

# **EFFECTOS AGUDOS DE LA ELECTROESTIMULACIÓN Y LAS VIBRACIONES DE CUERPO COMPLETO EN LA FLEXIBILIDAD DE LOS ISQUIOTIBIALES**

## **ACCUTE EFFECTS OF THE ELECTROMYOSTIMULATION AND WHOLE-BODY VIBRATION ON THE FLEXIBILITY OF HAMSTRINGS**



**Autor**

**Carlos Ortega Nieto**

**Tutor**

**Juan Azael Herrero Alonso**



**universidad  
de león**

**Máster Universitario en Investigación e Innovación en Ciencias de la Actividad Física y el Deporte**



## Índice

<b>Resumen .....</b>	<b>4</b>
<b>Abstract .....</b>	<b>5</b>
<b>1. Introducción .....</b>	<b>6</b>
1.1 Flexibilidad ¿Qué es?, ¿por qué es importante? .....	6
1.1.2 Repaso de anatomía muscular .....	6
1.1.3 Teoría filamentos deslizantes.....	7
1.1.4 Mecanismos fisiológicos de la flexibilidad muscular.....	8
1.1.5 Evidencia científica en torno a la flexibilidad muscular .....	10
1.2 Vibraciones de cuerpo completo .....	11
1.3 Electroestimulación neuromuscular .....	12
1.4 Justificación y objetivo .....	13
<b>2. Metodología .....</b>	<b>14</b>
2.1 Sujetos.....	14
2.2 Diseño experimental .....	14
2.3 Protocolos .....	14
2.4 Mediciones .....	15
2.5 Análisis estadístico .....	16
<b>3. Resultados.....</b>	<b>17</b>
<b>4. Discusión .....</b>	<b>18</b>
<b>5. Conclusiones .....</b>	<b>19</b>
<b>6. Agradecimientos .....</b>	<b>19</b>
<b>7. Bibliografía .....</b>	<b>20</b>
Anexo 1. Hoja de información.....	27
Anexo 2. Consentimiento informado .....	28

## Resumen

**Objetivo:** El objetivo de este estudio fue investigar los efectos agudos de la electroestimulación neuromuscular (EENM), las vibraciones de cuerpo completo (VCC) y la combinación de ambos protocolos (VCC+EENM) en la flexibilidad de los isquiotibiales.

**Metodología:** Quince varones recibieron cuatro protocolos en un diseño cruzado, uno por semana: estiramiento estático (EE); estiramiento con EENM superpuesta; estiramiento combinado con VCC; y estiramiento con EENM superpuesta combinado con VCC (VCC+EENM). Todos los protocolos se aplicaron durante 1 minuto. La flexibilidad fue evaluada por los tests *Back Saver Sit and Reach* (BSSR) y *Active Knee Extension* (AKE). Estos test se llevaron a cabo antes (*pre*), inmediatamente tras cada protocolo (*post*) y 1, 3, 5 y 10 minutos tras cada protocolo.

**Resultados:** Los datos obtenidos para el BSSR fueron mayores en la valoración *post* respecto al *pre* para EENM (18.3%,  $p < 0.001$ ), VCC (10.1%,  $p < 0.05$ ), y VCC+EENM (14.9%,  $p < 0.01$ ). Diez minutos tras la aplicación de cada protocolo el BSSR fue mayor respecto al valor basal para los protocolos EE (12.0%,  $p < 0.001$ ), EENM (18.8%,  $p < 0.001$ ), VCC (12.7%,  $p < 0.01$ ) y VCC+EENM (13.6%,  $p < 0.001$ ). Todos los protocolos mejoraron el rendimiento en el test AKE por igual.

**Conclusión:** Nuestros datos indican que los protocolos EE, EENM, VCC y la combinación de ambos métodos son efectivos para mejorar la flexibilidad de los isquiotibiales. Además, esta mejora puede mantenerse durante los 10 minutos posteriores a la aplicación de cualquiera de los protocolos estudiados.

*Palabras clave:* estiramiento, facilitación neuromuscular propioceptiva, rango de movimiento, sit and reach, active knee extension test.

## **Abstract**

**Aim:** The purpose of this study was to investigate the acute effects of neuromuscular electrical stimulation (NEMS), whole-body vibration (WBV) and the combination of both protocols (WBV+NEMS) on the flexibility of hamstrings.

**Methods:** Fifteen males received four stretching protocols in a crossover design, one protocol per week: static stretching (SS); stretching with superimposed NEMS; stretching combined with WBV; and stretching with superimposed NEMS combined with WBV (WBV+NEMS). All protocols lasted one minute. The flexibility was assessed by both the Back Saver Sit and Reach (BSSR) and the Active Knee Extension (AKE) test. Flexibility measurements were performed before (baseline), immediately after the protocol (post) and 1, 3, 5 and 10 min post protocol.

