias del tiempo disponible para generar fuerza en los dos tipos de contracción, lo que contribuye a las diferencias en la velocidad total de movimiento y, por lo tanto, en la pendiente de la relación fuerza-velocidad.

Según diferentes autores, los factores mecánicos que gobiernan la relación fuerza-velocidad podrían contribuir a explicar hasta el 50% del fenómeno déficit bilateral, mientras que la contribución restante podría provenir de alteraciones en la actividad neural (Samozino *et al.*, 2014). Sin embargo, Bobbert *et al.* (2006) sugirieron mediante simulación que la contribución del componente neural al fenómeno durante un salto desde posición de sentadilla era mucho menor, en torno al 25%, y que la mayor parte quedaría explicada por los parámetros mecánicos de la relación fuerza-velocidad.

A pesar de que existen discrepancias en la cantidad de contribución de los factores neurales y mecánicos al fenómeno, la evidencia sugiere que la relación fuerza-velocidad explica en gran medida las diferencias en el desarrollo de fuerza entre las situaciones uni y bilaterales.

#### **1.3.4. Relación fuerza-potencia**

La máxima potencia muscular ( $P_{\text{máx}}$ ) queda determinada por la máxima fuerza isométrica ( $F_0$ ), la máxima velocidad de acortamiento muscular ( $V_0$ ) y el grado de curvatura ( $K$ ) de la relación fuerza velocidad (definido por  $a/F_0$  o  $b/V_0$ ) (Cormie, McGuigan, & Newton, 2011). El resultado de la máxima potencia es considerado un factor clave en el rendimiento deportivo y en el ámbito de la salud (Bračić, Supej, Peharec, Bačić, & Čoh, 2010; Lindemann *et al.*, 2003; Samozino, Rejc, Di Prampero, Belli, & Morin, 2012; Yamauchi & Ishii, 2007).

Se ha destacado en varias investigaciones la incapacidad del sistema neuromuscular para generar la máxima potencia durante las contracciones bilaterales (Bobbert *et al.*, 2006; Challis, 1998; Dickin, Sandow, & Dolny, 2011; Pain, 2014; Samozino *et al.*, 2014; van Soest *et al.*, 1985; Yamauchi *et al.*, 2009). En este contexto, Challis (1998) analizó con un modelo mecánico construido por un solo músculo extensor de rodilla los factores que podrían estar interviniendo de forma aislada al fenómeno déficit bilateral. Los resultados mostraron un mayor déficit bilateral después de aumentar el grado de curvatura de la relación fuerza-velocidad o tras intensificar la máxima velocidad de acortamiento muscular. Sin embargo, este modelo queda muy lejos de la realidad, debido a que el grado de curvatura de la relación fuerza-velocidad cuando actúan varios grupos musculares de manera simultánea es *cuasi* lineal en lugar de hiperbólica y la máxima velocidad de acortamiento muscular ( $V_0$ ) es similar entre las contracciones bilaterales y unilaterales (**Fig. 1.4**) (Samozino *et al.*, 2014; Yamauchi *et al.*, 2009). Por lo tanto, el déficit bilateral en máxima potencia podría estar causado principalmente por las diferencias en la pendiente de la relación fuerza-velocidad entre los dos tipos de contracción. De esta forma, las mayores diferencias entre las contracciones bilaterales y unilaterales ocurren con el incremento de la carga hasta alcanzar la carga óptima donde se genera la máxima potencia unilateral (Yamauchi *et al.*, 2009).

Finalmente, el déficit bilateral en valores de potencia queda determinado en gran medida por los parámetros mecánicos de la relación fuerza-velocidad y por consiguiente de la relación fuerza-tiempo.

#### 1.4. CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO I

Tras el fenómeno déficit bilateral subyace un conjunto de factores neuromusculares relacionados entre sí. Los factores neurales a nivel supraespinal y espinal, así como los factores morfológicos como la tipología de fibras musculares y el comportamiento de la unidad músculotendinosa pueden afectar a la máxima fuerza bilateral. Además, la máxima fuerza bilateral queda limitada por la relación longitud-tensión y el tiempo disponible para generar fuerza. Estos factores se entrelazan con los parámetros mecánicos de la relación fuerza-potencia-velocidad y reducen la producción de fuerza durante los movimientos dinámicos bilaterales que envuelven múltiples articulaciones (**Fig. 1.5**).

El comportamiento del sistema neuromuscular durante las contracciones bilaterales no debería entenderse como la simple superposición de dos contracciones unilaterales que actúan simultáneamente. El fenómeno déficit bilateral debería considerarse como una propiedad inherente del sistema neuromuscular humano.

Entender las limitaciones del sistema neuromuscular humano es un factor clave para identificar factores que limitan el rendimiento neuromuscular tanto en atletas de alto nivel como en personas de edad avanzada, con el fin de desarrollar estrategias y programas de entrenamiento que mejoren de forma efectiva la ejecución de tareas que implican la activación simultánea bilateral de los miembros homólogos.

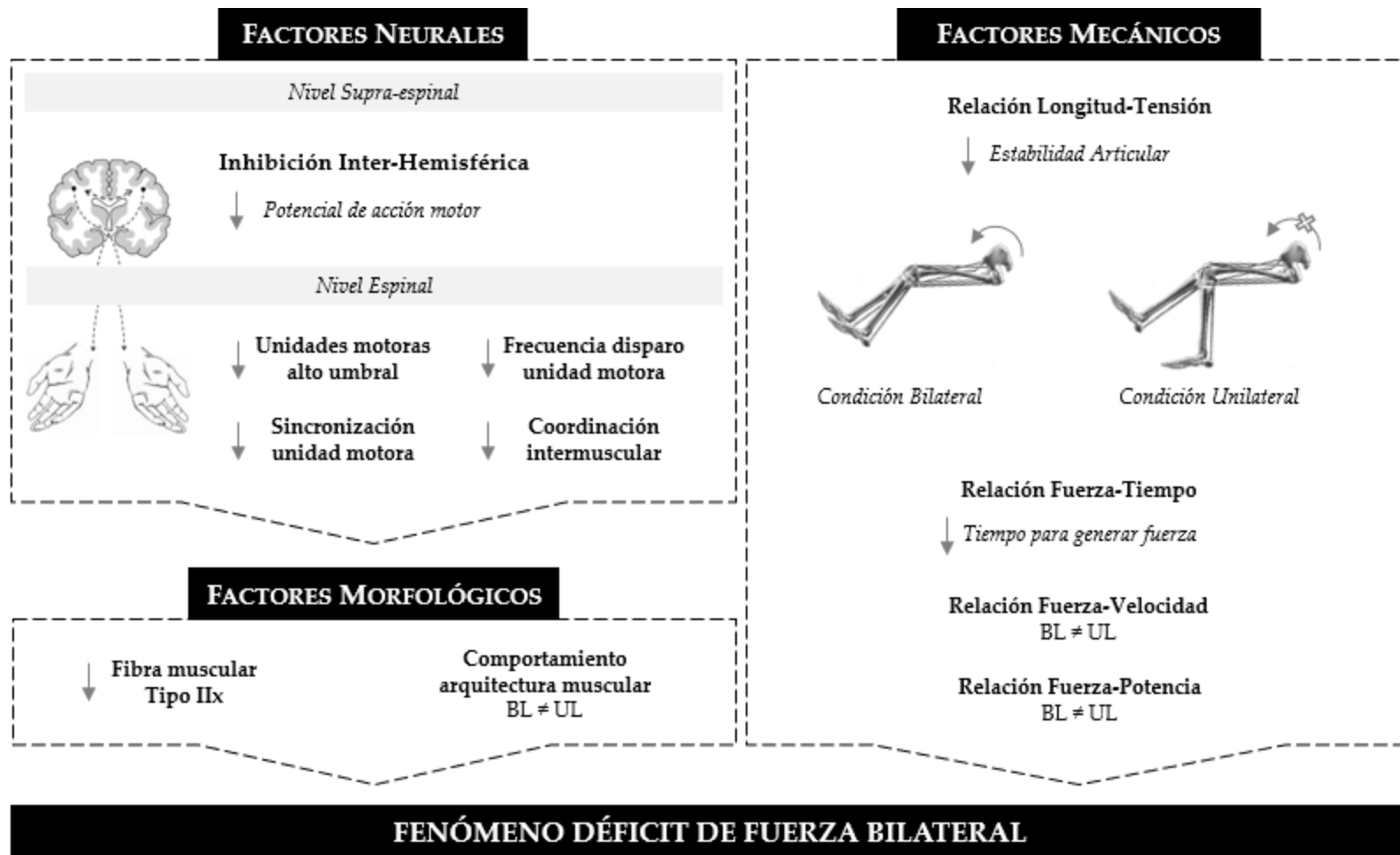


Figura 1.5. Mapa conceptual: Mecanismos subyacentes del fenómeno déficit bilateral. Fuente: Elaboración propia.

---

*Capítulo II*

**El déficit bilateral en el paso de sedestación a  
bipedestación en mujeres posmenopáusicas**

---





## Capítulo II

### EL DÉFICIT BILATERAL EN EL PASO DE SEDESTACIÓN A BIPEDESTACIÓN EN MUJERES POSMENOPÁUSICAS

#### 3.1. INTRODUCCIÓN

El envejecimiento es un proceso natural comúnmente asociado con una disminución en la fuerza máxima y fuerza explosiva debido a un proceso de cambios estructurales y funcionales dentro del sistema neuromuscular (Häkkinen *et al.*, 1996; Jubrias, Odderson, Esselman, & Conley, 1997). Sin embargo, la disminución de los niveles de estrógenos en la mujer durante el proceso de menopausia parece afectar en mayor medida a la capacidad de respuesta muscular comparado con los hombres (Cipriani *et al.*, 2012; Lang, 2011).

Existe un gran número de elementos dentro del sistema neuromuscular que interactúan con el objetivo de generar la máxima fuerza, pero al parecer el mero hecho de añadir un miembro altera esta interrelación y repercute de forma negativa en la producción de fuerza. El déficit bilateral representa la reducción en el rendimiento durante las contracciones bilaterales comparado con la suma de idénticas contracciones unilaterales (Jakobi y Cafarelli 1998). Este fenómeno fisiológico es evidente en miembros superiores e inferiores, durante una variedad de contracciones, tanto estáticas como dinámicas, de grandes y pequeños grupos musculares y en general es mayor durante el desarrollo de la fuerza explosiva que durante la máxima fuerza voluntaria (Buckthorpe *et al.*, 2013; Cornwell *et al.*, 2012; Sahaly *et al.*, 2001; Van Dieen *et al.*, 2003).

Aunque el déficit bilateral está presente en sujetos jóvenes y en personas mayores independientemente de su edad (Kuruganti y Seaman 2006, Yamauchi *et al.* 2009), el grado de impacto sobre el sistema neuromuscular y la capacidad funcional podría ser muy diferente.

Varios autores han sugerido que la presencia de déficit bilateral podría tener una repercusión sobre la capacidad funcional en adultos mayores cuando ejecutan patrones de movimientos bilaterales necesarios para completar una tarea (Hernandez, Nelson-Whalen, Franke, & McLean, 2003; Pääsuke *et al.*, 2004; Samozino *et al.*, 2014).

Pääsuke *et al.* (2004) informaron de que el déficit bilateral en valores de máxima fuerza voluntaria (MFV) se correlacionó positivamente con el tiempo necesario para levantarse de una silla ( $r = 0,60$ ;  $P < 0,05$ ) en mujeres mayores con parkinson. Llamativamente no se encontró ninguna relación para el grupo control formado por mujeres mayores posmenopáusicas. Sin embargo, la fuerza explosiva, calculada como tasa de desarrollo de fuerza (RFD), se considera más importante que la máxima fuerza voluntaria en la comprensión y la predicción de la capacidad funcional en las actividades cotidianas (Aagaard *et al.*, 2002; Suetta *et al.*, 2004). Debido a que la RFD es más lenta durante las contracciones bilaterales en comparación con las contracciones unilaterales (Buckthorpe *et al.*, 2013; Cornwell *et al.*, 2012; Sahaly *et al.*, 2001; Van Dieen *et al.*, 2003), debería evaluarse en relación con las tareas que predicen la movilidad funcional en los adultos mayores, ya que podría ser más relevante que la generación de fuerza absoluta.

## Objetivo II

La propuesta de este estudio fue examinar la asociación entre el rendimiento durante la transición de sedestación a bipedestación y el déficit bilateral en valores de máxima fuerza voluntaria y en valores de fuerza explosiva en mujeres posmenopáusicas.

Las hipótesis de trabajo fueron que (i) el déficit bilateral en fuerza explosiva constituye un factor de limitación funcional durante el paso de sentado a bipedestación y (ii) el déficit bilateral referente a los valores de máxima fuerza voluntaria no contribuye a las diferencias en el rendimiento.

## 3.2. MATERIAL Y MÉTODO

### 3.2.1. Diseño del estudio

En un contexto global el diseño del trabajo fue de tipo transversal, observacional, descriptivo y analítico desde un punto de vista estadístico porque se han analizado relaciones entre variables (Argimon, 2006; Gómez-Gómez, 2001; Hernández-Sampieri, 2008; Thompson, 2000).

La investigación se llevó a cabo siguiendo las recomendaciones STROBE para diseños de estudios de tipo transversal (von Elm *et al.*, 2007). Previamente, se registró en la base de datos *clinicaltrials.gov* con el identificador de registro NCT02434185 (**anexo 4.3**) con el fin de minimizar el sesgo de notificación selectiva de los resultados. La investigación se desarrolló en el Centro de Investigación y Alto Rendimiento de la Universidad Católica de Murcia en el período 2014-2015.

### 3.2.2. Características de la muestra

El período de reclutamiento muestral abarcó del 16 al 27 de marzo de 2015. La selección de las participantes se realizó a través de muestreo no probabilístico intencional entre mujeres de la ciudad de Murcia, Región de Murcia, España.

Se contactó inicialmente con 21 participantes de las cuales 14 completaron todos los protocolos de registro de datos. Se incluyeron aquellas mujeres con al menos un año de amenorrea primaria, sin experiencia en entrenamientos de fuerza o resistencia y sin enfermedades musculoesqueléticas, neurológicas o cardiovasculares limitantes.

La muestra final estuvo compuesta por 14 mujeres posmenopáusicas, cuyo valor medio de edad fue de 61,1 años y desviación típica (D.T.: 5,1 años), con una altura de 1,55 m (D.T.: 0,006 m), peso corporal de 67,2 kg (D.T.: 9,27 kg). El nivel de actividad física de la muestra fue medido a través de la versión corta española del Cuestionario de Actividad Física Minnesota de Tiempo Libre (CAFMTL), el test de caminar cinco metros (5MWT) y la fuerza de prensión manual (Grip) (**tabla 2.1**).

**Tabla 2.1.** Nivel de condición física de la muestra (n=14).

Variable	Media (DT)	IC 95%	Rango	Mediana (Q1; Q3)
CAFMTL (METs-min/sem)	3727,8 (2024,15)	2559,2 a 4896,5	990 a 8793,4	3340,5 (2198,3; 6595)
5MWT (seg)	4,8 (0,86)	4,4 a 5,4	4,0 a 6,0	5,0 (4,36; 5,36)
Grip (N/kg)	27,8 (3,74)	25,6 a 30,0	23,0 a 35,0	28,0 (8,8; 26,3)

DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza. Q1: primer cuartil. Q3: tercer cuartil. CAFMTL: Cuestionario de Actividad Física Minnesota. 5MWT: test de caminar cinco metros. Grip: fuerza de prensión manual.

### 3.2.3. Consideraciones éticas

Todos los participantes fueron informados verbalmente y por escrito de los detalles sobre el contenido del estudio, sus objetivos, sus posibles riesgos y beneficios (**anexo 4.4**) tras lo cual dieron su consentimiento informado por escrito antes de realizar el protocolo de medición (**anexo 4.5**).

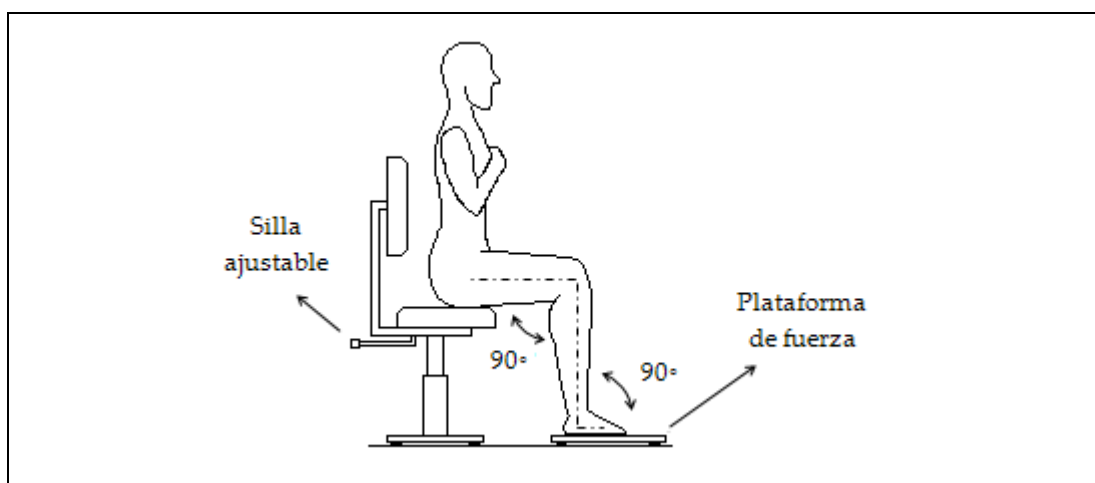
La metodología y los protocolos del proyecto fueron realizados de acuerdo con la declaración de Helsinki. El estudio contó con la aprobación del comité de ética de la Universidad Católica de Murcia, Murcia, España (**anexo 4.6**).

### 3.2.4. Procedimiento

Las participantes visitaron el laboratorio en dos ocasiones, la primera para realizar un protocolo de familiarización con el proceso de medición y la segunda, una semana más tarde, para realizar las mediciones. Las dos sesiones se llevaron a cabo con un calentamiento apropiado compuesto por 2-3 repeticiones del paso de sedestación a bipedestación, 2-3 contracciones isométricas submáximas de extensión de piernas y 2-3 contracciones máximas isométricas con los dos miembros simultáneamente (bilateral) y con ambos miembros por separado (unilateral derecha e izquierda).

#### *Transferencia de sentado a bipedestación*

Las participantes permanecieron sentadas sin apoyar la espalda sobre el respaldo de la silla, con las manos cruzadas sobre el pecho y cada pie apoyado sobre una plataforma de fuerza (*Kistler 9286BA, Kistler Instruments, Amherst, NY, USA*). Las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo se posicionaron a 90° (**Fig. 2.1**). La fuerza vertical fue grabada a 1.000 Hz a través de la plataforma de fuerza. Se grabaron dos ensayos satisfactorios, y el ensayo con mayor fuerza de reacción contra el suelo sobre el eje vertical se seleccionó para su futuro análisis (Lindemann *et al.*, 2003).



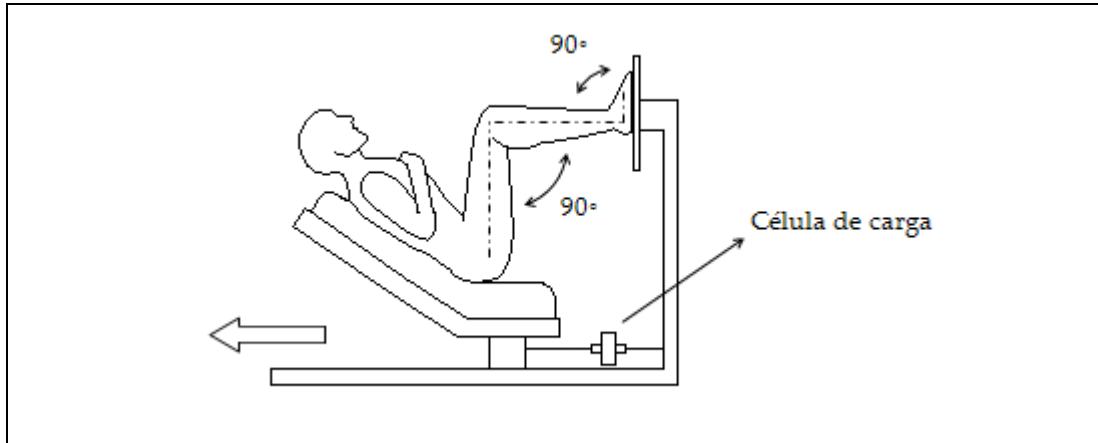
**Figura 2.1.** *Transferencia de sentado a bipedestación.* Fuente: Elaboración propia.

### *Tarea de extensión de piernas*

Las participantes fueron cuidadosamente familiarizadas con el procedimiento del test para producir su máxima fuerza voluntaria durante varias contracciones de calentamiento. Se les proporcionó cinco minutos de descanso antes de realizar el test para asegurar una adecuada recuperación y minimizar los posibles efectos de fatiga muscular. La máxima fuerza voluntaria (MFV) y la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) de los miembros inferiores se registró mediante una célula de carga (*Noraxon DTS Force sensor 500lb-F 2200N, USA*) que fue adaptada y asegurada al asiento móvil de una máquina de prensa de piernas horizontal (*Technogym® Legpress, Cesena FC, Italy*).

Las participantes se situaron sobre la prensa de piernas con los tobillos y rodillas a 90° y los brazos entrecruzados sobre su pecho (**Fig. 2.2**). A las participantes se les dio la instrucción «lo más rápido y fuerte que puedas» para que desarrollaran la MFV (Sahaly *et al.*, 2001). Se realizaron contracciones bilaterales, unilateral derecha e izquierda, seleccionadas en orden aleatorio generado a través de una hoja de Excel®.

Las participantes podían ver su contracción mediante retroalimentación visual sobre una pantalla de ordenador colocada aproximadamente a 2 m frente ellas. Se proporcionaron cinco minutos de descanso entre cada contracción y la fuerza fue grabada a 1.500 Hz a través de la célula de carga. Se prestó especial atención a la gráfica proporcionada por la célula de carga, de manera que se descartó cualquier intento con algún tipo de pretensión previa al inicio de la contracción. Se grabaron dos ensayos satisfactorios para cada tipo de contracción (bilateral, unilateral derecha e izquierda) y se seleccionó para su posterior análisis el intento con mayor pico de fuerza.

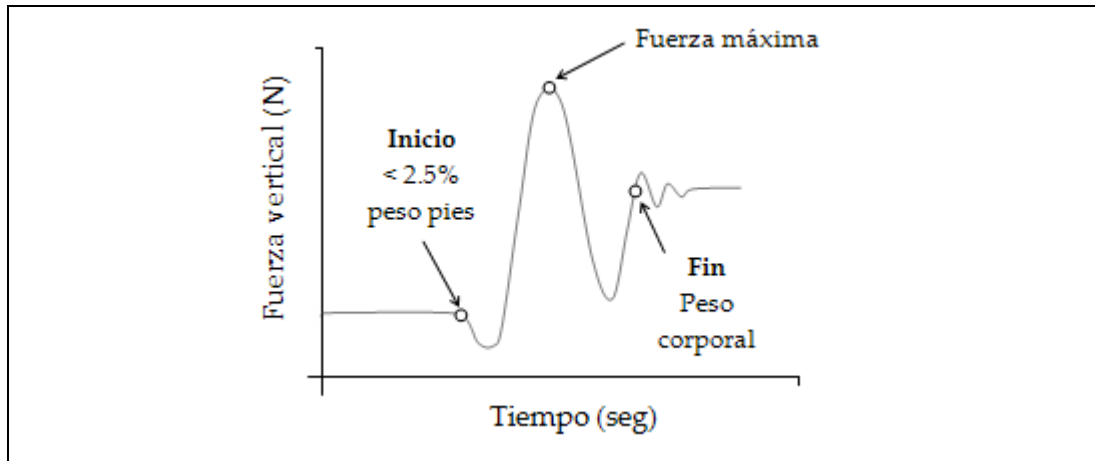


**Figura 2.2.** Tarea isométrica de extensión de piernas. Fuente: Elaboración propia.

### 3.2.5. Análisis de los datos

Los datos proporcionados por la plataforma de fuerza se almacenaron y analizaron con el programa Bioware® (*Kistler BioWare software version 5.3.0.7, Winterthur, Switzerland*), mientras que los datos obtenidos a través de la célula de carga se analizaron con el programa myoMUSCLE® (*Noraxon company, version MR 3.6 myoMUSCLE Essential software, USA*) para Microsoft Windows XP Professional (*Microsoft Windows XP professional Service Pack 2, Redmond, WA*).

El tiempo necesario para realizar el paso de sedestación a bipedestación se calculó según la propuesta de Lindemann *et al.* (2003). El inicio del movimiento se estableció en el momento en el que la fuerza vertical descendía más del 2,5% del peso sostenido sobre la plataforma de fuerza. El final del movimiento se fijó en el momento en el que la fuerza vertical alcanza el peso corporal (**Fig. 2.3**).

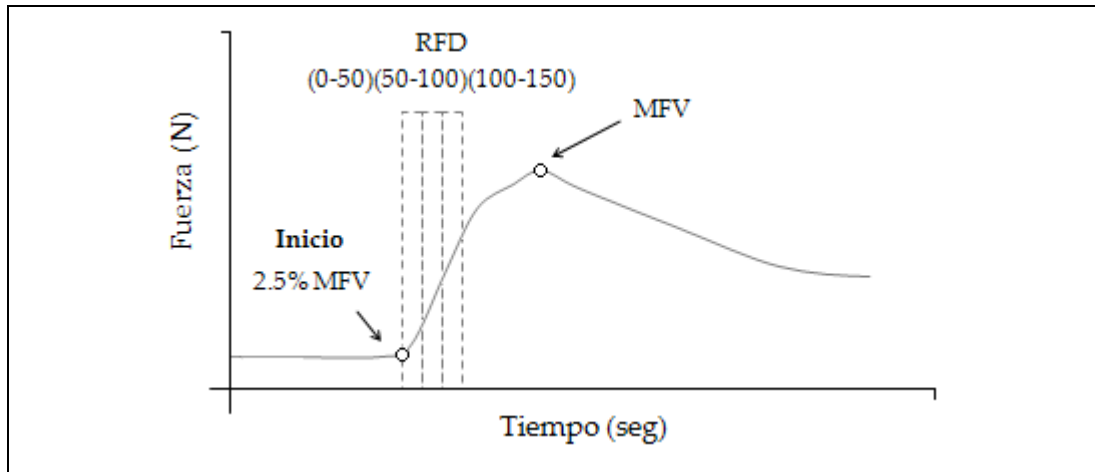


**Figura 2.3.** Relación fuerza-tiempo durante el paso de sedestación a bipedestación. Fuente: Elaboración propia.

Por otro lado, la máxima fuerza voluntaria (MFV) durante la tarea de extensión de piernas se definió como el máximo valor de la curva fuerza-tiempo proporcionada por la célula de carga. Este valor se normalizó en función del peso corporal del sujeto (N/Kg).

Finalmente, la tasa de desarrollo de fuerza (RFD) se calculó a partir del promedio de la pendiente de la curva fuerza-tiempo ( $\Delta\text{fuerza}/\Delta\text{tiempo}$ ) medida sobre tres períodos consecutivos de 50 ms desde el inicio de la contracción (RFD<sub>0-50</sub>, RFD<sub>50-100</sub>, RFD<sub>100-150</sub>) (Buckthorpe *et al.*, 2013). El inicio de la contracción muscular se definió como 2,5% de la diferencia entre la línea base y la máxima fuerza isométrica (MVF) (**Fig. 2.4**) (Aagaard *et al.*, 2002).





**Figura 2.4.** Relación fuerza-tiempo durante la tarea isométrica de extensión de piernas. Fuerza isométrica máxima voluntaria (MFV) y tasa de desarrollo de fuerza (RFD) sobre tres consecutivos períodos de 50 ms después del inicio de la contracción muscular. Fuente: Elaboración propia.

### 3.2.6. Análisis del fenómeno déficit bilateral

Para llevar a cabo el análisis del fenómeno déficit bilateral se establecieron los índices bilaterales propuestos por Howard y Enoka (1991). El índice bilateral se calculó para los valores de máxima fuerza voluntaria ( $BI_{MFV}$ ) y para los valores de tasa de desarrollo de fuerza ( $BI_{RFD}$ ) durante los tres periodos de tiempo (0-50, 50-100, 100-150 ms). El cálculo fue realizado mediante la fórmula:

$$BI \% = 100 \times \frac{Bilateral}{(Unilateral\ izquierda + Unilateral\ derecha)} - 100$$

Un BI igual a cero significa que no existen diferencias entre las contracciones bilaterales y unilaterales. Un BI con un valor negativo indica que el rendimiento durante las contracciones bilaterales es inferior al combinado durante las contracciones unilaterales, es decir déficit bilateral. Por otro lado, un BI con un valor positivo indica que el rendimiento durante las contracciones bilaterales es superior en comparación a las contracciones unilaterales.

### 3.2.7. Análisis estadístico

Se preparó una base de datos en Excel sobre la que se depuraron y localizaron valores perdidos o casos extremos. Una vez limpiada y revisada, se exportaron a IBM SPSS Statistics 19 para Windows (IBM Company, 2010).

Se realizó un análisis exploratorio de datos en el que se calcularon las medias, desviaciones estándar, rango e intervalos de confianza al 95% para las variables continuas. El nivel de significación se fijó en  $p < 0,005$  para todos los test estadísticos.

Se comprobó la distribución normal de las variables cuantitativas mediante la prueba de Shapiro-Wilks que se complementó con el análisis de la asimetría, la kurtosis, la media recortada, la mediana y los gráficos de normalidad Q-Q.

Para la comparación entre los valores medios de los índices bilaterales con el valor de referencia (cero) se aplicó la prueba t-Student para una muestra. Adicionalmente, se calcularon las diferencias entre la condición bilateral y la suma de condición unilateral a través de la prueba t-Student para muestras relacionadas. El tamaño del efecto fue determinado por el estadístico  $d$  de Cohen, con el que se considerarán efectos pequeños  $< 0,2$ , medios alrededor de  $0,5$  y grandes  $> 0,8$ .

Las relaciones entre los índices bilaterales y el tiempo empleado en levantarse de la silla se analizaron de forma bivalente con el coeficiente de correlación lineal de Pearson. Se calculó el tamaño del efecto para las correlaciones mediante el coeficiente de determinación ( $r^2$ ) que se muestra en forma de porcentaje y puede interpretarse como el porcentaje de variancia compartida por las dos variables. Por otro lado, en caso de correlación entre estas variables, se hizo un ajuste con el nivel de actividad física con el objetivo de eliminar un posible efecto de confusión.

### **3.3. RESULTADOS**

#### **3.3.1. Características sociodemográficas, funcionales y principales variables de fuerza**

A continuación, se muestra una tabla con los principales descriptivos de las variables analizadas de las 14 mujeres posmenopáusicas incluidas en el estudio (**Tabla 2.2**).

**Tabla 2.2.** Características generales de la muestra (n=14).

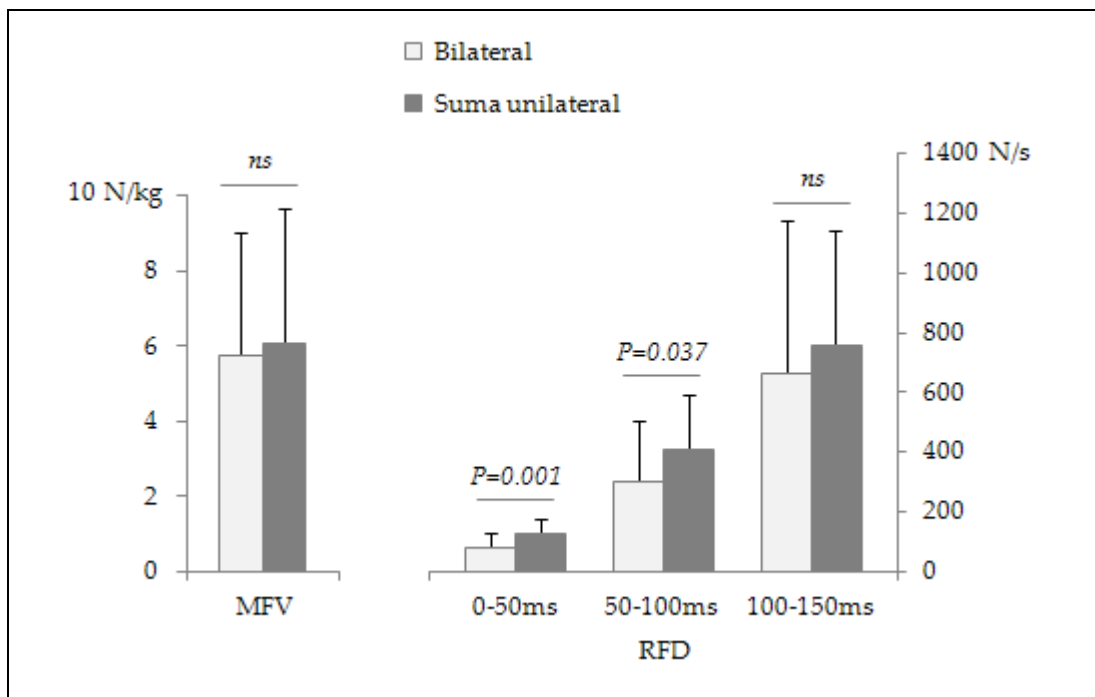
Variable	Media (DT)	IC 95%	Mínimo	Mediana (Q1 a Q3)	Máximo
<i>Sociodemográficas y funcionales</i>					
Edad (años)	62,1 (5,16)	59,2 a 65,1	51,0	63,0 (57,8 a 65,8)	69,0
Peso (kg)	67,2 (9,28)	61,9 a 72,6	54,0	66,0 (61,8 a 71,8)	92,0
Altura (m)	1,55 (0,062)	1,52 a 1,59	1,46	1,55 (1,49 a 1,59)	1,65
T <sub>STS</sub> (seg)	1,39 (0,137)	1,31 a 1,47	1,06	1,41 (1,28 a 1,47)	1,57
<i>Fuerza unilateral derecha</i>					
MFV (N/Kg)	3,16 (1,94)	2,04 a 4,28	1,16	2,65 (1,62 a 4,63)	7,24
RFD <sub>(0-50)</sub> (N/s)	66,5 (15,53)	57,5 a 75,5	45,7	64,5 (55,3 a 74,9)	104,6
RFD <sub>(50-100)</sub> (N/s)	202,9 (66,67)	164,4 a 241,4	115,5	182,4 (158,4 a 230)	359,9
RFD <sub>(100-150)</sub> (N/s)	369,6 (138,42)	289,6 a 449,5	163,7	352,4 (252,2 a 504,5)	585,2
<i>Fuerza unilateral izquierda</i>					
MFV (N/Kg)	2,93 (1,81)	1,88 a 3,97	0,99	2,24 (1,37 a 3,83)	7,25
RFD <sub>(0-50)</sub> (N/s)	63,2 (34,49)	43,3 a 83,1	22,4	56,5 (45 a 72,9)	165,0
RFD <sub>(50-100)</sub> (N/s)	205 (141)	123,6 a 286,5	51,1	179,9 (110,1 a 261,6)	573,3
RFD <sub>(100-150)</sub> (N/s)	385,6 (286,55)	220,1 a 551	63,2	321,6 (220,9 a 511,3)	1173,7
<i>Fuerza bilateral</i>					
MFV (N/Kg)	5,8 (3,24)	3,9 a 7,6	1,94	5,27 (3,32 a 6,81)	13,23
RFD <sub>(0-50)</sub> (N/s)	80,4 (49,08)	52,1 a 108,8	22,7	63,8 (46 a 102,9)	199,9
RFD <sub>(50-100)</sub> (N/s)	299,1 (205,59)	180,4 a 417,8	76,6	226,1 (148,6 a 465,4)	725,5
RFD <sub>(100-150)</sub> (N/s)	661,4 (514,08)	364,6 a 958,2	173,3	453,1 (327 a 1112,1)	1987,4
<i>Índices bilaterales</i>					
BI <sub>MFV</sub> (%)	-1,3 (26,67)	-16,7 a 14,1	-35,9	-8,5 (-24,1 a 20,6)	48,1
BI <sub>RFD</sub> (0-50ms) (%)	-38,3 (27,09)	-53,9 a -22,6	-84,1	-37,8 (-60,4 a -21,4)	14,3
BI <sub>RFD</sub> (50-100ms) (%)	-26,5 (37,85)	-48,3 a -4,6	-81,2	-36,3 (-57 a 11,6)	31,7
BI <sub>RFD</sub> (100-150ms) (%)	-10,3 (49,38)	-38,9 a 18,2	-81,9	-29,5 (-43,7 a 18,3)	89,4

T<sub>STS</sub>: tiempo empleado para levantarse de la silla. MFV: máxima fuerza voluntaria. RFD: tasa de desarrollo de fuerza sobre tres periodos consecutivos (0-50, 50-100 y 100-150 ms) desde el inicio de la contracción. BI: Índice bilateral. DT: desviación típica. 95% IC: 95% intervalo de confianza. Q1: primer cuartil. Q3: tercer cuartil.

### 3.3.2. Comparación de la fuerza bilateral y unilateral

El sumatorio de la fuerza unilateral voluntaria máxima no fue significativamente diferente de la fuerza bilateral voluntaria máxima (diferencia media [DM]: -0,32; 95% IC: -1,42 a 0,77;  $P = 0,538$ ) (**Fig. 2.5**).

Por el contrario, se encontró una diferencia significativa entre la fuerza bilateral y unilateral para los valores de tasa de desarrollo de fuerza (RFD) en el intervalo de tiempo 0-50ms (DM: -49,25; 95% IC: -75,631 a -22,886;  $P = 0,001$ ) con tamaño del efecto grande; así como para el intervalo de 50-100ms (DM: -108,85; 95% IC: -210,342 a -7,368;  $P = 0,037$ ) con un tamaño del efecto moderado. No se encontraron diferencias entre condiciones para la tasa de desarrollo de fuerza en el intervalo de tiempo 100-150ms (DM: -93,7; 95% CI: -288,8 a 101,4  $P = 0,318$ ) (**Tabla 2.3**).



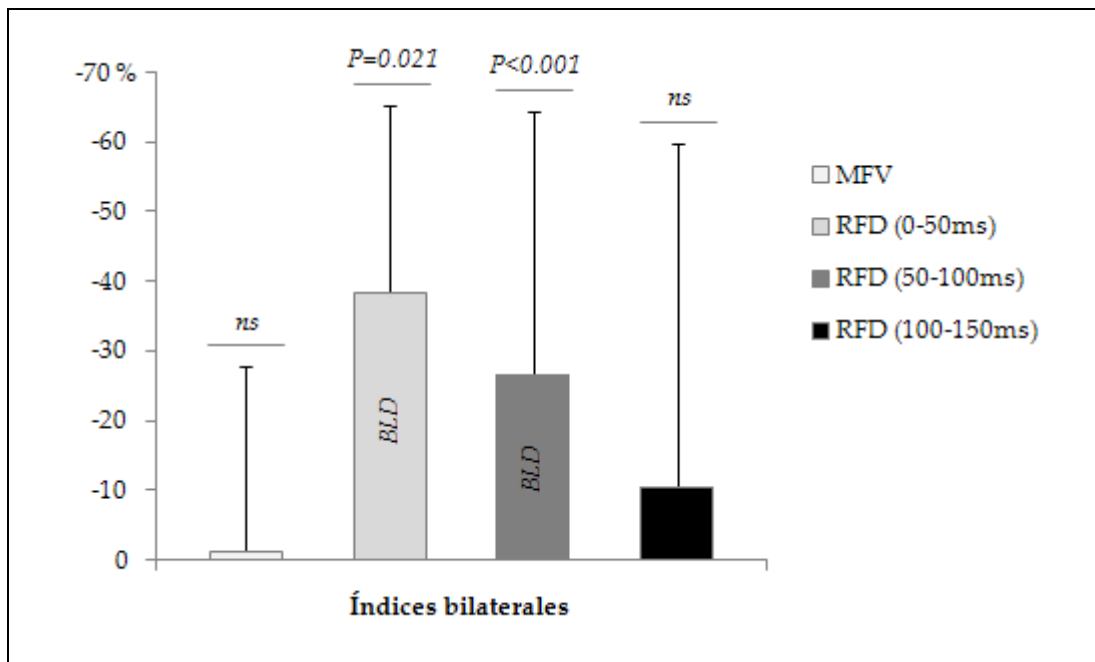
**Figura 2.5.** Gráfico de barras comparativo entre la condición bilateral y unilateral.

MFV: Máxima fuerza voluntaria. RFD: Tasa de desarrollo de fuerza o fuerza explosiva durante tres períodos de tiempo desde el inicio de la contracción. Ns: Diferencias no significativas. Las barras representan los valores medios y los bigotes la desviación típica.

### 3.3.3. Índices bilaterales

Los resultados mostraron déficit bilateral del -38,3% para el intervalo 0-50 ms (95% IC: -53,9 % a 22,6 %;  $P < 0,001$ ) con un tamaño del efecto grande, así como para el intervalo de tiempo de 50-100 ms con una pérdida de fuerza del -26,5% (95% IC: -48,3% a -4,6 %;  $P = 0,021$ ) y un tamaño del efecto grande (**Fig 2.6**).

Sin embargo, para los períodos de tiempo restantes 100-150 ms (DM: -10,3; 95% CI: -38,9 a 18,2;  $P = 0,447$ ) y para la máxima fuerza voluntaria ( $BI_{MFV}$ ) (DM: -1,29; 95% CI: -16,7 a 14,1;  $P = 0,859$ ) el fenómeno déficit bilateral no estuvo presente (**Tabla 2.3**).