**Results:** The BSSR at post was greater than the baseline value for NEMS (18.3%,  $p<0.001$ ), WBV (10.1%,  $p<0.05$ ), and WBV+NEMS (14.9%,  $p<0.01$ ). Ten minutes after the application of each protocol the BSSR was higher in respect to baseline value for SS (12.0%,  $p<0.001$ ), NEMS (18.8%,  $p<0.001$ ), WBV (12.7%,  $p<0.01$ ), and WBV+NEMS (13.6%,  $p<0.001$ ). All protocols improved AKE in the same way.

**Conclusion:** Our data indicates that SS, NEMS, WBV and the combination of both methods are effective to improve the flexibility of hamstrings. Furthermore, this improvement may be maintained for at least 10 min after the cessation of the exercise, irrespectively of the stretching protocol.

*Key Words:* stretching, proprioceptive neuromuscular facilitation, range of motion, sit and reach, active knee extension.

## 1. Introducción

### 1.1 Flexibilidad ¿Qué es?, ¿por qué es importante?

Flexibilidad proviene del término en latín “*flexibilis*” que significa “*doblar*”. La flexibilidad se define como la capacidad de una articulación para realizar una acción en un rango de movimiento completo, sin dolor (Ingraham, 2003). Esta capacidad es un componente vital en un programa de acondicionamiento físico permitiendo al tejido acomodarse con mayor facilidad al estrés, disipar impactos y mejorar la eficiencia del movimiento, minimizando o previniendo lesiones (Ahmed et al., 2015). La flexibilidad puede ser tanto estática como dinámica, la primera de ellas se define como el rango de movimiento (ROM) de una articulación o una serie de ellas (Ingraham, 2003, Gleim and McHugh, 1997). Por lo general las mediciones estáticas de la flexibilidad se llevan a cabo cuando el atleta se encuentra en una posición relajada. No debe confundirse este tipo de flexibilidad con la laxitud de la articulación la cual está influenciada por la cápsula articular y los ligamentos (Gleim and McHugh, 1997). Por otro lado la flexibilidad dinámica se refiere a la facilidad con la que se ejecuta una acción dentro del ROM, a la hora de evaluar este componente de la flexibilidad hay que atender a la rigidez o “*stiffness*”, un término mecánico que se define como la resistencia que opone una estructura a la deformación (Di Giminiani et al., 2010). Las valoraciones de la flexibilidad se centran en medir la capacidad de estiramiento por parte del músculo esquelético y el tendón (Ingraham, 2003, Gleim and McHugh, 1997).

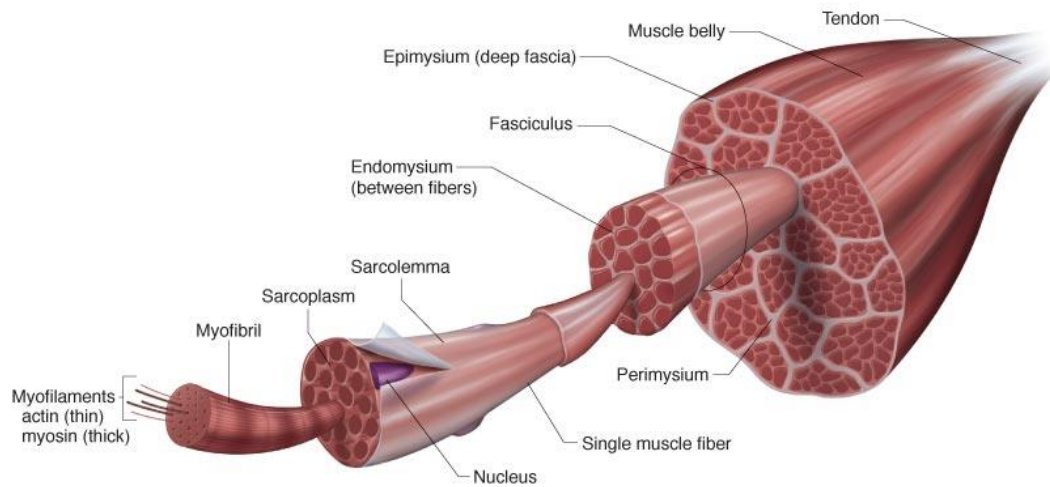
La flexibilidad muscular reducida es un factor de riesgo en las lesiones musculares (van Mechelen et al., 1993). Adecuados niveles en el ROM pueden reducir considerablemente el número de lesiones que suceden durante el ejercicio y el desarrollo de la vida diaria, al igual que la flexibilidad es un elemento esencial de la rehabilitación del sistema musculoesquelético (Kwak and Ryu, 2015). En el deporte, las lesiones agudas de isquiotibiales son las lesiones musculares más frecuentes (Mendiguchia et al., 2012, Dadebo et al., 2004, Woods et al., 2004). El mecanismo lesional de la musculatura isquiotibial está constituido por un modelo multifactorial, donde la flexibilidad es uno de esos factores (Mendiguchia et al., 2012). Así es, que un ROM reducido (Bradley and Portas, 2007, Henderson et al., 2010, Opar et al., 2012, Witvrouw et al., 2003) y el dolor lumbar crónico (Purepong et al., 2012) están relacionados con lesiones en los isquiotibiales. Por otra parte la mejora en la flexibilidad muscular está asociada con un aumento en la eficacia del movimiento y un menor riesgo de lesión (Gleim and McHugh, 1997, Woods et al., 2007).

#### 1.1.2 Repaso de anatomía muscular

Para comprender la relación entre los estiramientos y el rendimiento es necesario conocer los mecanismos involucrados en el músculo esquelético y el estiramiento muscular. Este último hace referencia a la intención de elongar el músculo, mientras que la contracción muscular es el acortamiento del mismo para producir movimiento. Por lo tanto, antes de repasar los mecanismos fisiológicos se incluirá una breve revisión de la anatomía muscular:

El músculo esquelético es un tipo de músculo estriado, con la siguiente composición. Cada viente muscular está formado por fibras musculares agrupadas en fascículos. Una capa de tejido conectivo (perimio) rodea cada fascículo, mientras que otra capa de este mismo tejido envuelve cada fibra muscular (endomio). Cada fibra muscular se encuentra delimitada por una membrana plasmática denominada sarcolema que puede dividirse en cientos de miofibrillas. Las miofibrillas se encuentran rodeadas por el sarcoplasma donde se almacena el glucógeno, partículas grasas, enzimas y mitocondrias. Túbulos transversales envuelven perpendicularmente las fibras musculares y las miofibrillas permitiendo la descarga sincronizada del potencial de acción. Las miofibrillas se organizan longitudinalmente en

sarcómeros, que están compuestos por filamentos proteicos de actina, miosina y titina que permiten la contracción y estiramiento muscular (figura1) (Baechle and Earle, 2008).



© 2008 Human Kinetics

Figura 1. Anatomía muscular (Baechle and Earle, 2008).

### 1.1.3 Teoría filamentos deslizantes

La teoría de los filamentos deslizantes se utiliza para dar explicación al fenómeno de la contracción muscular. La descarga del potencial de acción de un nervio motor señala la liberación del calcio desde el retículo sarcoplásmico en la miofibrilla causando tensión muscular. Los filamentos de actina de cada extremo del sarcómero deslizan hacia la parte central del sarcómero sobre los filamentos de miosina, traccionando las líneas Z hacia el centro y acortando la fibra muscular (figura2). Los filamentos de actina se deslizan sobre los filamentos de miosina, produciendo una contracción en la zona h y la banda-I. La flexión de los puentes cruzados de miosina traccionando los filamentos de actina son los responsables del movimiento de los filamentos de actina. Debido a que tan sólo se llevaría a cabo un pequeño desplazamiento de los filamentos de actina por cada flexión en los puentes cruzados de miosina, deben tener lugar repetidas flexiones a alta velocidad en varios puentes cruzados a lo largo del músculo para dar lugar a la contracción muscular (McArdle et al., 2007, Baechle and Earle, 2008). Por el contrario en un músculo que está siendo estirado sus filamentos de actina son arrancados de los filamentos de miosina. Además se cree que los filamentos de titina son los responsables de la extensibilidad y la resistencia al estiramiento por parte de los sarcómeros (Bernhart, 2013).