**Figura 2.6.** Gráfico de barras para los índices bilaterales.

MFV: Máxima fuerza voluntaria. RFD: Tasa de desarrollo de fuerza o fuerza explosiva durante tres períodos de tiempo desde el inicio de la contracción. BLD: Déficit bilateral. Ns: Diferencias no significativas respecto al valor cero. Las barras representan los valores medios y los vigores la desviación típica.

**Tabla 2.3.** Diferencia entre la fuerza bilateral y el sumatorio de fuerza unilateral, y para los índices bilaterales y la referencia cero (n=14).

Parámetro	Diferencia media	DT	Límite inferior IC 95%	Límite superior IC 95%	t-Student	df	P-valor	Cohen's d
<i>Sumatorio fuerza unilateral vs. Fuerza bilateral</i>								
MFV (N/Kg)	0,32	1,90	-0,77	1,42	0,633	13	0,538	0,10
RFD <sub>(0-50)</sub> (N/s)	49,3	45,68	22,9	75,6	4,04	13	0,001*	0,94
RFD <sub>(50-100)</sub> (N/s)	108,9	175,77	7,4	210,3	2,32	13	0,037*	0,54
RFD <sub>(100-150)</sub> (N/s)	93,7	337,89	-101,4	288,8	1,04	13	0,318	0,21
<i>Índices bilaterales vs. Referencia (valor cero)</i>								
BI <sub>MFV</sub> (%)	-1,3	26,7	-16,7	14,1	-0,181	13	0,859	0,05
BI <sub>RFD</sub> (0-50ms) (%)	-38,3	27,1	-53,9	-22,6	-5,28	13	<0,001*	1,4
BI <sub>RFD</sub> (50-100ms) (%)	-26,5	37,9	-48,3	-4,6	-2,62	13	0,021*	0,70
BI <sub>RFD</sub> (100-150ms) (%)	-10,3	49,4	-38,9	18,2	-0,784	13	0,447	0,21

MFV: Máxima fuerza voluntaria. RFD: Tasa de desarrollo de fuerza durante períodos de 50 ms (0-50, 50-100 and 100-150 ms) desde el inicio de la contracción. BI: Índice bilateral. DT: Desviación típica. 95% IC: 95% intervalo de confianza. Df.: grados de libertad. \* Diferencias estadísticamente significativas a un nivel alfa de 0,05.

### 3.3.4. Análisis de correlación

El modelo de regresión linear bivariado mostró una tendencia a la asociación entre el rendimiento durante la transferencia de sentado a bipedestación y el déficit bilateral en el período de tiempo 0-50 ms ( $r = -0,505$ ; 95 IC:  $-0,817$  a  $0,035$ ;  $P = 0,066$ ). Sin embargo, no se encontraron asociaciones estadísticamente significativas entre los índices bilaterales para los intervalos de tiempo 50-100 y 100-150 ms y el tiempo necesario para realizar la tarea. Además, no se encontraron correlaciones entre el índice bilateral para los valores de máxima fuerza voluntaria y el rendimiento durante la tarea de levantarse de una silla (**Tabla 2.4**).

Debido a que el nivel de actividad física de la muestra influye sobre las tareas funcionales, la correlación entre el tiempo empleado en levantarse de la silla y el déficit bilateral durante los 0-50 ms se ajustó respecto a las variables de actividad física. Después de ajustar para el Cuestionario de Actividad Física Minnesota o el test de caminar cinco metros, la influencia sobre la correlación fue mínima. Sin embargo, cuando se ajustó para la variable fuerza de presión manual, la relación fue mucho más fuerte y estadísticamente significativa ( $r = -0,605$ ; 95% IC:  $-0,859$  a  $-0,109$ ;  $P=0,029$ ) con el 36,4% de la varianza compartida.

**Tabla 2.4.** Análisis de correlación de las variables dependientes evaluadas ( $n=14$ ).

Variables	T <sub>STS</sub> (seg)				
	r	IC 95%	P-valor	r <sup>2</sup> (%)	
MFV (%)	0,160	-0,405 a 0,637	0,584	2,6%	
RFD <sub>(0-50)</sub> (%)	-0,505	-0,817 a 0,035	0,066	25,5%	
Índice bilateral	RFD <sub>(0-50)</sub> (%)†	-0,604	-0,859 a -0,109	0,029*	36,4%
	RFD <sub>(50-100)</sub> (%)	-0,081	-0,586 a 0,47	0,784	0,7%
	RFD <sub>(100-150)</sub> (%)	0,202	-0,368 a 0,662	0,488	4,1%

T<sub>STS</sub>: tiempo empleado en la transferencia de sentado a bipedestación. MFV: Máxima fuerza voluntaria. RFD: Tasa de desarrollo de fuerza en períodos de 50 ms (0-50, 50-100 and 100-150 ms) desde el inicio de la contracción. IC 95%: 95% intervalo de confianza. †: Modelo ajustado para la fuerza de presión manual. \* Correlación estadísticamente significativa a un nivel alfa de 0,05.



### 3.4. DISCUSIÓN

Desde una perspectiva general que nos permita contemplar los resultados más relevantes de este estudio, se observó una tendencia a la significación estadística entre la cantidad de pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales de los miembros inferiores y el rendimiento durante la tarea de sentado a bipedestación en mujeres posmenopáusicas.

Estos resultados apoyan la hipótesis inicial: el déficit bilateral en fuerza explosiva durante la fase temprana de la contracción muscular (0-50ms) parece representar un factor de limitación funcional para el paso desde la sedestación a la bipedestación en mujeres posmenopáusicas y no tanto así para el déficit bilateral en valores de fuerza máxima voluntaria.

#### 3.4.1. Menopausia, déficit de fuerza y salud

La menopausia se define como el cese permanente de menstruación debido a la pérdida de la actividad folicular ovárica. Los cambios hormonales debido a la transición de la menopausia aceleran el proceso natural de envejecimiento en la mujer después de la quinta década de vida (Messier *et al.*, 2011). El proceso de envejecimiento se caracteriza por cambios estructurales en el sistema neuromuscular: atrofia selectiva de unidades motoras, reducción en el número y tamaño de las fibras musculares, así como un incremento en la cantidad de tejido muscular no contráctil. Todos estos factores conducen a la incapacidad para generar altos niveles de fuerza muscular además de una disminuida capacidad para desarrollar contracciones musculares a altas velocidades (Häkkinen *et al.*, 1996; Jubrias *et al.*, 1997; Pereira *et al.*, 2012); características que se han asociado con un aumento del riesgo de incapacidad funcional en mujeres mayores posmenopáusicas (Messier *et al.*, 2011).

Desde una perspectiva aplicada, los movimientos bilaterales de los miembros homólogos son frecuentes utilizados en el desarrollo de las actividades de la vida diaria como, por ejemplo, levantarse de una silla. Sin embargo y como se ha visto anteriormente, la activación bilateral de los miembros conduce a una reducción en la fuerza desarrollada entre el 5 y el 22% durante la tarea isométrica de extensión de piernas en sujetos sanos (Pääsuke *et al.*, 2004; Sahaly *et al.*, 2001).

Aunque los valores de déficit bilateral no están relacionados con la edad (Hernandez *et al.*, 2003; Yamauchi *et al.*, 2009), una pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales podría tener mayor repercusión en adultos mayores que en sujetos jóvenes. Por ejemplo, un déficit de fuerza de ~400 N es aproximadamente el 20% de la máxima fuerza durante la tarea isométrica de extensión de piernas en mujeres jóvenes (Yamauchi *et al.*, 2009) mientras que, en mujeres mayores, esta pérdida de fuerza podría representar hasta el 30% de la fuerza máxima total. Por lo tanto, la repercusión sobre la capacidad funcional podría ser mayor a medida que las personas envejecen. Nótese que esta situación podría agravarse si el déficit bilateral hace referencia a los valores de fuerza explosiva debido a que los déficits bilaterales respecto a este tipo de fuerza son generalmente mayores que los encontrados en el desarrollo de la fuerza máxima voluntaria (Buckthorpe *et al.*, 2013; Cornwell *et al.*, 2012; Sahaly *et al.*, 2001; Van Dieen *et al.*, 2003).

Se ha sugerido en varios estudios que el déficit bilateral podría considerarse como un factor de limitación funcional para adultos mayores debido a la pérdida de fuerza durante las actividades bilaterales de la vida diaria (Hernandez *et al.*, 2003; Pääsuke *et al.*, 2004; Samozino *et al.*, 2014). Pääsuke *et al.* (2004) informaron de que el déficit bilateral en máxima fuerza voluntaria durante la tarea isométrica de extensión de piernas estaba relacionado con el rendimiento durante la tarea de levantarse de una silla ( $r=0,60$ ;  $P<0,05$ ) en mujeres mayores diagnosticadas de enfermedad de parkinson; sin embargo, no se encontró esta asociación en el grupo control formado por mujeres mayores posmenopáusicas. Nuestros resultados son consistentes con esta observación: el índice bilateral relativo a los valores de máxima fuerza voluntaria no parece ser un factor suficiente de limitación funcional en mujeres sanas posmenopáusicas. Esto podría ser debido a que la mayoría de las actividades de la vida diaria tienen un tiempo limitado para generar fuerza y rara vez se puede desarrollar la máxima fuerza isométrica voluntaria. Sin embargo, la fuerza explosiva determina el rendimiento durante varias actividades de la vida diaria (Aagaard *et al.*, 2002; Suetta *et al.*, 2004) y normalmente la producción de fuerza bilateral es más lenta comparada con la unilateral (Buckthorpe *et al.*, 2013; Cornwell *et al.*, 2012; Sahaly *et al.*, 2001; Van Dieen *et al.*, 2003) lo cual destaca la importancia de evaluar el déficit bilateral en valores de fuerza explosiva (RFD) para los movimientos funcionales.

En este contexto, nuestros resultados mostraron un mayor déficit bilateral en fuerza explosiva para todos los intervalos de tiempo comparados con la máxima fuerza voluntaria durante la tarea isométrica de extensión de piernas, especialmente para el intervalo de tiempo 0-50 ms (38,3% frente a 1,3%). Además, los resultados mostraron una relación moderada entre el índice bilateral en valores de fuerza explosiva 0-50 ms y el rendimiento durante la transición de sentado a bipedestación ( $r = -0,505$ ;  $P = 0,06$ ). Esta relación fue más fuerte y estadísticamente significativa después de controlar el nivel de actividad física de la muestra, sugiriendo que el déficit bilateral en fuerza explosiva es probablemente un factor limitante de rendimiento durante actividades que requieren la participación de ambos miembros simultáneamente lo cual podría predisponer a incapacidad funcional en mujeres mayores posmenopáusicas con bajos niveles de actividad física.

### 3.4.2. Plasticidad del fenómeno déficit de fuerza bilateral

Varios autores han informado de que el déficit de fuerza bilateral no es precisamente un fenómeno estático (Botton *et al.*, 2015; Janzen *et al.*, 2006; Kuruganti, Parker, Rickards, Tingley, & Sexsmith, 2005).

Janzen *et al.* (2006) observaron una reducción de este fenómeno del ~13% al ~7% después de realizar un protocolo de entrenamiento de fuerza basado en ejecuciones bilaterales de extensión de piernas en mujeres posmenopáusicas. Además, las mujeres con mayor déficit bilateral fueron capaces de modificar este fenómeno con mayor facilidad tras realizar el entrenamiento bilateral.

De acuerdo con el principio de especificidad del entrenamiento, los sujetos que realizaron un entrenamiento basado en ejecuciones bilaterales mejoraron su fuerza bilateral en mayor grado que su fuerza unilateral. Contrario a esto, si el protocolo de entrenamiento se basa en ejecuciones con ambos miembros, pero de manera unilateral, los sujetos incrementaron su fuerza unilateral en mayor medida que su fuerza bilateral. Así, los protocolos de fuerza basados en ejecuciones bilaterales parecen reducir el fenómeno déficit bilateral trasladándolos a una situación incluso en la que la fuerza generada durante las condiciones bilaterales es superior a las condiciones unilaterales, mientras que aquellos protocolos que son

basados en ejecuciones unilaterales podrían parcialmente incrementar este fenómeno (Botton *et al.*, 2015; Janzen *et al.*, 2006).

Además, si este protocolo bilateral se realiza a la máxima velocidad posible, las ganancias en la fuerza muscular podrían ser aún más específicas sobre la mejora de la fuerza explosiva lo que podría mejorar la capacidad funcional durante la transferencia desde sedestación a bipedestación en mujeres posmenopáusicas (Aagaard *et al.*, 2002; Cronin, McNair, & Marshall, 2002; Pereira *et al.*, 2012, 2012; Ramírez-Campillo *et al.*, 2014).

Estos resultados destacan la importancia de elegir protocolos de entrenamientos específicos para optimizar el rendimiento del sistema neuromuscular.

### **3.4.3. Déficit bilateral en fuerza máxima o fuerza explosiva**

De forma similar a nuestros hallazgos, varios estudios han mostrado un déficit de fuerza bilateral durante la pendiente de la curva fuerza-tiempo, previo a alcanzar el pico máximo de fuerza (Buckthorpe *et al.*, 2013; Cornwell *et al.*, 2012; Sahaly *et al.*, 2001; Van Dieen *et al.*, 2003).

Cornwell *et al.* (2012) informaron de diferencias entre las contracciones bilaterales y unilaterales en valores de fuerza explosiva durante una prueba de presión manual, sin embargo, sus resultados no mostraron diferencias en los valores de máximo pico de fuerza. Es decir, estos sujetos mostraron déficit bilateral en fuerza explosiva pero no en fuerza máxima voluntaria.

Por lo tanto, durante las contracciones isométricas, el mecanismo de inhibición que subyace al déficit de fuerza bilateral podría estar más asociado con los mecanismos fisiológicos responsables de incrementar la fuerza explosiva; como una reducción en el umbral de reclutamiento motor o un incremento en la frecuencia de disparo de la unidad motora en particular en los primeros 50-75 ms (Maffiuletti *et al.*, 2016), en lugar de aquellos mecanismos implicados en la producción del máximo pico de fuerza. Este aspecto es crucial en el desarrollo de tareas funcionales que implican contracciones musculares rápidas y podría enfatizar la presencia del déficit bilateral durante las actividades de la vida diaria.

#### **3.4.4. Limitaciones del estudio**

Una de las principales limitaciones de esta investigación es la falta de potencia estadística debida al pequeño tamaño de la muestra ( $n=14$ ). Por este motivo, se realizó un análisis exploratorio de los datos estimando el efecto de tamaño y utilizando los intervalos de confianza. Los resultados fueron interpretados con el efecto de tamaño determinado por la  $d$  de Cohen y el coeficiente de determinación como recomendó Cohen (1994) y más recientemente Zhu (2012).



### 3.5. CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO II

El conjunto de mujeres analizadas en este estudio ha mostrado un déficit bilateral en valores de fuerza explosiva durante los intervalos de tiempo de 0-50 y 50-100 ms desde el inicio de la contracción muscular y ausencia de déficit en valores de máxima fuerza voluntaria y fuerza explosiva en el último intervalo de tiempo analizado de 100-150 ms durante la tarea isométrica de extensión de piernas.

Por otro lado, el déficit bilateral en fuerza explosiva durante el primer intervalo de desarrollo de fuerza 0-50 ms, podría representar un factor de limitación funcional en mujeres posmenopáusicas con bajos niveles de actividad física durante la transición de sedestación a bipedestación.





---

*Capítulo III*

**El déficit bilateral está relacionado con el  
equilibrio postural en adultos con artropatía  
hemofílica**

---



## *Capítulo III*

### **EL DÉFICIT BILATERAL ESTÁ RELACIONADO CON EL EQUILIBRIO POSTURAL EN ADULTOS CON ARTROPATÍA HEMOFÍLICA**

#### **3.1. INTRODUCCIÓN**

La hemofilia es una enfermedad hematológica caracterizada por la falta del factor de coagulación sanguíneo VIII (FVIII) o IX (FIX), que causa sangrados articulares espontáneos y prolongados. El desarrollo de hemartrosis es la principal manifestación clínica, especialmente en pacientes con hemofilia severa con niveles de FVIII y FIX por debajo del 1% (Mannucci & Tuddenham, 2001). El complejo mecanismo fisiopatológico del daño intraarticular en estos pacientes todavía no está completamente claro (Lafeber, Miossec, & Valentino, 2008), sin embargo, está bien documentado que una hemartrosis recurrente en la articulación diana desarrolla un ciclo de hemartrosis-sinovitis-hemartrosis (Knobe & Berntorp, 2011), lo que conduce a un deterioro articular conocido como artropatía hemofílica (Morfini *et al.*, 2007).

Este proceso de daño articular es evidente en múltiples articulaciones, sin embargo, la incidencia de la artropatía hemofílica en la articulación del tobillo se ha incrementado en los últimos años (Stephensen *et al.*, 2009). Este deterioro articular afecta a las capacidades funcionales de los pacientes, algunas tan importantes como el control del equilibrio postural (Fearn *et al.*, 2010; Gallach, Querol, González, Pardo, & Aznar, 2008; Souza *et al.*, 2013).

Para un rendimiento óptimo durante el paso de sedestación a bipedestación, el sistema nervioso central controla ambos miembros inferiores como una unidad funcional, es decir, la musculatura de los miembros homólogos actúa simultáneamente con el fin de proporcionar un correcto equilibrio postural durante la tarea (Lindemann *et al.*, 2003; Roebroek, Doorenbosch, Harlaar, Jacobs, & Lankhorst, 1994). Concretamente, la fuerza explosiva de la musculatura homóloga

de los miembros inferiores, especialmente la musculatura del tobillo provoca oscilaciones del centro de presiones en el eje mediolateral y anteroposterior dentro de la base de sustentación con el objetivo de proporcionar un correcto equilibrio postural (Schenkman, Hughes, Samsa, & Studenski, 1996). No obstante, tal y como se ha expuesto en capítulos anteriores, la activación simultánea de los miembros homólogos por parte del sistema neuromuscular puede generar un déficit en la fuerza desarrollada (Jakobi & Chilibeck, 2001).

Por consiguiente, si existe un déficit de fuerza bilateral, la fuerza explosiva de los miembros inferiores podría ser insuficiente, provocar una mayor fluctuación del centro de presiones y limitar el correcto equilibrio postural con un incremento en el riesgo de sufrir una lesión en pacientes con artropatía hemofílica.

Desde nuestro conocimiento, ningún estudio ha examinado la relación entre el déficit bilateral de la musculatura de tobillo y los ajustes posturales necesarios durante la transferencia de sentado a bipedestación en pacientes con artropatía hemofílica.

### **Objetivo III**

El objetivo de este estudio fue analizar la relación entre el equilibrio postural durante la transición de sentado a bipedestación y el fenómeno déficit bilateral en un conjunto de adultos con artropatía hemofílica de miembro inferior.

Se planteó como hipótesis que aquellos pacientes con mayor pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales representarían mayores fluctuaciones de fuerza y, por lo tanto, desarrollarían mayor tiempo de estabilización durante la transición de sentado a bipedestación.

## 3.2. MATERIAL Y MÉTODO

### 3.2.1. Diseño del estudio

En un contexto global el diseño del trabajo fue de tipo transversal, observacional, descriptivo y analítico desde un punto de vista estadístico porque se han analizado las relaciones entre variables (Argimon, 2006; Gómez-Gómez, 2001; Hernández-Sampieri, 2008; Thompson, 2000).

La investigación se llevó a cabo siguiendo las recomendaciones STROBE para diseño de estudios de tipo transversal (von Elm *et al.*, 2007). Previamente, se registró el protocolo en la base de datos *clinicaltrials.gov* con el identificador de registro NCT02165592 (**anexo 4.7**) con el objetivo de minimizar los posibles riesgos de sesgo. La investigación se desarrolló en la Universidad Católica de Murcia en el período 2014-2015.

### 3.2.2. Características de la muestra

El período de reclutamiento muestral abarcó del 20 de junio al 20 de octubre de 2014. La selección de los sujetos de estudio se realizó a través de muestreo no probabilístico intencional de pacientes adscritos a la Asociación Murciana de Hemofilia de la Ciudad de Murcia, Región de Murcia, España.

Inicialmente, la muestra estuvo compuesta por 19 participantes diagnosticados de hemofilia tipo A (90%) o B (10%) de los cuales 11 sujetos completaron todos los test del estudio. Las características físicas y clínicas de la muestra se detallan en la **Tabla 3.1**. Las principales variables antropométricas (peso, altura y BMI) fueron medidas a través de bioimpedancia eléctrica (*TBF-300WA model, Tanita Corporation of America, Inc. Illinois, USA*). El grado de artropatía hemofílica de rodilla y tobillo fue medido a través del cuestionario *Hemophilia Joint Health Score*, cuestionario que puntúa de 0 a 20 puntos siendo el máximo el peor grado de artropatía. Aquellos pacientes que necesitaban dispositivos de ayuda para caminar fueron excluidos.

**Tabla 3.1.** Características generales de la muestra (n=11).

Características	Variables	n	Media (DT)	IC 95%	Mínimo	Mediana (Q1 a Q3)	Máximo
Antropométricas	Edad (años)	11	34,1 (6,6)	29,6 a 38,6	23	33 (39 a 42)	43
	Peso (kg)	11	72,6 (12,9)	64 a 81,2	46,7	75,8 (61,3 a 81,6)	91
	Altura (m)	11	1,76 (0,08)	1,71 a 1,81	1,63	175 (1,7 a 1,81)	1,91
	BMI (kg/m <sup>2</sup> )	11	23,1 (3,1)	21 a 25,2	15,6	23,4 (22,1 a 25,6)	27,4
Deterioro articular	HJHS rodilla derecha (rango 0-20)	11	5,1 (3,7)	2,5 a 7,6	2	4 (3 a 5)	13
	HJHS rodilla izquierda (rango 0-20)	11	3 (2,6)	1,2 a 4,7	1	3 (1 a 4)	9
	HJHS tobillo derecho (rango 0-20)	11	5,2 (3,5)	2,8 a 7,5	1	4 (3 a 8)	11
	HJHS tobillo izquierdo (rango 0-20)	11	5,5 (3,9)	2,8 a 8,2	1	5 (2 a 9)	13

DT: desviación típica. IC 95%: intervalo para la media al 95% de confianza. Q1: primer cuartil. Q3: tercer cuartil. HJHS: Hemophilia Joint Health Score.

### 3.2.3. Consideraciones éticas

Todos los participantes fueron informados verbalmente y por escrito sobre el contenido del estudio, sus objetivos, sus posibles riesgos y beneficios (**anexo 4.8**) tras lo cual dieron su consentimiento informado por escrito antes de realizar el protocolo de medición (**anexo 4.9**).

La metodología y los protocolos del proyecto fueron realizados de acuerdo con la declaración de Helsinki. El estudio contó con la aprobación del comité de ética de la Universidad Católica de Murcia, Murcia, España (**anexo 4.10**).

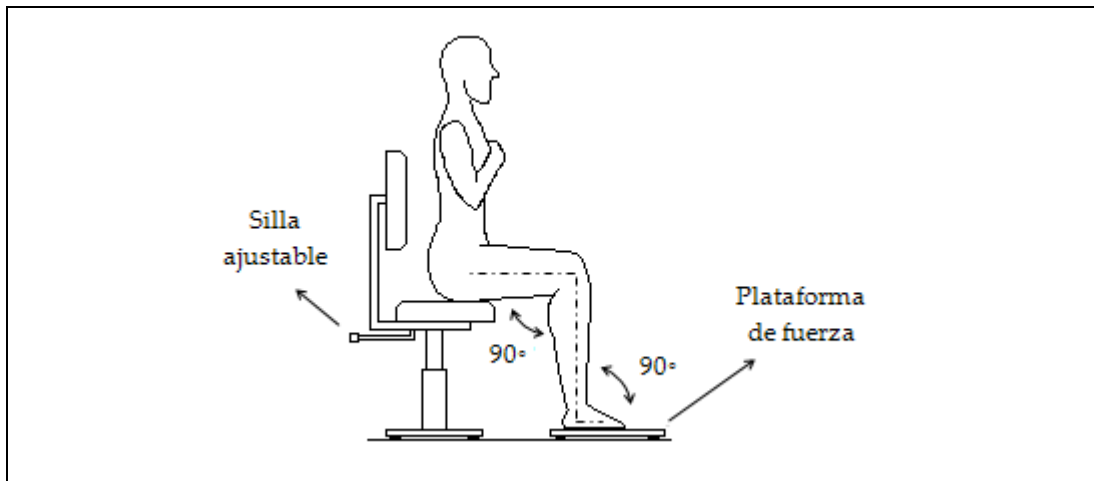
### 3.2.4. Procedimiento

Los participantes visitaron el laboratorio en dos ocasiones, la primera para realizar un protocolo de familiarización con el proceso de medición y la segunda, una semana más tarde, para realizar las mediciones.

Las dos sesiones llevaron a cabo un calentamiento apropiado compuesto de movilización articular de flexoextensión de rodilla, flexoextensión de tobillo, medias sentadillas, ponerse de puntillas con ambos miembros y con el miembro derecho e izquierdo. Los ejercicios se repitieron de 8 a 10 veces cada uno. Se concedieron dos minutos de descanso entre ejercicio para evitar el riesgo de fatiga. Para el proceso de medición, los pacientes realizaron la tarea de ponerse de puntillas, es decir, flexión plantar de tobillo en bipedestación con las rodillas en extensión, con ambos miembros simultáneamente y con los dos miembros de forma unilateral (izquierda y derecha) en orden aleatorizado. Además, realizaron dos transferencias de sedestación a bipedestación.

### *Transferencia de sedestación a bipedestación*

Los participantes permanecieron sentados sin apoyar la espalda sobre el respaldo de la silla, con sus manos cruzadas sobre su pecho y cada pie apoyado sobre una plataforma de fuerza (*Kistler 9286BA, Kistler Instruments, Amherst, NY, USA*). Las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo se posicionaron a  $90^\circ$  (**Fig. 3.1**). La fuerza vertical fue grabada a 1.000 Hz a través de la plataforma de fuerza. Se grabaron dos ensayos satisfactorios y se seleccionó para el análisis el ensayo en el que se ejerció mayor fuerza de reacción contra el suelo (*Lindemann et al., 2003*).



**Figura 3.1.** *Transferencia de sentado a bipedestación.* Fuente: Elaboración propia.

### *Tarea de flexión plantar de tobillo*

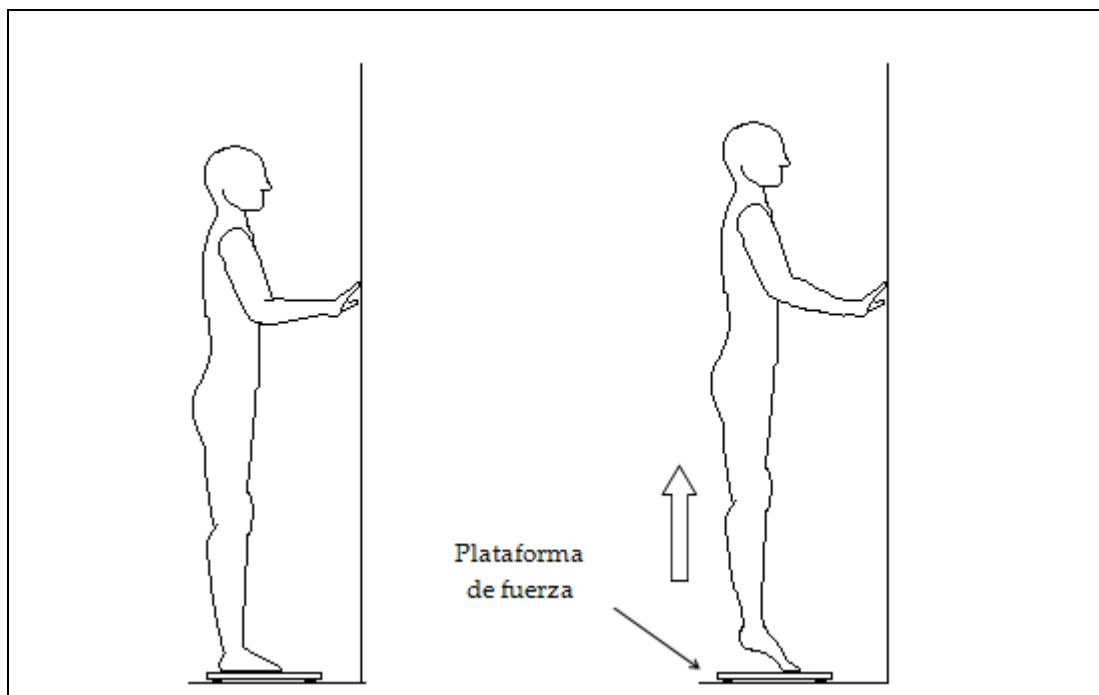
Los participantes fueron cuidadosamente familiarizados con el procedimiento del test para producir su máxima tasa de desarrollo de fuerza durante la tarea de flexión plantar en bipedestación. Se les proporcionó cinco minutos de descanso antes de realizar el test para asegurar su adecuada recuperación y minimizar los posibles efectos de fatiga muscular. La tasa de desarrollo de fuerza (RFD) de los miembros inferiores fue medida a través de una plataforma de fuerza (*Kistler 9286BA, Kistler Instruments, Amherst, NY, USA*).

Los participantes se situaron en bipedestación sobre la plataforma de fuerza, con los brazos ligeramente apoyados sobre la pared (**Fig. 3.2**). Se les solicitó una máxima tasa de desarrollo de fuerza con la siguiente instrucción «lo más rá-



vido y fuerte que puedas» (Ruiz-Cárdenas *et al.*, 2018; Sahaly *et al.*, 2001). Se realizaron contracciones bilaterales, unilateral derecha e izquierda, seleccionadas en orden aleatorio. Los sujetos podían ver su fuerza producida después del test mediante retroalimentación visual sobre una pantalla de ordenador colocada aproximadamente a 1 m a la izquierda del sujeto. Se establecieron cinco minutos de descanso entre cada contracción.

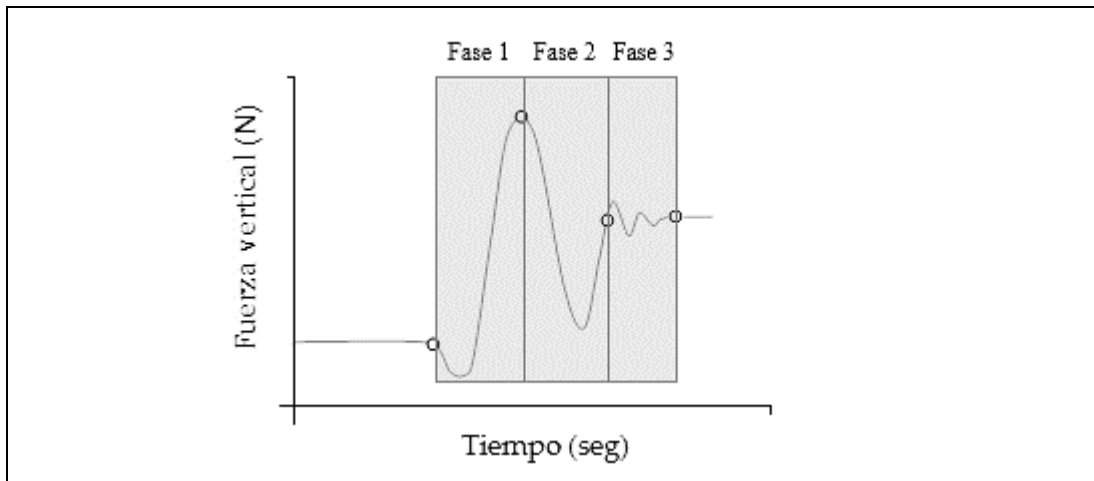
La fuerza generada se registró a 1.000 Hz a través de la plataforma de fuerza (Kistler 9286BA, Kistler Instruments, Amherst, NY, USA). Se puso especial atención a la gráfica proporcionada, de manera que se descartaron los ensayo con algún tipo de anomalía previa al inicio de la contracción. Se grabaron dos ensayos satisfactorios para cada condición (bilateral, unilateral derecha e izquierda) y se seleccionó para el análisis el ensayo con mayor pico de fuerza.



**Figura 3.2.** Test dinámico de flexión plantar. Fuente: Elaboración propia.

### 3.2.5. Análisis de los datos

Los datos proporcionados por la plataforma de fuerza fueron guardados y analizados usando el programa Bioware® (*Kistler BioWare software version 5.3.0.7, Winterthur, Switzerland*) para Microsoft Windows XP profesional (*Microsoft Windows XP professional Service Pack 2, Redmond, WA*). El equilibrio postural fue calculado como la desviación típica de la fuerza producida en el eje mediolateral (equilibrio mediolateral) y anteroposterior (equilibrio anteroposterior) durante la tercera fase de la transición de sedestación a bipedestación (**Fig. 3.3**) (Wikstrom, Tillman, Chmielewski, Cauraugh, & Borsa, 2007).



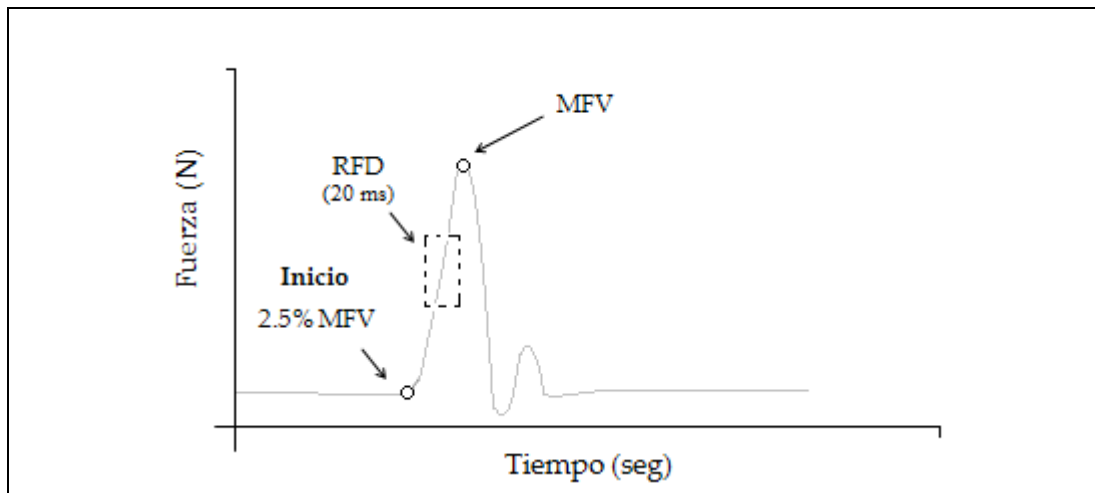
**Figura 3.3.** Relación fuerza-tiempo durante la tarea de sentado a bipedestación. Fuente: Elaboración propia.

La primera fase de la transición comienza cuando la fuerza vertical desciende más del 2,5% del peso sostenido sobre la plataforma de fuerza y finaliza cuando se alcanza el pico máximo de fuerza. Este momento coincide con la pérdida de contacto con el asiento (Lindemann *et al.*, 2003).

La segunda fase comienza cuando desciende el pico máximo de fuerza y finaliza cuando alcanza el peso corporal del sujeto. Este punto coincide con la extensión completa de cadera y rodilla.

La tercera fase comienza tras alcanzar el peso corporal del sujeto y finaliza cuando las fluctuaciones de fuerza en el eje vertical son inferiores al 2,5% del peso corporal. Durante esta fase se producen los ajustes posturales necesarios para mantener el equilibrio principalmente a través de la articulación del tobillo (Roebroek *et al.*, 1994). La duración de la tercera fase se denomina tiempo de estabilización y se calculó para su futuro análisis (Lindemann *et al.*, 2003; Roebroek *et al.*, 1994).

Por otro lado, la fuerza explosiva se obtuvo a través de la fase de aceleración del test de flexión plantar para la contracción bilateral, unilateral derecha e izquierda. El inicio de la contracción muscular se definió como el 2,5% de la diferencia entre la línea base y la máxima fuerza isométrica (MFV) (Fig. 3.4) (Aagaard *et al.*, 2002). La máxima tasa de fuerza desarrollada (RFD) se calculó como el promedio de 20 ms alrededor del pico absoluto de tasa (Sahaly *et al.*, 2001; Van Dieen *et al.*, 2003).



**Figura 3.4.** Relación fuerza-tiempo durante el test dinámico de flexión plantar.

Fuerza máxima voluntaria (MFV) y tasa de desarrollo de fuerza (RFD) sobre 20 ms de periodo alrededor del pico absoluto de RFD. Fuente: Elaboración propia.

### 3.2.6. Análisis del fenómeno déficit bilateral

Para llevar a cabo el análisis del fenómeno déficit bilateral se establecieron los índices bilaterales propuestos por Howard y Enoka (1991). El índice bilateral se calculó para los valores de tasa de desarrollo de fuerza (RFD) según la siguiente fórmula:

$$BI \% = 100 \times \frac{RFD \text{ bilateral}}{(RFD \text{ unilateral izquierda} + RFD \text{ unilateral derecha})} - 100$$

Un BI igual a cero significa que no existen diferencia entre las contracciones bilaterales y unilaterales. Un BI con un valor negativo indica que el rendimiento durante las contracciones bilaterales es inferior al combinado durante las contracciones unilaterales, es decir, déficit bilateral. Por otro lado, un BI con un valor positivo indica que el rendimiento durante las contracciones bilaterales es superior en comparación a las contracciones unilaterales.

### 3.2.7. Análisis estadístico

Se preparó una base de datos en Excel sobre la que se depuraron y localizaron valores perdidos o casos extremos. Una vez limpiada y revisada, se exportaron a IBM SPSS Statistics 19 para Windows (IBM Company, 2010).

Se realizó un análisis exploratorio de datos en el que se calcularon las medias, desviaciones estándar, rango e intervalos de confianza al 95% para las variables continuas. El nivel de significación se fijó en un 0,05 para todos los test estadísticos.

Se comprobó la distribución normal de las variables cuantitativas mediante la prueba de Shapiro-Wilks que se complementó con el análisis de la asimetría, la kurtosis, la media recortada, la mediana y los gráficos de normalidad Q-Q. Para la comparación entre los valores medios de los índices bilaterales con el valor de referencia (cero) se aplicó la prueba t-Student para una muestra. El tamaño del efecto fue determinado por el estadístico *d* de Cohen, con el que se considerarán efectos pequeños <0,2, medios alrededor de 0,5 y grandes >0,8.

Las relaciones entre los índices bilaterales y las variables de equilibrio; tiempo de estabilización, equilibrio mediolateral y equilibrio anteroposterior se realizó de forma bivalente con el coeficiente de correlación lineal de Pearson. Se calculó también el tamaño del efecto ( $r^2$ ) que se muestra en forma de porcentaje y puede interpretarse como el porcentaje de variancia compartida por las dos variables.



### **3.3. RESULTADOS**

#### **3.3.1. Características funcionales y principales variables de fuerza**

A continuación, se muestra una tabla con los principales descriptivos de las variables analizadas en 11 pacientes con artropatía hemofílica de miembro inferior (**Tabla 3.2**).

**Tabla 3.2.** Características funcionales y dinamométricas de la muestra (n=11).

Variable	Media (DT)	IC 95%	Mínimo	Mediana (Q1 a Q3)	Máximo
<i>Equilibrio</i>					
Tiempo estabilización (s)	0,213 (0,14)	0,119 a 0,307	<0,001	0,171 (0,107 a 0,293)	0,458
Equilibrio mediolateral (N)	0,067 (0,05)	0,031 a 0,102	<0,001	0,055 (0,025 a 0,117)	0,171
Equilibrio anteroposterior (N)	0,148 (0,11)	0,074 a 0,222	<0,001	0,167 (0,046 a 0,281)	0,314
<i>Tasa de desarrollo de fuerza (RFD)</i>					
Condición derecha (N/s)	2190 (1197)	1386 a 2994	521	2115 (996 a 3600)	3844
Condición izquierda (N/s)	2810 (1213)	1995 a 3626	381	2677 (2272 a 3558)	5159
Condición bilateral (N/s)	5984 (2809)	4096 a 7871	1450	6361 (3922 a 7996)	11323
<i>Índice bilateral</i>					
BI <sub>RFD</sub> (%)	25,4 (12)	-1,3 a 52,2	-27,2	28,66 (-17,29 a 60,57)	83,7

RFD: Tasa de desarrollo de fuerza. BI: Índice bilateral. DT: desviación típica. IC 95%: 95% intervalo de confianza. Q1: primer cuartil. Q3: tercer cuartil. S: segundos. N: Newton.



### 3.3.2. Índice bilateral en tasa de desarrollo de fuerza

Los resultados mostraron mayor tasa de desarrollo de fuerza durante la condición bilateral en comparación con la condición unilateral, es decir, se evidenció una tendencia a la facilitación bilateral del 25,4% (IC 95%: -1,3 a 52,2;  $P=0,06$ ) con un tamaño del efecto grande. (**Tabla 3.3**).

### 3.3.3. Análisis de correlación

El modelo de regresión lineal bivariado mostró una asociación entre el equilibrio anteroposterior y el equilibrio medio lateral ( $r= 0,925$ ; IC 95%: 0,731 a 0,98;  $P<0,001$ ). Además, los resultados mostraron relaciones entre el tiempo de estabilización y las variables de equilibrio medio-lateral ( $r= 0,639$ ; IC 95%: 0,064 a 0,895;  $P=0,034$ ) y anteroposterior ( $r= 0,779$ ; IC 95%: 0,426 a 0,95;  $P=0,002$ ). Indicando una asociación entre el equilibrio mediolateral, anteroposterior y el tiempo de estabilización de la tercera fase de la tarea de sentado a bipedestación.

Con respecto al índice bilateral, aquellos sujetos que desarrollaron menor cantidad de fuerza durante las contracciones bilaterales mostraron un peor equilibrio anteroposterior ( $r= -0,9$ ; 95% IC: -0,974 a -0,653;  $P<0,001$ ) con un 81% de la varianza compartida y mediolateral ( $r= -0,84$ ; 95% IC: -0,957 a -0,482;  $P=0,001$ ) con un 70% de varianza compartida (**Fig. 3.5**). Asimismo, el índice bilateral mostró una asociación negativa con el tiempo de estabilización ( $r= -0,829$ ; 95% IC: -0,954 a -0,456;  $P=0,002$ ) con una varianza compartida del 69% (**Tabla 3.4**).

**Tabla 3.3.** Diferencia entre el índice bilateral y la referencia cero (n=11).

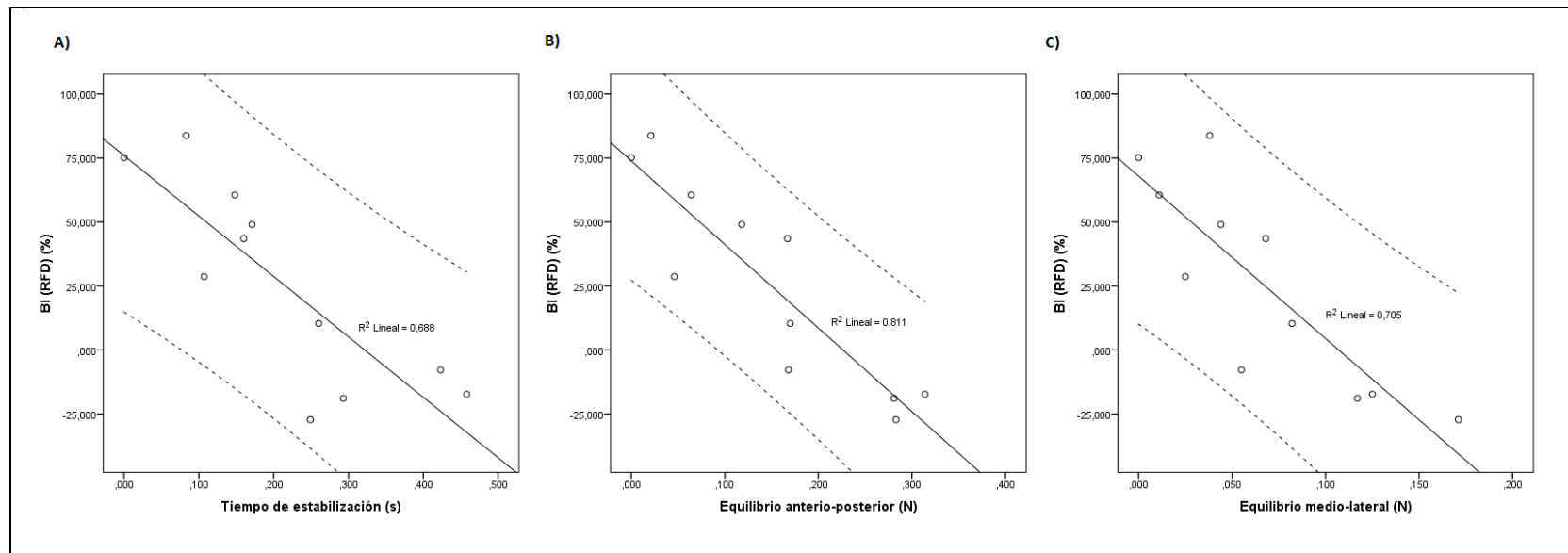
Parámetro	Diferencia media	DT	Límite inferior 95% IC	Límite superior 95% IC	t-Student	df	P-valor	Cohen's d
<i>Índice bilateral vs. Referencia (valor cero)</i>								
BI <sub>RFD</sub> (%)	25,4	12	-1,34	52,2	2,11	10	0,06	2,1

RFD: Tasa de desarrollo de fuerza. BI: Índice bilateral. DT: Desviación típica. 95% IC: 95% intervalo de confianza. Df.: grados de libertad.

**Tabla 3.4.** Análisis de correlación de las variables dependientes evaluadas (n=11).

	Equilibrio anteroposterior (N)			Equilibrio medio-lateral (N)			Tiempo de estabilización (seg)		
	r	95% IC	r <sup>2</sup> (%)	r	95% IC	r <sup>2</sup> (%)	r	95% IC	r <sup>2</sup> (%)
Equilibrio anteroposterior (N)	-	-	-	0,925*	0,731 a 0,98	85,5	0,779*	0,426 a 0,95	60,7
Equilibrio medio-lateral (N)	0,925*	0,731 a 0,98	85,5	-	-	-	0,639*	0,065 a 0,895	40,8
BI <sub>RFD</sub> (%)	-0,9*	-0,974 a -0,653	81	-0,84*	-0,96 a -0,48	70,3	-0,829*	-0,943 a 0,456	68,7

RFD: Tasa de desarrollo de fuerza. BI: Índice bilateral. 95% IC: 95% intervalo de confianza. \* Correlación estadísticamente significativa a un nivel alfa de 0,05.



**Figura 3.5.** Gráfico de dispersión.

Relación entre el índice bilateral en fuerza explosiva ( $BI_{RFD}$ ) y el tiempo de estabilización (A); y el equilibrio anteroposterior (B); y mediolateral (C). Las líneas discontinuas muestran el intervalo de confianza al 95%.



### 3.4. DISCUSIÓN

El principal hallazgo de este estudio fue que el fenómeno déficit bilateral estuvo asociado a un mayor tiempo de estabilización y con un peor equilibrio anteroposterior y mediolateral durante la transferencia de sedestación a bipedestación en pacientes con artropatía hemofílica de miembro inferior. Aquellos pacientes que generaron menor cantidad de fuerza bilateral durante el test de flexión plantar mostraron un peor equilibrio en ambos ejes, así como un mayor tiempo de estabilización.

#### 3.3.4. Biomecánica durante la tarea de sentado a bipedestación.

Durante la transferencia de sentado a bipedestación, la musculatura homóloga de los miembros inferiores actúa simultáneamente con el objetivo de proporcionar un correcto equilibrio postural durante la tarea. Varios autores han sugerido que las oscilaciones de la fuerza de reacción contra el suelo en el eje vertical durante la fase de estabilización son generadas por la actividad homóloga de los músculos de la pantorrilla con el fin de estabilizar la postura. Por lo tanto, la duración de la fase de estabilización podría estar relacionada con los ajustes posturales necesarios para restablecer el equilibrio después de realizar la transferencia de sentado a bipedestación (Lindemann *et al.*, 2003; Schenkman *et al.*, 1996). Nuestros resultados concuerdan con estas sugerencias y muestran una asociación entre la duración de la fase de estabilización y el equilibrio anteroposterior

En un análisis más profundo del gesto de levantarse de una silla podemos clasificarlo en tres fases principales (**Fig. 3.3**) (Lindemann *et al.*, 2003). Durante la primera fase de la transferencia; el sujeto realiza una anteriorización del tronco hasta conseguir una flexión máxima de cadera, en ese momento, el sujeto ejerce gran cantidad de fuerza contra el suelo hasta que pierde contacto con el asiento (momento que coincide con el pico máximo de fuerza). A continuación, en la segunda fase, el cuerpo se extiende y la fuerza vertical va en decremento hasta que alcanza el peso corporal después de disminuir e incrementar de nuevo, lo cual coincide con la extensión completa de la cadera y la rodilla (Lindemann *et al.*, 2003). Durante esta fase, la mayor parte del trabajo mecánico es generado por la

musculatura extensora de cadera y rodilla, mientras que los músculos del tobillo realizan pequeños ajustes posturales para mantener el equilibrio. En la tercera fase, la musculatura del tobillo frena la inercia del cuerpo por medio de la musculatura flexora plantar mientras que la actividad de la musculatura superior de las piernas pasa a un segundo plano (Roebroek *et al.*, 1994). De esta forma, la musculatura homóloga inferior de la pierna actúa simultáneamente para proporcionar un correcto equilibrio postural en el eje anteroposterior y medio-lateral durante la transferencia de sentado a bipedestación (Lindemann *et al.*, 2003; Roebroek *et al.*, 1994).

### **3.3.5. Repercusión del fenómeno déficit bilateral durante la tarea de sentado a bipedestación.**

Conociendo el protagonismo de la musculatura flexora de tobillo en la tercera fase de la transición de sentado a bipedestación, podría considerarse que, si existe un déficit de fuerza durante las contracciones bilaterales de la musculatura homóloga (déficit bilateral), el equilibrio postural durante la tarea podría alterarse y la fuerza de ambos miembros podría fluctuar más y durante más tiempo en un intento de restaurar el equilibrio postural. Por lo tanto, esta situación podría repercutir negativamente en el equilibrio postural durante la fase de estabilización.

En este contexto, nuestros resultados mostraron una asociación negativa entre el índice bilateral de la musculatura flexora plantar y las fluctuaciones de fuerza en el eje anteroposterior y mediolateral durante el paso de sedestación a bipedestación. Además, este índice bilateral estuvo asociado a una mayor duración de la fase de estabilización indicando que aquellos sujetos que desarrollaban menor cantidad de fuerza bilateral durante el test de flexión plantar con relación a la fuerza desarrollada de forma unilateral mostraron un peor equilibrio postural durante la tercera fase de la transición de sentado a bipedestación.

Como se ha comentado en capítulos anteriores, el sistema nervioso central controla la musculatura de los miembros homólogos como una unidad funcional común a través de la sincronización en la frecuencia de disparo de las unidades motoras con el objetivo de aportar un control del equilibrio postural satisfactorio (Boonstra *et al.*, 2009; Sharott *et al.*, 2003). Sin embargo, cuando el fenómeno déficit bilateral está presente durante las contracciones bilaterales, aparece una reducción en la amplitud del potencial motor de acción a nivel del sistema nervioso central y, por consiguiente, un menor reclutamiento de unidades motoras de umbral alto, así como una peor sincronización de las unidades motoras implicadas. Esta pérdida de control del equilibrio postural podría incrementar el riesgo de lesión en pacientes que sufren artropatía hemofílica de miembro inferior.

Diferentes autores han sugerido que la existencia de limitaciones biomecánicas en pacientes con artropatía hemofílica de miembro inferior podría repercutir sobre el control del equilibrio postural (Fearn *et al.*, 2010; Gallach *et al.*, 2008; Souza *et al.*, 2013). Brunner *et al.* (2014) informaron de que aquellas extremidades más afectadas en pacientes con artropatía hemofílica desarrollaban mayores fluctuaciones de fuerza, es decir, aquellas extremidades más débiles y menos estables fueron asociadas con un peor estado articular. Estos resultados apoyan la importancia de la fuerza muscular en el desarrollo de contracciones estables que podrían afectar al rendimiento funcional.

Si a esta situación le añadimos el papel que desempeña el fenómeno déficit bilateral, esta inestabilidad durante las contracciones de la musculatura homóloga podría incrementar contribuyendo en un deterioro de la funcionalidad e incrementando el riesgo de sufrir caídas en pacientes con artropatía hemofílica de miembro inferior. Así, el déficit bilateral podría ser considerado como un factor añadido que podría limitar el equilibrio postural en estos pacientes durante actividades de la vida diaria como levantarse de una silla.

### 3.3.6. Limitaciones del estudio

La hemofilia es una enfermedad rara que afecta 1-9 / 100.000 personas en España (Stonebraker, Bolton-Maggs, Michael Soucie, Walker, & Brooker, 2010). Estas cifras se reducen cuando se refieren a pacientes con artropatía hemofílica de miembro inferior. Por este motivo, una de las principales limitaciones de esta investigación fue la falta de potencia estadística debida al pequeño tamaño de la muestra (n=11).

No obstante, se realizó un análisis exploratorio de los datos estimando el tamaño del efecto e interpretando los resultados a través de los intervalos de confianza. El déficit bilateral en fuerza explosiva mostró una tendencia a la significación estadística (P=0,06) con un intervalo de confianza del -1,3% al 52,2%. Puesto que el tamaño del efecto fue muy grande (d de Cohen: 2,1) es muy probable que la significación estadística se habría alcanzado con un ligero incremento en el número de sujetos (análisis post-hoc *G\*Power v3.1.0.*).

Son necesarios más estudios para comprender a mayor escala cómo afecta el fenómeno déficit bilateral sobre el equilibrio postural en pacientes con artropatía hemofílica de miembro inferior.



### 3.6. CONCLUSIONES DEL CAPÍTULO III

El conjunto de pacientes con artropatía hemofílica de miembro inferior analizados en este estudio, mostraron un índice bilateral en fuerza explosiva de del 25% durante el test de flexión plantar.

Además, aquellos pacientes que sufrían una mayor pérdida de fuerza durante las contracciones bilaterales en relación con las contracciones unilaterales obtuvieron un peor equilibrio en el eje anteroposterior y mediolateral durante la tercera fase de la transición de sentado a bipedestación. Esta pérdida de fuerza además estuvo relacionada con un mayor tiempo de estabilización. Estos resultados sugieren que el fenómeno déficit bilateral en fuerza explosiva podría representar un factor de limitación funcional en pacientes con artropatía hemofílica de miembro inferior.



---

## **REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

---



## 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*, 93(4), 1318-1326. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2002>
- Azizi, E., Brainerd, E. L., & Roberts, T. J. (2008). Variable gearing in pennate muscles. *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America*, 105(5), 1745-1750. <https://doi.org/10.1073/pnas.0709212105>
- Azizi, E., & Roberts, T. J. (2014). Geared up to stretch: pennate muscle behavior during active lengthening. *Journal of Experimental Biology*, 217(3), 376-381. <https://doi.org/10.1242/jeb.094383>
- Behm, D. G., Power, K. E., & Drinkwater, E. J. (2003). Muscle activation is enhanced with multi- and uni-articular bilateral versus unilateral contractions. *Canadian Journal of Applied Physiology = Revue Canadienne De Physiologie Appliquée*, 28(1), 38-52.
- Bobbert, M. F., de Graaf, W. W., Jonk, J. N., & Casius, L. J. (2006). Explanation of the bilateral deficit in human vertical squat jumping. *Journal of Applied Physiology*, 100(2), 493-499. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00637.2005>
- Boonstra, T., Daffertshofer, A., Roerdink, M., Flipse, I., Groenewoud, K., & Beek, P. J. (2009). Bilateral motor unit synchronization of leg muscles during a simple dynamic balance task. *European Journal of Neuroscience*, 29(3), 613-622. <https://doi.org/10.1111/j.1460-9568.2008.06584.x>
- Boonstra, T., Daffertshofer, A., van Ditsuijzen, J. C., van den Heuvel, M. R., Hofman, C., Willigenburg, N. W., & Beek, P. J. (2008). Fatigue-related changes in motor-unit synchronization of quadriceps muscles within and across legs. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 18(5), 717-731. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2007.03.005>
- Bottinelli, R., Canepari, M., Pellegrino, M. A., & Reggiani, C. (1996). Force-velocity properties of human skeletal muscle fibres: myosin heavy chain isoform and temperature dependence. *The Journal of physiology*, 495(Pt 2), 573-586.

- Botton, C. E., Radaelli, R., Wilhelm, E. N., Rech, A., Brown, L. E., & Pinto, R. S. (2015). Neuromuscular Adaptations to Unilateral vs. Bilateral Strength Training in Women. *Journal of Strength and Conditioning Research*, Epub ahead of print. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001125>
- Bračič, M., Supej, M., Peharec, S., Bačić, P., & Čoh, M. (2010). An investigation of the influence of bilateral deficit on the counter-movement jump performance in elite sprinters. *Kinesiology*, 42(1), 73–81.
- Brinkman, C. (1981). Lesions in supplementary motor area interfere with a monkey's performance of a bimanual coordination task. *Neuroscience Letters*, 27(3), 267-270. [https://doi.org/10.1016/0304-3940\(81\)90441-9](https://doi.org/10.1016/0304-3940(81)90441-9)
- Brinkman, C. (1984). Supplementary motor area of the monkey's cerebral cortex: short- and long-term deficits after unilateral ablation and the effects of subsequent callosal section. *The Journal of Neuroscience: The Official Journal of the Society for Neuroscience*, 4(4), 918-929.
- Brown, L. E., Whitehurst, M., Gilbert, R., Findley, B. W., & Buchalter, D. N. (1994). Effect of velocity on the bilateral deficit during dynamic knee extension and flexion exercise in females. *Isokinetics and Exercise Science*, 4(4), 153–156.
- Brughelli, M., & Cronin, J. (2007). Altering the length-tension relationship with eccentric exercise. *Sports Medicine*, 37(9), 807–826.
- Brunner, A., Stäuber, F., Göhler, S., Czepa, D., Wendel, M., Seuser, A., & Hilberg, T. (2014). Impact of joint status on contraction steadiness of m. quadriceps femoris in people with severe haemophilia. *Haemophilia*, 20(6), 884-890. <https://doi.org/10.1111/hae.12493>
- Buckthorpe, M. W., Pain, M. T. G., & Folland, J. P. (2013). Bilateral Deficit in Explosive Force Production Is Not Caused by Changes in Agonist Neural Drive. *PLoS One*, 8(3), e57549. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0057549>
- Bütefisch, C. M., Wessling, M., Netz, J., Seitz, R. J., & Hömberg, V. (2008). Relationship between interhemispheric inhibition and motor cortex excitability in subacute stroke patients. *Neurorehabilitation and Neural Repair*, 22(1), 4-21. <https://doi.org/10.1177/1545968307301769>

- Carr, L. J., Harrison, L. M., & Stephens, J. A. (1994). Evidence for bilateral innervation of certain homologous motoneurone pools in man. *The Journal of physiology*, 475(2), 217–227.
- Challis, J. H. (1998). An investigation of the influence of bi-lateral deficit on human jumping. *Human Movement Science*, 17(3), 307-325. [https://doi.org/10.1016/S0167-9457\(98\)00002-5](https://doi.org/10.1016/S0167-9457(98)00002-5)
- Chang, S.-H., Durand-Sanchez, A., DiTommaso, C., & Li, S. (2013). Interlimb interactions during bilateral voluntary elbow flexion tasks in chronic hemiparetic stroke. *Physiological Reports*, 1(1), e00010. <https://doi.org/10.1002/phy2.10>
- Chaves, C. P., Guerra, C. P., Moura, S. R., Nicoli, A. I., Idemar, F., & Simão, R. (2004). Bilateral deficit in leg flexion and extension and elbow flexion movements. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 10(6), 505-508. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922004000600007>
- Cipriani, C., Romagnoli, E., Carnevale, V., Raso, I., Scarpiello, A., Angelozzi, M., ... Minisola, S. (2012). Muscle strength and bone in healthy women: effect of age and gonadal status. *Hormones (Athens, Greece)*, 11(3), 325-332.
- Cohen, J. (1995). The earth is round ( $p < .05$ ): Rejoinder. *American Psychologist*, 50(12), 1103. <https://doi.org/10.1037/0003-066X.50.12.1103>
- Cormie, P., McGuigan, M. R., & Newton, R. U. (2011). Developing maximal neuromuscular power: Part 1--biological basis of maximal power production. *Sports Medicine*, 41(1), 17-38. <https://doi.org/10.2165/11537690-000000000-00000>
- Cornwell, A., Khodiguian, N., & Yoo, E. J. (2012). Relevance of hand dominance to the bilateral deficit phenomenon. *European Journal of Applied Physiology*, 112(12), 4163-4172. <https://doi.org/10.1007/s00421-012-2403-z>
- Costa, E., Moreira, A., Cavalcanti, B., Krinski, K., & Aoki, M. (2015). Effect of unilateral and bilateral resistance exercise on maximal voluntary strength, total volume of load lifted, and perceptual and metabolic responses. *Biology of Sport / Institute of Sport*, 32(1), 35-40. <https://doi.org/10.5604/20831862.1126326>

- Coyle, E. F., Feiring, D. C., Rotkis, T. C., Cote III, R. W., Roby, F. B., Lee, W., & Wilmore, J. H. (1981). Specificity of power improvements through slow and fast isokinetic training. *J Appl Physiol*, 51(6), 1437-42.
- Cresswell, A. G., & Ovendal, A. H. (2002). Muscle activation and torque development during maximal unilateral and bilateral isokinetic knee extensions. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42(1), 19-25.
- Cronin, J. B., McNair, P. J., & Marshall, R. N. (2002). Is velocity-specific strength training important in improving functional performance? *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 42(3), 267-273.
- Davis, W. W. (1899). Researches in cross-education. *Studies from the Yale Psychological Laboratory*, 6, 6-50.
- Defreitas, J. M., Beck, T. W., Ye, X., & Stock, M. S. (2014). Synchronization of low- and high-threshold motor units. *Muscle & Nerve*, 49(4), 575-583. <https://doi.org/10.1002/mus.23978>
- DeJong, S. L., & Lang, C. E. (2012). The bilateral movement condition facilitates maximal but not submaximal paretic-limb grip force in people with post-stroke hemiparesis. *Clinical Neurophysiology*, 123(8), 1616-1623. <https://doi.org/10.1016/j.clinph.2011.12.011>
- Dickin, D. C., Sandow, R., & Dolny, D. G. (2011). Bilateral deficit in power production during multi-joint leg extensions. *European Journal of Sport Science*, 11(6), 437-445. <https://doi.org/10.1080/17461391.2010.536578>
- Dickin, D. C., & Too, D. (2006). Effects of movement velocity and maximal concentric and eccentric actions on the bilateral deficit. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77(3), 296-303. <https://doi.org/10.1080/02701367.2006.10599363>
- Dobbs, C. W., Gill, N. D., Smart, D. J., & McGuigan, M. R. (2014). Relationship between vertical and horizontal jump variables and muscular performance in athletes.: *Journal of Strength and Conditioning Research*, 1. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000694>



- Duque, J., Mazzocchio, R., Dambrosia, J., Murase, N., Olivier, E., & Cohen, L. G. (2005). Kinematically specific interhemispheric inhibition operating in the process of generation of a voluntary movement. *Cerebral Cortex*, *15*(5), 588-593. <https://doi.org/10.1093/cercor/bhh160>
- Ebben, W. P., Flanagan, E., & Jensen, R. L. (2009). Bilateral facilitation and laterality during the countermovement jump. *Perceptual and Motor Skills*, *108*(1), 251-258. <https://doi.org/10.2466/PMS.108.1.251-258>
- Essén, B., Jansson, E., Henriksson, J., Taylor, A. W., & Saltin, B. (1975). Metabolic characteristics of fibre types in human skeletal muscle. *Acta Physiologica Scandinavica*, *95*(2), 153-165. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1975.tb10038.x>
- Fearn, M., Hill, K., Williams, S., Mudge, L., Walsh, C., McCarthy, P., ... Street, A. (2010). Balance dysfunction in adults with haemophilia. *Haemophilia: The Official Journal of the World Federation of Hemophilia*, *16*(4), 606-614. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2010.02200.x>
- Ferbert, A., Priori, A., Rothwell, J. C., Day, B. L., Colebatch, J. G., & Marsden, C. D. (1992). Interhemispheric inhibition of the human motor cortex. *The Journal of physiology*, *453*(1), 525-546.
- Gallach, J. E., Querol, F., González, L. M., Pardo, A., & Aznar, J. A. (2008). Posturographic analysis of balance control in patients with haemophilic arthropathy. *Haemophilia: The Official Journal of the World Federation of Hemophilia*, *14*(2), 329-335. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2007.01613.x>
- Giedd, J. N., Blumenthal, J., Jeffries, N. O., Rajapakse, J. C., Vaituzis, A. C., Liu, H., ... Castellanos, F. X. (1999). Development of the human corpus callosum during childhood and adolescence: a longitudinal MRI study. *Progress in Neuro-Psychopharmacology & Biological Psychiatry*, *23*(4), 571-588.
- Gutmann, A. K., & Bertram, J. E. (2016). The dynamic limits of hop height: Biological actuator capabilities and mechanical requirements of task produce incongruity between one- and two-legged performance. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers. Part H, Journal of Engineering in Medicine*. <https://doi.org/10.1177/0954411915624127>

- Häkkinen, K., Kraemer, W. J., Kallinen, M., Linnamo, V., Pastinen, U.-M., & Newton, R. U. (1996). Bilateral and unilateral neuromuscular function and muscle cross-sectional area in middle-aged and elderly men and women. *The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences*, 51(1), B21–B29.
- Häkkinen, K., Kraemer, W. J., & Newton, R. U. (1997). Muscle activation and force production during bilateral and unilateral concentric and isometric contractions of the knee extensors in men and women at different ages. *Electromyography and Clinical Neurophysiology*, 37(3), 131-142.
- Häkkinen, K., Pastinen, U. M., Karsikas, R., & Linnamo, V. (1995). Neuromuscular performance in voluntary bilateral and unilateral contraction and during electrical stimulation in men at different ages. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 70(6), 518–527.
- Hay, D., de Souza, V. A., & Fukashiro, S. (2006). Human bilateral deficit during a dynamic multi-joint leg press movement. *Human Movement Science*, 25(2), 181-191. <https://doi.org/10.1016/j.humov.2005.11.007>
- Heckman, C. J., & Enoka, R. M. (2012). Motor unit. *Comprehensive Physiology*, 2(4), 2629-2682. <https://doi.org/10.1002/cphy.c100087>
- Henneman, E., Clamann, H. P., Gillies, J. D., & Skinner, R. D. (1974). Rank order of motoneurons within a pool: law of combination. *Journal of Neurophysiology*, 37(6), 1338-1349.
- Henry, F. M., & Smith, L. E. (1961). Simultaneous vs. Separate Bilateral Muscular Contractions in Relation to Neural Overflow Theory and Neuromoter Specificity. *Research Quarterly. American Association for Health, Physical Education and Recreation*, 32(1), 42-46. <https://doi.org/10.1080/10671188.1961.10762069>
- Herbert, R. D., & Gandevia, S. C. (1996). Muscle activation in unilateral and bilateral efforts assessed by motor nerve and cortical stimulation. *Journal of Applied Physiology*, 80(4), 1351–1356.

- Herbert, R. D., & Gandevia, S. C. (1999). Twitch interpolation in human muscles: mechanisms and implications for measurement of voluntary activation. *Journal of Neurophysiology*, 82(5), 2271-2283. <https://doi.org/10.1152/jn.1999.82.5.2271>
- Hernandez, J. P., Nelson-Whalen, N. L., Franke, W. D., & McLean, S. P. (2003). Bilateral index expressions and iEMG activity in older versus young adults. *The Journals of Gerontology. Series A, Biological Sciences and Medical Sciences*, 58(6), 536-541.
- Hill, A. V. (1938). The Heat of Shortening and the Dynamic Constants of Muscle. *Proceedings of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences*, 126(843), 136-195.
- Holt, N. C., & Azizi, E. (2016). The effect of activation level on muscle function during locomotion: are optimal lengths and velocities always used? *Proceedings. Biological Sciences*, 283(1823). <https://doi.org/10.1098/rspb.2015.2832>
- Hortobágyi, T., Richardson, S. P., Lomarev, M., Shamim, E., Meunier, S., Russman, H., ... Hallett, M. (2011). Interhemispheric Plasticity in Humans: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 43(7), 1188-1199. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31820a94b8>
- Howard, J. D., & Enoka, R. M. (1991). Maximum bilateral contractions are modified by neurally mediated interlimb effects. *J Appl Physiol*, 70(1), 306-16.
- Jakobi, J. M., & Cafarelli, E. (1998). Neuromuscular drive and force production are not altered during bilateral contractions. *Journal of Applied Physiology*, 84(1), 200-206.
- Jakobi, J. M., & Chilibeck, P. D. (2001). Bilateral and unilateral contractions: possible differences in maximal voluntary force. *Canadian Journal of Applied Physiology = Revue Canadienne De Physiologie Appliquée*, 26(1), 12-33.
- Janzen, C. L., Chilibeck, P. D., & Davison, K. S. (2006). The effect of unilateral and bilateral strength training on the bilateral deficit and lean tissue mass in post-menopausal women. *European Journal of Applied Physiology*, 97(3), 253-260. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0165-1>

- Jubrias, S. A., Odderson, I. R., Esselman, P. C., & Conley, K. E. (1997). Decline in isokinetic force with age: muscle cross-sectional area and specific force. *Pflügers Archiv: European Journal of Physiology*, 434(3), 246-253. <https://doi.org/10.1007/s004240050392>
- Kamen, G., & Roy, A. (2000). Motor unit synchronization in young and elderly adults. *European journal of applied physiology*, 81(5), 403-410.
- Kannas, T., Kellis, E., Arampatzi, F., & Saez Saez de Villarreal, E. (2010). Medial gastrocnemius architectural properties during isometric contractions in boys and men. *Pediatric exercise science*, 22(1), 152-164.
- Kawakami, Y., Sale, D. G., MacDougall, J. D., & Moroz, J. S. (1998). Bilateral deficit in plantar flexion: relation to knee joint position, muscle activation, and reflex excitability. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 77(3), 212-216. <https://doi.org/10.1007/s004210050324>
- Khodiguian, N., Cornwell, A., Lares, E., DiCaprio, P. A., & Hawkins, S. A. (2003). Expression of the bilateral deficit during reflexively evoked contractions. *Journal of Applied Physiology*, 94(1), 171-178. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00703.2002>
- Kim, M. S., Masakado, Y., Tomita, Y., Chino, N., Pae, Y. S., & Lee, K. E. (2001). Synchronization of single motor units during voluntary contractions in the upper and lower extremities. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 112(7), 1243-1249.
- Knobe, K., & Berntorp, E. (2011). Haemophilia and joint disease: pathophysiology, evaluation and management. *Journal of Comorbidity*, 1(1), 51-59.
- Koh, T. J., Grabiner, M. D., & Clough, C. A. (1993). Bilateral deficit is larger for step than for ramp isometric contractions. *Journal of Applied Physiology*, 74, 1200-5.
- Kroll, W. (1965). Isometric cross-transfer effects under conditions of central facilitation. *J Appl Physiol*, 20, 297-300.

- Kuruganti, U., & Chester, V. (2009). Force production and neuromuscular function in bilateral movements among young females at low and high speeds. En *25th Southern Biomedical Engineering Conference 2009, 15–17 May 2009, Miami, Florida, USA* (pp. 51–54). Springer. Recuperado a partir de [http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-01697-4\\_19](http://link.springer.com/chapter/10.1007/978-3-642-01697-4_19)
- Kuruganti, U., & Murphy, T. (2008). Bilateral deficit expressions and myoelectric signal activity during submaximal and maximal isometric knee extensions in young, athletic males. *European Journal of Applied Physiology*, *102*(6), 721-726. <https://doi.org/10.1007/s00421-007-0651-0>
- Kuruganti, U., Murphy, T., & Pardy, T. (2011). Bilateral deficit phenomenon and the role of antagonist muscle activity during maximal isometric knee extensions in young, athletic men. *European Journal of Applied Physiology*, *111*(7), 1533-1539. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1752-8>
- Kuruganti, U., Parker, P., Rickards, J., Tingley, M., & Sexsmith, J. (2005). Bilateral isokinetic training reduces the bilateral leg strength deficit for both old and young adults. *European Journal of Applied Physiology*, *94*(1-2), 175-179. <https://doi.org/10.1007/s00421-004-1313-0>
- Kuruganti, U., & Seaman, K. (2006). The bilateral leg strength deficit is present in old, young and adolescent females during isokinetic knee extension and flexion. *European Journal of Applied Physiology*, *97*(3), 322-326. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0188-7>
- Lafeber, F. P. J. G., Miossec, P., & Valentino, L. A. (2008). Physiopathology of haemophilic arthropathy. *Haemophilia: The Official Journal of the World Federation of Hemophilia*, *14 Suppl 4*, 3-9. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2008.01732.x>
- Lang, T. F. (2011). The bone-muscle relationship in men and women. *Journal of Osteoporosis*, *2011*, 702735. <https://doi.org/10.4061/2011/702735>
- Li, Z.-M., Zatsiorsky, V., Li, S., Danion, F., & Latash, M. (2001). Bilateral multifinger deficits in symmetric key-pressing tasks. *Experimental Brain Research*, *140*(1), 86-94. <https://doi.org/10.1007/s002210100801>

- Lieber, R. L., Fazeli, B. M., & Botte, M. J. (1990). Architecture of selected wrist flexor and extensor muscles. *The Journal of Hand Surgery*, 15(2), 244-250.
- Lieber, R. L., Loren, G. J., & Fridén, J. (1994). In vivo measurement of human wrist extensor muscle sarcomere length changes. *Journal of Neurophysiology*, 71(3), 874-881.
- Liepert, J., Storch, P., Fritsch, A., & Weiller, C. (2000). Motor cortex disinhibition in acute stroke. *Clinical Neurophysiology: Official Journal of the International Federation of Clinical Neurophysiology*, 111(4), 671-676.
- Lindemann, U., Claus, H., Stuber, M., Augat, P., Mucbe, R., Nikolaus, T., & Becker, C. (2003). Measuring power during the sit-to-stand transfer. *European Journal of Applied Physiology*, 89(5), 466-470. <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0837-z>
- MacDonald, M., Losier, D., Chester, V. L., & Kuruganti, U. (2014). Comparison of bilateral and unilateral contractions between swimmers and nonathletes during leg press and hand grip exercises. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 39(11), 1245-1249. <https://doi.org/10.1139/apnm-2014-0040>
- MacDougall, J. D., & Sale, D. (2014). *The physiology of training for high performance*. New York: Oxford University Press.
- Maffiuletti, N. A., Aagaard, P., Blazevich, A. J., Folland, J., Tillin, N., & Duchateau, J. (2016). Rate of force development: physiological and methodological considerations. *European Journal of Applied Physiology*, 1-26. <https://doi.org/10.1007/s00421-016-3346-6>
- Magnus, C. R., & Farthing, J. P. (2008). Greater bilateral deficit in leg press than in handgrip exercise might be linked to differences in postural stability requirements. *Applied Physiology, Nutrition, and Metabolism*, 33(6), 1132-1139. <https://doi.org/10.1139/H08-101>
- Manal, K., Roberts, D. P., & Buchanan, T. S. (2006). Optimal pennation angle of the primary ankle plantar and dorsiflexors: variations with sex, contraction intensity, and limb. *Journal of applied biomechanics*, 22(4), 255-258.

- Mannucci, P. M., & Tuddenham, E. G. (2001). The hemophilias--from royal genes to gene therapy. *The New England Journal of Medicine*, 344(23), 1773-1779. <https://doi.org/10.1056/NEJM200106073442307>
- Matkowski, B., Martin, A., & Lepers, R. (2011). Comparison of maximal unilateral versus bilateral voluntary contraction force. *European Journal of Applied Physiology*, 111(8), 1571-1578. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1775-1>
- Mayston, M. J., Harrison, L. M., & Stephens, J. A. (1999). A neurophysiological study of mirror movements in adults and children. *Annals of Neurology*, 45(5), 583-594.
- McLean, S. P., Vint, P. F., & Stember, A. J. (2006). Submaximal expression of the bilateral deficit. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 77(3), 340-350. <https://doi.org/10.1080/02701367.2006.10599368>
- McQuade, K., Harris-Love, M. L., & Whitall, J. (2008). Maximal voluntary isometric elbow flexion force during unilateral versus bilateral contractions in individuals with chronic stroke. *Journal of applied biomechanics*, 24(1), 69-74.
- Mellor, R., & Hodges, P. W. (2006). Effect of knee joint angle on motor unit synchronization. *Journal of Orthopaedic Research*, 24(7), 1420-1426. <https://doi.org/10.1002/jor.20161>
- Messier, V., Rabasa-Lhoret, R., Barbat-Artigas, S., Elisha, B., Karelis, A. D., & Aubertin-Leheudre, M. (2011). Menopause and sarcopenia: A potential role for sex hormones. *Maturitas*, 68(4), 331-336. <https://doi.org/10.1016/j.maturitas.2011.01.014>
- Monteiro, W. D., & Simão, R. (2006). Is there bilateral deficit in the practice of 10RM in arm and leg exercises? *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 12(3), 115-118. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922006000300001>
- Morfini, M., Haya, S., Tagariello, G., Pollmann, H., Quintana, M., Siegmund, B., ... Tusell, J. (2007). European study on orthopaedic status of haemophilia patients with inhibitors. *Haemophilia: The Official Journal of the World Federation of Hemophilia*, 13(5), 606-612. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2007.01518.x>

- Nazário-de-Rezende, F., Haddad, E. G., Sousa, G. da C., Agostini, G. G. de, Nunes, J. E. D., & Marocolo Jr., M. (2012). Bilateral deficit in multiarticular exercise for upper extremities. *Revista Brasileira de Medicina do Esporte*, 18(6), 385-389. <https://doi.org/10.1590/S1517-86922012000600008>
- Nozaki, D., Nakazawa, K., & Akai, M. (2005). Uncertainty of knee joint muscle activity during knee joint torque exertion: the significance of controlling adjacent joint torque. *Journal of Applied Physiology (Bethesda, Md.: 1985)*, 99(3), 1093-1103. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00365.2005>
- Oda, S., & Moritani, T. (1994). Maximal isometric force and neural activity during bilateral and unilateral elbow flexion in humans. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, 69(3), 240-243.
- Oda, S., & Moritani, T. (1995a). Cross-correlation of bilateral differences in fatigue during sustained maximal voluntary contraction. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 70(4), 305-310.
- Oda, S., & Moritani, T. (1995b). Movement-related cortical potentials during handgrip contractions with special reference to force and electromyogram bilateral deficit. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 72(1-2), 1-5.
- Ohtsuki, T. (1983). Decrease in human voluntary isometric arm strength induced by simultaneous bilateral exertion. *Behavioural Brain Research*, 7(2), 165-178.
- Owings, T. M., & Grabiner, M. D. (1998). Fatigue effects on the bilateral deficit are speed dependent. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(8), 1257-1262.
- Pääsuke, M., Ereline, J., Gapeyeva, H., Joost, K., Mõttus, K., & Taba, P. (2004). Leg-extension strength and chair-rise performance in elderly women with Parkinson's disease. *Journal of Aging and Physical Activity*, 12(4), 511-524.
- Pain, M. T. (2014). Considerations for Single and Double Leg Drop Jumps: Bilateral Deficit, Standardizing Drop Height, and Equalizing Training Load. *Journal of Applied Biomechanics*, 30(6), 722-727. <https://doi.org/10.1123/jab.2014-0035>



- Pereira, A., Izquierdo, M., Silva, A. J., Costa, A. M., González-Badillo, J. J., & Marques, M. C. (2012). Muscle performance and functional capacity retention in older women after high-speed power training cessation. *Experimental Gerontology*, 47(8), 620-624. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2012.05.014>
- Perez, M. A., & Cohen, L. G. (2009). The corticospinal system and transcranial magnetic stimulation in stroke. *Topics in Stroke Rehabilitation*, 16(4), 254-269. <https://doi.org/10.1310/tsr1604-254>
- Post, M., van Duinen, H., Steens, A., Renken, R., Kuipers, B., Maurits, N., & Zijdwind, I. (2007). Reduced cortical activity during maximal bilateral contractions of the index finger. *NeuroImage*, 35(1), 16-27. <https://doi.org/10.1016/j.neuroimage.2006.11.050>
- Prokopow, Hay, D., Fukushima, S., & Himeno, Ryutaro. (2005). Quantitative evaluation of the importance of coordination on jump achievements and kinematics in human vertical squat jump. *Japanese Journal of Biomechanics in Sports & Exercise*, 9(2), 69-82.
- Pujol, J., Vendrell, P., Junqué, C., Martí-Vilalta, J. L., & Capdevila, A. (1993). When does human brain development end? Evidence of corpus callosum growth up to adulthood. *Annals of Neurology*, 34(1), 71-75. <https://doi.org/10.1002/ana.410340113>
- Ramírez-Campillo, R., Castillo, A., de la Fuente, C. I., Campos-Jara, C., Andrade, D. C., Álvarez, C., ... Izquierdo, M. (2014). High-speed resistance training is more effective than low-speed resistance training to increase functional capacity and muscle performance in older women. *Experimental Gerontology*, 58, 51-57. <https://doi.org/10.1016/j.exger.2014.07.001>
- Rejc, E., di Prampero, P. E., Lazzer, S., Grassi, B., Simunic, B., Pisot, R., ... Narici, M. (2015). A 35-day bed rest does not alter the bilateral deficit of the lower limbs during explosive efforts. *European Journal of Applied Physiology*. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3111-2>

- Rejc, E., Lazzer, S., Antonutto, G., Isola, M., & di Prampero, P. E. (2010). Bilateral deficit and EMG activity during explosive lower limb contractions against different overloads. *European Journal of Applied Physiology*, *108*(1), 157-165. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1199-y>
- Rejc, E., Prampero, P. E. di, Lazzer, S., Grassi, B., Simunic, B., Pisot, R., ... Narici, M. (2015). A 35-day bed rest does not alter the bilateral deficit of the lower limbs during explosive efforts. *European Journal of Applied Physiology*, *115*(6), 1323-1330. <https://doi.org/10.1007/s00421-015-3111-2>
- Roebroeck, M. E., Doorenbosch, C. A., Harlaar, J., Jacobs, R., & Lankhorst, G. J. (1994). Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, *9*(4), 235-244. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90004-3)
- Ruiz-Cárdenas, J. D., Rodríguez-Juan, J. J., Jakobi, J. M., Ríos-Díaz, J., Marín-Cascales, E., & Rubio-Arias, J. A. (2018). Bilateral deficit in explosive force related to sit-to-stand performance in older postmenopausal women. *Archives of Gerontology and Geriatrics*, *74*, 145-149. <https://doi.org/10.1016/j.archger.2017.10.023>
- Rutherford, O. M., & Jones, D. A. (1986). The role of learning and coordination in strength training. *European Journal of Applied Physiology and Occupational Physiology*, *55*(1), 100-105.
- Sabatino, M., Ferraro, G., Caravaglios, G., Sardo, P., Delwaide, P. J., & La Grutta, V. (1992). Evidence of a contralateral motor influence on reciprocal inhibition in man. *Journal of Neural Transmission-Parkinson's Disease and Dementia Section*, *4*(4), 257-266.
- Sáfár, S., Kopper, B., Szakács, V., & Tihanyi, J. (2013). Short and long latency response due to transition from bilateral to unilateral contraction. *Acta Physiologica Hungarica*, *100*(4), 457-468. <https://doi.org/10.1556/APhysiol.100.2013.012>

- Sahaly, R., Vandewalle, H., Driss, T., & Monod, H. (2001). Maximal voluntary force and rate of force development in humans - importance of instruction. *European Journal of Applied Physiology*, 85(3-4), 345-350. <https://doi.org/10.1007/s004210100451>
- Samozino, P., Rejc, E., Di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J.-B. (2012). Optimal Force-Velocity Profile in Ballistic Movements—*Altius: Medicine & Science in Sports & Exercise*, 44(2), 313-322. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e31822d757a>
- Samozino, P., Rejc, E., di Prampero, P. E., Belli, A., & Morin, J.-B. (2014). Force-Velocity Properties' Contribution to Bilateral Deficit during Ballistic Push-off: *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 46(1), 107-114. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182a124fb>
- Schantz, P. G., Moritani, T., Karlson, E., Johansson, E., & Lundh, A. (1989). Maximal voluntary force of bilateral and unilateral leg extension. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 185-192. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1989.tb08651.x>
- Schenkman, M., Hughes, M. A., Samsa, G., & Studenski, S. (1996). The relative importance of strength and balance in chair rise by functionally impaired older individuals. *Journal of the American Geriatrics Society*, 44(12), 1441-1446.
- Scripture, E., Smith, T., & Brown, E. (1894). On the education of muscular control and power, 2, 114-119.
- Secher, N. H., Rørsgaard, S., & Secher, O. (1978). Contralateral influence on recruitment of curarized muscle fibres during maximal voluntary extension of the legs. *Acta physiologica scandinavica*, 103(4), 456-462.
- Secher, N. H., Rube, N., & Elers, J. (1988). Strength of two-and one-leg extension in man. *Acta Physiologica Scandinavica*, 134(3), 333-339.
- Seki, K., & Narusawa, M. (1996). Firing rate modulation of human motor units in different muscles during isometric contraction with various forces. *Brain Research*, 719(1-2), 1-7.