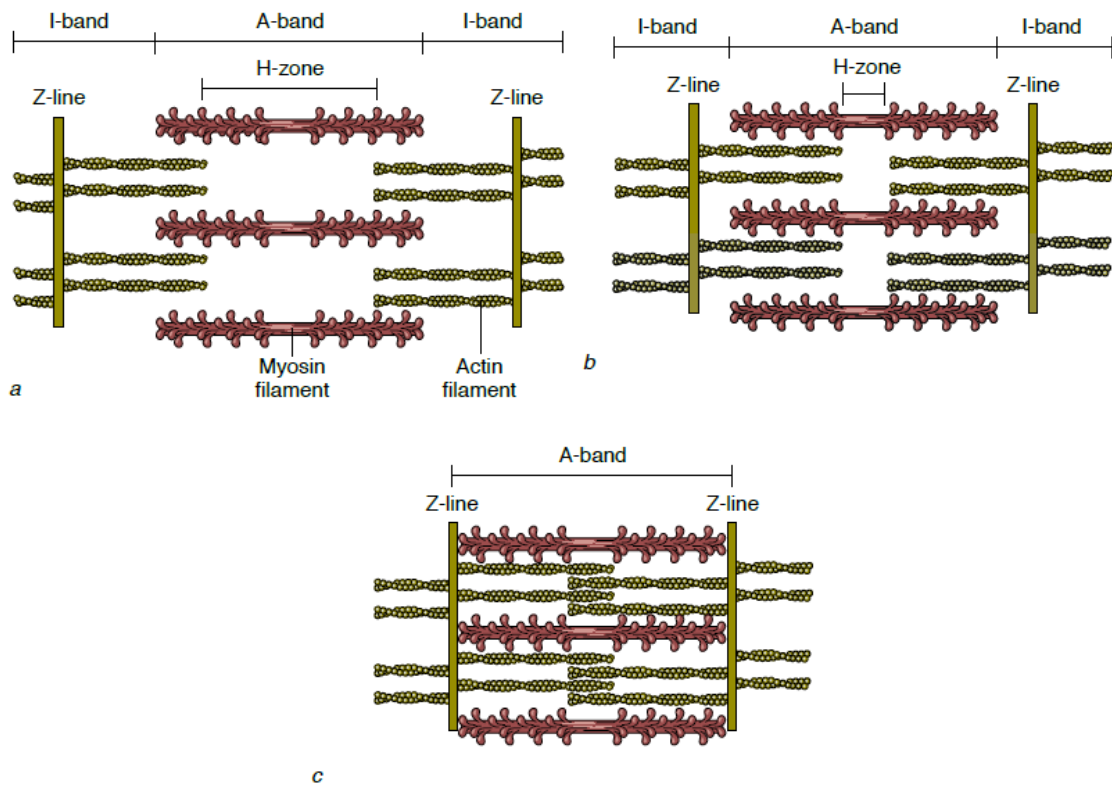


Figura 2. Contracción de una miofibrilla. (a) En un músculo estirado las bandas I y la zona H se encuentran elongadas, y existe un potencial de acción muy bajo como para reducir la alineación de los puentes cruzados de actina. (b) Cuando se produce la contracción de un músculo las bandas I y la zona H están acortadas. Además existe un potencial de acción alto para optimizar la alineación de los puentes cruzados de actina. (c) Durante la contracción muscular, existe un bajo potencial de acción debido a que la superposición de la actina reduce el potencial de alineación de los puentes cruzados de actina (Baechle and Earle, 2008).

#### 1.1.4 Mecanismos fisiológicos de la flexibilidad muscular

Los primeros estudios que evidencian que la flexibilidad tiene un componente neural se llevaron a cabo en animales (Sherrington, 1898). Este sistema neural que interviene en la flexibilidad se ve constituido por, las motoneuronas alfa y gamma, las células de Renshaw, las fibras musculares intra y extrafusales y las vías supraespinales medulares (Di Giminiani et al., 2010). Según Di Giminiani et al., (2010) la interconexión de estos factores dicta el tono en reposo y son un “punto de ajuste” para el músculo. Este punto de ajuste controla la longitud, resistencia al movimiento y sensibilidad a los cambios de longitud. También se cree, que el arco del reflejo de estiramiento mantiene la musculatura agonista y antagonista en un estado de equilibrio (Krabak et al., 2001).

Por otra parte las adaptaciones producidas por el entrenamiento de la flexibilidad tienen una fundamentación mecánica. Las adaptaciones agudas producidas por estiramientos pasivos parecen estar relacionadas con una respuesta viscoelástica por parte del músculo a la tracción (McHugh et al., 1998). Esto supone una explicación para las adaptaciones a corto plazo pero no para adaptaciones crónicas, para ello, De Deyne (2001) propone un modelo en el cual estas últimas se ven argumentadas en el crecimiento en la longitud del músculo mediante la creación de sarcómeros en serie (figura 3). En este modelo la aplicación de estiramientos estáticos implican una serie de consecuencias biológicas y moleculares. La transmisión de fuerzas es probable que se produzca a través de las interacciones en las cadenas de proteína-proteína y puede desencadenar una señal biológica y dar lugar a la generación de nuevas



miofibrillas. Los mecanismos potenciales son los siguientes: 1) la fosforilación de la membrana integral de las proteínas; 2) la secreción de determinados factores de crecimiento, regulados por mecanismos autocrinos y paracrinos; 3) cambios en el flujo de iones intracelulares a través de los canales de iones activados por el estiramiento (De Deyne, 2001).