- Semmler, J. G. (2002). Motor unit synchronization and neuromuscular performance. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 30(1), 8-14.
- Sharott, A., Marsden, J., & Brown, P. (2003). Primary orthostatic tremor is an exaggeration of a physiological response to instability. *Movement disorders*, 18(2), 195–199.
- Simoneau-Buessinger, E., Leteneur, S., Toumi, A., Dessurne, A., Gabrielli, F., Barbier, F., & Jakobi, J. M. (2015). Bilateral Strength Deficit Is Not Neural in Origin; Rather Due to Dynamometer Mechanical Configuration. *PloS One*, 10(12), e0145077. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0145077>
- Soteropoulos, D. S., & Perez, M. A. (2011). Physiological changes underlying bilateral isometric arm voluntary contractions in healthy humans. *Journal of Neurophysiology*, 105(4), 1594-1602. <https://doi.org/10.1152/jn.00678.2010>
- Souza, F. M. B., McLaughlin, P., Pereira, R. P., Minuque, N. P., Mello, M. H. M., Siqueira, C., ... Tanaka, C. (2013). The effects of repetitive haemarthrosis on postural balance in children with haemophilia. *Haemophilia: The Official Journal of the World Federation of Hemophilia*, 19(4), e212-217. <https://doi.org/10.1111/hae.12106>
- Stephensen, D., Tait, R. C., Brodie, N., Collins, P., Cheal, R., Keeling, D., ... Winter, M. (2009). Changing patterns of bleeding in patients with severe haemophilia A. *Haemophilia: The Official Journal of the World Federation of Hemophilia*, 15(6), 1210-1214. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2008.01876.x>
- Stonebraker, J. S., Bolton-Maggs, P. H. B., Michael Soucie, J., Walker, I., & Brooker, M. (2010). A study of variations in the reported haemophilia A prevalence around the world. *Haemophilia*, 16(1), 20-32. <https://doi.org/10.1111/j.1365-2516.2009.02127.x>
- Suetta, C., Aagaard, P., Rosted, A., Jakobsen, A. K., Duus, B., Kjaer, M., & Magnusson, S. P. (2004). Training-induced changes in muscle CSA, muscle strength, EMG, and rate of force development in elderly subjects after long-term unilateral disuse. *Journal of Applied Physiology*, 97(5), 1954-1961. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.01307.2003>

- Taniguchi, Y. (1998). Relationship between the modifications of bilateral deficit in upper and lower limbs by resistance training in humans. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 78(3), 226–230.
- Taniguchi, Y., Burle, B., Vidal, F., & Bonnet, M. (2001). Deficit in motor cortical activity for simultaneous bimanual responses. *Experimental Brain Research*, 137(3-4), 259-268.
- 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(1), 295–305.
- Van Dieen, J. H., Ogita, F., & De Haan, A. (2003). Reduced neural drive in bilateral exertions: a performance-limiting factor? *Medicine and science in sports and exercise*, 35(1), 111–118.
- van Soest, A. J., Roebroek, M. E., Bobbert, M. F., Huijing, P. A., & van Ingen Schenau, G. J. (1985). A comparison of one-legged and two-legged countermovement jumps. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 17(6), 635-639.
- Vandervoort, A. A., Sale, D. G., & Moroz, J. (1984). Comparison of motor unit activation during unilateral and bilateral leg extension. *J Appl Physiol*, 56(1), 46–51.
- Vandervoort, A. A., Sale, D. G., & Moroz, J. R. (1987). Strength-velocity relationship and fatigability of unilateral versus bilateral arm extension. *European journal of applied physiology and occupational physiology*, 56(2), 201–205.
- von Elm, E., Altman, D. G., Egger, M., Pocock, S. J., Gøtzsche, P. C., Vandenbroucke, J. P., & STROBE Initiative. (2007). Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) statement: guidelines for reporting observational studies. *BMJ (Clinical Research Ed.)*, 335(7624), 806-808. <https://doi.org/10.1136/bmj.39335.541782.AD>
- Wagner, K. H., Cameron-Smith, D., Wessner, B., & Franzke, B. (2016). Biomarkers of aging: from function to molecular biology. *Nutrients*, 8(6), 338.

- Wikstrom, E. A., Tillman, M. D., Chmielewski, T. L., Cauraugh, J. H., & Borsa, P. A. (2007). Dynamic postural stability deficits in subjects with self-reported ankle instability. *Medicine and science in sports and exercise*, 39(3), 397.
- Yamauchi, J., & Ishii, N. (2007). Relations between force-velocity characteristics of the knee-hip extension movement and vertical jump performance. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 21(3), 703–709.
- Yamauchi, J., Mishima, C., Nakayama, S., & Ishii, N. (2009). Force–velocity, force–power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women. *Journal of Biomechanics*, 42(13), 2151-2157. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2009.05.032>
- Zhu, W. (2012). Sadly, the Earth is still round «p<. 05.» *Journal of Sport and Health Science*, 1(1), 9-11. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2012.02.002>

---

## **ANEXOS**

---





#### 4.1. ANEXO I. PERMISO DE COPYRIGHT PROPORCIONADO POR WOLTERS KLUWER HEALTH

##### **WOLTERS KLUWER HEALTH, INC. LICENSE TERMS AND CONDITIONS**

Feb 15, 2016

---



---

This Agreement between Juan Diego JD Ruiz ("You") and Wolters Kluwer Health, Inc. ("Wolters Kluwer Health, Inc.") consists of your license details and the terms and conditions provided by Wolters Kluwer Health, Inc. and Copyright Clearance Center.

License Number	3810210828764
License date	Feb 15, 2016
Licensed Content Publisher	Wolters Kluwer Health, Inc.
Licensed Content Publication	Medicine & Science in Sports & Exercise
Licensed Content Title	Reduced Neural Drive in Bilateral Exertions: A Performance-Limiting Factor?
Licensed Content Author	JAAP VAN DIEEN, FUTOSHI OGITA, and ARNOLD DE HAAN
Licensed Content Date	Jan 1, 2003
Licensed Content Volume Number	35
Licensed Content Issue Number	1
Type of Use	Dissertation/Thesis
Requestor type	Individual
Portion	Figures/table/illustration
Number of figures/tables /illustrations	1
Figures/tables/illustrations used	Fig.8
Author of this Wolters Kluwer No article	
Title of your thesis / dissertation	El fenómeno déficit bilateral
Expected completion date	May 2017
Estimated size(pages)	200

Requestor Location	Juan Diego JD Ruiz-Cárdenas Boticaria 10, 2F
	Dos Hermanas, Spain 417001 Attn: Juan Diego JD Ruiz-Cárdenas
Billing Type	Invoice
Billing Address	Juan Diego JD Ruiz-Cárdenas Boticaria 10, 2F
	Dos Hermanas, Spain 417001 Attn: Juan Diego JD Ruiz-Cárdenas
Total	0.00 EUR
Terms and Conditions	

### Terms and conditions Wolters Kluwer Health

1. **Transfer of License:** Wolters Kluwer hereby grants you a non-exclusive license to reproduce this material for this purpose, and for no other use, subject to the conditions herein
2. **Credit Line:** A credit line will be prominently placed, wherever the material is reused and include: the author(s), title of article, title of journal, volume number, issue number and inclusive pages.  
**Where a journal is being published by a learned society, the details of that society must be included in the credit line.**
  - i. **for Open access journals:** The following statement needs to be added when reprinting the material in Open Access journals only: 'promotional and commercial use of the material in print, digital or mobile device format is prohibited without the permission from the publisher Wolters Kluwer Health. Please contact [healthpermissions@wolterskluwer.com](mailto:healthpermissions@wolterskluwer.com) for further information
3. **Exceptions:** In case of *Disease Colon Rectum, Plastic Reconstructive Surgery, The Green Journal, Critical care Medicine, Pediatric Critical Care Medicine, the American Heart Publications, the American Academy of Neurology* the following guideline applies: no drug/ trade name or logo can be included in the same page as the material re-used.
4. **Translations:** When requesting a permission to translate a full text article, Wolters Kluwer/ Lippincott Williams & Wilkins request to receive the pdf of the translated document. This disclaimer should be added at all times:  
***Wolters Kluwer Health and its Societies take no responsibility for the accuracy of the translation from the published English original and are not liable for any errors which may occur.***
5. **Warranties** The requestor warrants that the material shall not be used in any manner which may be considered derogatory to the title, content, or authors of the material, or to Wolters Kluwer

6. **Indemnity:** You hereby indemnify and hold harmless Wolters Kluwer and their respective officers, directors, employees and agents, from and against any and all claims, costs, proceeding or demands arising out of your unauthorised use of the Licensed Material.
7. **Geographical Scope:** Permission granted is valid worldwide in the English language and the languages specified in your original request
8. Wolters Kluwer cannot supply the requestor with the original artwork or a "clean copy."
9. Permission is valid if the borrowed material is original to a Wolters Kluwer imprint  
(Lippincott-Raven Publishers, Williams &Wilkins, Lea & Febiger, Harwal, Rapid Science, Little Brown & Company, Harper & Row Medical, American Journal of Nursing Co, and Urban & Schwarzenberg)
10. **Termination of contract:** If you opt not to use the material requested above please notify RightsLink or Wolters Kluwer Health/ Lippincott Williams & Wilkins within 90 days of the original invoice date.
11. This permission does not apply to **images** that are credited to publications other than Wolters Kluwer journals. For images credited to non-Wolters Kluwer Health journal publications, you will need to obtain permission from the journal referenced in the figure or table legend or credit line before making any use of image(s) or table(s)
12. **Third party material:** Adaptations are protected by copyright, so if you would like to reuse material that we have adapted from another source, you will need not only our permission, but the permission of the rights holder of the original material. Similarly, if you want to reuse an adaptation of original LWW content that appears in another publishers work, you will need our permission and that of the next publisher. The adaptation should be credited as follows: Adapted with permission from Wolters Kluwer Health: Book author, title, year of publication or Journal name, article author, title, reference citation, year of publication.
13. **Altering or modifying material:** Please note that modification of text within figures or full- text article is strictly forbidden.
14. Please note that articles in the **ahead-of-print stage** of publication can be cited and the content may be re-used by including the date of access and the unique DOI number. Any final changes in manuscripts will be made at the time of print publication and will be reflected in the final electronic issue. Disclaimer: Articles appearing in the Published Aheadof-Print section have been peer-reviewed and accepted for publication in the relevant journal and posted online before print publication. Articles appearing as publish ahead- of-print may contain statements, opinions, and information that have errors in facts, figures, or interpretation. Accordingly, Lippincott Williams & Wilkins, the editors and authors and their respective employees are not responsible or liable for the use of any such inaccurate or misleading data, opinion or information contained in the articles in this section.
15. **Duration of the license:**
  - i. Permission is granted for a one-time use only within 12 months from the date of this invoice. Rights herein do not apply to future reproductions, editors, revisions, or other derivative works. Once the 12- month term has expired, permission to renew must be submitted in writing.

- ii. For content reused in another journal or book, in print or electronic format, the license is one-time use and lasts for the 1st edition of a book or for the life of the edition in case of journals. iii. If your Permission Request is for use on a website (which is not a journal or a book), internet, intranet, or any publicly accessible site, you agree to remove the material from such site after 12 months or else renew your permission request.
16. **Contingent on payment:** *While you may exercise the rights licensed immediately upon issuance of the license at the end of the licensing process for the transaction, provided that you have disclosed complete and accurate details of your proposed use, no license is finally effective unless and until full payment is received from you (either by publisher or by CCC) as provided in CCC's Billing and Payment terms and conditions. If full payment is not received on a timely basis, then any license preliminarily granted shall be deemed automatically revoked and shall be void as if never granted. Further, in the event that you breach any of these terms and conditions or any of CCC's Billing and Payment terms and conditions, the license is automatically revoked and shall be void as if never granted. Use of materials as described in a revoked license, as well as any use of the materials beyond the scope of an unrevoked license, may constitute copyright infringement and publisher reserves the right to take any and all action to protect its copyright in the materials.*
17. **Waived permission fee:** If the permission fee for the requested use of our material has been waived in this instance, please be advised that your future requests for Wolters Kluwer materials may attract a fee on another occasion. Please always check with the Wolters Kluwer Permissions Team if in doubt [healthpermissions@wolterskluwer.com](mailto:healthpermissions@wolterskluwer.com)

### **For Books only:**

18. Permission is granted for a one time use only. Rights herein do not apply to future reproductions, editions, revisions, or other derivative works.

### **Service Description for Content Services**

Subject to these terms of use, any terms set forth on the particular order, and payment of the applicable fee, you may make the following uses of the ordered materials:

- **Content Rental:** You may access and view a single electronic copy of the materials ordered for the time period designated at the time the order is placed. Access to the materials will be provided through a dedicated content viewer or other portal, and access will be discontinued upon expiration of the designated time period. An order for Content Rental does not include any rights to print, download, save, create additional copies, to distribute or to reuse in any way the full text or parts of the materials.
- **Content Purchase:** You may access and download a single electronic copy of the materials ordered. Copies will be provided by email or by such other means

as publisher may make available from time to time. An order for Content Purchase does not include any rights to create additional copies or to distribute copies of the materials.

The materials may be accessed and used only by the person who placed the Order or the person on whose behalf the order was placed and only in accordance with the terms included in the particular order.

### **SPECIAL CASES:**

1. **For STM Signatories only, as agreed as part of the STM Guidelines**

Any permission granted for a particular edition will apply also to subsequent editions and for editions in other languages, provided such editions are for the work as a whole in situ and does not involve the separate exploitation of the permitted illustrations or excerpts.

Please click [here](#) to view the STM guidelines.

### **Other Terms and Conditions: v1.13**

**Questions? [customercare@copyright.com](mailto:customercare@copyright.com) or +1-855-239-3415 (toll free in the US) or +1-978-646-2777.**

---

---



## 4.2. ANEXO II. PERMISO DE COPYRIGHT PROPORCIONADO POR ELSEVIER

- **ELSEVIER LICENSE TERMS AND CONDITIONS**

Feb 16, 2016

---



---

This is a License Agreement between Juan Diego JD Ruiz ("You") and Elsevier ("Elsevier") provided by Copyright Clearance Center ("CCC"). The license consists of your order details, the terms and conditions provided by Elsevier, and the payment terms and conditions.

**All payments must be made in full to CCC. For payment instructions, please see information listed at the bottom of this form.**

Supplier	Elsevier Limited The Boulevard, Langford Lane Kidlington, Oxford, OX5 1GB, UK
Registered Company Number	1982084
Customer name	Juan Diego JD Ruiz-Cárdenas
Customer address	Botica 10, 2F Dos Hermanas, Seville 417001
License number	3810751139039
License date	Feb 16, 2016
Licensed content publisher	Elsevier
Licensed content publication	Journal of Biomechanics
Licensed content title	Force-velocity, force-power relationships of bilateral and unilateral leg multi-joint movements in young and elderly women
Licensed content author	Junichiro Yamauchi, Chizuko Mishima, Satoshi Nakayama, Naokata Ishii
Licensed content date	18 September 2009
Licensed content volume number	42
Licensed content issue number	13
Number of pages	7
Start Page	2151
End Page	2157

Type of Use	reuse in a thesis/dissertation
Portion	figures/tables/illustrations
Number of figures/tables1 /illustrations	
Format	both print and electronic
Are you the author of this Elsevier article?	No
Will you be translating?	No
Original figure numbers	Fig1
Title of your the-El fenómeno déficit bilateral sis/dissertation	
Expected completion date	May 2017
Estimated size (number of pages)	200
Elsevier VAT number	GB 494 6272 12
Permissions price	0.00 EUR
VAT/Local Sales Tax	0.00 EUR / 0.00 GBP
Total	0.00 EUR

Terms and Conditions

- **INTRODUCTION**

1. The publisher for this copyrighted material is Elsevier. By clicking "accept" in connection with completing this licensing transaction, you agree that the following terms and conditions apply to this transaction (along with the Billing and Payment terms and conditions established by Copyright Clearance Center, Inc. ("CCC"), at the time that you opened your Rightslink account and that are available at any time at <http://myaccount.copyright.com>).

- **GENERAL TERMS**

2. Elsevier hereby grants you permission to reproduce the aforementioned material subject to the terms and conditions indicated.

3. Acknowledgement: If any part of the material to be used (for example, figures) has appeared in our publication with credit or acknowledgement to another source, permission must also be sought from that source. If such permission is not obtained then that material may not be included in your publication/copies. Suitable acknowledgement to the source must be made, either as a footnote or in a reference list at the end of your publication, as follows:

"Reprinted from Publication title, Vol /edition number, Author(s), Title of article / title of chapter, Pages No., Copyright (Year), with permission from Elsevier [OR APPLICABLE SOCIETY COPYRIGHT OWNER]." Also Lancet special credit - "Reprinted from The



Lancet, Vol. number, Author(s), Title of article, Pages No., Copyright (Year), with permission from Elsevier."

4. Reproduction of this material is confined to the purpose and/or media for which permission is hereby given.

5. Altering/Modifying Material: Not Permitted. However figures and illustrations may be altered/adapted minimally to serve your work. Any other abbreviations, additions, deletions and/or any other alterations shall be made only with prior written authorization of Elsevier

Ltd. (Please contact Elsevier at [permissions@elsevier.com](mailto:permissions@elsevier.com))

6. If the permission fee for the requested use of our material is waived in this instance, please be advised that your future requests for Elsevier materials may attract a fee.

7. Reservation of Rights: Publisher reserves all rights not specifically granted in the combination of (i) the license details provided by you and accepted in the course of this licensing transaction, (ii) these terms and conditions and (iii) CCC's Billing and Payment terms and conditions.

8. License Contingent Upon Payment: While you may exercise the rights licensed immediately upon issuance of the license at the end of the licensing process for the transaction, provided that you have disclosed complete and accurate details of your proposed use, no license is finally effective unless and until full payment is received from you (either by publisher or by CCC) as provided in CCC's Billing and Payment terms and conditions. If full payment is not received on a timely basis, then any license preliminarily granted shall be deemed automatically revoked and shall be void as if never granted. Further, in the event that you breach any of these terms and conditions or any of CCC's Billing and Payment terms and conditions, the license is automatically revoked and shall be void as if never granted. Use of materials as described in a revoked license, as well as any use of the materials beyond the scope of an unrevoked license, may constitute copyright infringement and publisher reserves the right to take any and all action to protect its copyright in the materials.

9. Warranties: Publisher makes no representations or warranties with respect to the licensed material.

10. Indemnity: You hereby indemnify and agree to hold harmless publisher and CCC, and their respective officers, directors, employees and agents, from and against any and all claims arising out of your use of the licensed material other than as specifically authorized pursuant to this license.

11. No Transfer of License: This license is personal to you and may not be sublicensed, assigned, or transferred by you to any other person without publisher's written permission.

12. No Amendment Except in Writing: This license may not be amended except in a writing signed by both parties (or, in the case of publisher, by CCC on publisher's behalf).

13. Objection to Contrary Terms: Publisher hereby objects to any terms contained in any purchase order, acknowledgment, check endorsement or other writing prepared by you, which terms are inconsistent with these terms and conditions or CCC's Billing and Payment terms and conditions. These terms and conditions, together with CCC's Billing and Payment terms and conditions (which are incorporated herein), comprise the entire agreement between you and publisher (and CCC) concerning this licensing transaction.

In the event of any conflict between your obligations established by these terms and conditions and those established by CCC's Billing and Payment terms and conditions, these terms and conditions shall control.

14. **Revocation:** Elsevier or Copyright Clearance Center may deny the permissions described in this License at their sole discretion, for any reason or no reason, with a full refund payable to you. Notice of such denial will be made using the contact information provided by you. Failure to receive such notice will not alter or invalidate the denial. In no event will Elsevier or Copyright Clearance Center be responsible or liable for any costs, expenses or damage incurred by you as a result of a denial of your permission request, other than a refund of the amount(s) paid by you to Elsevier and/or Copyright Clearance Center for denied permissions.

- **LIMITED LICENSE**

The following terms and conditions apply only to specific license types:

15. **Translation:** This permission is granted for non-exclusive world **English** rights only unless your license was granted for translation rights. If you licensed translation rights you may only translate this content into the languages you requested. A professional translator must perform all translations and reproduce the content word for word preserving the integrity of the article.

16. **Posting licensed content on any Website:** The following terms and conditions apply as follows: Licensing material from an Elsevier journal: All content posted to the web site must maintain the copyright information line on the bottom of each image; A hyper-text must be included to the Homepage of the journal from which you are licensing at <http://www.sciencedirect.com/science/journal/xxxxx> or the Elsevier homepage for books at <http://www.elsevier.com>; Central Storage: This license does not include permission for a scanned version of the material to be stored in a central repository such as that provided by Heron/XanEdu.

Licensing material from an Elsevier book: A hyper-text link must be included to the Elsevier homepage at <http://www.elsevier.com>. All content posted to the web site must maintain the copyright information line on the bottom of each image.

**Posting licensed content on Electronic reserve:** In addition to the above the following clauses are applicable: The web site must be password-protected and made available only to bona fide students registered on a relevant course. This permission is granted for 1 year only.

You may obtain a new license for future website posting.

17. **For journal authors:** the following clauses are applicable in addition to the above: **Preprints:**

A preprint is an author's own write-up of research results and analysis, it has not been peer-reviewed, nor has it had any other value added to it by a publisher (such as formatting, copyright, technical enhancement etc.).

Authors can share their preprints anywhere at any time. Preprints should not be added to or enhanced in any way in order to appear more like, or to substitute for, the final versions

of articles however authors can update their preprints on arXiv or RePEc with their Accepted Author Manuscript (see below).

If accepted for publication, we encourage authors to link from the preprint to their formal publication via its DOI. Millions of researchers have access to the formal publications on ScienceDirect, and so links will help users to find, access, cite and use the best available version. Please note that Cell Press, The Lancet and some society-owned have different preprint policies. Information on these policies is available on the journal homepage. **Accepted Author Manuscripts:** An accepted author manuscript is the manuscript of an article that has been accepted for publication and which typically includes author incorporated changes suggested during submission, peer review and editor-author communications.

Authors can share their accepted author manuscript:

- immediately
  - via their non-commercial person homepage or blog
  - 
  - by updating a preprint in arXiv or RePEc with the accepted manuscript via their research institute or institutional repository for internal institutional uses or as part of an invitation-only research collaboration work-group
  - 
  - directly by providing copies to their students or to research co-laborators for their personal use
  - for private scholarly sharing as part of an invitation-only work group on commercial sites with which Elsevier has an agreement
- after the embargo period via non-commercial hosting platforms such as their institutional repository via commercial sites with which Elsevier has an agreement
  - 
  -

In all cases accepted manuscripts should:

- link to the formal publication via its DOI
- bear a CC-BY-NC-ND license - this is easy to do
- if aggregated with other manuscripts, for example in a repository or other site, be shared in alignment with our hosting policy not be added to or enhanced in any way to appear more like, or to substitute for, the published journal article.

**Published journal article (JPA):** A published journal article (PJA) is the definitive final record of published research that appears or will appear in the journal and embodies all value-adding publishing activities including peer review co-ordination, copy-editing, formatting, (if relevant) pagination and online enrichment.

Policies for sharing publishing journal articles differ for subscription and gold open access articles:

**Subscription Articles:** If you are an author, please share a link to your article rather than the full-text. Millions of researchers have access to the formal publications on ScienceDi-

rect, and so links will help your users to find, access, cite, and use the best available version. Theses and dissertations which contain embedded PJAs as part of the formal submission can be posted publicly by the awarding institution with DOI links back to the formal publications on ScienceDirect.

If you are affiliated with a library that subscribes to ScienceDirect you have additional private sharing rights for others' research accessed under that agreement. This includes use for classroom teaching and internal training at the institution (including use in course packs and courseware programs), and inclusion of the article for grant funding purposes. **Gold Open Access Articles:** May be shared according to the author-selected end-user license and should contain a [CrossMark logo](#), the end user license, and a DOI link to the formal publication on ScienceDirect.

Please refer to Elsevier's [posting policy](#) for further information.

18. **For book authors** the following clauses are applicable in addition to the above: Authors are permitted to place a brief summary of their work online only. You are not allowed to download and post the published electronic version of your chapter, nor may you scan the printed edition to create an electronic version. **Posting to a repository:** Authors are permitted to post a summary of their chapter only in their institution's repository.

19. **Thesis/Dissertation:** If your license is for use in a thesis/dissertation your thesis may be submitted to your institution in either print or electronic form. Should your thesis be published commercially, please reapply for permission. These requirements include permission for the Library and Archives of Canada to supply single copies, on demand, of the complete thesis and include permission for Proquest/UMI to supply single copies, on demand, of the complete thesis. Should your thesis be published commercially, please reapply for permission. Theses and dissertations which contain embedded PJAs as part of the formal submission can be posted publicly by the awarding institution with DOI links back to the formal publications on ScienceDirect.

- **Elsevier Open Access Terms and Conditions**

You can publish open access with Elsevier in hundreds of open access journals or in nearly 2000 established subscription journals that support open access publishing. Permitted third party re-use of these open access articles is defined by the author's choice of Creative Commons user license. See our [open access license policy](#) for more information.

**Terms & Conditions applicable to all Open Access articles published with Elsevier:** Any reuse of the article must not represent the author as endorsing the adaptation of the article nor should the article be modified in such a way as to damage the author's honour or reputation. If any changes have been made, such changes must be clearly indicated. The author(s) must be appropriately credited and we ask that you include the end user license and a DOI link to the formal publication on ScienceDirect.

If any part of the material to be used (for example, figures) has appeared in our publication with credit or acknowledgement to another source it is the responsibility of the user to ensure their reuse complies with the terms and conditions determined by the rights holder. **Additional Terms & Conditions applicable to each Creative Commons user license: CC BY:**

The CC-BY license allows users to copy, to create extracts, abstracts and new works from the Article, to alter and revise the Article and to make commercial use of the Article (including reuse and/or resale of the Article by commercial entities), provided the user gives appropriate credit (with a link to the formal publication through the relevant DOI), provides a link to the license, indicates if changes were made and the licensor is not represented as endorsing the use made of the work. The full details of the license are available at <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0>.

**CC BY NC SA:** The CC BY-NC-SA license allows users to copy, to create extracts, abstracts and new works from the Article, to alter and revise the Article, provided this is not done for commercial purposes, and that the user gives appropriate credit (with a link to the formal publication through the relevant DOI), provides a link to the license, indicates if changes were made and the licensor is not represented as endorsing the use made of the work. Further, any new works must be made available on the same conditions. The full details of the license are available at <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-sa/4.0>.

**CC BY NC ND:** The CC BY-NC-ND license allows users to copy and distribute the Article, provided this is not done for commercial purposes and further does not permit distribution of the Article if it is changed or edited in any way, and provided the user gives appropriate credit (with a link to the formal publication through the relevant DOI), provides a link to the license, and that the licensor is not represented as endorsing the use made of the work. The full details of the license are available at <http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0>. Any commercial reuse of Open Access articles published with a CC BY NC SA or CC BY NC ND license requires permission from Elsevier and will be subject to a fee.

Commercial reuse includes:

- Associating advertising with the full text of the Article
- Charging fees for document delivery or access
- Article aggregation
- Systematic distribution via e-mail lists or share buttons

Posting or linking by commercial companies for use by customers of those companies.

## 20. Other Conditions:

v1.8

**Questions? [customercare@copyright.com](mailto:customercare@copyright.com) or +1-855-239-3415 (toll free in the US) or +1-978-646-2777.**

---

---



### 4.3. ANEXO III. REGISTRO ESTUDIO I CLINICALTRIALS.GOV

NCT Number	Title	Recruitment	Conditions	Characteristics	Dates	Locations
NCT02434185	<a href="#">The Bilateral Deficit Phenomenon, Functional and Dynamometric Assessment in Postmenopausal Women</a>	Completed	<ul style="list-style-type: none"> <li>•Postmenopausal Syndrome</li> <li>•Muscle Weakness</li> </ul>	Study Types    Observational Study    Time Perspective: Cross-sectional Designs	Study Completion    April 2015	Research Center for High Performance Sports, Murcia, Spain





#### **4.4. ANEXO IV. DOCUMENTO DE INFORMACIÓN ESTUDIO I**

##### **1. EN QUÉ CONSISTE Y PARA QUÉ SIRVE:**

El estudio consiste en realizar una valoración funcional y dinamométrica de los miembros inferiores en mujeres posmenopáusicas y analizar la relación entre la tarea funcional del gesto de levantarse de una silla con la pérdida de fuerza de miembros inferiores.

##### **2. COMO SE REALIZA:**

La valoración funcional se realizará mediante el “gesto de levantarse de una silla”, una prueba de presión manual, un test de marcha y un cuestionario de actividad física. La valoración dinamométrica se realizará en una máquina de prensa de piernas en la que el sujeto deberá empujar con ambos miembros inferiores sobre una plataforma.

##### **3. QUÉ EFECTOS LE PRODUCIRÁ:**

Una contracción voluntaria máxima le podría producir dolor muscular post-esfuerzo de aparición tardía (agujetas).

##### **4. EN QUÉ LE BENEFICIARÁ:**

Usted podrá obtener una valoración de su estado de condición física a través de los test mencionados.

##### **5. QUÉ RIESGOS TIENE:**

###### **5.1 LOS MÁS FRECUENTES:**

Una contracción voluntaria máxima le podría producir dolor muscular post-esfuerzo de aparición tardía (agujetas).

###### **5.2 LOS MÁS GRAVES:**

Ninguno.

**6. SITUACIONES ESPECIALES QUE DEBEN SER TENIDAS EN CUENTA:**

No participará en el estudio si usted tiene o sufre alguno de los siguientes estados de salud:

Embarazo, trombosis venosa profunda aguda, graves enfermedades cardiovasculares, marcapasos y desfibriladores implantado, heridas frescas o una cirugía reciente, hernia aguda, discopatía, espondilólisis, neuropatía diabética severa, epilepsia, infecciones recientes, migraña severa, tener algún dispositivo metálico implantado, cáncer o tumores, problemas neurológicos conocidos, reemplazos de cadera y rodilla, implantes de articulaciones, embolia pulmonar.

**7. OTRAS INFORMACIONES DE INTERÉS (a considerar por el/la profesional)**

Ninguna.

**8. OTRAS CUESTIONES PARA LAS QUE LE PEDIMOS SU CONSENTIMIENTO**

Ninguna.

#### 4.5. ANEXO V. CONSENTIMIENTO INFORMADO ESTUDIO I

Yo,....., con DNI:.....

DECLARO:

Haber sido informado/a del estudio y procedimientos de la investigación. Los investigadores que van a acceder a mis datos personales y a los resultados de las pruebas son:

Juan Diego Ruiz Cárdenas, Jacobo Ángel Rubio Arias.

Asimismo, he podido hacer preguntas del estudio, comprendiendo que me presto de forma voluntaria al mismo y que en cualquier momento puedo abandonarlo sin que me suponga perjuicio de ningún tipo.

CONSIENTO:

1.-) Someterme a las siguientes pruebas exploratorias (en su caso):

- Valoración funcional del gesto “levantarse de una silla”.
- Realizar un test de marcha, test de presión manual y cuestionario de actividad física.
- Valoración de la fuerza muscular de los miembros inferiores.

2.-) El uso de los datos obtenidos según lo indicado en el párrafo siguiente:

En cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, le comunicamos que la información que ha facilitado y la obtenida como consecuencia de las exploraciones a las que se va a someter pasará a formar parte del fichero automatizado INVESALUD, cuyo titular es la FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN ANTONIO, con la finalidad de INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA EN LAS ÁREAS DE CONOCIMIENTO CIENCIAS EXPERIMENTALES Y CIENCIAS DE LA SALUD. Tiene derecho a acceder a esta información y cancelarla o rectificarla, dirigiéndose al domicilio de la entidad, en Avda. de los Jerónimos de Guadalupe 30107 (Murcia). Esta entidad le garantiza la adopción de las medidas oportunas para asegurar el tratamiento confidencial de dichos datos.

En Guadalupe (Murcia) a ..... de ..... de 20

El investigador,

Fdo:.....

Fdo:.....



## 4.6. ANEXO VI. INFORME DEL COMITÉ DE ÉTICA ESTUDIO I



## COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

## DATOS DEL PROYECTO

<b>Título:</b>	El fenómeno déficit de fuerza bilateral, entrenamiento vibratorio, valoración funcional y dinamométrica en adultos mayores	
<b>Investigador Principal</b>	<b>Nombre</b>	<b>Correo-e</b>
	Jacobo Angel Rubio Arias	jarias@ucam.edu

## INFORME DEL COMITÉ

<b>Fecha</b>	24/04/2015
--------------	------------

## Tipo de Experimentación

Investigación experimental clínica con seres humanos.	X
Utilización de tejidos humanos procedentes de pacientes, tejidos embrionarios o fetales.	
Utilización de tejidos humanos, tejidos embrionarios o fetales procedentes de bancos de muestras o tejidos.	
Investigación observacional con seres humanos o uso de datos personales, información genética, etc.	X
Experimentación animal.	
Utilización de agentes biológicos de riesgo para la salud humana, animal o las plantas.	
Uso de organismos modificados genéticamente (OMGs).	

## Comentarios Respecto al tipo de Experimentación

NADA OBSTA

## Comentarios Respecto a la metodología de experimentación

NADA OBSTA



## COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

### Sugerencias al Investigador

--

A la vista de la solicitud de informe adjunto por el Investigador y de las recomendaciones anteriormente expuestas el dictamen del Comité es:

Emitir informe favorable	X
Emitir informe desfavorable	
Emitir informe favorable condicionado a subsanación	

### MOTIVACIÓN

PUEDE CONTRIBUIR A AMPLIAR CONOCIMIENTOS

V.º B.º El Presidente,

Fdo.: José Alberto Cánovas Sánchez

El Secretario,

Fdo.: José Alarcón Teruel

### Comentarios Respecto al tipo de Experimentación

NADA OBSTA

### Comentarios Respecto a la metodología de experimentación

NADA OBSTA

#### 4.7. ANEXO VII. REGISTRO ESTUDIO II CLINICALTRIALS.GOV

NCT Number	Title	Recruitment	Conditions	Characteristics	Dates	Locations
NCT02165462	<a href="#">Bilateral Deficit Phenomenon in Patients With Haemophilic Arthropathy</a>	Completed	•Hemophilia	Study Types      Observational Study      Time Perspective: Cross-sectional Designs	Study      October Completion      2015	Universidad Católica San Antonio, Murcia, Murcia, Spain





## **4.8. ANEXO VIII. DOCUMENTO DE INFORMACIÓN ESTUDIO II**

### **1. EN QUÉ CONSISTE Y PARA QUÉ SIRVE:**

El estudio consiste en realizar una valoración funcional y dinamométrica de los miembros inferiores en adultos con atropatía hemofílica de miembros inferiores y analizar la relación entre el equilibrio postural durante el gesto de levantarse de una silla con la pérdida de fuerza de miembros inferiores.

### **2. COMO SE REALIZA:**

La valoración funcional se realizará mediante el “gesto de levantarse de una silla”. La valoración dinamométrica se realizará en bipedestación sobre una plataforma de fuerza en la cual el sujeto realizará el gesto de “ponerse de puntillas” con ambos miembros simultáneamente y con ambos miembros por separado, pierna izquierda y derecha.

### **3. QUÉ EFECTOS LE PRODUCIRÁ:**

Ningun efecto adverso conocido.

### **4. EN QUÉ LE BENEFICIARÁ:**

Usted podrá obtener una valoración de su estado de condición física a través de los test mencionados.

### **5. QUÉ RIESGOS TIENE:**

#### **5.1 LOS MÁS FRECUENTES:**

Ningun efecto conocido.

#### **5.2 LOS MÁS GRAVES:**

Ninguno.

**6. SITUACIONES ESPECIALES QUE DEBEN SER TENIDAS EN CUENTA:**

No participará en el estudio si usted tiene o sufre alguno de los siguientes estados de salud:

Embarazo, trombosis venosa profunda aguda, graves enfermedades cardiovasculares, marcapasos y desfibriladores implantado, heridas frescas o una cirugía reciente, hernia aguda, discopatía, espondilólisis, neuropatía diabética severa, epilepsia, infecciones recientes, migraña severa, tener algún dispositivo metálico implantado, cáncer o tumores, problemas neurológicos conocidos, reemplazos de cadera y rodilla, implantes de articulaciones, embolia pulmonar.

**7. OTRAS INFORMACIONES DE INTERÉS (a considerar por el/la profesional)**

Ninguna.

**8. OTRAS CUESTIONES PARA LAS QUE LE PEDIMOS SU CONSENTIMIENTO**

Ninguna.

#### 4.9. ANEXO IX. CONSENTIMIENTO INFORMADO ESTUDIO II

Yo,....., con DNI:.....

DECLARO:

Haber sido informado/a del estudio y procedimientos de la investigación. Los investigadores que van a acceder a mis datos personales y a los resultados de las pruebas son:

Juan Diego Ruiz Cárdenas, Juan José Rodríguez Juan.

Asimismo, he podido hacer preguntas del estudio, comprendiendo que me presto de forma voluntaria al mismo y que en cualquier momento puedo abandonarlo sin que me suponga perjuicio de ningún tipo.

CONSIENTO:

1.-) Someterme a las siguientes pruebas exploratorias (en su caso):

- Valoración funcional del gesto “levantarse de una silla”.
- Valoración de la fuerza muscular de los miembros inferiores.

2.-) El uso de los datos obtenidos según lo indicado en el párrafo siguiente:

En cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, le comunicamos que la información que ha facilitado y la obtenida como consecuencia de las exploraciones a las que se va a someter pasará a formar parte del fichero automatizado INVESALUD, cuyo titular es la FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN ANTONIO, con la finalidad de INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA EN LAS ÁREAS DE CONOCIMIENTO CIENCIAS EXPERIMENTALES Y CIENCIAS DE LA SALUD. Tiene derecho a acceder a esta información y cancelarla o rectificarla, dirigiéndose al domicilio de la entidad, en Avda. de los Jerónimos de Guadalupe 30107 (Murcia). Esta entidad le garantiza la adopción de las medidas oportunas para asegurar el tratamiento confidencial de dichos datos.

En Guadalupe (Murcia) a ..... de ..... de 20

El investigador,

Fdo:.....

Fdo:.....