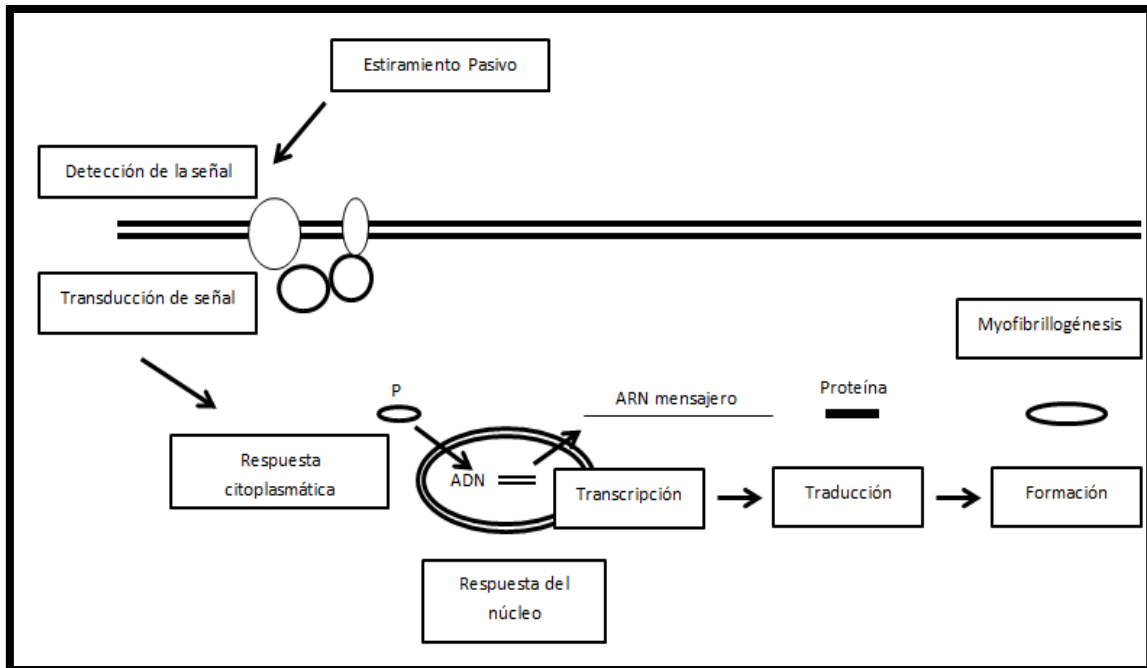


Figura 3. Visión general de cómo el estiramiento pasivo puede afectar a una fibra muscular. La respuesta biológica del estiramiento pasivo en una fibra muscular responde a una serie de pasos básicos. En primer lugar, el estiramiento tiene que ser detectado en el sarcolema, probablemente por un complejo de proteína de la membrana integral, antes de ser transducida para generar una cascada de una o más moléculas intracelulares de señalización. Estos eventos pueden dar lugar a varias respuestas citoplasmáticas. La ilustrada en la figura es la fosforilación (P) de un factor de transcripción, resultando en una translocación del núcleo. Los genes específicos (DNA) se transcriben, y los mensajes (ARN mensajero) se traducen en proteínas específicas. Es especialmente importante para las fibras musculares coordinar adecuadamente las proteínas contráctiles y las no contráctiles para dar lugar a sarcómeros funcionales (Adaptado de De Deyne, 2001).

Deben de tenerse en cuenta dos importantes propioceptores durante el estiramiento: los husos musculares y los órganos tendinosos de Golgi (OTG):

Los husos musculares se encuentran situados dentro de las fibras musculares intrafusales que se sitúan en paralelo a las fibras musculares extrafusales, monitorizando cambios en la longitud del músculo. Durante un movimiento rápido de estiramiento, una neurona sensorial de los husos musculares inerva una motoneurona espinal. Posteriormente esta neurona motora provoca una acción muscular de las fibras musculares extrafusales previamente estiradas; a esto se le conoce como el reflejo de estiramiento. La estimulación de los husos musculares y la posterior activación del reflejo de estiramiento deben evitarse durante los estiramientos, debido a que el movimiento sería limitado por una acción muscular. Si los husos musculares no son estimulados, la relajación muscular permite un mayor estiramiento. Por lo tanto la realización de EE a una velocidad de ejecución muy baja no evocará el reflejo de estiramiento (Baechle and Earle, 2008).

Los OTG son mecanorreceptores ubicados cerca de la unión musculotendinosa. Cuando los OTG se estimulan provocan la relajación muscular, cuando este fenómeno se produce en la

propia musculatura que está experimentando el aumento de tensión se conoce como “inhibición autógena” (Moore and Hutton, 1980). La inhibición autógena se logra a través de la contracción activa de un músculo inmediatamente antes de un estiramiento pasivo de ese mismo músculo. La tensión producida durante la contracción activa estimula el OTG, provocando una relajación del músculo durante el estiramiento pasivo posterior. La relajación que se produce en el músculo opuesto al que experimenta la contracción muscular se conoce por el término de inhibición recíproca. Esta contracción estimula los OTG y provoca una relajación simultánea en el músculo estirado (Moore and Hutton, 1980).

### *1.1.5 Evidencia científica en torno a la flexibilidad muscular*

Tradicionalmente, la flexibilidad muscular se ha entrenado a través de ejercicios de estiramientos estáticos (Dadebo et al., 2004, Rodriguez et al., 2015) o dinámicos (Dadebo et al., 2004, Behm and Chaouachi, 2011).

Los estiramientos estáticos (EE) implican un alargamiento del músculo hasta percibir una sensación de estiramiento para posteriormente mantener el músculo en esa posición durante un periodo de tiempo prescrito (Cronin et al., 2008). Este tipo de estiramiento se han utilizado comúnmente en los ámbitos clínico y deportivo con el objetivo específico de incrementar el ROM y reducir el riesgo de lesiones (McHugh and Cosgrave, 2010). Según (Behm et al., 2016) en su revisión sistemática han evidenciado que los ejercicios de estiramientos por encima de los 60 s pueden inducir una disminución en el rendimiento lo cual tendría implicaciones importantes para el rendimiento clínico y atlético. Este tipo de estiramientos no parece generar adaptaciones significativas para capacidades como la fuerza, la potencia y la velocidad (Behm et al., 2016), aunque por otra parte en algunos trabajos se han reportado mejoras para el salto de altura (Jeffrey et al., 2010), potencia pico en ciclismo (O'Connor et al., 2006) y tiempo de sprint en la carrera (Little and Williams, 2006).

Los estiramientos dinámicos (ED) son un tipo de estiramientos funcionales basados en los movimientos específicos de los deportes que preparan el cuerpo para la práctica de dicha actividad (Baechle and Earle, 2008). Los ejercicios realizados mediante los ED pueden elevar la temperatura del core, lo cual puede provocar el incremento en la velocidad de conducción nerviosa, ciclo enzimático y la aceleración en la producción de energía (Bishop, 2003). Es difícil establecer la dosis-respuesta adecuada para este tipo de ejercicios debido a que existe una gran variabilidad en los estudios realizados. El trabajo con ED parece generar mejoras para el rendimiento en test de potencia de salto (2.1%) y en la repetición de acciones como la realización sprints o ejercicios de agilidad (1.4%) (Behm et al., 2016). También se han reportado mejoras del rendimiento para el salto de altura (Hough et al., 2009), torque excéntrico y concéntrico del cuádriceps y los isquiotibiales (Sekir et al., 2010) y potencia en la extensión de rodilla (Yamaguchi et al., 2007).

Los estiramientos de facilitación neuromuscular propioceptiva (FNP) se desarrollaron originalmente como una parte de programas de rehabilitación neuromuscular diseñado para relajar la musculatura que presentaba hipertonía (Baechle and Earle, 2008). Se llevan a cabo siguiendo un patrón cíclico de contracciones isométricas y estiramientos estáticos para mejorar el ROM de una articulación, existen dos técnicas que son las más comunes; relajación por contracción y relajación por contracción agonista (Sharman et al., 2006). Respecto a la potencia, este tipo de estiramiento parece inducir una pequeña mejora en la capacidad de salto. Por otra parte, se ha reportado una pequeña evidencia para la disminución en el rendimiento de la fuerza muscular en algunos estudios aunque existen muy pocos datos y la variabilidad es muy alta, por lo tanto es necesario seguir realizando estudios sobre esta capacidad (Behm et al., 2016).

Aunque tanto los EE, ED y FNP pueden incrementar significativamente el ROM pasivo (Sharman et al., 2006), aún no se sabe con exactitud cuál de ellos provoca mayores beneficios de manera aguda en el ROM. Una serie de estudios evidencian mayores ganancias en el ROM después de una sesión de FNP comparado con los EE (O'Hora et al., 2011, Ferber et al., 2002). Por otra parte existe evidencia de que los EE pueden llegar a lograr efectos similares sobre el ROM a los producidos por los FNP en una única sesión de entrenamiento (Maddigan et al., 2012). Respecto a los ED en la literatura se recoge que estos pueden llegar a conseguir mejoras similares (Perrier et al., 2011) a los EE o incluso mayores (Amiri-Khorasani et al., 2011). Sin embargo, existen varios estudios dónde se ha observado que los EE son más eficaces frente a los ED en una simple sesión de estiramiento (Paradis et al., 2014, Barroso et al., 2012).