## 4.10. ANEXO X. INFORME DEL COMITÉ DE ÉTICA ESTUDIO II



## COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

## DATOS DEL PROYECTO

<b>Título:</b>	Evaluación e identificación de alteraciones propioceptivas y funcionales de los pacientes con Hemofilia en la Región de Murcia.	
<b>Investigador Principal</b>	<b>Nombre</b>	<b>Correo-e</b>
Rubén Cuesta Barriuso (trabajo científico individual) Fisioterapia		

## INFORME DEL COMITÉ

<b>Fecha</b>	18/7/2014
--------------	-----------

## Tipo de Experimentación

Investigación experimental clínica con seres humanos.	SI
Utilización de tejidos humanos procedentes de pacientes, tejidos embrionarios o fetales.	NO
Utilización de tejidos humanos, tejidos embrionarios o fetales procedentes de bancos de muestras o tejidos.	NO
Investigación observacional con seres humanos o uso de datos personales, información genética, etc.	SI
Experimentación animal.	NO
Utilización de agentes biológicos de riesgo para la salud humana, animal o las plantas.	NO
Uso de organismos modificados genéticamente (OMGs).	NO

## Comentarios Respecto al tipo de Experimentación

CORRECTO

## Comentarios Respecto a la metodología de experimentación

CORRECTO



## COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

<b>Sugerencias al Investigador</b>

A la vista de la solicitud de informe adjunto por el Investigador y de las recomendaciones anteriormente expuestas el dictamen del Comité es:

Emitir informe favorable	X
Emitir informe desfavorable	
Emitir informe favorable condicionado a subsanación	

<b>MOTIVACIÓN</b>

V.º B.º El Presidente,

  
Fdo.: José Alberto Cánovas Sánchez

El Secretario,

  
Fdo.: José Alarcón Teruel



---

## **PUBLICACIONES**

---





---

**BILATERAL DEFICIT IN EXPLOSIVE FORCE RELATED TO SIT-TO-STAND  
PERFORMANCE IN OLDER POSTMENOPAUSAL WOMEN**

**Archives of Gerontology & Geriatrics**

**Vol. 74:145-149**

**January 2018**

---





Contents lists available at ScienceDirect

Archives of Gerontology and Geriatrics

journal homepage: www.elsevier.com



## Bilateral deficit in explosive force related to sit-to-stand performance in older postmenopausal women

J.D. Ruiz-Cárdenas<sup>a,\*</sup>, J.J. Rodríguez-Juan<sup>b</sup>, J.M. Jakobi<sup>b</sup>, J. Ríos-Díaz<sup>a, c, d</sup>, E. Marín-Cascales<sup>e</sup>, J.A. Rubio-Arias<sup>a, f</sup>

<sup>a</sup> ECOFISTEM Research Group, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica de Murcia, Campus Los Jerónimos 30107 Murcia, Spain

<sup>b</sup> School of Health and Exercise Sciences, University of British Columbia Okanagan, 3333 University Way, Kelowna, Canada

<sup>c</sup> Centro de Ciencias de la Salud San Rafael, Universidad Antonio de Nebrija, Pº de La Habana, 70 bis 28036 Madrid, Spain

<sup>d</sup> Fundación San Juan de Dios, Heróicos de Tejada, 3 28016 Madrid, Spain

<sup>e</sup> UCAM Research Center for High Performance Sport, Catholic University of Murcia, Murcia, Spain

<sup>f</sup> Department of Physical Activity and Sports Sciences, Faculty of Sports, Catholic University of Murcia, Jerónimos Avenue 135, 30107 Murcia, Spain

### ARTICLE INFO

**Keywords:**  
Muscle strength  
Rate of force development  
Activities of day living  
Bilateral index

### ABSTRACT

The purpose of this study was to determine whether the bilateral deficit (BLD) for maximal voluntary force (MVF) and rate of force development (RFD) influences sit-to-stand in older postmenopausal women. Fourteen women performed unilateral and bilateral maximal voluntary contractions during isometric leg-extension. The MVF and RFD over consecutive 50 ms periods (0–50, 50–100 and 100–150 ms) after force onset and the time to sit-to-stand test were calculated. There was only a BLD for RFD 0–50 ms and 50–100 ms. The time of sit-to-stand was moderately correlated to BLD for RFD 0–50 ms ( $r = 0.505$ ; 95% CI:  $-0.035$  to  $0.817$ ;  $P = 0.06$ ), but after controlling for physical activity level the relationship was stronger and statistically significant ( $r = 0.605$ ; 95% CI:  $0.109$  to  $0.859$ ;  $P = 0.029$ ). These results suggest that the BLD for explosive force (0–50 ms) might represent a performance-limiting factor for sit-to-stand transfer in postmenopausal women and could be dependent of the physical activity level.

Trial registered at Clinical Trials Gov.: NCT02434185.

### 1. Introduction

Aging is commonly associated with a natural decline in maximal and explosive muscle strength (Häkkinen et al., 1996; Jubrias et al., 1997) characterized by structural changes in the neuromuscular system in both men and women. The substantial decrease in estrogen levels due to menopause, seemingly contribute to greater age-related decline in women compared to men (Cipriani et al., 2012; Lang, 2011). There are a number of elements across the neuromuscular system that contribute to generating force, but it seems that the mere act of adding a limb alters the interrelationship of these elements and negatively impacts force production. The bilateral strength deficit (BLD) represents the reduction in performance during synchronous bilateral limb contractions compared with the sum of identical unilateral limb contractions (Jakobi & Chilibeck, 2001). This phenomenon has been shown in both upper and lower limbs, for a variety of static and dynamic contractions involving both large and small muscle groups, and is usually larger for rate of force development (RFD) than for maximal voluntary force (MVF) (Buckthorpe, Pain, & Folland, 2013; Cornwell, Khodiguian, & Yoo, 2012; Sahaly, Vandewalle, Driss, & Monod, 2001; Van Dieën, Ogita, & De Haan, 2003). However, the underlying cause of

this deficit remains equivocal, but evident regardless of age (Hernandez, Nelson-Whalen, Franke, & McLean, 2003; Yamauchi, Mishima, Nakayama, & Ishii, 2009).

Several authors have suggested that the occurrence of a BLD could have a significant impact on functional capability of bilateral movement tasks (Hernandez et al., 2003; Pääsuke et al., 2004; Samozino, Reje, di Prampero, Belli, & Morin, 2014) but this hypothesis has not been evaluated. Pääsuke et al. (2004) reported that the BLD for MVF was positively correlated with the time to rise from a chair ( $r = 0.60$ ;  $P < 0.05$ ) in older women with Parkinson disease, but this relation was not evident in age- and sex-matched controls. However, explosive force, calculated as RFD, is often considered functionally more relevant than isometric peak force in understanding and predicting functional ability in everyday activities (Aagaard, Simonsen, Andersen, Magnusson, & Dyhre-Poulsen, 2002; Suetta et al., 2004) and because it allows more in bilateral compared with unilateral contractions (Buckthorpe et al., 2013; Cornwell et al., 2012; Sahaly et al., 2001; Van Dieën et al., 2003) it should be evaluated relative to tasks that predict functional mobility in older adults.

The purpose of this study was to assess whether sit-to-stand (STS) performance is associated with BLD in MVF or RFD in older postmenopausal

\* Corresponding author at: Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica de Murcia, Campus Los Jerónimos 30107 Murcia, Spain.  
E-mail address: jdruc@ucam.edu (J.D. Ruiz-Cárdenas).

women. It was hypothesized that BLD for explosive force would constitute a performance-limiting factor during STS whereas the BLD relative to maximal voluntary force would not contribute to performance differences.

## 2. Material and methods

### 2.1. Study design and participants

A cross-sectional experimental design was applied to assess the role of BLD on the STS transfer (ClinicalTrials.gov Identifier: NCT02484185). Fourteen women who had experienced one year of primary amenorrhea (62.1 (SD: 5.16) yrs; 1.55 (SD: 0.062) m; 67.2 (SD: 9.26) kg; 20.13 (SD: 4.66) kg/m<sup>2</sup>) volunteered to participate. They had not undertaken endurance or resistance training, but were without musculoskeletal, neurological or cardiovascular limiting-diseases. The physical activity level of the subjects was measured with Spanish Short Version of the Minnesota Leisure Time Physical Activity Questionnaire (SSVM), five meter walking test (5 MWT) and grip force (Table 1). All participants were informed about the study objectives, potential risks and benefits, and informed consent was signed prior to participation. All procedures conformed to the Declaration of Helsinki and this study was approved by the Research Ethics Committee of the Catholic University of Murcia, Murcia, Spain.

### 2.2. Procedures

Participants attended the laboratory on two separate occasions, once for familiarization with the procedures and one-week later for the experimental session. The two sessions involved an appropriate warm-up composed of 2-3 STS, 2-3 submaximal isometric leg extension contractions, followed by 2-3 maximal isometric voluntary contraction in each condition (bilateral and unilateral). The experimental session involved the measurement of STS and execution of bilateral and unilateral isometric leg extension.

#### 2.2.1. STS transfer

Subjects sat on an unsupported backrest chair with their arms resting over their legs with the hip, knee and ankle joint at approximately 90°. Each foot

rested on a force plate (Kistler 9206BA, Kistler Instruments, Amherst, NY, USA) and they were instructed to stand up as fast as possible. Vertical force was sampled at 1000 Hz from the force plate. Two trials were performed and the trial with the highest ground reaction force, as per prior studies (Lindemann et al., 2003), on the vertical axis was selected for analysis.

#### 2.2.2. Leg extension task

The subjects were carefully familiarized with the test procedures of maximal voluntary force production during several sub-maximal warm-up contractions with five-minutes of rest to avoid fatigue. Force was recorded with a strain gauge (Noraxon DTS Force sensor 500B-P 2200N, USA) secured to the carriage of a horizontal leg press machine (Technogym<sup>®</sup> Leg-press, Cesena FC, Italy) and sampled at 1500 Hz. Subjects were positioned on the horizontal leg press with the knee and ankle joint positioned to 90° with arms crossed over the chest. Instructions were given to produce MVF (bilateral, left unilateral and right unilateral, randomized order) as hard and fast as possible. On-line visual feedback of the instantaneous force signal was provided to the subjects on a computer screen placed ~2 m in front and at eye level with the subject. Five minutes rest was given between each MVF. Any trial with pre-tension observed during the force-time curve was discarded. Two satisfactory trials for each condition (bilateral, left unilateral, right unilateral) were performed and the trial with maximal peak force was selected for off-line analysis.

### 2.3. Data analysis

Force plate data were stored and analyzed off-line using BioWare software (KistlerBioWaresoftware version 5.3.0.7, Winterthur, Switzerland) and strain gauge data using myoMUSCLE software (Noraxon company, version MR 3.6 myoMUSCLE Essential software, USA) for Microsoft Windows XP professional (Microsoft Windows XP professional Service Pack 2, Redmond, WA).

The time necessary to sit-to-stand ( $T_{STS}$ ) was calculated as previously described (Lindemann et al., 2003). The beginning of movement was defined as the decrease of vertical force by more than 2.5% body weight depression on the platform and the end of movement was the point in which the vertical force reached stable body weight depression on the platform.

**Table 1**  
Descriptive parameters of postmenopausal women (n = 14).

Variable	Mean (SD)	95% CI	Minimum	Median (Q1 to Q3)	Maximum
<b>Physical activity variables</b>					
Grip force (Kg)	27.8 (3.74)	25.62 to 29.95	23.0	28.0 (8.75 to 26.25)	35.0
SSVM (local/week)	3727.8 (2024.15)	2559.15 to 4896.5	990.0	3340.5 (2198.3 to 6595.0)	8793.4
5 MWT (seg)	4.8 (0.86)	4.36 to 5.36	4	5 (4.36 to 5.36)	6
<b>Unilateral right force</b>					
MVF (N/kg)	3.16 (1.94)	2.04 to 4.28	1.16	2.65 (1.62 to 4.63)	7.24
RFD <sub>0-50</sub> (N/s)	66.5 (15.53)	57.5 to 75.5	45.7	64.5 (55.3 to 74.9)	104.6
RFD <sub>50-100</sub> (N/s)	202.9 (66.67)	164.4 to 241.4	115.5	182.4 (158.4 to 230)	359.9
RFD <sub>100-150</sub> (N/s)	369.6 (138.42)	289.6 to 449.5	163.7	352.4 (252.2 to 504.5)	585.2
<b>Unilateral left force</b>					
MVF (N/kg)	2.93 (1.81)	1.88 to 3.97	0.99	2.24 (1.37 to 3.83)	7.25
RFD <sub>0-50</sub> (N/s)	63.2 (34.49)	43.3 to 83.1	22.4	56.5 (45 to 72.9)	165.0
RFD <sub>50-100</sub> (N/s)	205 (141)	123.6 to 286.5	51.1	179.9 (110.1 to 261.6)	573.3
RFD <sub>100-150</sub> (N/s)	385.6 (286.55)	220.1 to 551	63.2	321.6 (220.9 to 511.3)	1173.7
<b>Bilateral force</b>					
MVF (N/kg)	5.8 (3.24)	3.9 to 7.6	1.94	5.27 (3.32 to 6.81)	13.23
RFD <sub>0-50</sub> (N/s)	80.4 (49.08)	52.1 to 108.8	22.7	63.8 (46 to 102.9)	199.9
RFD <sub>50-100</sub> (N/s)	299.1 (205.59)	180.4 to 417.8	76.6	226.1 (148.6 to 465.4)	725.5
RFD <sub>100-150</sub> (N/s)	661.4 (514.08)	364.6 to 958.2	173.3	453.1 (327 to 1112.1)	1987.4
<b>Bilateral indices</b>					
BI <sub>0-50</sub> (%)	-1.3 (26.67)	-16.7 to 14.1	-35.9	-8.5 (-24.1 to 20.6)	48.1
BI <sub>50-100</sub> (%)	-38.3 (27.09)	-53.9 to -22.6	-84.1	-37.8 (-60.4 to -21.4)	14.3
BI <sub>100-150</sub> (%)	-26.5 (37.85)	-48.3 to -4.6	-81.2	-36.3 (-57 to 11.6)	31.7
BI <sub>0-150</sub> (100-150 ms) (%)	-10.3 (49.38)	-38.9 to 18.2	-81.9	-29.5 (-43.7 to 18.3)	89.4

Spanish Short Version of the Minnesota Leisure Time Physical Activity Questionnaire (SSVM). Five meters walking test (5 MWT). MVF: maximal voluntary force. RFD: rate of force developed over consecutive 50 ms periods (0-50, 50-100 and 100-150 ms) from onset of muscle contraction. BI: Bilateral index. SD: standard deviation. 95% CI: 95% confidence interval. Q1: first quartile. Q3: third quartile.

The maximal voluntary isometric force (MVF) was calculated as the maximal value achieved during leg extension tasks for bilateral, left unilateral and right unilateral efforts and normalized to the participant's body mass (N/kg).

The rate of force development (RFD) was derived as the average slope of the force-time curve (dforce/dtime) and was measured over three consecutive 50 ms time periods from the onset of force (RFD<sub>0-50</sub>, RFD<sub>50-100</sub>, RFD<sub>100-150</sub>) for the bilateral, left unilateral and right unilateral leg extension tasks (Buckthorpe et al., 2013). Onset of muscle contraction was defined as 2.5% of the difference between baseline moment and MVF (normalized RFD) (Aagaard et al., 2002).

Bilateral indices for MVF (BI<sub>MVF</sub>) and rate of force developed (BI<sub>RFD</sub>) over three consecutive 50 ms time periods from the onset of muscle contraction were calculated to express any relative difference in force output between unilateral and bilateral conditions. The calculations were performed as:

$$BI\% = [100 \times (\text{bilateral}) / (\text{left unilateral} + \text{right unilateral})] - 100$$

(Howard & Enoka, 1991)

A divergence of the BI from zero demonstrated that there was a difference between the unilateral and bilateral conditions. A BI which is negative indicates that the bilateral performance is less than the combined unilateral performance. A BI which is positive, is indicative of a greater bilateral than combined unilateral performance.

2.4. Statistical analyses

Statistical analyses were performed using IBM SPSS Statistics 19.0 (IBM SPSS Inc. USA, 2010). Descriptive statistics were calculated to assess the physical characteristics of the study participants. Values are given in the text as mean and standard deviation or range of the mean with 95% confidence intervals (CI). Data were normally distributed, as confirmed by the Shapiro-Wilks test. Homoscedasticity was confirmed by Levene's test. A paired sample t-test was used for the bilateral-to-unilateral comparison of means and a single sample t-test was used to test if the mean bilateral indices were significantly different from 0. Simple linear regressions were used to analyze the relation between the time necessary to sit-to-stand and bilateral indices and determination coefficient (Pearson's linear coefficient squared) was calculated. Furthermore, in case of correlations between these variables, correlation analyses were performed for each variable after adjusting the remaining variables of physical activity as covariates; controlling the parameters of physical activity to remove their potential effect as confounding factors. We used an alpha level of 0.05 for all statistical tests.

3. Results

3.1. Bilateral-unilateral force comparison

The unilateral right, unilateral left and bilateral forces are shown in Table 1. The summed unilateral maximal peak force did not differ from the bilateral maximal peak force (mean dif. -0.32; 95% CI: -1.415 to 0.774; P = 0.530; Co-

hen's d 0.10). In contrast, there was a significant difference between bilateral and unilateral RPD at 0-50 ms (mean dif. -49.25; 95% CI: -75.63 to -22.89; P = 0.001; Cohen's d 0.94) and 50-100 ms (mean dif. -100.85; 95% CI: -210.34 to -7.363; P = 0.04; Cohen's d 0.54). However, the RPD did not differ between bilateral and unilateral contractions between 100 and 150 ms (mean dif. -93.70; 95% CI: -200.80 to 101.30; P = 0.32; Cohen's d 0.21) (Table 2).

3.2. Bilateral indices

A bilateral force deficit was evident for BI<sub>RFD</sub> (0-50 ms) (mean dif. -30.26; 95% CI: -53.91 to -22.62; P < 0.001; Cohen's d 1.41), and for BI<sub>RFD</sub> (50-100 ms) (mean dif. -26.45; 95% CI: -48.31 to -4.60; P = 0.02; Cohen's d 0.70). However, for the BI<sub>RFD</sub> (100-150 ms) (mean dif. -10.34; 95% CI: -38.85 to 18.17; P = 0.45; Cohen's d 0.21) and for BI<sub>MVF</sub> (mean dif. -1.29; 95% CI: -16.69 to 14.10; P = 0.90; Cohen's d 0.05) a deficit was not found (Table 2).

3.3. Correlation analysis

The linear regressions models showed a statistical trend towards inverse correlation between sit-to-stand and BI<sub>RFD</sub> for 0-50 ms (r = -0.505; 95% CI: -0.817 to 0.035; P = 0.066). However, there were no correlation between bilateral indices for RPD and sit-to-stand at the later time points of 50-100 ms (r = -0.001; 95% CI: -0.506 to 0.47; P = 0.784) and 100-150 ms (r = 0.202; 95% CI: -0.360 to 0.523; P = 0.408). Additionally, there was no correlation between bilateral index for MVF and the sit-to-stand task (r = 0.160; 95% CI: -0.405 to 0.637; P = 0.584) (Table 3).

Because physical activity levels influence task performance, such as the time rising from a chair, the correlation between sit-to-stand and BI<sub>RFD</sub> (0-50 ms) was controlled for physical activity variables to remove potential confounding effect. Adjusting for SSVM or 5MWT, the influence on the correlation was minimal, however adjusting for grip force the relations was stronger (r = -0.605; 95% CI: -0.859 to -0.109; P = 0.029) with 36.4% of explained variance.

4. Discussion

Studies suggest that the BLD is a performance limiting consideration for older adults due to loss of force during bilateral activities of day living (Hernandez et al., 2003; Pääsuke et al., 2004; Samosino et al., 2014). Pääsuke et al. (2004) reported that BLD in MVF was positively correlated with performance of rising from a chair (r = 0.60; P < 0.05) in older women with Parkinson disease, but this relation was not evident in age- and sex-matched controls. Our MVF results are consistent with that observation; the bilateral index for force is not a sufficient performance-limiting factor in healthy postmenopausal women. Yet, explosive strength is a strong factor in performance during several activities of day living (Aagaard et al., 2002; Suetta et al., 2004) and there is

Table 2 Mean differences between sum unilateral-bilateral, and bilateral index-reference (n = 14).

Parameter	Mean Difference	SD	Lower 95% CI	Upper 95% CI	t-Student	df	P-value	Cohen's d
Sum unilateral vs. Bilateral								
MVF (N/kg)	0.32	1.90	-0.77	1.42	0.633	13	0.538	0.10
RFD <sub>0-50</sub> (N/s)	49.3	45.68	22.9	75.6	4.04	13	0.001*	0.94
RFD <sub>50-100</sub> (N/s)	108.9	175.77	7.4	210.3	2.32	13	0.037*	0.54
RFD <sub>100-150</sub> (N/s)	93.7	337.89	-101.4	288.8	1.04	13	0.318	0.21
Bilateral Indices vs. Reference (zero value)								
BI <sub>MVF</sub> (%)	-1.3	26.7	-16.7	14.1	-0.181	13	0.859	0.05
BI <sub>RFD</sub> (0-50 ms) (%)	-38.3	27.1	-53.9	-22.6	-5.28	13	< 0.001*	1.41
BI <sub>RFD</sub> (50-100 ms) (%)	-26.5	37.9	-48.3	-4.6	-2.62	13	0.021*	0.70
BI <sub>RFD</sub> (100-150 ms) (%)	-10.3	49.4	-38.9	18.2	-0.784	13	0.447	0.21

MVF: Maximal voluntary force. RFD: rate of force developed over consecutive 50 ms periods (0-50, 50-100 and 100-150 ms) from onset of muscle contraction. BI: Bilateral index. SD: standard deviation. 95% CI: 95% confidence interval. Df: degrees of freedom. \* Differences statistically significant at an alpha level of 0.05.

**Table 3**  
Correlations and partial correlation between the dependent variables ( $n = 14$ ).

Variables		$T_{STS}$ (sec)			
		$r$	95% CI	p-value	R-squared (%)
Bilateral indices	MVF (%)	0.160	-0.405 to 0.637	0.584	2.6%
	RFD <sub>0-50</sub> (%)	-0.505	-0.817 to 0.035	0.066	25.5%
	RFD <sub>0-50</sub> (%)*	-0.604	-0.859 to -0.109	0.029*	36.4%
	RFD <sub>50-100</sub> (%)	-0.081	-0.586 to 0.47	0.784	0.7%
	RFD <sub>100-150</sub> (%)	0.202	-0.368 to 0.662	0.488	4.1%

$T_{STS}$ : time necessary to sit-to-stand transfer. MVF: Maximal voluntary force. RFD: rate of force developed over consecutive 50 ms periods (0-50, 50-100 and 100-150 ms) from onset of muscle contraction. 95% CI: 95% confidence interval.

\* Partial correlation controlled for grip force.

\* Correlation statistically significant at an alpha level of 0.05.

generally a bilateral deficit for rate of force generation (Buckthorpe et al., 2013; Cornwell et al., 2012; Sahaly et al., 2001; Van Dieën et al., 2003). In this context, our results showed greater BLD in explosive strength for all time intervals tested compared to maximal peak force during isometric leg extension task, especially for the time interval 0-50 ms (30.3% vs. 1.3%). There was a moderate negative relationship between the bilateral index relative to RFD 0-50 ms and sit-to-stand performance ( $r = -0.505$ ;  $P = 0.06$ ). This relationship was stronger and statistically significant after controlling for physical activity level, suggesting that the BLD for explosive force rather than MVF is likely a performance limiting-factor during activities that require the participation of both limbs simultaneously which might predispose functional impairment in older postmenopausal women with low level of physical activity.

Bilateral homonymous limb movements are developed during activities of day living; such as rising from a chair. In several instances bilateral limb activation challenges the neuromuscular system, relative to unilateral activation, to generate maximal force leading to a bilateral strength deficit that for isometric leg extension ranges between 5 and 22% (Päämuke et al., 2004; Sahaly et al., 2001). Although the BLD is evident irrespective of age (Hernandez et al., 2003; Yamauchi et al., 2009), it might have a greater impact on functional movement in the aged because the relative deficit in a bilateral contraction would be greater since maximal force is considerably less in older compared with younger women (Yamauchi et al., 2009). Because the women in this study were ~62 years old, the strength deficit will only become larger with increased age and the negative impact on functional ability further exacerbated. This situation is likely intensified if the BLD is referenced to explosive force because the loss in rapid force production is larger compared to maximal peak force in isometric conditions (Buckthorpe et al., 2013; Cornwell et al., 2012; Sahaly et al., 2001; Van Dieën et al., 2003). Various studies have shown a greater BLD to occur during the rising phase in force prior to peak force (Buckthorpe et al., 2013; Cornwell et al., 2012; Sahaly et al., 2001; Van Dieën et al., 2003). Similar to our findings, Cornwell et al. (2012) also reported differences between bilateral and unilateral conditions for rising phase, or explosive force, but not for maximal peak force. During bilateral isometric contractions, aspects that contribute to enhancing explosive strength, such as a reduction in motor unit recruitment threshold and increases in motor unit discharge rates; particularly in the first 50-75 ms of a contraction (Maffioletti et al., 2016), are possibly more impaired than those that contribute to peak force. Therefore, the BLD might be most evident in the early and rapid phase of force generation.

Menopause, the permanent cessation of menstruation resulting from the loss of ovarian follicular activity, contributes to accelerate natural aging in women after the 5th decade (Meunier et al., 2011). Hormonal changes coupled with structural changes in the neuromuscular system such as loss of motor units, reduction in the number and size of muscle fibers and, increased amount of non-contractile muscle tissue contribute to an inability to generate high levels of muscle strength as well as a slowed capacity to develop rapid muscle contractions (Häkkinen et al., 1996; Jubrias et al., 1997; Pereira et al., 2012). These seem to be greater when quantified through rate, rather than peak force and are more evident during bilateral movements. Janzen, Chilibeck, and Davison (2006) reported a decrease in BLD from ~13% to ~7% in leg press

exercise in postmenopausal women following bilateral strength training. Following the principle of training specificity subjects performing bilateral training improved bilateral muscle strength to a greater extent than unilateral strength, whereas a unilateral training protocol improved unilateral more than bilateral strength. Thus, bilateral training seemed to reduce BLD, while unilateral training contributes to an increase in this phenomenon (Botton et al., 2016; Janzen et al., 2006). Additionally, if bilateral strength training was carried out with bilateral contractions as fast as possible, muscle strength gains could be more specific, affecting explosive force which may improve the functional ability of sit-to-stand transfer (Aagaard et al., 2002; Cronin, McNair, & Marshall, 2002; Pereira et al., 2012; Ramirez-Campillo et al., 2014). Further studies should consider the relationship between the BLD in explosive force of lower limbs and the force fluctuations necessary to restore balance after a perturbation, as this is associated with increased fall risk with age.

## 5. Conclusions

A BLD for explosive force is evident in the early time intervals relative to the onset of muscle contraction, whereas the for maximal peak force and RFD in later time intervals (100-150 ms) a BLD was not observed in an isometric leg extension task. Consequently, the BLD for explosive force during the early 0-50 ms phase of the rise force development could represent a performance-limiting factor for STS transfer in older postmenopausal women with low levels of physical activity.

## Conflict of interest statement

None of the authors declare competing financial interests.

## Acknowledgements

The authors thank services provided by the Catholic University of Murcia (Murcia, Spain) and the UGAM Sport Center. Special thanks to the excellent women for their full involvement in the research. This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors.

## References

- 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* 93 (4), 1318-1326. <https://doi.org/10.1152/jappphysiol.00283.2002>.
- Botton, C.E., Radaelli, R., Wilhelm, E.N., Roch, A., Brown, L.E., Pinto, R.S., 2016. Neuromuscular adaptations to unilateral vs. bilateral strength training in women. *Journal of Strength and Conditioning Research* 7, 1924-1932. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000001125>.
- Buckthorpe, M.W., Pain, M.T.G., Folland, J.P., 2013. Bilateral deficit in explosive force production is not caused by changes in agonist neural drive. *PUBLIC LIBRARY OF SCIENCE* 8 (3), e57549. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0057549>.
- Cipriani, C., Ronsagnoli, E., Carnevale, V., Raso, I., Scarpello, A., Angelelli, M., ... Minoia, S., 2012. Muscle strength and bone in healthy women: Effect of age and gonadal status. *Hormones (Athens, Greece)* 11 (3), 325-332.

---

**VALIDITY AND RELIABILITY OF AN IPHONE APP TO ASSESS TIME, VELOCITY  
AND LEG POWER DURING A SIT-TO-STAND FUNCTIONAL PERFORMANCE TEST**

**Gait & Posture**

**Vol. 59:261-266**

**January 2018**

---







Contents lists available at ScienceDirect

Gait &amp; Posture

journal homepage: www.elsevier.com



## Full length article

## Validity and reliability of an iPhone App to assess time, velocity and leg power during a sit-to-stand functional performance test

Juan Diego Ruiz-Cárdenas<sup>a,\*</sup>, Juan José Rodríguez-Juan<sup>a</sup>, Rowan R. Smart<sup>b</sup>, Jennifer M. Jakobi<sup>b</sup>, Gareth R. Jones<sup>b</sup><sup>a</sup> ECOFISTEM Research Group, Faculty of Health Sciences, Catholic University of Murcia, Murcia, Spain<sup>b</sup> Healthy Exercise and Aging Laboratory Group (HEAL), School of Health and Exercise Sciences, University of British Columbia Okanagan, Kelowna, BC, Canada

## ARTICLE INFO

Keywords:  
Leg strength assessment  
Physical performance  
Age

## ABSTRACT

The purposes of this study were: (i) Analyze the concurrent validity and reliability of an iPhone App for measuring time, velocity and power during a single sit-to-stand (STS) test compared with measurements recorded from a force plate; and (ii) Evaluate the relationship between the iPhone App measures with age and functional performance. Forty-eight healthy individuals (age range: 26–81 years) were recruited. All participants completed a STS test on a force plate with the movement recorded on an iPhone 6 at 240 frames-per-second. Functional ability was also measured using isometric handgrip strength and self-paced walking time tests. Intraclass correlation coefficients (ICC), Pearson's correlation coefficient, Cronbach's alpha ( $\alpha$ ) and Bland-Altman plots with 95% confidence intervals (CI) were used to test validity and reliability between instruments. The results showed a good agreement between all STS measurement variables; time (ICC = 0.864, 95%CI = 0.77–0.92;  $\alpha$  = 0.926), velocity (ICC = 0.912, 95%CI = 0.85–0.95;  $\alpha$  = 0.953) and power (ICC = 0.846, 95%CI = 0.74–0.91;  $\alpha$  = 0.917) with no systematic bias between instruments for any variable analyzed. STS time, velocity and power derived from the iPhone App show moderate to strong associations with age ( $|r|$  = 0.63–0.83) and handgrip strength ( $|r|$  = 0.4–0.64) but not the walking test. The results of this study identify that this iPhone App is reliable for measuring STS and the derived values of time, velocity and power shows strong associations with age and handgrip strength.

## 1. Introduction

The sit-to-stand (STS) test is a reliable tool to measure functional mobility [1], which declines considerably with increased age [2], disease and disability [3] and has been considered a physical marker of ageing along with handgrip strength or walking speed [4,5]. Sit-to-stand time increases with age, likely the consequence of slower leg velocity and reduced muscle power [6,7]. Leg velocity and power are often correlated with changes in handgrip strength and walking speed, both influence age-related decline in functional mobility [8,9]. Therefore, changes in STS performance may be considered as an important measure of physical independence.

Although time to complete the STS is the primary measure of function, leg velocity and muscle power also contribute to understanding

physical performance [10]. However, measurement of velocity and power require more sophisticated assessment tools such as a force plate [11,12], accelerometer [13,14], force transducers [7] and/or motion capture systems [15]. This technology, although sensitive to small changes in STS performance is not readily available or affordable for clinical or field-based testing environments and some current methods remain complex, difficult and time consuming to analyze [5]. Recent advances in hand-held technology offer an opportunity to assess leg velocity and power through a smartphone mobile application (App). Recently App technology was used to justify the validity and reliability of the Timed-Up and Go [14,16] and the five-time STS [16] assessment protocols. However, these Apps do not provide analysis of leg velocity or power [14,16]. Leg power is a product of the force (Newton; N)  $\times$  the velocity (meters/second, m/s) generated during the move-

\* Corresponding author at: Physiotherapy Department, Faculty of Health Sciences, Catholic University of Murcia, Campus Los Jerónimos, 30107 Murcia, Spain.  
E-mail address: jdrui@ucam.edu (J.D. Ruiz-Cárdenas)

<https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2017.10.029>

Received 23 July 2017; Received in revised form 16 October 2017; Accepted 30 October 2017

Available online xxx

0966-6362/© 2017.

ment, and is considered a good measure of fall risk [13] and age-related functional decline [7]. To our knowledge, there is no App technology currently available to objectively measure time, velocity and power during a single STS test captured from a video recording using a smartphone device.

The primary objective of this study was to determine the concurrent validity and reliability of an iPhone App for measuring time, velocity and power during a single-STG test compared with established measurements recorded from a force plate. The secondary objective was to ascertain whether these measurement variables were related to age, handgrip strength, and self-selected walking speed.

## 2. Methods

The App (*Sit-to-stand App version 1.0.0*) was developed using Xcode 8.3.2 and the Swift 3.1 programming language (Apple Inc., USA) for Mac OS X (Apple Inc., USA). For capturing, importing and manipulating high-speed videos the AVFoundation and AVKit frameworks (Apple Inc., USA) were used. The App was designed for analyzing STS test via high-speed video recording (240 frames-per-second) to allow the calculation of time between two frames selected by the user and subsequent calculation of the mean vertical velocity and mean vertical power relative to body weight. After the calculation of the time during STS test, the App used the following Newtonian equation for calculating mean vertical velocity:

$$V = d/t \quad (1)$$

where the mean vertical velocity is equal to the femur length ( $d$ ), the distance between the superior aspect of the greater trochanter and lateral condyle of the femur, divided by the time in seconds ( $t$ ) to rise from the chair ( $t$ ), as measured between two user selected frames. Subsequently, mean vertical power ( $P_{mean}$ ) was estimated from the following equation:

$$P_{mean} = 2.773 - 6.228 \times t + 18.224 \times d \quad (2)$$

$P_{mean}$  was integrated into the App software. This regression equation was developed using data previously acquired from a force plate (AMTI SGA 6-S, MA, USA) in a sample of 17 healthy subjects (10 males; Range: age = 26-81 years, body weight = 53.5-93.7 kg, femur length = 0.33-0.45m, time of rising phase = 0.30-1.11 s,  $P_{mean}$  = 3.26-8.86 W/kg). The  $P_{mean}$  and time ( $t$ ) of the rising phase from the force plate and the femur length ( $d$ ) were used to develop the multivariate regression analysis ( $r^2$  adjusted = 0.917;  $p$  = 0.035; standard error of estimate (SEE) = 0.45) using SPSS Statistics 19.0 (IBM SPSS Inc. USA, 2010).

### 2.1. Participants

Forty-eight healthy individuals (25 women), (mean and [range]: age = 50.6 [21-87] years, height = 1.60 [1.5-1.85]m, body weight = 71.9 [50.2-125.5]kg, femur length = 0.389 [0.33-0.39]m, time to rising = 0.53 [0.35-0.80] sec) were recruited for the validation study. Eight males were removed for Objective 2 due to missing data from the functional test battery (handgrip and walking tests). Thus, 40 healthy individuals were used to assess the relationship between the App measurement variables with age, handgrip strength and self-selected walking speed (Table 1). All procedures conformed to the Declaration of Helsinki and this study was approved by the Behavior Research Ethics Board at the University of British Columbia and at the Catholic University of Murcia. Written informed consent was obtained from each participant in advance.

Table 1  
Sample characteristics (n = 40).

	Mean	SD	Minimum	Maximum
Age (years)	53.1	23.83	21	87
Weight (kg)	69.6	13.31	50.2	113.4
Height (m)	1.66	0.085	1.50	1.85
Femur length (m)	0.38	0.039	0.33	0.49
Walking time (s)	2.81	0.52	1.98	5.04
Handgrip (kg)	66	19.94	26.8	112.3
<i>STS App variables</i>				
STS time average (sec)	0.50	0.09	0.375	0.7
STS time fastest (sec)	0.47	0.09	0.346	0.7
Mean vertical velocity average (m/s)	0.79	0.16	0.48	1.18
Mean vertical velocity fastest (m/s)	0.85	0.17	0.49	1.22
$P_{mean}$ average (W/kg)	6.69	0.91	4.62	8.60
$P_{mean}$ fastest (W/kg)	6.89	0.90	4.66	8.68

Data are given as mean, standard deviation (SD) and range. Sit-to-stand (STS). Mean power relative to body weight ( $P_{mean}$ ). Average of three repetitions (average). Fastest repetition (fastest). Kilograms (kg), meters (m), seconds (sec), meters per second (m/s), Watts per kilogram (W/kg).

### 2.2. Objective 1—validity and reliability

Prior to the execution of STS test, the superior aspect of greater trochanter and lateral condyle of the femur on the right side of the participant were marked with colored stickers to measure the femur length. Femur length measured with an anthropometric measuring tape by JDR or JJR. Participants completed three STS repetitions to complete the test while standing without footwear on a force plate (AMTI SGA 6-S, MA, USA). Each STS repetition was recorded on video using the iPhone App (*Sit-to-stand App version 1.0.0*) installed on an iPhone 6 running iOS 10.2.1 (Apple Inc., USA). Each repetition was recorded at 240 frames-per-second at a quality of 720 pixels. The iPhone was not attached to the participant, rather it was positioned on a 0.7m-high tripod placed 3 m from the force plate on the right side of the participant (Fig. 1).

To execute the test, subjects sat on a rigid chair with their arms crossed over their chest with the hip, knee and ankle joints at approximately 90° as previously reported [13,17]. Both feet rested on the force plate and the subjects were instructed to stand-up as fast as possible.

### 2.3. Data analysis

Video analysis from the STS App was undertaken by two independent, blinded observers (JDR, JJR). To objectively determine the onset and end position of the final movement, a visual grid (3.0 × 3.0 pixels) for reference was built into the App as an overlay. The observers selected the first frame and the final frame by pressing a start and stop button, respectively. The first frame was determined when the pelvis began to move forward after anterior trunk tilt and time-matched to when the trochanter (i.e. the colored sticker) crossed the first horizontal grid line on the screen of the App. The final frame was defined as the end of the movement cycle when full extension of hip and knee were achieved in an upright stance. This position was time matched to the point when the trochanter achieved the highest vertical point during the upright movement cycle (Fig. 2).

J.D. Ruiz-Córdova et al.

Gait &amp; Posture xxx (2017) xxx-xxxx

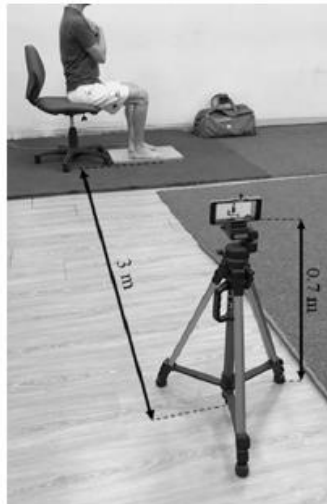


Fig. 1. Measurement environment. iPhone positioned on a 0.7 m-high tripod placed 3 m from the right side of the participant.

To validate these measures, data from the force plate was calculated from the rising phase whereby the duration of the movement starts with the peak of vertical force and ends when the vertical force curve reaches body weight after decreasing and subsequently increasing [11]. From this phase, mean power relative to body weight was calculated as the product of mean force and mean vertical velocity [Eq. (1)] divided by subject body weight. Force plate data were stored and analyzed off-line using Spike2 software (Spike2 version 7.12 Cambridge Electronic Design, UK). The measures of STS time, mean vertical velocity and  $P_{mean}$  from the App were compared to those determined from the force plate.

#### 2.4. Objective 2—construct validity relative to functional performance measures

To determine whether the STS App measurement results were indicative of functional performance the measurement variables compared against: 1) Age; 2) Handgrip strength; and 3) Self-selected walking speed.

Handgrip testing was performed in standing position with the arm at the side and the forearm and wrist placed into neutral. Using a Smedley handheld digital hand dynamometer (Baseline Evaluation Instruments, Fabrication Enterprises Inc. White Plains, NY, USA), subjects squeezed the device maximally. The test was repeated two times on both the right and left hand with 30-s of rest between trials of the same hand. The greater of the two trials from the right and left side were used and added together to give overall handgrip strength.

Self-selected walking speed was determined by having participants walk at a pace they consider 'normal walking speed' over a distance of 8 m on a non-carpeted floor. To account for the time it took participants to accelerate and decelerate, markers were provided 2 m before and after the measured distance. Therefore, the total timed distance was 4 m. The timed walking test was completed twice to promote familiarity and improve accuracy.

## 2.5. Statistical analyses

### 2.5.1. Objective 1

To determine the reliability and validity of STS time, mean vertical velocity and  $P_{mean}$  between the App and force plate measures a Pearson's correlation coefficient ( $r$ ) with 95% confidence intervals (CI), the intra-class correlation coefficient ( $ICC_{2,1}$ ) with 95% CI and Cronbach's alpha was performed. Standard error of the estimate (SEE) was also used to report the typical error in the measurements. Paired samples  $t$ -test and Bland-Altman plots were also conducted to identify potential systematic bias. Furthermore, to test the inter-observer reliability in the measurement of STS time, mean vertical velocity and  $P_{mean}$  as well as to identify potential systematic differences, the  $ICC_{2,1}$  coefficient with 95% CI and the independent sample  $t$ -test were used.

### 2.5.2. Objective 2

To evaluate the relationship between the App measurement variables and age and functional performance as assessed using handgrip strength and self-selected walking times. The average of three STS repetitions and the fastest STS repetition were recorded and a Pearson's correlation coefficient was used to examine relationships. The level of statistical significance was set at  $p \leq 0.05$ .