### 1.2 Vibraciones de cuerpo completo

El entrenamiento con vibraciones o vibraciones de cuerpo completo (VCC) está constituido por un estímulo mecánico que penetra en el cuerpo humano mediante las manos al agarrar una pesa vibratoria o un sistema de poleas, a través de los pies cuando se encuentra en bipedestación sobre la plataforma vibratoria, o aplicado directamente en el vientre muscular o el tendón mediante una unidad vibratoria (Marin and Rhea, 2010a). Las vibraciones que normalmente se utilizan para este tipo de entrenamiento son las senoidales (Jordan et al., 2005). Existen dos tipos de plataformas vibratorias en las cuales o bien la plataforma vibra en una posición predominantemente vertical o la plataforma vibra alrededor de un eje de tal manera que, cuanto más lejos nos coloquemos del eje de rotación, mayor será la amplitud de la misma (Abercromby et al., 2007). Por otro lado, las plataformas oscilantes (PO) permiten utilizar frecuencias de vibración más bajas, pero no permiten llegar a lograr frecuencias de 50 Hz (figura4) como si hacen las plataformas verticales (PV).



	Sistema de rotación sobre un eje horizontal (PO)	Sistema de movimiento vertical (PV)
<b>Tipos de plataformas vibratorias</b>		
<b>Posibles Frecuencias</b>	5-30 Hz	25-50 Hz
<b>Posibles Amplitudes</b>	0-13 mm	2-4 mm ó de 4-6 mm

Figura 4. Diferencia de regulación y movimiento de las plataformas oscilatorias y de movimiento principalmente vertical.

Mediante la aplicación de VCC se consigue evocar el reflejo tónico vibratorio y la estimulación de los husos musculares de manera similar a la aplicación directa o indirecta de vibración en el músculo o el tendón. La mejora de la flexibilidad posterior a una sesión de VCC parece deberse a la activación de las interneuronas inhibitorias I-a del músculo antagonista (Di Giminiani et al., 2010). Además, el reflejo tónico vibratorio es capaz de producir un incremento en el reclutamiento de unidades motoras a través de los husos musculares y las vías polisinápticas (De Gail et al., 1966). La exposición crónica podría provocar cambios en la coordinación intramuscular reduciendo las fuerzas de frenado en la articulación de la cadera y la parte baja de la espalda, lo que posteriormente podría potenciar los valores obtenidos en el test sit-and-reach y la fuerza reactiva (van den Tillaar, 2006, Fagnani et al., 2006).

Existe evidencia científica de que las VCC son una herramienta efectiva para la mejora de la fuerza (Marin and Rhea, 2010b) y la potencia muscular (Marin and Rhea, 2010a), la recuperación post-ejercicio (Cochrane, 2011), la prevención de lesiones (Moezy et al., 2008) y la capacidad de salto (Di Giminiani et al., 2010). Este estímulo también ha sido utilizado para tratar consecuencias asociadas a diversas patologías, como pueden ser el equilibrio (Tseng et al., 2016), la marcha (Dickin et al., 2013) o la densidad mineral ósea (Oliveira et al., 2016).

En la última década, varios estudios han observado que la aplicación del estímulo vibratorio mejora la flexibilidad muscular (Cochrane, 2013, Osawa and Oguma, 2013, Houston et al., 2015). Se han encontrado efectos positivos agudos y crónicos del estímulo vibratorio en la flexibilidad del split frontal en jóvenes gimnastas masculinos en alto rendimiento (Sands et al., 2006). Similares efectos agudos se reportaron para el mismo ejercicio en gimnastas femeninas después de la aplicación de un protocolo que combinó el estímulo vibratorio con un protocolo de estiramientos (Kinser et al., 2008). Por otra parte, se ha sugerido que el estímulo vibratorio combinado de manera simultánea con estiramientos parece causar una mayor retención para las ganancias de flexibilidad en comparación con el estiramiento estático de manera aislada (Feland et al., 2010). Fagnani et al. (2006) observaron un incremento en el rendimiento para el ejercicio sit-and-reach después de un programa de entrenamiento de 8 semanas con una PV utilizando 35 Hz y 4mm amplitud, en el que los sujetos realizaban 3 sesiones de entrenamiento semanales, de 3 series con 30 s o 1 min de descanso, donde la duración de las series incrementaba de 20 s a 45 s con el paso de las semanas. Otros autores como, van den Tillaar (2006) y Di Giminiani et al. (2010), también han evaluado la flexibilidad de los isquiotibiales a través del uso de PV siendo los parámetros de la vibración 28 Hz, 10 mm de amplitud aplicados 3 veces por semana durante 4 semanas y una media de 37.9 Hz, n/e amplitud aplicados 3 veces por semana durante 8 semanas, respectivamente. El tiempo de exposición a las vibraciones fue distinta para ambos estudios, mientras que en el trabajo de Van den Tillaar (2009) los sujetos realizaron 6 series de 30 s, aquellos que tomaron parte del estudio de Di Giminiani et al (2010) llevaron a cabo 10 series de 1 min con descansos de 1 min. En ambos protocolos se consiguió un incremento en la flexibilidad de la musculatura isquiotibial.