## 3. Results

### 3.1. Objective 1—reliability and validity of APP: concurrent validity of the STS app

Pearson's correlation coefficients revealed a very strong relationship between the STS App assessed variables for STS time ( $r = 0.86$ ; 95% CI = 0.76–0.91; SEE = 0.055 s;  $p < 0.001$ ), mean vertical velocity ( $r = 0.91$ ; 95% CI = 0.84–0.94; SEE = 0.062 m/s) and  $P_{mean}$  ( $r = 0.85$ ; 95% CI = 0.74–0.913; SEE = 0.49W/kg) and those determined using the force plate (Fig. 3).

### 3.2. Reliability and accuracy of the measurements with the App vs force plate

There was strong agreement between time ( $ICC_{2,1} = 0.864$ , 95%CI = 0.77–0.92;  $\alpha = 0.926$ ), mean vertical velocity ( $ICC_{2,1} = 0.912$ , 95%CI = 0.85–0.95;  $\alpha = 0.953$ ) and  $P_{mean}$  ( $ICC_{2,1} = 0.846$ , 95% CI = 0.74–0.91;  $\alpha = 0.917$ ) assessed with the App and the force plate. The paired sample  $t$ -test revealed no systematic bias between instruments for any variable analyzed (mean difference of time =  $-0.001$ ; 95% CI =  $-0.02$ –0.01;  $p = 0.816$ , mean difference of vertical velocity = 0.002; 95%CI =  $-0.02$ –0.02;  $p = 0.834$ , mean difference of  $P_{mean}$  = 0.08; 95% CI =  $-0.24$ –0.08;  $p = 0.322$ ).

### 3.3. Inter-individual reliability

No significant differences existed between the App variables of STS time (mean difference = 0.004; 95%CI =  $-0.03$ –0.04;  $p = 0.814$ ), mean vertical velocity (mean difference =  $-0.007$ ; 95%CI =  $-0.71$ –0.05;  $p = 0.829$ ) and  $P_{mean}$  (mean difference = 0.009; 95% CI =  $-0.37$ –0.36;  $p = 0.954$ ) collected by the two observers. Moreover, there was strong agreement between the STS time ( $ICC_{2,1} = 0.902$ , 95%CI = 0.97–0.99;  $\alpha = 0.991$ ), mean vertical velocity ( $ICC_{2,1} = 0.904$ , 95%CI = 0.97–0.99;  $\alpha = 0.992$ ) and  $P_{mean}$  ( $ICC_{2,1} = 0.993$ , 95%CI = 0.98–0.99;  $\alpha = 0.996$ ) when measured between both observers.



Fig. 2. User interface of the App. Red dot represents the colored sticker placed on the greater trochanter while the subject was at rest (top panel), at the beginning of the vertical movement when red dot crossed the first horizontal grip line on the screen (middle panel), and at the end of the vertical movement, when it achieved the highest point (lower panel). (For interpretation of the references to colour in this figure legend, the reader is referred to the web version of this article.)

### 3.3.1. Objective 2—construct validity relative to functional performance measures

Pearson's correlation coefficient showed a strong to very strong relationship between age and STS time, mean vertical velocity, and  $P_{mean}$  values. Handgrip strength was related to the STS time, mean vertical velocity and  $P_{mean}$ , but only when assessed against values derived from the fastest STS repetition completed and not the average STS time. There was no relationship between the STS App variables and self-selected walking speed (Table 2).

## 4. Discussion

To our knowledge, this is the first study to validate an App for measuring time, velocity and leg power using video-capture analysis during a single STS test. The STS App was a valid and reliable instrument for

measuring STS time, vertical velocity and leg power, compared with those determined by a force plate. The mean difference between instruments was very small, indicating a high level of agreement between these measurement tools. Inter-individual reliability was strong for all variables and no bias reported between observers. The App variables were strongly correlated between advancing age and handgrip strength, but not self-selected walking speed. The App is valid and reliable for determining STS time, velocity and power regardless of sex and age.

### 4.1. Objective 1—reliability and validity of APP

Prior studies have reported on the development of smartphone Apps to assist with other functional performance measurements such as; the Timed-Up and Go [14,16], and the repetitive 5x STS test [16] but unlike our STS App these tools only analyzed time and/or acceleration values and the results demonstrated an overestimation of time of

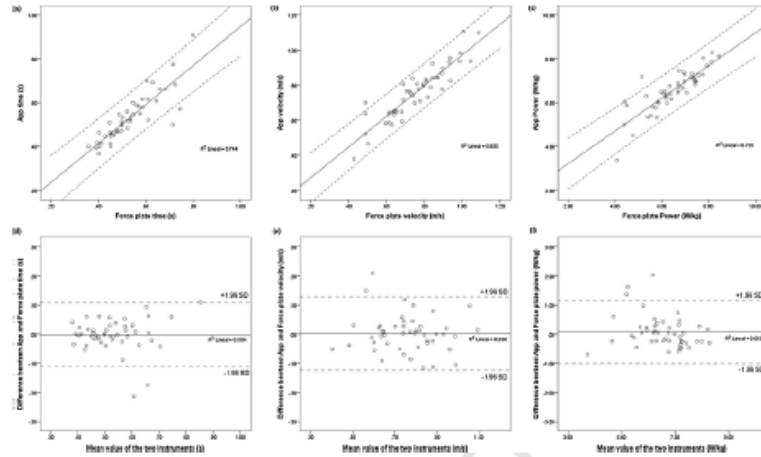


Fig. 3. Pearson's correlation coefficients explain the relationship between the iPhone App and the force plate for rising time (a), mean velocity (b) and Pmean (c). Bland-Altman plots reflect the differences for rising time (d), mean velocity (e) and Pmean (f) between the iPhone App and the force plate. The horizontal thin line represents the systematic bias while the dashed line represents the  $\pm 1.96$  standard deviations (SD).

Table 2  
Relationship between App variables and age, grip strength and walking time (n = 40).

App variables		Age			Grip strength			Walking time		
		r	95% CI	p-value	r	95% CI	p-value	r	95% CI	p-value
STS time	Average	0.626	0.391 to 0.784	<0.001	-0.293	-0.553 to 0.02	0.66	0.188	-0.131 to 0.471	0.24
	Fastest	0.715	0.52 to 0.839	<0.001	-0.398	-0.631 to -0.099	0.011	0.221	-0.097 to 0.498	0.17
Mean vertical velocity	Average	-0.744	-0.856 to -0.563	<0.001	0.494	0.216 to 0.698	0.001	-0.237	-0.51 to 0.08	0.14
	Fastest	-0.837	-0.91 to -0.711	<0.001	0.586	0.336 to 0.758	<0.001	-0.271	-0.537 to 0.044	0.09
Pmean	Average	-0.701	-0.831 to -0.499	<0.001	0.577	0.324 to 0.753	<0.001	-0.231	-0.506 to 0.066	0.15
	Fastest	-0.750	-0.86 to -0.573	<0.001	0.644	0.416 to 0.795	<0.001	-0.250	-0.52 to 0.066	0.12

The results are given for average of three repetitions and for the fastest repetition. Time to complete the rising phase of sit-to-stand (STS time). Mean power relative to body weight (Pmean). 95% confidence interval (95% CI).

0.48 and 0.27 s, respectively [16]. The added benefit of the STS App is its ability to determine movement velocity and leg power generated during a single STS coupled with a short assessment duration and data processing response (~5 min). The use of an intuitive interface and the automatic data processing makes this App a useful tool for measuring time, velocity and power within a clinical or field-based environment.

Although STS time can be easily measured using a stop-watch, measurement error from manual recordings are greater, compared with more sophisticated wearable technology [18]. Mean vertical velocity can be calculated through the distance traveled as a function of time whereas muscle power is the ability to perform muscular work per unit of time and can be measured as  $Work/Time$  or  $Force \times Distance/Time$  or  $Force \times Velocity$ . However, a number of studies have adapted the standard calculation of power in the quantification of STS test [11,19,20]. Lindemann et al. [11,19] calculated power from a single STS test as

$Body\ weight \times Distance$  ( $body\ height\ standing - body\ height\ sitting$ )  $\times Time$  using a force plate, whereas Takai et al. [20] proposed that leg muscle power could be determined using a stopwatch from  $Body\ weight \times Distance$  ( $leg\ length - chair\ height$ )  $\times Gravity$  ( $9.8\ m/sec^2$ )  $\times 10$  (repetitions)/ $Time$  (time to complete 10 repetitions). Although these equations have been correlated with cross-sectional area of knee extensor muscles [20] or other devices for power measurements such as the Nottingham power rig [11], these methods fail to report specific values of muscle power that would be useful for screening large population samples. This interpretation is supported by the fact that mean power values range from 184 to 647 Watts (W) between studies [11,20]. In our study, power was ascertained from a regression equation derived from Force (applied to a force plate)  $\times Velocity$  (vertical; sampled during the rising phase of STS test) relative to body weight. Power ranged between  $6.7\ W\ kg^{-1}$ – $6.9\ W\ kg^{-1}$  for the average of three STS repeti-

tions and for the fastest repetition, respectively. Differences between this study and previous investigations likely relate to the different equations applied between studies. Similar to our study, Smith et al. [15] developed a linear regression equation to estimate muscle power during STS test using data collected from a force plate and a high-speed photography system (Vicon, Lake Forest, CA) and reported values of  $6.4 \text{ W kg}^{-1}$ . However, we have advanced this regression model approach through use of a common device (iPhone) and validated the equation applied for the design of this portable tool.

A limitation to our study was that the regression equation used to determine leg power was created from a small sample ( $n = 17$ ); however, the equation was validated using 48 healthy individuals whose femur length and STS execution time was representative of the adult population [19,21,22]. Thus, the values and findings are likely applicable to the general adult population.

#### 4.2. Objective 2—construct validity relative to functional performance measures

The results of this study demonstrate that a strong relationship exists between age and STS time, velocity and power regardless if the measures were sampled from an average of 3 STS or the fastest STS repetition. Velocity determined from the fastest STS repetition, was most associated with age, although STS time and power were also strongly related with age. Recently Glenn et al. [6] demonstrated that STS velocity and power calculated from a force plate was able to disassociate between age groups. Similar to our results, these authors also reported that velocity sampled from the fastest STS test was a more sensitive measure, compared to average velocity of 5 trials, when detecting differences between age-groups. These results suggest that using the fastest STS repetition rather than the average of 3 or 5 STS repetitions is a better protocol for evaluating STS time, velocity and power.

A moderate, but significant relationship was also observed between handgrip strength and STS time, velocity, and power, but only when these measures were determined using the fastest STS repetition protocol. Although all variables were related to handgrip strength, it was  $P_{mean}$  that was most closely related. This relationship is reported by others who suggest that both handgrip strength and lower leg power are most effective at evaluating overall functional performance in older adults [23]. However, similar to other studies [6,24] no relationship existed between self-selected walking speed and the STS variables regardless of how these variables were collected. We speculate that the STS variables are measures of leg movement velocity and muscle power which are generated using the anaerobic system as it moves a load through a greater range of motion, which is not the case for walking, as the range of motion and thereby load moved would be much less. Therefore, the STS may not replace measures of walking speed, but rather complement this assessment protocol so that all physiological systems, aerobic and anaerobic, might be assessed.

#### 5. Conclusion

Our study demonstrates that the STS App was reliable and valid assessment tool that can be easily used within a field-based setting where space and technology are often constrained. The values from the App were moderate to very-strong associated with age and grip strength but not for walking speed. The iPhone App could be a useful tool for assessment large populations in short-time period within the environmental context of daily living.

#### Conflict of interest

The second author of the article is the creator of the App and may benefit financially from purchases of the app. Nevertheless, to guarantee the objectivity of the results, two independent, blinded authors performed data analysis from the App.

#### Acknowledgements

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors. The authors thank Andrés Ruiz-Bernabeu for computer programming and full contribution to the development of the STS app.

#### References

- [1] A. Tiedemann, H. Shimada, C. Sherrington, S. Murray, S. Lord, The comparative ability of eight functional mobility tests for predicting falls in community-dwelling older people, *Age Ageing* 37 (2008) 430–435, <https://doi.org/10.1093/ageing/afn100>.
- [2] H. Kanehisa, T. Fukunaga, Age-related change in sit-to-stand power in Japanese women aged 50 years or older, *J. Physiol. Anthropol.* 33 (2014) 26, <https://doi.org/10.1186/1890-6805-33-26>.
- [3] E. Brodin, S. Ljungman, K.S. Sunnerhagen, Rising from a chair: a simple screening test for physical function in predialysis patients, *Scand. J. Urol. Nephrol.* 42 (2008) 298–300, <https://doi.org/10.1080/00365590701797556>.
- [4] K.-H. Wagner, D. Cameron-Smith, B. Wesson, R. Franzke, Biomarkers of aging: from functions to molecular biology, *Nutrients* 8 (2016) <https://doi.org/10.3390/nu8060338>.
- [5] J. Lara, R. Cooper, J. Nisan, A.T. Ginty, K.-T. Khaw, L.J. Deary, J.M. Lord, D. Kuh, J.C. Mathers, A proposed panel of biomarkers of healthy ageing, *BMC Med.* 13 (2015) <https://doi.org/10.1186/s12916-015-0470-9>.
- [6] J.M. Glenn, M. Gray, A. Binns, Relationship of sit-to-stand lower-body power with functional fitness measures among older adults with and without sarcopenia, *J. Geriatr. Phys. Ther.* 40 (2017) (2001) 42–50, <https://doi.org/10.1519/JPT.0000000000000072>.
- [7] J.M. Glenn, M. Gray, J. Vincenzo, S. Paulson, M. Powers, An evaluation of functional sit-to-stand power in cohorts of healthy adults aged 19–97 years, *J. Aging Phys. Act.* 25 (2017) 305–310, <https://doi.org/10.1123/japa.2016-0031>.
- [8] C. García-Peña, I.C. García-Fabola, I.M. Gutiérrez-Robledo, J.J. García-González, V.E. Amargo-López, M.I. Pérez-Zepeda, Handgrip strength predicts functional decline at discharge in hospitalized male elderly: a hospital cohort study, *PLoS One* 8 (2013) e69849, <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0069849>.
- [9] S. Studenski, S. Perera, K. Patel, C. Rosano, K. Faulkner, M. Inzitari, J. Buchi, J. Chandier, P. Cawthon, E.B. Connor, M. Nevitt, M. Visser, S. Kritchevsky, S. Badinelli, T. Harris, A.B. Newman, J. Cauley, L. Ferrucci, J. Gumminik, Gait speed and survival in older adults, *JAMA J. Am. Med. Assoc.* 305 (2011) 50–58, <https://doi.org/10.1001/jama.2010.1923>.
- [10] B.J. Thompson, E.C. Cochohola, T.B. Palmer, M.S. Stock, Effects of aging on maximal and rapid velocity capacities of the leg extensors, *Exp. Gerontol.* 58 (2014) 128–131, <https://doi.org/10.1016/j.exger.2014.07.019>.
- [11] U. Lindemann, H. Claus, M. Schubert, P. Augat, P. Mücke, T. Nikolaus, C. Becker, Measuring power during the sit-to-stand transfer, *Eur. J. Appl. Physiol.* 89 (2003) 466–470, <https://doi.org/10.1007/s00421-003-0837-z>.
- [12] M.E. Roebroeck, C.A. Doorenbosch, J. Harlaar, R. Jacobs, G.J. Lankhorst, Biomechanics and muscular activity during sit-to-stand transfer, *Clin. Biomech. (Bristol Avon)* 9 (1994) 235–244, [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90004-3](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90004-3).
- [13] Y.-Y. Cheng, S.-H. Wei, P.-Y. Chen, M.-W. Tsai, L.-C. Cheng, D.-H. Liu, C.-L. Kao, Can sit-to-stand lower limb muscle power predict fall status?, *Gait Posture* 40 (2014) 403–407, <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2014.05.064>.
- [14] A. Gallin-Mercant, P.J. Barón-López, M.T. Labajos-Manzanares, A.I. Cuesta-Vargas, Reliability and criterion-related validity with a smartphone used in timed-up-and-go test, *Biosmed. Eng. Online* 13 (2014) 156, <https://doi.org/10.1186/1475-2875-13-156>.
- [15] W.N. Smith, G. Del Rossi, J.B. Adams, K.Z. Abdelrahman, S.A. Asfour, B.A. Roos, J.F. Signorile, Simple equations to predict concentric lower-body muscle power in older adults using the 30-second chair-rise test: a pilot study, *Clin. Interv. Aging* 5 (2010) 173–180.
- [16] M.H.M. Chan, D.T.F. Keung, S.Y.T. Lai, R.T.H. Cheung, A validation study of a smartphone application for functional mobility assessment of the elderly, *Hong Kong Physiother. J.* 35 (2016) 1–4, <https://doi.org/10.1016/j.hkpt.2015.11.001>.
- [17] J. Houck, J. Kneiss, S.V. Bukata, J.E. Puzas, Analysis of vertical ground reaction force variables during a Sit to Stand task in participants recovering from a hip fracture, *Clin. Biomech. (Bristol Avon)* 26 (2011) 470–476, <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.12.004>.
- [18] R.C. van Lummel, S. Walgaard, A.B. Maier, E. Alzworth, P.J. Beek, J.H. van Dieën, The instrumented sit-to-stand test (ISTS) has greater clinical relevance than

---

**RELATIONSHIP BETWEEN JUMPING ABILITIES AND SKELETAL MUSCLE  
ARCHITECTURE OF LOWER LIMBS IN HUMANS: SYSTEMATIC REVIEW AND  
META-ANALYSIS**

**Human Movement Science**

**Vol. 58:10-20**

**April 2018**

---





Human Movement Science xxx (2018) xxx-xxx



ELSEVIER

Contents lists available at ScienceDirect

Human Movement Science

journal homepage: www.elsevier.com



Full Length Article

## Relationship between jumping abilities and skeletal muscle architecture of lower limbs in humans: Systematic review and meta-analysis

J.D. Ruiz-Cárdenas<sup>a,\*</sup>, J.J. Rodríguez-Juan<sup>a</sup>, J. Ríos-Díaz<sup>a, b, c</sup>

<sup>a</sup> ECOFISTEM Research Group, Faculty of Health Sciences, Catholic University of Murcia, Murcia, Spain

<sup>b</sup> Centro de Ciencias de la Salud San Rafael, Universidad Antonio de Nebrija, Madrid, Spain

<sup>c</sup> Fundación San Juan de Dios, Madrid, Spain

### ARTICLE INFO

**Keywords:**  
Ultrasonography  
Muscles  
Biomechanics

### ABSTRACT

The aim of this study was to examine the influence of skeletal muscle architecture (SMA) features measured by 2-D ultrasonography on jumping performance in humans.

A systematic review and meta-analysis was conducted, registry number: CRD42016043602.

The scientific literature was systematically searched in eight databases, last run on March 14th, 2017. Cross-sectional studies focused on the association between SMA features and vertical jumping performance were selected. A random-effects model was used to analyze the influence of lower-limb SMA and maximal jump height. A total of 11 studies were included in the qualitative synthesis and 6 studies were selected for meta-analysis. 250 correlations were reviewed across studies. The vast majority were either not statistically significant (185; 74%), weak or very weak (169; 60%) for different jump modalities: counter-movement jump (CMJ), squat jump (SJ), and drop jump. There was insufficient data to perform meta-analysis on muscles other than vastus lateralis for CMJ and SJ. The meta-analyses did not yield any significant association between vastus lateralis SMA and SJ height. Only a significant overall association was shown between vastus lateralis thickness and CMJ height (summary- $r = 0.20$ ; 95% confidence interval (CI) =  $-0.05$  to  $0.48$ ;  $p = .059$ ) for a 90% CI level. No differences were found between summary- $r$  coefficients for SMA parameters and jump height during both jumps (CMJ:  $\chi^2 = 2.43$ ;  $df = 2$ ;  $p = .30$ ; SJ:  $\chi^2 = 0.45$ ;  $df = 2$ ;  $p = .80$ ) with a low heterogeneity ratio. Current evidence does not suggest a great influence of lower-limb SMA on vertical jumping performance in humans.

### 1. Introduction

Skeletal muscle architecture (SMA) can be defined as the arrangement of muscle fascicles within a muscle relative to the line of action of the tendon (Lieber & Fridén, 2000). The most common method of measuring SMA is through B-mode ultrasonography, which has proven to be a reliable method (reported intra-class correlation coefficients higher than 0.7) when large limb muscles are imaged in a relaxed state and the joint remains in static position (Kwah, Pinto, Diong, & Herbert, 2013).

A single image from a portable ultrasound can measure SMA, including muscle fascicle length, pennation angle, and muscle thickness. Fascicle length is usually defined as the distance between the intersection composed of the fascicle and the superficial and deep aponeuroses (Blazevich, 2006; Kawakami, Abe, Kanehisa, & Fukunaga, 2006; Narici, Franchi, & Maganaris, 2016). Pennation angle is calculated as the angle between the muscle fascicle and deep aponeurosis whereas muscle thickness is the vertical line from the superficial aponeurosis to deep aponeurosis (Blazevich, 2006; Kawakami et al., 2006).

\* Corresponding author at: Physiotherapy Department, Faculty of Health Sciences, Catholic University of Murcia, Campus Los Jerónimos, 30107 Murcia, Spain.  
Email addresses: jdr Ruiz-Cárdenas; jrodriguez@ucam.edu (J.J. Rodríguez-Juan); jrios@nebrja.es (J. Ríos-Díaz)

<https://doi.org/10.1016/j.humov.2018.01.005>

Received 16 April 2017; Received in revised form 5 January 2018; Accepted 5 January 2018

Available online xxx  
0167-9457 / © 2017.

SMA influences the ability of muscle to produce force as well as the velocity at which force can be produced. In terms of muscle architectural design, the greater muscles thickness and pennation angles, the more amount of skeletal muscle contractile tissue in parallel and therefore, more force can be generated (Abe, Loenneke, & Thiebaud, 2015; Blazevich, 2006). Longer fascicles are thought to possess a higher peak shortening velocity due to having a greater number of sarcomeres in series (Blazevich, 2006; Lieber & Friden, 2000; Narici et al., 2016).

The architectural features of a muscle have been considered as the best predictors of force generation, strongly affecting function (Lieber & Friden, 2000). However, although reviews of scientific literature have highlighted several mechanical determinants of jumping performance (Alexander, 1995; James, Navas, & Herrel, 2007), yet the influence of SMA on jumping performance in humans remains poorly understood and, to our knowledge, no systematic review has been previously conducted on this issue.

Therefore, the objective of this systematic review and meta-analysis is to evaluate the relationships between SMA features of lower limbs measured by B-mode ultrasonography and jumping performance.

## 2. Methods

### 2.1. Protocol and registration

This systematic review and meta-analysis was designed according to the Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses (PRISMA) and registered on the International Prospective Register of Systematic Reviews (PROSPERO) in the Centre for Reviews and Dissemination (University of York, United Kingdom): CRD42016043602.

Confirmation that a review of this nature had not been published or was in progress was obtained prior to commencement through a search in the NIHR PROSPERO and the Cochrane Library databases.

### 2.2. Inclusion and exclusion criteria

Articles were identified by two independent reviewers for inclusion and in-depth examination. The inclusion criteria were (i) original cross-sectional studies focused on relating SMA features with respect to vertical jump biomechanical analysis [counter-movement jump (CMJ), squat jump (SJ) and drop jump (DJ)], (ii) studies performed on sports practitioners and healthy participants, and (iii) studies using static B-mode ultrasonography measures. Discrepancies in article inclusion between reviewers were resolved by consensus. The exclusion criteria disallowed studies developed with animals.

### 2.3. Study selection and data extraction

Electronic databases were searched by two reviewers (JJRJ and JDRC), using a systematic detailed and reproducible search strategy to identify published evidence. Databases were accessed via the Catholic University of Murcia, Spain, and included in PubMed/Medline, Web of Science Core-Collection, Science Direct, CINAHL, Sport Discus, Academic Search Complete, with the last search being run on March 14th, 2017.

The search procedure was performed using the following terms: "muscle architecture", "pennation angle", "pinnation angle", "fibre length", "fiber length", "fascicle length", "cross sectional area", "muscle thickness", "jump". Search terms were combined by Boolean logic (AND, OR) and had to be included in the title, abstract or keywords of studies:

#1: "muscle architecture" OR "pennation angle" OR "pinnation angle" OR "fibre length" OR "fiber length" OR "fascicle length" OR "cross sectional area" OR "muscle thickness"

#2: jump

#3: #1 AND #2.

In order to reduce publication bias, the search was performed with no restrictions on date or language. The reference lists of included studies were scanned and the grey literature was also searched (i.e. dissertations) (Hopewell, Clarke, & Mallett, 2005). The authors of published papers were also contacted directly if crucial data were not reported in the original papers.

From the initial search, the titles and abstracts were reviewed to exclude any clearly irrelevant studies. The full texts of the remaining studies were then retrieved and read in full by two authors (JJRJ and JDRC) independently to determine whether the studies met the inclusion criteria. Any disagreement was resolved by consensus with the third author (JRD).

Using an *ad hoc* data collection form, data extraction from the included studies was performed by one reviewer (JJRJ) and cross-checked by a second (JDRC).

The Pearson product-moment correlation coefficients (usually noted as  $r$ ) reported by the authors of included studies were interpreted, in absolute value, as very weak (<0.20), weak (0.20-0.40), moderate (0.40-0.60), strong (0.60-0.80) and very strong (0.8-1) (Feinstein, 2001).

#### 2.4. Risk of bias assessment

As obtaining and replicating US images is sensitive to the methodology used, the degree of protocol description was evaluated by two blinded and independent reviewers (JJR, JRD) with an *ad hoc* ten-item checklist: 1) Description of participant position, 2) Description of explored anatomical region with precision, 3) US slice direction, 4) Type and characteristics of transducer, 5) Use and application of interposition material, 6) Description of US device, 7) Detailed explorations parameters, 8) Variables measured, 9) Reliability of measurements.

#### 2.5. Statistical analysis

Since a meta-analysis involving few studies with high heterogeneity may be considered methodologically incorrect, because there is a problem estimating the between-studies variance (Borenstein, Hedges, Higgins, & Rothstein, 2010; Ioannidis, Patsopoulos, & Rothstein, 2008), a meta-analysis was performed between SMA of lower limbs and maximal jump height if at least four sample groups showed low to moderate heterogeneity ratio ( $I^2$  0 to <75%). Moreover, because the biomechanical contribution of each muscle differs during jumping as well as between jump modalities, the meta-analyses were classified by type of jump and muscle selected.

Effect sizes were calculated through the Pearson product-moment correlation coefficient ( $r$ ). Since the variance depends strongly on the correlation, the  $r$ -coefficient was converted to the Fisher's  $z$  scale.

The transformation from the sample correlation  $r$  to Fisher's  $z$  is given by

$$z = 0.5 \ln \left( \frac{1+r}{1-r} \right) \quad (1)$$

and the standard error is

$$SE_z = \sqrt{\frac{1}{n-3}}, \quad (2)$$

where  $n$  is the sample size.

The Fisher's  $z$  statistic is assumed for normally distributed data and so, the 95% confidence interval was computed as

$$z \pm 1.96(SE_z), \quad (3)$$

Finally, an inverse transformation was performed to report the results in the scale of the  $r$ -coefficient

$$r = \frac{e^{2Z} - 1}{e^{2Z} + 1} \quad (4)$$

The random-effects model (REM) was chosen due to the heterogeneity of the included studies which could affect the results (Borenstein et al., 2010). The meta-analysis was performed with the DerSimonian (DerSimonian & Laird, 1986) and Laird's method, where the weighting of sample size was introduced into the model as the inverse of variance. The overall effect was analyzed with a Student- $t$  test (significance level  $p < .10$ ).

The heterogeneity was checked by  $Q$  statistic that followed a central chi-squared distribution with  $k-1$  degrees of freedom (significance level at  $p < .10$ ) (Higgins, Thompson, Deeks, & Altman, 2003) but also by  $T^2$  (95% CI) to estimate between-studies variance and by  $I^2$  (95% CI) to estimate the ratio of true heterogeneity to total variation in the observed effects (Huedo-Medina, Sánchez-Meca, Marín-Martínez, & Botella, 2006).  $I^2$  statistic may be interpreted (with caution) <25%, 50% and >75% as low, moderate and large heterogeneity, respectively (Higgins et al., 2003).

Egger's regression test (Egger, Davey Smith, Schneider, & Minder, 1997) was used to evaluate the publication bias in the meta-analysis. Publication bias was assumed when the intercept of the regression line was significantly different from zero (significance level at  $p < .10$ ).

Finally, prediction intervals were created to address the distribution of true effect sizes. The forest plot was performed for each SMA parameter and type of jump. The statistical analysis was performed with the Review Manager v.5.3 software (Copenhagen: The Nordic Cochrane Centre, The Cochrane Collaboration, 2014) and with an *ad hoc* template spreadsheet in Microsoft Excel 2010®.

### 3. Results

#### 3.1. Characteristics of included studies

The flowchart is shown in Fig. 1. The literature search resulted in 736 studies with one study added after reviewing grey literature. A total of 175 studies were screened and 13 studies were full-text assessed for eligibility from which two studies were excluded because they had no relationship between muscle architectural features and vertical jumping variables. No additional studies among the reference lists of the included articles were found. A total of 11 studies analyzing the relationship between SMA and vertical jumping during CMJ, SJ, and DJ were included in the qualitative synthesis of this systematic review. Six studies were included in the quantitative synthesis of this meta-analysis.

All studies included on this systematic review were cross-sectional observational studies published between 2005 and 2017, being four of these published in 2015 (Dobbs, Gill, Smart, & McGuigan, 2015; Methenitis et al., 2016; Secomb, Lundgren et al., 2015; Secomb, Nimphius et al., 2015).

#### 3.2. Participants

The total sample was composed of 310 participants (239 males, 71 females). Samples sizes ranged between 17 (Dobbs et al., 2015) and 62 (Alegre, Lara, Elvira, & Aguado, 2009) participants. The age of the subjects ranged between 14.8 (Secomb et al., 2015) and 68.2 (Selva Raj, Bird, & Shield, 2017) years old.

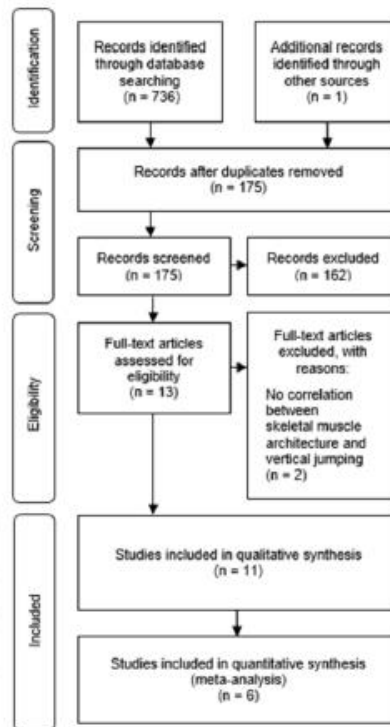


Fig. 1. Flow diagram of the literature search.

Five studies (Dobbs et al., 2015; Earp et al., 2011; Methenitis et al., 2016; Secomb, Lundgren et al., 2015; Secomb, Nimphius et al., 2015) recruited systematically trained samples. Four studies employed physically active participants (Alegre, Aznar, Delgado, Jimenez, & Aguado, 2005; Mangine et al., 2014) or heterogeneous physical conditioning (sedentary, physically active and highly trained) (Alegre et al., 2009; Rodríguez-Juan, Jiménez-Reyes, Ríos-Díaz, & Samozino, 2015) and one study included healthy community-dwelling older adults (Selva Raj et al., 2017).

### 3.3. Outcomes of included studies

#### 3.3.1. Unadjusted results

A total of 250 correlations were reviewed across the selected studies. The results were focused on SMA of vastus lateralis (VL), biceps femoris, rectus femoris, gastrocnemius lateralis and medialis which were correlated to center of mass force, velocity, power, maximal jump height, mechanical impulse and rate of force development during 0–10, 10–30 and 30–50 ms periods.

Upper leg muscles showed 171 correlations whereas 81 correlations were counted for lower leg muscles. Regardless of the outcome assessed, VL muscle architecture was the most analyzed across studies showing a total of 135 correlations (73, 45, and 12 correlations for CMJ, SJ, and DJ, respectively). Rectus femoris was only correlated to CMJ variables (26 correlations) and biceps femoris was correlated five times for CMJ and five times for SJ variables. Gastrocnemius lateralis was correlated 32 times for CMJ, 27 times for SJ, and 19 times for DJ whereas gastrocnemius medialis was only correlated three times for CMJ variables. The absolute and relative frequencies are shown below as a function of the findings.

The great majority of correlations between SMA parameters and jumping ability measures were either non-significant (185; 74%), weak or very weak (169; 68%) during the different jump modalities: CMJ, SJ, and DJ (Fig. 2). Significant correlations were mostly moderate to very strong (63; 25.2%) while only two (0.8%) significant correlations were described as weak.

Most of the significant correlations were positive (60/65; 92.3%) while five significant correlations were negative. Regarding upper leg muscles, VL muscle thickness, physiological cross-sectional area, pennation angle, and fascicle length showed positive correlation to center of mass force, velocity, power, rate of force development (0–10ms) and maximal jump height. However, some negative associations were counted for VL fascicle length and pennation angle with center of mass velocity, power, and maximal jump height for CMJ and SJ. Rectus femoris muscle thickness, pennation angle, and fascicle length showed positive correlations to power for CMJ and SJ whereas a negative association was showed for rectus femoris pennation angle and center of mass velocity for CMJ. No significant correlations were counted for biceps femoris SMA.

Concerning SMA of lower leg muscles, gastrocnemius lateralis muscle thickness, pennation angle, and fascicle length showed positive significant correlations to center of mass force, velocity, power, maximal jump height and rate of force development (0–10, 10–30, 30–50ms) for CMJ, SJ, or DJ whereas gastrocnemius medialis muscle thickness and fascicle length showed two positive significant correlations to maximal jump height for CMJ.

#### 3.3.2. Meta-analysis

There was insufficient data to perform meta-analysis on muscles other than VL for CMJ and SJ. Therefore, a total of 6 datasets ( $n = 183$  participants; Vastus lateralis [min-max]: thickness = 1.8–4.6 cm; fascicle length = 6.4–12.2 cm; pennation angle = 12.9–18.6 degrees; Maximal jump height [min-max]: CMJ = 0.25–0.57 m; SJ = 0.29–0.48 m) provided unadjusted data on the association between VL muscle architecture and maximal jump height during SJ and CMJ in healthy participants with different physical condition (Alegre et al., 2005; Alegre et al., 2009; Methenitis et al., 2016; Rodríguez-Juan et al., 2015; Secomb, Lundgren et al., 2015; Selva Raj et al., 2017).

Six meta-analyses were performed by type of jump (CMJ and SJ) and by SMA parameter (pennation angle, thickness and fascicle length) of VL. Figs. 3 and 4 show a complete statistical description with the forest plot.

For the relationships between SMA parameters of VL and jump height in CMJ, a non-significant association was found for pennation angle (Fig. 3a) (summary- $r = 0.23$ ; 95% CI =  $-0.05$  to  $0.48$ ;  $p = 0.100$ ) and for fascicle length (Fig. 3c) (summary- $r = -0.10$ ; 95% CI =  $-0.48$  to  $0.31$ ;  $p = 0.63$ ) but a significant association was found for muscle thickness (Fig. 3b) (summary- $r = 0.28$ ; 95% CI =  $-0.05$  to  $0.48$ ;  $p = .059$ ).

For the SMA associations with jump height in SJ, the associations were not significant for either pennation angle (Fig. 4a) (summary- $r = -0.02$ ; 95% CI =  $-0.29$  to  $0.25$ ;  $p = .874$ ), muscle thickness (Fig. 4b) (summary- $r = 0.12$ ; 95% CI =  $-0.26$  to  $0.48$ ;  $p = .536$ ) or fascicle length (Fig. 4c) (summary- $r = -0.05$ ; 95% CI =  $-0.45$  to  $0.36$ ;  $p = .630$ ).

The heterogeneity significance tests ( $\chi^2$  Q) showed non-significant results only for the studies that evaluated the association between pennation angles and jump high both in CMJ and SJ.  $I^2$  statistics showed that the variance between studies was lower for pennation angle vs. CMJ jump height and higher for fascicle length vs. CMJ jump height.

Finally, the  $I^2$  index, that could be interpreted as the ratio of true heterogeneity to total variation in observed correlations, showed a low heterogeneity for pennation angle in SJ ( $I^2 = 0\%$ ; 95% CI =  $0-69\%$ ) and in CMJ ( $I^2 = 40\%$ ; 95% CI =  $0-76\%$ ).

The Egger's regression-method showed that the intercept coefficient was 0.11 (95% CI =  $-0.16$  to  $0.38$ ;  $p = .415$ ) so it can be concluded that there was no publication bias.

After analyzing the differences of the summary- $r$  coefficients (black diamonds) for thickness, pennation angle and fascicle length, no differences were found in CMJ ( $\chi^2 = 2.43$ ;  $df = 2$ ;  $p = .30$ ) with a low heterogeneity ratio ( $I^2 = 17.7\%$ ) or in the SJ meta-analy-

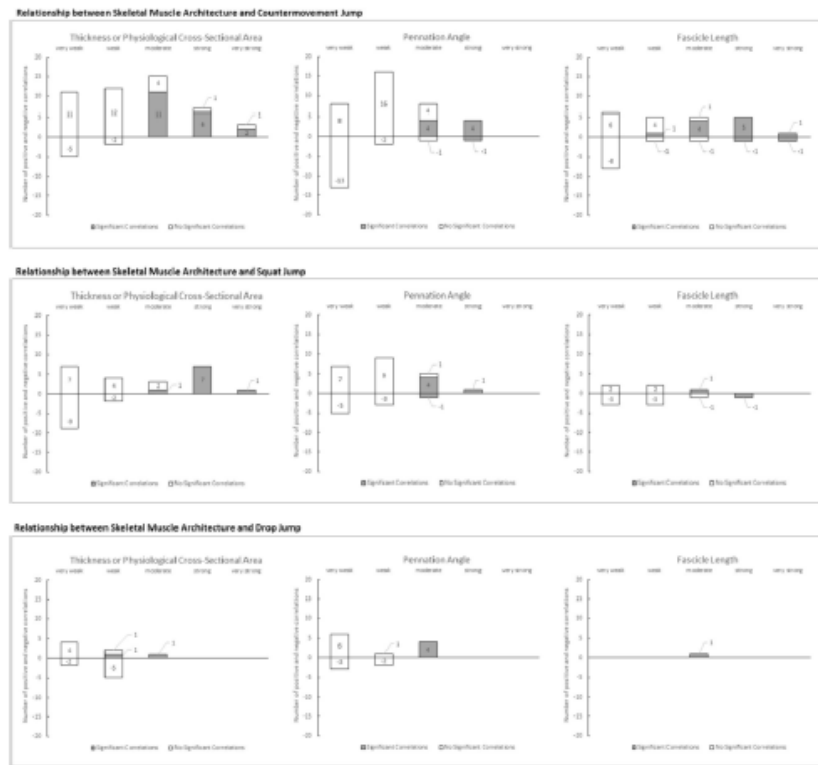


Fig. 2. Absolute frequencies of Pearson's correlation coefficients for the included studies. The x-axis shows the strength of correlations ranging from very weak to very strong and the y-axis shows the number of significant (grey bars) and non-significant (white bars) correlations. Positive frequencies represent direct correlations while negative frequencies represent inverse correlations.

sis ( $\chi^2 = 0.45$ ;  $df = 2$ ;  $p = .80$ ) with a low heterogeneity ratio ( $I^2 = 0\%$ ) indicating similar association between SMA of VL during CMJ and SJ.

#### 3.4. Study risk of bias

The degree of protocol description was good in general, although some parameters were insufficiently described. The subject position was clearly described for all eleven studies, but the clear anatomic localization where the probe was placed was explicit in eight studies (Alegre et al., 2009; Dobbs et al., 2015; Earp et al., 2011; Methenitis et al., 2016; Rodríguez-Juan et al., 2015; Secomb, Lundgren et al., 2015; Secomb, Nimphius et al., 2015; Selva Raj et al., 2017). The critical aspect of the description of the ultrasound parameters such as depth, localization of focuses or the use of gain curves was only clearly described by one study (Rodríguez-Juan et al., 2015). Four studies (Dobbs et al., 2015; Earp et al., 2010; Earp et al., 2011; Secomb, Nimphius et al., 2015) did not explain the method of measurement of the architectural parameters and only five (Alegre et al., 2009; Methenitis et al., 2016; Secomb, Lundgren et al., 2015; Secomb, Nimphius et al., 2015; Selva Raj et al., 2017) studies reported the reliability of measurements.

#### 4. Discussion

This systematic review included eleven studies evaluating the relationship between SMA assessed with the ultrasound technique and jumping performance. It is noteworthy that no significant relationships were observed between SMA and jumping abilities during CMJ, SJ, and DJ in three quarters of included studies and only a quarter of the relationships were significant within a range of

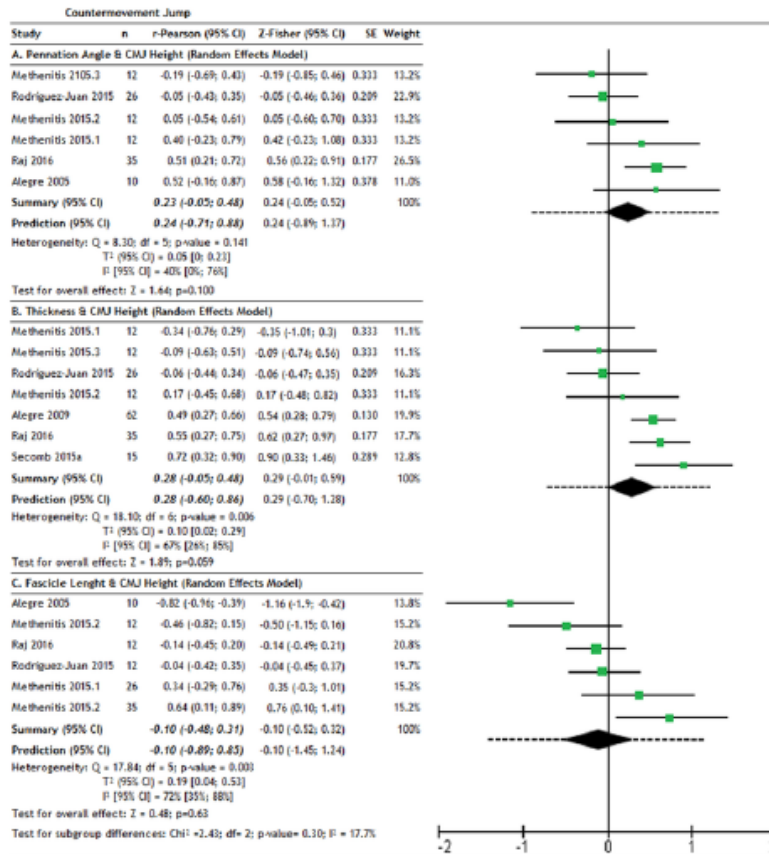


Fig. 3. Forest plots: Relationship between vastus lateralis muscle architecture and maximal jump height during Counter-movement Jump. n: sample size of studies. 95% CI: 95% Confidence interval. SE: standard error. The forest plot shows in the x-axis the magnitude and direction of the associations and its variance (Fisher's z distribution and 95% CI) and the y-axis at 0 represents no association between variables. The size of the squares is proportional to the weight of the sample sizes of the included studies. The black diamonds represent the summary effect of correlations with the prediction intervals (dashed line). Q: Q-statistic that represents the weighted sum of squares on a standardized scale. df: degrees of freedom in Chi-squared distribution test. T<sup>2</sup>: tau-squared statistic that represents the variance of the true effects and is used to assign study weights under the random effects model. I<sup>2</sup>: The proportion of observed dispersion that is real.

moderate to very strong. Since moderate to very strong correlations were shown between SMA and jumping abilities regardless of the subject's physical condition or the outcome measured (jump height, power, velocity, force or rate of force developed), it is unclear why only 25% of correlations were moderate to very strong. However, the VL muscle showed more strong correlations than other muscles maybe because it was the most analyzed muscle (54%, 135/250 correlations). Nevertheless, most correlations showed trivial to moderate findings.

These observations have been reinforced by the results of the meta-analysis that was carried out to analyze the influence of muscle architectural features on vertical jumping performance with the most measured variables across studies; architectural features of VL (pennation angle, muscle thickness, and fascicle length) and maximal jump height during CMJ and SJ. Although the results in relation to muscle thickness for CMJ height showed a weak positive overall correlation (summary-r coefficient 0.23), the 95% CI of the summary-r coefficient is too wide to support the notion that muscle thickness would have an impact on jump height with sufficient confidence.

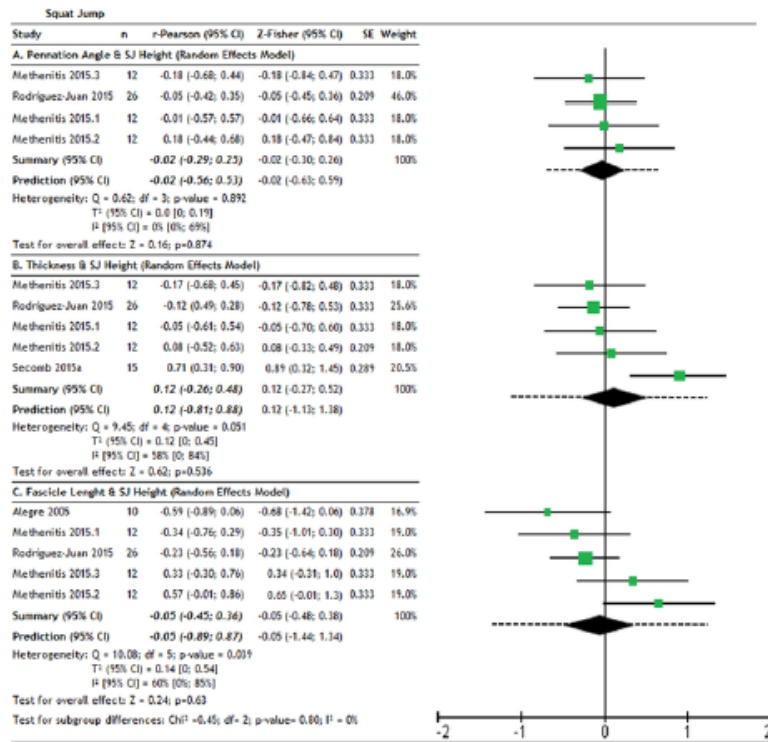


Fig. 4. Forest plots: Relationship between vastus lateralis muscle architecture and maximal jump height during Squat Jump. n: sample size of studies. 95% CI: 95% Confidence interval. SE: standard error. The forest plot shows in the x-axis the magnitude and direction of the associations and its variance (Fisher's z distribution and 95% CI) and the y-axis at 0 represents no association between variables. The size of the squares is proportional to the weight of the sample sizes of the included studies. The black diamonds represent the summary effect of correlations with the predictions intervals (dashed line). Q: Q-statistic that represents the weighted sum of squares on a standardized scale. df: degrees of freedom in Chi-squared distribution test. T<sup>2</sup>: tau-squared statistic that represents the variance of the true effects and is used to assign study weights under the random effects model. I<sup>2</sup>: The proportion of observed dispersion that is real.

There was a moderate ratio of heterogeneity between studies. Since determining the angle of pennation and muscle thickness using the ultrasound technique is quite simple and consistent (Kwah et al., 2013; Raj, Bird, & Shield, 2012), the heterogeneity between studies with regard to these variables may be due to differences between subjects characteristic. However, the heterogeneity for muscle fascicle length was higher during both types of jump compared to muscle thickness or pennation angle. These findings could be due to the fascicle of human VL being too long (range between 6.4 and 12.2 cm) to capture through a single image obtained using a commercial ultrasound device. This measurement is normally estimated outside of the B-mode image capture, which could explain the large variations in length between authors (Alegre et al., 2005; Methenitis et al., 2016; Rodriguez-Juan et al., 2015; Secomb et al., 2015). This issue could be minimized by applying new technologies that allow scanning of the entire fascicles within one continuous scan (Noorkoiv, Stavnsbo, Aagaard, & Blazevich, 2010) or with appropriate methods of fascicle length estimation (Ando et al., 2014). The trigonometric method used to estimate the length of VL muscle fascicle by the studies included in our meta-analysis underestimates significantly the muscle fascicle length and shows a difference in length of 15.5% with an intra-class correlation coefficient of 0.048 with respect to direct measurement in cadavers (Ando et al., 2014).

Numerous researchers have debated the underlying mechanisms for the differences in jumping performance during countermovement and non-countermovement jumps, yet the causes are not well understood (Anderson & Pandy, 1993; Bobbert & Casius, 2005; Bobbert, Gerritsen, Litjens, & Van Soest, 1996; Van Hooren & Zolotarjova, 2017). Considering the potential effect on jump height during CMJ due to stretch-shorten cycle and the storage of elastic energy, one could expect smaller associations between SMA fea-



tures and jump height during CMJ compared to SJ. However, the results provided by the selected studies and the meta-analysis have shown similar influence of SMA features on both jump modalities. Therefore, the potential effect on jumping abilities during CMJ may be mainly due to the tendon mechanical properties or neuromuscular activation (Bobbert, 2001; Bosco, Viitasalo, Komi, & Luhtanen, 1982; Kubo, Kawakami, & Fukunaga, 1999) rather than SMA of lower limbs.

Consequently, the results of this systematic review and meta-analyses did not support the concept of SMA as a crucial aspect for maximizing jumping performance in humans. Even taking into account the moderate baseline association shown by the authors between several muscle architecture features and biomechanical variables of jumping (Fig. 2), the Pearson's correlation coefficients imply a linear association between two variables but not a causation of both and these associations could be spurious (Altman & Krzywinski, 2015). Moreover, no study included in this systematic review adjusted the type I error for multiple analyses, therefore the level of statistical significance in the correlations could not be suitable (Curran-Everett, 2000). For example, when performing multiple correlation analyses between one architectural muscle feature and fourteen outcomes (Selva Raj et al., 2017) the probability of having  $p$ -value  $< .05$  by chance for at least one of the outcomes is 51.4%. This issue is very important to consider when performing multiple correlation analyses and it is necessary for authors to use a statistical correction (Stovitz, Verhagen, & Shrier, 2016).

Although a simple correlation analysis can be interesting to detect associations between variables, when the objective is to explain complex variables such as jump, it is necessary to design a multivariate study with enough statistical power. The statistical power of studies depends on the sample size which is related to the amount of variance. The sample size of included studies was small, and the statistical power is limited (see confidence intervals in Figs. 3 and 4). Further studies with greater sample size and including multivariate analyses are necessary to better understand the influence of SMA on jumping performance in humans.

If jump performance was determined by muscle architecture, one would think that changes in muscle architecture could be reflected in changes in jumping performance. Nevertheless, the relevant literature on this topic is not consistent (Blazevich, Gill, Bronks, & Newton, 2003; Bloomquist et al., 2013; Cormie, McGuigan, & Newton, 2010; Fouré, Nordez, McNair, & Cormu, 2011; Keitaro Kubo et al., 2007). Blazevich et al. (2003) showed increases in VL muscle thickness and fascicle length without improvements in maximal jump height after 5 weeks of resistance training program. In contrast, Fouré et al. (2011) reported increases in maximal jump height during SJ and CMJ but no changes were observed in CGA of triceps surae muscle, pennation angle and fascicle length of lateral gastrocnemius, medial gastrocnemius, and soleus during 14 weeks of plyometric training program. Another study reported differences in maximal jump height during SJ and CMJ after 12 weeks of progressive squat training without changes in VL muscle thickness. While VL pennation angle increased, no correlations were found between jump performance and muscle architecture (Bloomquist et al., 2013). Finally, Cormie et al. (2010) reported increases in jump height in both weaker and stronger group of individuals after 10 weeks of jump squat training program without changes in VL muscle thickness and pennation angle. Although the aforementioned evidence does not suggest that muscle architecture can be highly determinant of jumping performance, these observations should be taken with caution. Since muscle geometry is not fixed for a given muscle but dynamic changes occur during a contraction, the visualization of architecture in non-contracted, static muscle may not allow inference of muscle function during dynamic, active movements. However, the scientific evidence relative to the validity of B-mode ultrasonography measures when images are obtained dynamically during jumping is limited (although apparently reliable) (Kurokawa, Fukunaga, & Fukashiro, 2001).

The possibility that changes in muscle architecture can modify jumping performance may exist but the current data do not support this premise. It is very hard to explain performance during jumping through the influence of muscle architecture of one single muscle in one single leg. In other words, a small biological characteristic of a muscle may not be representative of the overall function of the neuromuscular system during a complex motor task and its influence could be minimal. Recently, Trezise, Collier, and Blazevich (2016) analyzed the influence of multiple anatomical and neuromuscular variables on maximum knee extensor torque. Although an apparently inconsequential correlation (weak correlation) and non-significant correlations were found between several muscle architectural features and torque production, the inclusion of these variables together with neuromuscular variables (percent of voluntary activation or patellar tendon moment arm distance, among others) into predictor models revealed the best prediction of knee extensor torque. These results highlight the importance of examining interactions between variables of SMA features rather than assessing correlations in isolation supporting the aforementioned idea.

From this systematic review and meta-analysis, we encourage future research to better understand the relationship between muscle architectural features and jumping performance in humans. The studies could be designed assessing a set of muscle architecture variables in several lower limb muscles and employing prediction models of jumping performance, similar to Trezise et al. (2016). Another idea could be to use dynamic ultrasonography measures during jumping (Kurokawa et al., 2001) in participants with different muscle architectural characteristics.

Despite a rigorous approach towards data collection and synthesis, this review is not without limitations. Only eleven studies were included in this systematic review which had a low reproducibility; most studies did not report the reliability of their measurements. Studies were heterogeneous concerning participant position and probe location on the muscle group which could vary the results. There was insufficient data to perform meta-analysis on muscles other than VL for CMJ and SJ. Therefore, the analysis does not represent the whole function of the lower limb muscles. As mentioned above, association does not imply causation and the baseline relationship between muscle architectural features and biomechanical jumping variables could not be presented since the present meta-analysis is based on cross-sectional data. The strength of systematic reviews is that by systematically identifying these limitations, future designs can be improved to better understand the relationship between muscle architectural features and jumping performance.

## 5. Conclusion

Current evidence based on simple correlations between SMA of lower limb muscles and vertical jumping performance in humans does not suggest a great influence on vertical jumping. Only 25% of all correlations were moderate to very strong while the most correlations showed trivial and non-significant findings. VL muscle thickness showed a weak relationship with jump height during CMJ but the confidence interval is too wide to support the notion that muscle thickness would have an impact on jump height with sufficient confidence. The statistical methods used by the included studies could not be suitable for evaluating influences between SMA and a complex motor task such as jumping. Caution should be taken when extrapolating measurements made on static muscle architecture features to whole-muscle function. Muscle architectural features measured by 2-D ultrasonography could not be useful as a predictor of jumping performance in humans.

## Conflict of interest

None.

## Acknowledgements

This research did not receive any specific grant from funding agencies in the public, commercial, or not-for-profit sectors. We would like to thank the authors of cited articles who collaborated to obtain the data.

## References

- Abe, T., Loenneke, J.P., Thibaud, R.S., 2015. Morphological and functional relationships with ultrasound measured muscle thickness of the lower extremity: A brief review. *Ultrasound: Journal of the British Medical Ultrasound Society* 23 (3), 166–173. <https://doi.org/10.1177/1742271X15587599>.
- Alegre, L.M., Aznar, D., Delgado, T., Jimenez, F., Aguado, X., 2005. Architectural characteristics of vastus lateralis muscle and jump performance in young men. *Journal of Human Movement Studies* 48 (2), 109–123.
- Alegre, L.M., Lam, A.J., Elvira, J.L., Aguado, X., 2009. Muscle morphology and jump performance: Gender and intermuscular variability. *The Journal of Sports Medicine and Physical Fitness* 49 (3), 320–326.
- Alexander, R.M., 1995. Leg design and jumping technique for humans, other vertebrates and insects. *Philosophical Transactions of the Royal Society of London. Series B, Biological Sciences* 347 (1321), 235–248. <https://doi.org/10.1098/rstb.1995.0024>.
- Altman, N., Krzywinski, M., 2015. Points of significance: Association, correlation and causation. *Nature Methods* 12 (10), 899–900. <https://doi.org/10.1038/nmeth.3587>.
- Anderson, F.C., Pandy, M.G., 1993. Storage and utilization of elastic strain energy during jumping. *Journal of Biomechanics* 26 (12), 1413–1427.
- Ando, R., Taniguchi, K., Saito, A., Fujimiyu, M., Katayose, M., Akima, H., 2014. Validity of fascicle length estimation in the vastus lateralis and vastus intermedius using ultrasonography. *Journal of electromyography and kinesiology: Official journal of the international society of electrophysiological kinesiology* 24 (2), 214–220. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2014.01.003>.
- Blazevich, A.J., 2006. Effects of physical training and detraining, immobilisation, growth and aging on human fascicle geometry. *Sports Medicine* 36 (12), 1003–1017.
- Blazevich, A.J., Gill, N.D., Bronks, R., Newton, R.U., 2003. Training-specific muscle architecture adaptation after 5-wk training in athletes. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 35 (12), 2013–2022. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000099092.83611.20>.
- Bloomquist, K., Langberg, H., Karlsen, S., Madsgaard, S., Boesen, M., Raastad, T., 2013. Effect of range of motion in heavy load squatting on muscle and tendon adaptations. *European Journal of Applied Physiology* 113 (8), 2133–2142. <https://doi.org/10.1007/s00421-013-2642-7>.
- Bobbert, M.F., 2001. Dependence of human squat jump performance on the series elastic compliance of the triceps surae: A simulation study. *The Journal of Experimental Biology* 204 (Pt 3), 533–542.
- Bobbert, M.F., Casius, L.J.R., 2005. Is the effect of a countermovement on jump height due to active state development?. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 37 (3), 440–446.
- Bobbert, M.F., Gerritsen, K.G., Litjens, M.C., Van Soest, A.J., 1996. Why is countermovement jump height greater than squat jump height?. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 28 (11), 1402–1412.
- Borenstein, M., Hedges, L.V., Higgins, J.P.T., Rothstein, H.R., 2010. A basic introduction to fixed-effect and random-effects models for meta-analysis. *Research Synthesis Methods* 1 (2), 97–111. <https://doi.org/10.1002/jsm.12>.
- Bosco, C., Viitasalo, J.T., Komi, P.V., Luhtanen, P., 1982. Combined effect of elastic energy and myoelectrical potentiation during stretch-shortening cycle exercise. *Acta Physiologica Scandinavica* 114 (4), 557–565. <https://doi.org/10.1111/j.1748-1716.1982.tb07024.x>.
- Cormie, P., McGuigan, M.R., Newton, R.U., 2010. Influence of strength on magnitude and mechanisms of adaptation to power training. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 42 (8), 1566–1581. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3181c818d>.
- Curran-Everett, D., 2000. Multiple comparisons: Philosophies and illustrations. *American Journal of Physiology. Regulatory, Integrative and Comparative Physiology* 279 (1), R1–8.
- DerSimonian, R., Laird, N., 1986. Meta-analysis in clinical trials. *Controlled Clinical Trials* 7 (3), 177–188.
- Dobbs, C.W., Gill, N.D., Smart, D.J., McGuigan, M.R., 2015. Relationship between vertical and horizontal jump variables and muscular performance in athletes. *Journal of Strength and Conditioning Research* 29 (3), 661–671. <https://doi.org/10.1519/JSC.0000000000000694>.
- Earp, J.E., Kraemer, W.J., Cormie, P., Volek, J.S., Maresch, C.M., Joseph, M., Newton, R.U., 2011. Influence of muscle-tendon unit structure on rate of force development during the squat, countermovement, and drop jumps. *Journal of Strength and Conditioning Research* 25 (2), 340–347.
- Earp, J.E., Kraemer, W.J., Newton, R.U., Comstock, B.A., Fragala, M.S., Dunn-Lewis, C., et al., 2010. Lower-body muscle structure and its role in jump performance during squat, countermovement, and depth drop jumps. *The Journal of Strength and Conditioning Research* 24 (3), 722–729.
- Egger, M., Davey Smith, G., Schneider, M., Minder, C., 1997. Bias in meta-analysis detected by a simple, graphical test. *BMJ (Clinical Research Ed.)* 315 (7109), 629–634.
- Feinstein, A.R., 2001. *Principles of medical statistics*. Chapman and Hall/CRC.
- Fouré, A., Nordez, A., McNair, P., Cormie, C., 2011. Effects of plyometric training on both active and passive parts of the plantarflexors series elastic component stiffness of muscle-tendon complex. *European Journal of Applied Physiology* 111 (3), 539–548. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1667-4>.
- Higgins, J.P.T., Thompson, S.G., Deeks, J.J., Altman, D.G., 2003. Measuring inconsistency in meta-analyses. *BMJ (Clinical Research Ed.)* 327 (7414), 557–560. <https://doi.org/10.1136/bmj.327.7414.557>.
- Hopewell, S., Clarke, M., Mallett, S., 2005. Grey literature and systematic reviews. In: Co-Chair, H.R.R., Co-Author, A.J.S., Pi, M.B.D.A.L. (Eds.), *Publication bias in meta-analysis*. John Wiley & Sons, Ltd., pp. 49–72. <https://doi.org/10.1002/0470870168.ch4>.

---

**EFFECTIVENESS OF SMARTPHONE DEVICES IN PROMOTING PHYSICAL  
ACTIVITY AND EXERCISE IN PATIENTS WITH CHRONIC OBSTRUCTIVE  
PULMONARY DISEASE: A SYSTEMATIC REVIEW**

**COPD Journal**

**Vol 4 (5):543-551**

**October 2017**

---



## Effectiveness of Smartphone Devices in Promoting Physical Activity and Exercise in Patients with Chronic Obstructive Pulmonary Disease: A Systematic Review

María del M. Martínez-García<sup>a,b</sup>, Juan D. Ruiz-Cárdenas<sup>c</sup>, and Roberto A. Rabinovich<sup>d</sup>

<sup>a</sup>Cystic Fibrosis Association of Murcia, Murcia, Spain; <sup>b</sup>Cardiovascular and Respiratory Physiotherapy Research Group (GIFISCAR), Faculty of Health Sciences, Catholic University of Murcia, Murcia, Spain; <sup>c</sup>GI ECOFISTEM, Faculty of Health Sciences, Catholic University of Murcia, Murcia, Spain; <sup>d</sup>ELEGI Colt Laboratory, Centre for Inflammation Research, The Queen's Medical Research Institute, University of Edinburgh, Scotland, UK

### ABSTRACT

The objectives of this systematic review were to analyse existing evidence on the efficacy of smartphone devices in promoting physical activity (PA) in patients with chronic obstructive pulmonary disease (COPD) and to identify the validity and precision of their measurements. A systematic review was undertaken across nine electronic databases: WOS Core Collection, PubMed, CINAHL, AMED, Academic Search Complete, Cochrane Central Register of Controlled Trials, SciELO, LILACS and ScienceDirect. Randomized and non-randomized controlled clinical trials were identified. To obtain additional eligible articles, the reference lists of the selected studies were also checked. Eligibility criteria and risk of bias were assessed by two independent authors. A total of eight articles met eligibility criteria. The studies were focused on promoting PA ( $n = 5$ ) and the precision of device measurements ( $n = 3$ ). The effectiveness of smartphones in increasing PA level (steps/day) at short and long term is very limited. Mobile-based exercise programs reported improvements in exercise capacity (i.e. incremental Shuttle-Walk-Test) at short and long term (18.3% and 21%, respectively). The precision of device measurements was good-to-excellent ( $r = 0.69-0.99$ ); however, these data should be interpreted with caution due to methodological limitations of studies. The effectiveness of smartphone devices in promoting PA levels in patients with COPD is scarce. Further high-quality studies are needed to evaluate the effectiveness of smartphone devices in promoting PA levels. *Registration number:* CRD42016050048.

### ARTICLE HISTORY

#### KEYWORDS

Cell phones; exercise therapy; lung diseases; physical fitness

### Introduction

The promotion of physical activity (PA) is one of the fundamental aspects in the management of patients with chronic obstructive pulmonary diseases (COPD). Reduced levels of PA in patients with COPD have been associated with a higher rate of disease progression, increased rates of hospital admissions and mortality (1, 2). Interventions facilitating follow-up assessment and self-monitoring of PA levels using pedometers have been recommended to promote behavioural changes to avoid PA decline (3). A systematic review of randomized controlled trials on PA self-monitoring using pedometers reported an increase in steps per day of 27% over baseline and an average of 2,500 steps more than the control group, highlighting these devices as a useful tool to improve PA levels in patients with COPD (4).

Advances in hand-held technology offers potential to integrate these devices into smartphone applications (App), allowing health care personnel and researchers to objectively monitor activity levels in real-time (e.g. intensity, frequency and duration) and to promote an active life style. With this objective control, the evolution of the patient's treatment can be easily monitored and modified individually, thus avoiding demotivation which can lead to the abandonment of the practice of

PA and, therefore, to treatment failure. In this new approach, several systematic reviews (5, 6) have reported improvements in PA levels through the use of smartphone devices among different populations. However, no previous study has completed an exhaustive review of the role of these devices in promoting PA levels in patients with COPD.

The objectives of this systematic review were (i) to analyse existing evidence on the efficacy of smartphone devices in promoting PA in patients with COPD and (ii) to identify the validity and precision of their measurements.

### Material and method

#### Design

This systematic review was designed according to the *Preferred Reporting Items for Systematic reviews and Meta-Analyses* (7) guidelines and was registered in the international database of systematic reviews PROSPERO: CRD42016050048.

In order to ensure that no similar systematic review had been carried out previously, the Cochrane Library and the International Registry of Systematic Reviews Database (PROSPERO) were consulted.

**CONTACT** María del Mar Martínez-García  [maria.del.marmargar@gmail.com](mailto:maria.del.marmargar@gmail.com)  Faculty of Health Sciences, Catholic University of Murcia, Jeronimos avenue 135, 30107 Murcia, Spain.

© 2017 Taylor & Francis Group, LLC

### Search strategy and information sources

A bibliographic search was performed in the WOS Core Collection, PubMed, CINAHL, AMED, Academic Search Complete, Cochrane Central Register of Controlled Trials (CENTRAL), SciELO, LILACS and ScienceDirect computerized databases. The last search was performed on May 14, 2017.

The terms included in the search strategy were: *mobile phone, smartphone, cell phone, physical activity, fitness, exercise, training, intervention, pulmonary disease, validity, precision, reliability*. Finally, the reference lists of the included studies were manually searched. In order to obtain additional articles, the reference lists of the included studies were reviewed. For more details on the search strategies used, please refer to protocol (8).

### Eligibility criteria

The revised articles had to be published in international peer review journals or as full-text entries in international scientific conferences. These studies had to focus on the promotion or validity of smartphone devices to record PA levels in patients with COPD. Those studies that showed results as a whole without any discernment between patients with COPD and those with other diseases were excluded. Two reviewers independently selected the articles after reading the full text. Disagreements were resolved by consensus between the two reviewers.

### Data extraction

The PICOS (7) strategy was used for the extraction of data. This strategy takes into account the participants' characteristics, the type of intervention, the characteristics of the comparison group, the results reported and the study's design. In addition, data on the origin of the study (authors, year, population and objectives) were also extracted.

From the articles that tested the precision of the device, the data on smartphone placement, sampling frequency, software and data precision were extracted.

### Risk of bias assessment

The risk of bias assessment included an adequate sequence generation, concealment of allocation sequence, blindness of evaluators, use of intention-to-treat analysis, and description of losses and exclusions. Studies without clear descriptions of an adequate sequence generation or how the allocation list was concealed were considered not to have fulfilled these criteria. The evaluation was performed independently by two reviewers and disagreements were resolved by consensus between the two.

## Results

### Identification and selection process

A total of 89 articles were identified in the computerized databases. Additionally, 1 potentially eligible article was retrieved after analysing the reference lists of those identified through the search strategy (Figure 1). After eliminating duplicates, 51 full-text articles were examined to assess their

eligibility. Out of these, 39 articles did not meet the established inclusion criteria, while 4 articles were excluded because the sample was composed by patients with COPD and patients with type II diabetes and the results were not provided separately. Finally, 8 articles were included in the qualitative synthesis of this systematic review.

### Characteristics of the studies and risk of bias

The selected articles focused on two different categories: those who aimed to increase PA levels developing an active lifestyle program through a smartphone device ( $n = 5$ ) (9–13) and those who observed the precision of the smartphone devices compared to validated tri-axial accelerometers ( $n = 3$ ) (14–16).

The design of the studies was non-randomized controlled clinical trials ( $n = 3$ ) (14–16) and randomized controlled clinical trials ( $n = 5$ ) (9–13) whose publication period ranged between 2008 (12) and October 2016 (11).

All studies had a high risk of bias in at least one field; 62.5% of articles presented adequate sequence generation (5 of 8) (9–13), no article reported on concealment of allocation sequence and only one reported on blinded evaluators (11), 62.5% used intention-to-treat principle (5 of 8) (9, 10, 12, 13, 16) and 100% of the articles described losses to follow-up and exclusions (8 of 8) (9–16).

### Characteristics of the participants

The sample size of the studies included in the present review was 374 participants aged between 18 and 89 years (9–16). All participants were patients diagnosed with COPD (GOLD I, II and III classification) (9–16).

### Devices used by studies

Four of the eight studies used the tri-axial accelerometers integrated into the smartphone devices to measure PA levels (11, 14–16) and two other studies used external tri-axial accelerometers through which these parameters were recorded and sent to the smartphone device through Bluetooth® connection (9, 10). Finally, two studies used the mobile device to control the parameters of a walking training program through a music player software integrated into the smartphone. The software collected the time used at a previously fixed intensity without the need to use an accelerometer (12, 13) (Table 1).

### Active lifestyle programs

Only five studies among the eight included in this review performed an active lifestyle program (9–13). The frequency of the programs was 4–7 days a week (9–13) with a duration between 4 weeks (9, 10) and 12 months (11, 12). Three studies provided real-time feedback of the PA level (number of steps) through the smartphone device (9–11). Patients were encouraged to achieve their personalized physical activity goal viewing the smartphone screen and receiving motivational text messages (9–11). The personalized physical activity goal was adjusted to +20% of baseline measure (11) or fixed to 50% of the physical activity level based on 56 healthy individuals

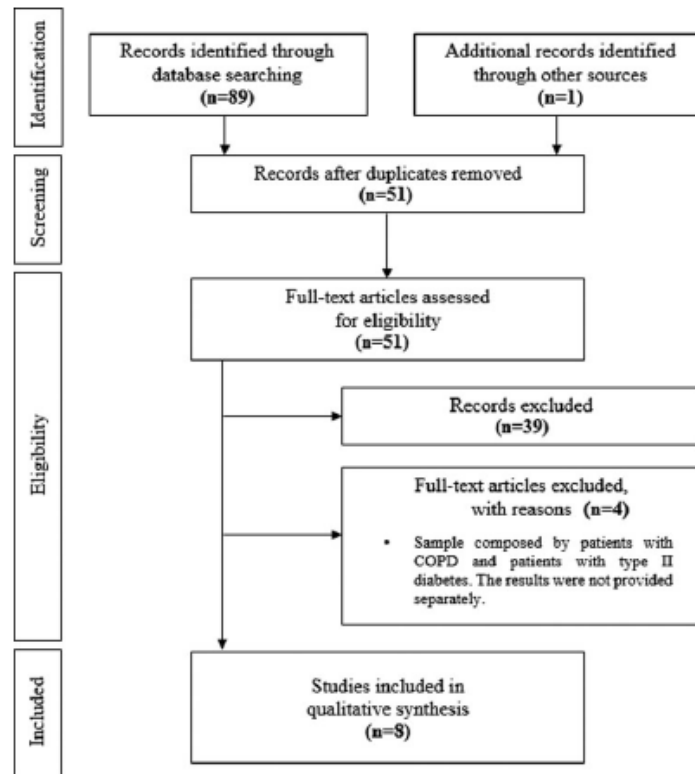


Figure 1. Flow chart of the selection process of the studies.

(9, 10). Moreover, two studies (12, 13) designed an exercise program using a music player integrated into the smartphone. The subjects were instructed to walk to the rhythm of the music played by the mobile device which was previously set to an equivalent intensity of 80% of the estimated  $\dot{V}O_{2\max}$  through the incremental Shuttle Walk Test (ISWT). The intensity was reevaluated every 4 weeks during the first 3 months

(12, 13). When patients pressed the smartphone's music player, the device software recorded the session time. The duration of the training sessions lasted until they could not keep up. Then the subject stopped the playback. The subjects in the control group, consisting of patients with similar characteristics, were verbally asked to perform daily walking at home (Table 2).

Table 1. Devices used by the studies to control physical activity and exercise.

Author (year)	Smartphone	External device
Liu et al. (2008) (12)	Sony Ericsson K600i (Sony, Tokyo, Japan)	No
Tabak et al. (2014) (9)	HTC P3600/3700 (HTC, New Taipei, Taiwan)	Sensor MTX-W (Xens Technology, Enschede, Holland)
Tabak et al. (2014) (10)	HTC P3600/3700 (HTC, New Taipei, Taiwan)	Sensor MTX-W (Xens Technology, Enschede, Holland)
Wang et al. (2014) (13)	n/m	No
Juen et al. (2014) (16)	Motorola Droid Mini (Motorola, Illinois, USA) Samsung Galaxy Ace (Samsung, Seoul, South Korea) LG Optimus Zone (LG, Seoul, South Korea)	No
Juen et al. (2015) (15)	Samsung S5 (Samsung, Seoul, South Korea) Samsung Galaxy Ace (Samsung, Seoul, South Korea) Motorola Droid Mini (Motorola, Illinois, USA) Samsung Galaxy Ace (Samsung, Seoul, South Korea) LG Optimus Zone (LG, Seoul, South Korea)	No
Vorriink et al. (2016) (11, 14)	HTC Desire A8181 (HTC, New Taipei, Taiwan)	No

n/m, not mentioned.

Table 2. Physical activity programs controlled through a smartphone device.

Author (year)	Sample	Task	Training program			Results
			Intensity	Frequency	Duration	
Tabak et al. (2014) (9)	EG: n18 EG: n14 62.2 (9.7) years (8M) COPD FEV <sub>1</sub> : 48.7% (16.7)	Objective (feedback) and motivational messages	Objective: 50% of PA level based on healthy subjects	≥4 days/week	4 weeks (β feedback)	EG: Steps/day increased by 5–8% (340–505 steps) in second to third week. There was a relationship between adherence and changes in PA level ( $r = 0.62$ ; $p = 0.03$ ) CG: Steps/day decreased 13% (609 steps) in fourth week
	Routine care (physiotherapy and medication)					
Tabak et al. (2014) (10)	CG: n16 67.9 (5.7) years (11M) COPD FEV <sub>1</sub> : 56.4% (10.6)	Objective (feedback) and motivational messages	Objective: 50% of PA level based on healthy subjects	≥4 days/week	4 weeks (β feedback)	EG: Steps/minute increased after conducting the reactivity effect (18%, 104 steps; $p = 0.008$ ) CG: No results available
	Routine care (physiotherapy and medication)					
Vorrikk et al. (2016) (11)	EG: n102 EG: n62 62 (9) years (42M) COPD FEV <sub>1</sub> : 59% (20)	Objective (feedback) and motivational messages	Objective: +20% of baseline measure	7 days/week	12 months	EG: Steps/day decreased 0.5% (59 steps; $p < 0.001$ ) at 12 months CG: No differences between groups in step/day and 6MWT distance were found
	Routine care (physiotherapy and medication)					



Liu et al. (2008) (12)	<p>EG: n20 (74.4 ± 1.7 years) (30M) COPD FEV<sub>1</sub>: 45.2% ± 3.2</p> <p>CG: n30 (72.8 ± 1.3 years) (30M) COPD FEV<sub>1</sub>: 46% ± 2.8</p>	<p>EG: Walk to the rhythm of the music with a smartphone</p> <p>CG: Walking</p>	80%W <sub>O<sub>2</sub></sub> max ISWT	No instruction	7 days/week	12 months (3 months supervision; 9 months self-management)	<p>EG: The time of walking increased by 26.7% (802 seconds) at 3 months</p> <p>ISWT distance increased by 21% (68.4 m) at 12 months</p> <p>CG: ISWT distance tendency towards decrease across time (<math>p = 0.07</math>)</p>
Wang et al. (2014) (13)	<p>EG: n12 (71.4 ± 1.9 years) (14M) COPD FEV<sub>1</sub>: 67.5% ± 4.9</p> <p>CG: Walking</p>	<p>EG: Walk to the rhythm of the music with a smartphone</p> <p>No instruction</p>	80%W <sub>O<sub>2</sub></sub> max ISWT	No instruction	7 days/week	6 months	<p>EG: ISWT distance increased by 18.9% (58.5 m) at 6 months</p> <p>CG: ISWT distance decreased by 13% (28.9 m) at 6 months</p>
CG: n16 (71.9 ± 2.7 years) (14M) COPD FEV <sub>1</sub> : 58.2% ± 4.2							

Data are presented as mean and standard deviation (SD) or standard error of mean (±), n, subject number; M, male; EG, experimental group; CG, control group; final sample after losses during follow-up; COPD, chronic obstructive pulmonary disease; ns, not significant; ISWT, incremental shuttle walking test; FEV<sub>1</sub>, forced expiratory volume in 1 second as percentage; FEV<sub>1</sub>, forced expiratory volume in 1 second as percentage predicted; 6MWT, 6-minute walking test.

6 M. D. M. MARTÍNEZ-GARCÍA ET AL.

Overall, the included studies reported no significant changes in PA level at the end of the intervention (9–11). Only one study showed improvements in the time of walking, patients were able to improve up to 26.7% (35 minutes of walking) at 12 weeks compared to baseline but a plateau was reached during the self-managed period (the following 9 months). Additionally, Tabak et al. (10) reported a significant increase of 13% (104 steps/minute) in steps per minute at short term (4 weeks) in the experimental group, but this increase was observed only after reducing the baseline by 13.21% (–121.5 steps/minute) in order to correct the reactivity effect caused by the smartphone, i.e. the increase in PA level simply by wearing a pedometer (17). The results in the control group were very similar and no differences were found between groups.

Improvements in exercise capacity were evaluated in three of the included studies (11–13). The results showed improvements of 18.3% (58.5 m) and 21% (68.4 m) compared to baseline (walking distance during ISWT) at 6 and 12 months, respectively (12, 13) while a decrease of 13% (28.9 m) at 6 months was observed in the control group (13). However, the study with the longest intervention (12 months) and highest sample size reported no differences between groups for any analysed variable: steps per day, metabolic equivalent, 6-minute walk test performed on a 10-m course (18), dyspnoea, emotional function, self-control and body mass index. Furthermore, both groups decreased their levels of physical activity in a similar way, indicating no interaction caused by the intervention (11).

Adherence to the use of the mobile device was very high 89–100% (9, 11), interestingly 86% of patients used the mobile device more days than prescribed (9). Adherence to the program moderately correlated with changes in PA levels (9). However, there were patient dropouts in all studies during the follow-up process (9–11). Although most of the participants left for personal and health-related problems, an elevated number of participants (fifteen subjects) dropped out due to technical problems or dissatisfaction with devices (9–12) while another six were excluded because they were not sufficiently compliant to the program (9, 10).

#### Precision of smartphone devices

The precision of the smartphone devices (*Motorola Droid Mini*, *Samsung Galaxy Ace*, *LG Optimus Zone*, *Samsung S5*, *HTC Desire A8181*) was compared with validated tri-axial accelerometers (*Zephyr BioHarness*, *Actigraph GT3X*, *SenseWear PRO ArmBand*) (14–16) and assessed through an 8-day recording of everyday activities (14) or by walking ten laps in a ten-metre hallway (15, 16). The devices were placed at L3 level (15, 16) or on the right arm of the subject (14) recording at a sample frequency of 10–60 Hz (14–16).

The authors reported a very high precision of the smartphone devices. The analysis of variance (ANOVA) between each of the signals from the smartphone and the gold standard showed a probability of differences (*F-test*) below  $1.114 \times 10^{-4}$  when the smartphone was ported by one subject walking during ten laps in a ten-metre hallway (15, 16). Additionally, the reliability between the smartphone device (*HTC Desire A8181*) and the validated accelerometer (*BHC0100 SenseWear PRO ArmBand*) when both were ported by 10 subjects during everyday activities

reported a range of  $r = 0.69$ – $0.99$  (Pearson's correlation coefficient) (14). However, several missing data were reported due to problems with the smartphone device (14) (Table 3).

#### Discussion

The interventions that facilitate self-monitoring of PA levels have been recommended to improve behavioural changes related to physical inactivity (3). The latest technical innovations in smartphone devices provide additional tools for the self-monitoring of PA levels (6) and the possibility of improving health-related habits in patients with COPD. However, the scientific evidence consulted does not highlight smartphone devices as an effective tool to increase PA levels in patients with COPD. The studies did not report differences in PA levels when compared to the control group that performed routine physiotherapy and medication care (9–11). This can be due to several methodological aspects: (i) authors did not blind participants to study aims during the first week of PA baseline-measurement, (ii) subjects in the control group who were carrying a pedometer were not blinded to the step count display, (iii) the validity and precision of the data collected through their smartphone devices was not verified (9–11), these issues could lead to differences in their results.

Previous studies have observed changes in participants' activity level (steps/day) by the simple way of wearing a pedometer (17, 19), this phenomenon is called reactivity effect and could be minimized when patients are blinded to the study aim or to the step count display (19). Therefore, greater differences could have been found if participants would have been blinded. In this context, Tabak et al. (10) observed a decrease in the number of steps/day in the control group after the second week of intervention which could be explained by a return to baseline values caused by a previous reactivity effect. Thus, after adjusting for the reactivity effect caused by the smartphone device, they reported a 13% increase in PA levels in the experimental group after 4 weeks of intervention.


Although several authors have shown increases in PA levels after performing a short-term intervention (4–12 weeks) using pedometers (20–22), long-term studies (12 months) do not confirm these results (23–25). In a recent study by Moy et al. (24), an increase in the number of steps/day was observed at 4 months compared to the control group and a return to baseline levels after 12 months of intervention. Liu et al. (12) showed improvements in the time of walking after a mobile-home-based program at 12 weeks; however, a plateau was reached during the following 9 months. In the same way, Vorrink et al. (11) did not report changes in PA levels during 12 months of intervention. These results suggest that although small improvements can be observed in short-term interventions, the results for long-term interventions do not appear to be promising.

Although the reported adherence to wearing the smartphone device was significantly high and there was association between program adherence and improvements in PA level, a high rate of data and participants were lost in all studies (9–13). An important issue is the high loss rate (35.4%) caused by problems related to the smartphone device: technical problems, missing data or dissatisfaction with devices (9–12). The development and design of the smartphone application is a fundamental aspect in the

Table 3. Precision of mobile devices compared to validated tri-axial accelerometers.

Author (year)	n	Smartphone				Tri-axial accelerometer				Results Precision
		App	Model	Frequency	Placement	Model	Frequency	Placement		
Juen et al. (2014) (6)	1	MoveSense	Motorola Droid Mini Samsung Galaxy Ace LG Optimus Zone	10 Hz	Belt (L3)	Zephyr Bio Harness	10 Hz	Belt (L3)	Probability of differences (F-test) in every model of 2.2e-16 Confidence interval 0.001 (F-test): Samsung S5 (1.14e-4) Samsung Galaxy Ace (9.3e-9) Confidence interval 0.001	
Juen et al. (2015) (19)	1	MoveSense	Samsung S5 Samsung Galaxy Ace	60 Hz	Belt (L3)	Actigraph GT3X	60 Hz	Belt (L3)	Association (Pearson correlation): Minimum $r = 0.89$ ; $p < 0.05$ Maximum $r = 0.99$ ; $p < 0.05$ Mean $r = 0.88$ (SD: 0.12)	
Vorriink et al. (2016) (14)	10	eHealth	HTC Desire A8181	n/m	Belt	BHC0100 SenseWear PRO ArmBand	n/m	Right arm		

App, application; Hz, hertz; SD, standard deviation; n/m, not mentioned.

8  M. D. M. MARTÍNEZ-GARCÍA ET AL.

adherence and subsequent treatment success. Elderly people have difficulty in accurately pressing the buttons of the smartphone screen (26). The spacing of the buttons and the size of the devices (14) makes the need to design mobile applications with an interface that allows to minimize the losses due to technical problem or discomfort. Then the adherence to the programs could be improved leading to the treatment success. A recent study of Bartlett et al. (27) reported differences between three persuasive-App designs for encouraging PA in patients with COPD, authors informed about the importance of selecting an adequate design approach for encouraging PA levels supporting our previous idea.

The fact that no study aiming at promoting PA levels verified the validity and precision of their devices (9–11) might be biasing the results. Although the authors favour the use of smartphone devices as a valid and precision tool for the objective control of PA in a clinical environment (14–16), in research environments the evidence is still scarce. A recent systematic review (6) indicated that smartphone devices had a precision of 52–100% when carried by a sample composed mostly of overweight and healthy adults. However, these devices often have a high error when used in chronic elderly patients mainly due to their slow speed of walking, i.e. shuffling gait, which sometimes leads to the underestimation of the number of steps (28). Although those studies focused on analysing the validity of these devices reported good to excellent precision in patients with COPD and healthy subjects, these data should be taken with caution due to the methodology used by the authors (14–16). While the accelerometers Actigraph GT3X and SenseWear PRO ArmBand have been previously validated in elderly and patients with COPD (29, 30), to our knowledge the Zephyr BioHarness accelerometer used as gold standard in one study (16) has not been previously validated in a sample with these characteristics, therefore it could be an incorrect use as gold standard. Additionally, the statistical method used to calculate the validity of the smartphone device is incomplete. The ANOVA, used in two of the three studies (15, 16), is a method that yields information only on the differences between means of two sets of data but not on the individual differences of the data (31). Therefore, this test should not be used in isolation to assess the smartphone validity (32). Similarly, Pearson's correlation coefficient used in the last study (14) yields information on the degree of association between two sets of data, however, it does not detect any systematic errors. In this way, it is possible to have two datasets that are highly correlated but not highly repeatable (31, 32). Finally, the sample size of the studies assessing precision between devices was very low (14–16). A concurrent-validity study performed in only one subject in terms of methodological design is incorrect mainly because the inter-individual variability is not considered. A device should be tested in more than one subject to report in terms of validity (31, 32). Thus, data concern to the validity and reliability of smartphone devices for measuring steps per day in patients with COPD is very poor and further high-quality studies are necessary.

#### Limitations

Despite a rigorous approach towards data collection and synthesis, this review is not without limitations. Since publication bias

exists (small studies with negative effects are unpublished or less accessible than larger studies) (33), the searches performed in this systematic review may not have introduced the entire grey literature on this topic, so the results must be taken with caution. In any case, the inclusion of grey literature tends to attenuate the effect. Additionally, two researchers assessed the risk of bias and the study selection process. Because there were no discrepancies between them, there was no need for a third opinion.

The promotion of PA through smartphone devices is a relatively new field of study in physical activity research, and consequently the evidence base is emerging. Only eight studies were included in this systematic review, not all studies used validated smartphone devices and most interventions were performed at short term which could be influencing their results. There is little evidence and its low methodological quality hinders any robust conclusions about its effectiveness. The present review has observed methodological issues which further studies can use to improve their designs and to clarify the effects of smartphone interventions for improving PA levels in patients with COPD.

#### Conclusions

The effectiveness of smartphone devices in promoting PA and exercise in patients with COPD is yet too soon to be shown. Future studies of high quality are needed to evaluate the effectiveness of these devices in the promotion of PA and physical exercise before its clinical recommendation.

#### Acknowledgments

The authors would like to thank the library services provided by the Autonomous University of Madrid and the Catholic University of Murcia.

#### Declaration of interest

The authors declare no conflict of interests with the contents of this manuscript.

#### ORCID

María del M. Martínez-García  <http://orcid.org/0000-0003-0657-7129>  
 Juan D. Ruiz-Cárdenas  <http://orcid.org/0000-0002-8882-4965>  
 Roberto A. Rabinovich  <http://orcid.org/0000-0002-8653-0373>

#### References

- García-Aymerich J, Serra I, Gómez FP, Ferrero E, Balcells E, Rodríguez DA, et al. Physical activity and clinical and functional status in COPD. *Chest* 2009; 136(1):62–70.
- García-Aymerich J, Lange P, Benet M, Schnohr P, Antó JM. Regular physical activity reduces hospital admission and mortality in chronic obstructive pulmonary disease: a population based cohort study. *Thorax* 2006; 61(9):772–8.
- Langer D, Hendriks E, Burtin C, Probst V, van der Schans C, Paterson W, et al. A clinical practice guideline for physiotherapists treating patients with chronic obstructive pulmonary disease based on a systematic review of available evidence. *Clin Rehabil* 2009; 23(5): 445–462.
- Bravata DM, Smith-Spangler C, Sundaram V, Gienger AL, Lin N, Lewis R, et al. Using pedometers to increase physical activity and improve health: a systematic review. *JAMA* 2007; 298(19):2296–304.

---

**USE OF COMMERCIAL VIDEO GAMES TO IMPROVE POSTURAL BALANCE IN  
PATIENTS WITH MULTIPLE SCLEROSIS: A SYSTEMATIC REVIEW AND META-  
ANALYSIS OF RANDOMISED CONTROLLED CLINICAL TRIALS.**

**Neurologia**

**doi: 10.1016/j.nrl.2017.12.001.**

**[Epub ahead of print]**

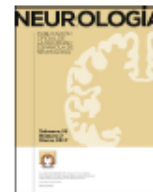
**March 2018**

---



SOCIEDAD ESPAÑOLA  
DE NEUROLOGÍA

## NEUROLOGÍA

[www.elsevier.es/neurologia](http://www.elsevier.es/neurologia)

## REVISIÓN

## Efectos de la terapia con videojuegos comerciales sobre el equilibrio postural en pacientes con esclerosis múltiple: revisión sistemática y metaanálisis de ensayos clínicos controlados aleatorizados

M. Parra-Moreno<sup>a</sup>, J.J. Rodríguez-Juan<sup>b</sup> y J.D. Ruiz-Cárdenas<sup>b,\*</sup><sup>a</sup> Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica de Murcia, Murcia, España<sup>b</sup> GI. ECOFISTEM, Facultad de Ciencias de la Salud, Universidad Católica de Murcia, Murcia, España

Recibido el 10 de octubre de 2017; aceptado el 1 de diciembre de 2017

## PALABRAS CLAVE

Enfermedades desmielinizantes;  
Equilibrio postural;  
Videojuegos;  
Esclerosis múltiple;  
Propiocepción;  
Estabilidad

## Resumen

**Introducción:** El uso de videojuegos comerciales ha sido considerado una herramienta eficaz para mejorar el equilibrio postural en diferentes poblaciones. Sin embargo, los beneficios reportados en pacientes con esclerosis múltiple (PEM) no están claros.

**Objetivos:** Analizar la evidencia existente sobre los efectos de las terapias con videojuegos comerciales en el equilibrio postural en PEM.

**Material y método:** Se realizó una búsqueda en las bases de datos Academic-Search-Complete, AMED, CENTRAL, CINAHL, WoS, IBECs, LILACS, Pubmed/Medline, Scielo, SPORTDiscus, ScienceDirect utilizando los términos *multiple sclerosis*, *videogames*, *video games*, *exergam*, *postural balance*, *posturography*, *postural control*, *balance*. El riesgo de sesgo fue analizado por 2 revisores independientes. Se realizaron 3 metaanálisis modelos de efectos fijos calculando la diferencia de medias (DM) y el intervalo de confianza (IC) del 95% para las variables *Four-Step-Square-Test*, *Timed-25-Foot-Walk* y *Berg-Balance-Scale*.

**Resultados:** Cinco ensayos clínicos controlados aleatorizados fueron incluidos en la síntesis cualitativa, mientras que 4 fueron incluidos en el metaanálisis. No se observaron diferencias entre las terapias con videojuegos y los grupos controles para la variable *Four-Step-Square-Test* (DM: -0,74; IC 95%: -2,79 a 1,32; p= 0,48; I<sup>2</sup> = 0%) y *Timed-25-Foot-Walk* (DM: -0,15; IC 95%: -1,06 a 0,76; p= 0,75; I<sup>2</sup> = 0%). Sin embargo, la variable *Berg-Balance-Scale* mostró diferencias a favor del grupo de videojuegos (DM: 5,30; IC 95%: 3,39 a 7,21; p< 0,001; I<sup>2</sup> = 0%), aunque estos resultados no fueron superiores al mínimo cambio detectable reportado en la literatura científica.

\* Autor para correspondencia.

Correo electrónico: [jdrutz@ucam.edu](mailto:jdrutz@ucam.edu) (J.D. Ruiz-Cárdenas).<https://doi.org/10.1016/j.nrl.2017.12.001>0213-4853/© 2018 Sociedad Española de Neurología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

Cómo citar este artículo: Parra-Moreno M, et al. Efectos de la terapia con videojuegos comerciales sobre el equilibrio postural en pacientes con esclerosis múltiple: revisión sistemática y metaanálisis de ensayos clínicos controlados aleatorizados. *Neurología*. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2017.12.001>

**KEYWORDS**

Demyelinating diseases;  
Postural balance;  
Video games;  
Multiple sclerosis;  
Proprioception;  
Stability

**Conclusiones:** La eficacia de las terapias con videojuegos comerciales sobre el equilibrio postural en PEM es escasa.

© 2018 Sociedad Española de Neurología. Publicado por Elsevier España, S.L.U. Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC BY-NC-ND (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

**Use of commercial video games to improve postural balance in patients with multiple sclerosis: A systematic review and meta-analysis of randomised controlled clinical trials**

**Abstract**

**Introduction:** Commercial video games are considered an effective tool to improve postural balance in different populations. However, the effectiveness of these video games for patients with multiple sclerosis (MS) is unclear.

**Objectives:** To analyse existing evidence on the effects of commercial video games on postural balance in patients with MS.

**Material and method:** We conducted a systematic literature search on 11 databases (Academic-Search Complete, AMED, CENTRAL, CINAHL, WoS, IBECs, LILACS, Pubmed/Medline, Scielo, SPORTDiscus, and Science Direct) using the following terms: "multiple sclerosis", "video-games", "video games", "exergam", "postural balance", "posturography", "postural control", "balance. Risk of bias was analysed by 2 independent reviewers. We conducted 3 fixed effect meta-analyses and calculated the difference of means (DM) and the 95% confidence interval (95% CI) for the Four Step Square Test, Timed 25-Foot Walk, and Berg Balance Scale.

**Results:** Five randomized controlled trials were included in the qualitative systematic review and 4 in the meta-analysis. We found no significant differences between the video game therapy group and the control group in Four Step Square Test (DM:  $-0.74$ ; 95% CI,  $-2.79-1.32$ ;  $P = .48$ ;  $I^2 = 0\%$ ) and Timed 25-Foot Walk scores (DM:  $.15$ ; 95% CI,  $-1.06-.76$ ;  $P = .75$ ;  $I^2 = 0\%$ ). We did observe intergroup differences in BBS scores in favour of video game therapy (DM:  $5.30$ ; 95% CI,  $3.39-7.21$ ;  $P < .001$ ;  $I^2 = 0\%$ ), but these were not greater than the minimum detectable change reported in the literature.

**Conclusions:** The effectiveness of commercial video game therapy for improving postural balance in patients with MS is limited.

© 2018 Sociedad Española de Neurología. Published by Elsevier España, S.L.U. This is an open access article under the CC BY-NC-ND license (<http://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/>).

**Introducción**

La esclerosis múltiple es una enfermedad crónica inflamatoria desmielinizante de etiología desconocida y origen multifactorial. Los síntomas de esta enfermedad son muy variados e incluyen depresión, fatiga, dolor, debilidad muscular y problemas relacionados con el equilibrio y la marcha<sup>1</sup>. El deterioro del equilibrio postural en pacientes con esclerosis múltiple (PEM) es considerado uno de los principales síntomas más incapacitantes afectando aproximadamente al 80% de los pacientes que sufren esta enfermedad<sup>2</sup>.

Hoy en día la terapia con videojuegos comerciales se sitúa como una herramienta prometedora para mejorar el equilibrio postural en diferentes poblaciones<sup>3-5</sup>. La importancia de la terapia basada en videojuegos radica en la posibilidad de incrementar la motivación y satisfacción del paciente por la terapia, su bajo coste y la gran accesibilidad que hacen de estos dispositivos una herramienta de fácil alcance, tanto en la práctica clínica como a nivel domiciliario<sup>6</sup>. Estos videojuegos incluyen tareas tales como bailar, correr, lanzar, ciclismo virtual, boxeo o tenis que utilizan los movimientos de las

extremidades superiores e inferiores para activar los comandos del juego, y así cumplir con los objetivos del mismo, lo que difiere en gran magnitud de los videojuegos tradicionales que normalmente son practicados en posición sentado<sup>7</sup>. A pesar de la creciente evidencia sobre el uso de estas terapias en diversas poblaciones<sup>3-5</sup>, los beneficios de la terapia con videojuegos en pacientes con EM no están claros y requieren de un exhaustivo análisis.

El objetivo de esta revisión sistemática y metaanálisis es analizar la evidencia existente sobre los efectos de las terapias con videojuegos comerciales en el equilibrio postural en PEM.

**Material y método****Diseño**

Revisión sistemática de ensayos clínicos controlados aleatorizados de acuerdo con la normativa *Preferred Reporting Items for Systematic Reviews and Meta-Analyses*<sup>8</sup>.

Cómo citar este artículo: Parra-Moreno M, et al. Efectos de la terapia con videojuegos comerciales sobre el equilibrio postural en pacientes con esclerosis múltiple: revisión sistemática y metaanálisis de ensayos clínicos controlados aleatorizados. *Neurología*. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2017.12.001>



### Estrategia de búsqueda y fuentes de información

Se realizó una búsqueda bibliográfica en 11 bases de datos informatizadas: Academic Search Complete, *Allied and Complementary Medicine Database (AMED)*, *The Central Register of Controlled Trials (CENTRAL)*, CINAHL, Web of Science Core-collection, IBECs, LILACS, Pubmed/Medline, Scielo, SPORTDiscus, ScienceDirect.

Los términos incluidos en la estrategia de búsqueda fueron: *multiple sclerosis, videogames, video games, exergam\*, postural balance, posturography, postural control, balance*. Estos términos fueron combinados con los operadores booleanos AND y OR. Se revisaron los listados de referencias de los estudios incluidos con el objetivo de obtener artículos adicionales. La última búsqueda se realizó el 9 de octubre de 2017. Para más detalles sobre las estrategias de búsquedas utilizadas ver el [material suplementario](#).

### Criterios de elegibilidad

Se recopilaron ensayos clínicos controlados aleatorizados publicados a texto completo en revistas internacionales de revisión por pares que evaluaran los efectos de la terapia con videojuegos comerciales sobre el equilibrio postural en PEM. Se excluyeron artículos que combinaran el uso de videojuegos con otras terapias.

### Proceso de selección de los estudios y extracción de los datos

El proceso de selección de los estudios se realizó a través de 2 evaluadores independientes. En primer lugar, se llevó a cabo la lectura de título y resumen de los artículos identificados en las bases de datos informatizadas. Posteriormente, se realizó una lectura a texto completo de aquellos estudios potencialmente elegibles.

Se utilizó la estrategia PICOS<sup>9</sup> para la extracción de datos referentes a las características de los participantes (tamaño de la muestra, edad, sexo y grado de discapacidad), tipo de intervención (tipo de ejercicio, videojuego utilizado, intensidad, frecuencia, duración de cada sesión y duración de la intervención), características del grupo control y resultados sobre el equilibrio postural. Adicionalmente se extrajeron las características de los estudios (autor, año de publicación) y las herramientas utilizadas por los autores para la valoración del equilibrio.

### Riesgo de sesgo

Se utilizó la herramienta recomendada por el manual Cochrane de revisiones sistemáticas de intervenciones<sup>9</sup> para evaluar el riesgo de sesgo de los estudios incluidos. Esta evalúa la secuencia de asignación y el ocultamiento de la secuencia, cegado de los participantes y del personal, cegado de los evaluadores de resultado, datos de resultados incompletos, notificación selectiva de los resultados y otras fuentes de sesgo. La evaluación fue realizada por 2 revisores independientes, los desacuerdos entre revisores fueron resueltos a través de discusiones con un tercer revisor.

### Análisis estadístico

Se llevó a cabo un metaanálisis si 2 o más estudios midieron la misma variable de resultado. Para cada resultado de interés en cada estudio seleccionado se computó la diferencia de medias (DM) y el 95% de intervalo de confianza (IC). Los resultados del metaanálisis fueron presentados utilizando los gráficos de *forest plots* y el nivel de significación estadística fue ajustado a  $p \leq 0,05$ . El índice  $I^2$  fue utilizado para comprobar la heterogeneidad de los estudios incluidos.

Para realizar el análisis estadístico se utilizó el modelo de efectos fijos si  $I^2$  no fue estadísticamente significativo ( $p > 0,05$ ). De lo contrario, se utilizó el modelo de efectos aleatorios. Para valorar la existencia de sesgo de publicación se llevó a cabo el test de regresión de Egger. Un error de publicación fue asumido si la intercepción de la regresión fue diferente de cero (nivel de significación  $p \leq 0,05$ ).

Todos los análisis estadísticos fueron realizados con el programa Review Manager v.5.3 (Copenhague: The Nordic Cochrane Centre, The Cochrane Collaboration, 2014) y con una plantilla de cálculo en Microsoft Excel 2010<sup>®</sup>.

### Resultados

#### Identificación y proceso de selección

Se identificaron 230 estudios en las bases de datos informatizadas. Tras la eliminación de los duplicados se seleccionaron 6 como potencialmente elegibles para su lectura a texto completo. Se excluyó un estudio por combinar Wii Fit con entrenamiento de equilibrio en plataformas inestables. Finalmente, 5 estudios fueron incluidos en la síntesis cualitativa, mientras que 4 fueron seleccionados para el metaanálisis (fig. 1).

#### Características generales de los estudios y riesgo de sesgo

Se incluyeron ensayos clínicos controlados aleatorizados cuya fecha de publicación abarcó un periodo desde 2013 a 2015<sup>10-14</sup>.

En general, los artículos incluidos reportaron un bajo riesgo de sesgo en todos los dominios, exceptuando el cegamiento de los participantes y del personal con un alto riesgo de sesgo<sup>10-14</sup> (fig. 2). Una adecuada generación de la secuencia y una adecuada ocultación de la secuencia de asignación fue realizada en el 80% de los estudios<sup>10-14</sup>. El cegado de los evaluadores se llevó a cabo en el 60% de los estudios<sup>10,11,13</sup>. Los dominios de notificación selectiva de los resultados y datos de resultados incompletos fueron considerados como bajo riesgo de sesgo en todos los estudios<sup>10-14</sup>. Para más información sobre la valoración del riesgo de sesgo ver el [material suplementario](#).

#### Características de los participantes

Un total de 259 pacientes (176 mujeres, 83 hombres) diagnosticados de esclerosis múltiple con discapacidad neurológica moderada (puntuación de 3 a 6 *Expanded Disability*

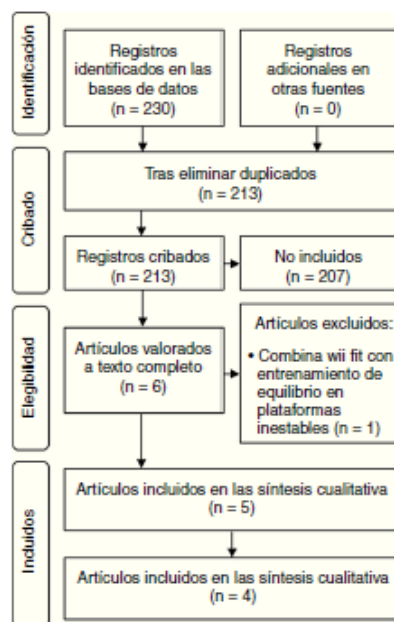


Figura 1 Diagrama de flujo.

Status Scale) fueron analizados en esta revisión sistemática. Los participantes se encuentran en edades comprendidas entre 35,3 y 53,9 años<sup>10-14</sup>.

### Características de la intervención

Los grupos experimentales utilizaron varios dispositivos comerciales como la Nintendo Wii<sup>®</sup> con el videojuego Wii Fit<sup>®</sup> y Wii Fit Plus<sup>®</sup><sup>10,12-14</sup> o el dispositivo Xbox 360<sup>®</sup> con los videojuegos Kinect Sports<sup>®</sup>, Joy Ride<sup>®</sup> and Adventures<sup>®</sup><sup>11</sup>.

Los grupos controles realizaron terapia tradicional de ejercicios de fortalecimiento, propiocepción y marcha, así como estiramientos o ejercicios de equilibrio en plataformas inestables<sup>10,11,14</sup>, mientras que en algunos casos no

planificaron ningún tipo de tratamiento para los grupos controles<sup>12-14</sup>.

La frecuencia de los programas de entrenamiento estuvo comprendida entre dos y cinco veces por semanas con sesiones de 30 a 60 minutos y una duración de la intervención de 4 a 12 semanas<sup>10-14</sup>. La intensidad de las sesiones fue cuantificada incrementando la dificultad del juego<sup>11-14</sup>.

### Herramientas utilizadas por los estudios

Los estudios analizados emplearon test funcionales para la valoración del equilibrio dinámico como el *Timed Up and Go test* y su versión cognitiva con una tarea dual, *Timed Chair Stand*, *Four Step Square Test*, *Timed 25-Foot Walk (T25-FW)* o escalas de equilibrio dinámico como *Dynamic Gait Index (DGI)*, *Activities-specific Balance Scale*, *Berg Balance Scale (BBS)* y *Tinetti*<sup>10-13</sup>. Algunos autores utilizaron variables estabilométricas para valorar el equilibrio estático con ojos abiertos y ojos cerrados como el desplazamiento del centro de presiones (COP), el área de la elipse del COP, el rango de desplazamiento del COP en el eje anteroposterior y mediolateral y la velocidad de desplazamiento del mismo<sup>10,13,14</sup>.

### Resultados sobre el equilibrio postural

En general, los estudios reportaron mejoras a corto plazo (4 a 12 semanas) en todas las variables de equilibrio analizadas cuando se compararon con los grupos controles que no realizaban ningún tipo de terapia<sup>14</sup> o realizaban terapia de fortalecimiento y propiocepción<sup>10,11,13</sup> (tabla 1).

El equilibrio dinámico reportó mejoras en un rango del 9% al 16% para las variables BBS (+5 a +7,6pts), Tinetti (+7,5pts), T-25FW (-0,8s) y FSST (-2,8s) en comparación con el grupo control<sup>10,11,13</sup>. Por otro lado, el equilibrio estático presentó mejoras en el desplazamiento del COP (-88 mm), velocidad del COP (-1 m/s) y rango de desplazamiento del COP en el eje medio-lateral (-12 a -18 mm) y antero-posterior (-13 a -14 mm) cuando los resultados fueron comparados con el grupo control<sup>13,14</sup>. Además, el área de la elipse del COP mostró mejoras del 44% (-46,3 mm<sup>2</sup>) y 38% (-97 mm<sup>2</sup>) en la prueba estabilométrica de bipedestación ojos abiertos y ojos cerrados, respectivamente<sup>10</sup>.

Únicamente 2 estudios no encontraron diferencias en ninguna variable analizada cuando se comparó con el grupo

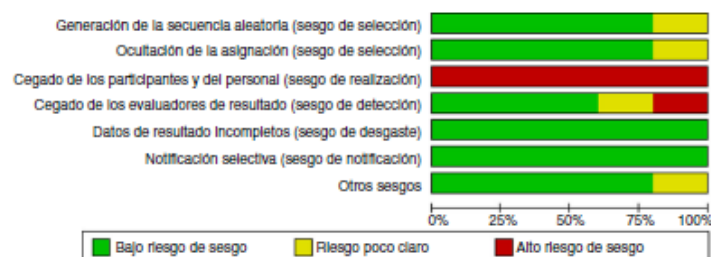


Figura 2 Riesgo de sesgo de los estudios incluidos.

Tabla 1 Características generales de los estudios

Autor (año)	Muestra	Tarea	Intervención			Resultados
			Intensidad	Frecuencia	Duración	
Nilsagård et al. <sup>12</sup> (2013)	GE: n 42 (10h; 32 m) 50 (11,5) años MSIS: 72 (19,7)	Nintendo Wii - Wii fit*	Aumenta nivel de dificultad del juego	2 veces/sem (30 min)	6-7 semanas	GE: mejora 0,8 s (6%) TUG; 1,9 s (12%) TUGcog; 1,6 s (9%) FSST, 3,2 s (9%) TCS; 5,0 (7,6%) ABC; 1,8 pts (10%) DGI, respecto a la base
	GC: n 42 (10 h; 32 m) 49 (11,1) años MSIS: 74 (21,1)	No intervención				GC: mejora 0,8 s (6%) TUGcog; 2 s (11,3%) FSST, respecto a la base GE vs GC: no hubo diferencias en ninguna variable analizada
Brichetto et al. <sup>10</sup> (2013)	GE: n 18 (8 h; 10 m) 41 (11,5) años EDSS: ≤ 6	Nintendo Wii-Wii fit*	n/e	3 veces/sem (60 min)	4 sem	GE: mejora 5 pts (10%) BBS; 36,3 mm <sup>2</sup> (38%) Elipse área ojos-abiertos; 117 mm <sup>2</sup> (42,7%) Elipse área ojos-cerrados, respecto a la base
	GC: n 18 (6 h; 12 m) 43 (10,6) años EDSS: ≤ 6	Ejercicios monopodal y bipodal con plataforma inestable	n/e	3 veces/sem (60 min)	4 sem	GC: mejora 1 pt (2%) BBS; 1,2 mm <sup>2</sup> (1,1%) elipse área ojos-abiertos. empeora 2,9 mm <sup>2</sup> (4,4%) Elipse área ojos-cerrados, respecto a la base
						GE vs GC: mejora 5 pts (9,8%) BBS; 46,3 mm <sup>2</sup> (44%) elipse área ojos-abiertos; 97 mm <sup>2</sup> (38%) elipse área ojos-cerrados, respecto al GC
Gutiérrez et al. <sup>11</sup> (2013)	GE: n 24 (11 h; 13 m) 40 (8,1) años EDSS: 3,7 (0,6)	Xbox 360-Kinetic Sports, Joy Ride, Adventures*	Aumenta nivel de dificultad del juego	4 veces/sem (20 min)	10 sem	GE: mejora 5,8 pts (6,9%) BBS; 7,9 pts (10,9%) Tinetti, respecto a la base
	GC: n 23 (9 h; 14 m) 43 (7,4) años EDSS: 3,9 (0,6)	Ejercicios fortalecimiento, propiocepción, marcha, estiramientos	Baja carga	2 veces/sem (40 min)	10 sem	GC: mejora 1 pt (1,4%) BBS; 1,9 pts (2,7%) Tinetti, respecto a la base GE vs GC: mejora 7,6 pts (9,2%) BBS; 7,5 pts (10%) Tinetti, respecto al GC
Prosperini et al. <sup>13</sup> (2013)	GE: n 18 (5 h; 13 m) 35 (8,6) años EDSS: ≤ 5,5	Nintendo Wii-Wii fit Plus*	Aumenta nivel de dificultad del juego	5 veces/sem (30 min)	12 sem	GE: no hay diferencias respecto a la base en ninguna variable analizada.
	GC: n 18 (6 h; 12 m) 37 (8,8) años EDSS: ≤ 5,5	No intervención				GC: no hay diferencias respecto a la base en ninguna variable analizada GE vs GC: Mejora de 88 mm (15%) trayectoria COP; 2,8 s (16%) FSST; 0,9 s (10%) T25-FW, respecto GC
Robinson et al. <sup>14</sup> (2015)	GE: n 20 (6 h; 14 m) 52,6 (6,1) años EDSS: 6	Nintendo Wii-Wii fit*	Aumenta nivel de dificultad del juego	2 veces/sem (40-60 min)	4 sem	GE vs GC2: mejora 13 mm COP rango anteroposterior; 12 mm COP rango mediolateral; 1 m/s COP velocidad
	GC1: n 19 (7 h; 12 m) 53,9 (6,5) años EDSS: 6	Ejercicios de equilibrio tradicionales	n/e	2 veces/sem (40-60 min)	4 sem	GE vs GC1: no hay diferencias en ninguna variable analizada
	GC2: n 17 (5 h; 12 m) 51,9 (4,7) años EDSS: ≤ 6	No intervención				GC1 vs GC2: mejora 14 mm COP rango anteroposterior; 18 mm COP rango mediolateral; 1 m/s COP velocidad

Datos reportados como media y desviación estándar (DE) o n y porcentajes (%).

ABC: Activities-specific Balance Confidence; BBS: Berg Balance Scale; COP: centro de presiones; DGI: Dynamic Gait Index; EDSS: Expanded Disability Status Scale; FSST: Four Step Square Test; GC: grupo control; GE: grupo experimental; h: hombres; m: mujeres; MSIS: Multiple Sclerosis Impact Scale; min: minutos; n/e: no específica; sem: semanas; TCS: Timed Chair Stands; T25-FW: Timed 25-Foot Walk; TUG: Timed Up and Go; TUGcog: Timed Up and Go cognitive.

Cómo citar este artículo: Parra-Moreno M, et al. Efectos de la terapia con videojuegos comerciales sobre el equilibrio postural en pacientes con esclerosis múltiple: revisión sistemática y metaanálisis de ensayos clínicos controlados aleatorizados. *Neurología*. 2017. <https://doi.org/10.1016/j.nrl.2017.12.001>

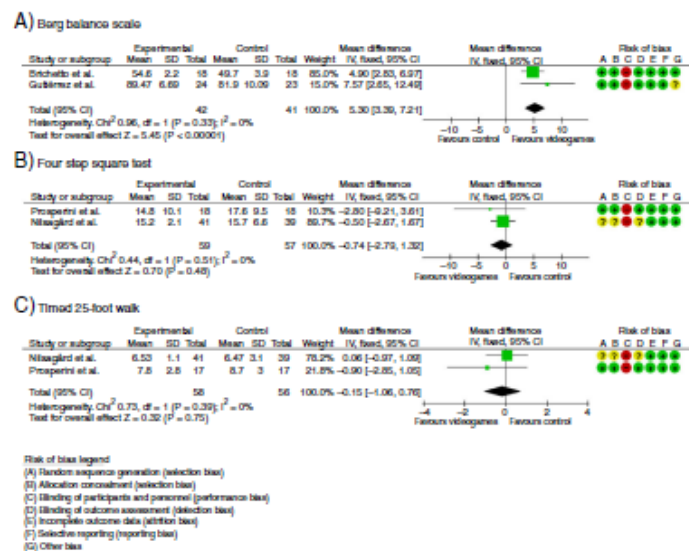


Figura 3 Forestplots: terapia de videojuegos vs control para las variables. A. Berg Balance Scale. B. Four Step Square Test. C. Timed 25-Foot Walk.

IC 95%: intervalo de confianza al 95%; df: grados de libertad; IV: varianza invertida; SD: desviación estándar.

control que no recibía tratamiento<sup>12</sup> o recibía terapia de ejercicios de equilibrio tradicional como mantener el equilibrio tras perturbaciones, caminar por una línea recta o trabajo en plataforma inestable<sup>14</sup>.

### Metaanálisis

Se llevaron a cabo 3 metaanálisis para comprobar los efectos de las terapias con videojuego sobre las variables BBS, FSST y T25-FW. Se seleccionó el modelo de efectos fijos en el metaanálisis debido a que el análisis de heterogeneidad no mostró diferencias significativas entre estudios para ninguna de las variables analizadas (BBS: Chi-cuadrado = 0,96;  $p = 0,33$ ;  $I^2 = 0\%$ ; FSST: Chi-cuadrado = 0,44;  $p = 0,51$ ;  $I^2 = 0\%$ ; T25-FW: Chi-cuadrado = 0,96;  $p = 0,33$ ;  $I^2 = 0\%$ ).

Los resultados mostraron un mayor efecto a favor de las terapias con videojuegos en comparación con los grupos que realizaron terapias de fortalecimiento, propiocepción y estabilidad postural para la variable BBS (DM: 5,30; 95% IC: 3,39 a 7,21;  $p < 0,001$ ) (fig. 3A). Sin embargo, no se observaron diferencias entre las terapias con videojuegos y los grupos controles que no realizaron ningún tipo de intervención para la variable FSST (DM: -0,74; IC 95%: -2,79 a 1,32;  $p = 0,48$ ) (fig. 3B), así como para la variable T25-FW (DM: -0,15; IC 95%: -1,06 a 0,76;  $p = 0,75$ ) (fig. 3C).

El test de Egger no mostró diferencias significativas para ninguna variable analizada ( $p > 0,10$ ), por lo que podríamos asumir, con cierta precaución debido a los pocos estudios analizados, ausencia de sesgo de publicación.

### Discusión

El objetivo de esta revisión sistemática y metaanálisis fue analizar la evidencia existente sobre los efectos de las terapias con videojuegos comerciales en el equilibrio postural en PEM.

Los estudios analizados mostraron resultados favorables para el grupo de terapias con videojuegos en las variables FSST, T25-FW y en las modificaciones del COP; rango, trayectoria y velocidad cuando se comparó con aquellos grupos que no realizaban ningún tipo de intervención<sup>13,14</sup>. Además, las terapias con videojuegos también mostraron resultados superiores cuando se comparó con los grupos que realizaban terapia propioceptiva, fortalecimiento y estiramientos para las variables BBS, Tinetti y área de la elipse ojos abiertos y cerrados<sup>10,11</sup>.

Sin embargo, la magnitud del cambio para las variables FSST (+2,8s) y T25-FW (+0,9s) no superaron el mínimo cambio detectable (MDC) reportado en la literatura científica en PEM (4,6s y 12,6s, respectivamente)<sup>15,16</sup>, es decir, la mínima cantidad de cambio de una variable que posiblemente no sea debida a la variación causal o el error de medición<sup>17</sup>. Además, cuando los datos fueron metaanalizados no se encontraron diferencias entre grupos para ninguna de las variables analizadas, exceptuando la variable BBS que mostró una magnitud de cambio a favor del grupo que realizó terapia con videojuego de +5,3pts, la cual es inferior al MCD reportado en la literatura científica para esta variable en PEM (7 pts)<sup>15</sup>. Por lo tanto, estos resultados indican que la magnitud de la variación del valor de cada variable no puede ser interpretada como un verdadero cambio en la

## Efectos de terapia con videojuegos sobre equilibrio postural en esclerosis múltiple

7

situación clínica del paciente, sino que puede ser inherente a la variabilidad del propio método de valoración. Desde nuestro conocimiento el MCD para la variable Tinetti y aquellas variables derivadas de la estabilometría estática no han sido estudiadas en PEM, por lo que los resultados mostrados por estas variables no están del todo claras.

Futuros estudios deberían utilizar herramientas de medición en las que la sensibilidad al cambio haya sido previamente analizada en PEM, para así conocer si los posibles cambios deben ser atribuidos a la propia intervención o pueden ser debidos al error de medida de la herramienta utilizada.

## Limitaciones

A pesar del análisis riguroso hacia la síntesis y recolección de los datos, esta revisión presenta algunas limitaciones. Dado que el uso de la terapia con videojuegos comerciales para la mejora del equilibrio en PEM es un campo de investigación en auge, existen pocos estudios que evalúen sus efectos ( $n = 5$ ). Sin embargo, a pesar de su escasez, los estudios analizados reportaron un bajo riesgo de sesgo en la mayoría de sus dominios.

La presente revisión ha observado cuestiones metodológicas que pueden ser utilizadas en futuros estudios con el fin de clarificar los efectos de la terapia con videojuegos comerciales sobre el equilibrio postural en PEM.

## Conclusiones

La eficacia de las terapias con videojuegos comerciales sobre el equilibrio postural en PEM es escasa. Son necesarios futuros estudios que analicen, con herramientas de valoración adecuadas, los efectos de estas terapias sobre el equilibrio postural en PEM antes de su aplicación clínica.

## Conflicto de intereses

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

## Anexo. Material adicional

Se puede consultar material adicional a este artículo en su versión electrónica disponible en [doi:10.1016/j.nrl.2017.12.001](https://doi.org/10.1016/j.nrl.2017.12.001).

## Bibliografía

1. Matsuda PN, Shumway-Cook A, Ciol MA, Bombardier CH, Karlin DA. Understanding falls in multiple sclerosis: Association

of mobility status, concerns about falling, and accumulated impairments. *Phys Ther*. 2012;92:407–15.

2. Cattaneo D, Jonsdottir J. Sensory Impairments in quiet standing in subjects with multiple sclerosis. *Mult Scler*. 2009;15:59–67.
3. Lee H-C, Huang C-L, Ho S-H, Sung W-H. The effect of a virtual reality game intervention on balance for patients with stroke: A randomized controlled trial. *Games Health J*. 2017;6:303–11.
4. Schatton C, Synofzik M, Fleszar Z, Giese MA, Schöls L, Ilg W. Individualized exergame training improves postural control in advanced degenerative spinocerebellar ataxia: A rater-blinded, intra-individually controlled trial. *Parkinsonism Relat Disord*. 2017;39:80–4.
5. van Dieët M, Stegenga J, Wörtche HJ, Verkerke GJ, Postema K, Lamoth CJC. Exergames for unsupervised balance training at home: A pilot study in healthy older adults. *Gait Posture*. 2016;44:161–7.
6. Burke JW, McNeill MDJ, Charles DK, Morrow PJ, Crosbie JH, McDonough SM. Optimising engagement for stroke rehabilitation using serious games. *Vis Comput*. 2009;25:1085–99.
7. Peng W, Lin JH, Crouse J. Is playing exergames really exercising? A meta-analysis of energy expenditure in active video games. *Cyberpsychology Behav Soc Netw*. 2011;14:681–8.
8. Liberati A, Altman DG, Tetzlaff J, Mulrow C, Gøtzsche PC, Ioannidis JPA, et al. The PRISMA statement for reporting systematic reviews and meta-analyses of studies that evaluate healthcare interventions: Explanation and elaboration. *BMJ*. 2009;339:b2700.
9. Higgins. *Cochrane Handbook for Systematic Reviews of Interventions*. Edición: 1. Chichester: Wiley-Blackwell; 2008. p. 672.
10. Brichetto G, Spallarossa P, de Carvalho MLL, Battaglia MA. The effect of Nintendo® Wii® on balance in people with multiple sclerosis: A pilot randomized control study. *Mult Scler*. 2013;19:1219–21.
11. Gutiérrez RO, Galán del Río F, Cano de la Cuerda R, Alguacil Diego IM, González RA, Page JCM. A telerehabilitation program by virtual reality-video games improves balance and postural control in multiple sclerosis patients. *NeuroRehabilitation*. 2013;33:545–54.
12. Nilsagård YE, Forsberg AS, von Koch L. Balance exercise for persons with multiple sclerosis using Wii games: A randomised, controlled multi-centre study. *Mult Scler*. 2013;19:209–16.
13. Prosperini L, Fortuna D, Gianni C, Leonardi L, Marchetti MR, Pozzilli C. Home-based balance training using the Wii balance board: a randomized, crossover pilot study in multiple sclerosis. *Neurorehabil Neural Repair*. 2013;27:516–25.
14. Robinson J, Dixon J, Macsween A, van Schaik P, Martin D. The effects of exergaming on balance, gait, technology acceptance and flow experience in people with multiple sclerosis: A randomized controlled trial. *BMC Sports Sci Med Rehabil*. 2015;7:8.
15. Learmonth YC, Paul L, McFadyen AK, Mattison P, Miller L. Reliability and clinical significance of mobility and balance assessments in multiple sclerosis. *Int J Rehabil Res Int Z Rehabil Rev Int Rech Readaptation*. 2012;35:69–74.
16. Wagner JM, Norris RA, Van Dillen LR, Thomas FP, Naismith RT. Four Square Step Test in ambulant persons with multiple sclerosis: validity, reliability, and responsiveness. *Int J Rehabil Res Int Z Rehabil Rev Int Rech Readaptation*. 2013;36:253–9.
17. Haley SM, Fragala-Pinkham MA. Interpreting change scores of tests and measures used in physical therapy. *Phys Ther*. 2006;86:735–43.