En la mayoría de los estudios se han utilizado PV debido a la posibilidad de utilizar frecuencias más altas dando lugar a mayores adaptaciones neuromusculares (Karatrantou et al., 2013). Sin embargo, Karatrantou et al., (2013) llevaron a cabo una propuesta de entrenamiento de 16 sesiones utilizando una PO (25 Hz, 6mm amplitud), realizando 2 series de 5 min con 2 min de descanso entre series. Observándose posteriormente una ganancia del 13% en la flexibilidad de la musculatura isquiotibial y la musculatura inferior de la espalda. Estos resultados son similares a los obtenidos previamente en estudios en los que se utilizaron dispositivos de PV. Feland et al. (2010) realizaron un diseño donde los sujetos recibían 5 sesiones semanales durante 4 semanas comparando las VCC aplicadas mediante una PO (26 Hz) frente a un protocolo de EE. Los resultados obtenidos muestran un incremento en la flexibilidad de los isquiotibiales para el protocolo de VCC y el protocolo de EE, medido a través del test de extensión de rodilla pasivo.

### *1.3 Electroestimulación neuromuscular*

El sistema nervioso se comunica con el músculo mediante dos vías. La primera es de naturaleza rápida y eléctrica, mientras que la segunda vía es más lenta y tiene bases químicas. Ambas formas de adaptación son importantes para la capacidad de desarrollo y adaptación del tejido nervioso y muscular (Alvarez and Torres, 1985). La electroestimulación neuromuscular (EENM) incorpora el uso de corriente eléctrica para activar el músculo esquelético y facilitar la contracción además es una técnica utilizada desde hace décadas en los ámbitos del entrenamiento y la rehabilitación, en este último caso sobre todo cuando la función nerviosa

se ha visto comprometida, por ejemplo, como resultado de una lesión (Gregory and Bickel, 2005, Herrero et al., 2015, Enoka, 1988).

La EENM puede aplicarse de forma invasiva, por medio de agujas, o de forma no invasiva mediante electrodos de superficie. Cuando es aplicada por medio de electrodos puede contraer directamente la musculatura, o indirectamente mediante la estimulación de las ramas terminales de los axones neurales (Herrero et al., 2015). Existen varios tipos de corrientes y cada uno de ellos esta explicado por un mecanismo fisiológico diferente; la estimulación del músculo agonista mediante la utilización de corrientes de baja frecuencia sin modular provocan una contracción tetánica rítmica que puede fatigar e inhibir el músculo (Gómez, 2012); la estimulación de la musculatura antagonista mediante el mecanismo de inhibición recíproca, gracias a la cual una contracción del músculo agonista provoca la relajación de su antagonista (Gómez, 2012); por último, la estimulación eléctrica transcutánea o TENS, mediante corrientes de alta frecuencia y baja intensidad ha sido utilizada normalmente para el tratamiento del dolor o en el ámbito clínico (Karasuno et al., 2016, Gómez, 2012).

Según la revisión sistemática llevada a cabo por (Filipovic et al., 2012) existe evidencia científica de que la EENM es una buena herramienta para la mejora de la fuerza máxima (Cabric and Appell, 1987, Gondin et al., 2005), la fuerza muscular (Maffiuletti et al., 2000), la capacidad de salto (Herrero et al., 2006), la realización de sprints (Herrero et al., 2006) y la potencia (Colson et al., 2000). Dentro del ámbito clínico, la EENM se ha utilizado para reducir la espasticidad y mejorar el ROM en pacientes con ictus (Sahin et al., 2012, Sentandreu Mano et al., 2011). Nuestro grupo de investigación ha observado beneficios en el ROM de flexión de cadera después de la aplicación de EENM en pacientes con lesión medular (observaciones no publicadas).

#### *1.4 Justificación y objetivo*

Tan sólo existe un estudio donde se ha analizado los efectos de la EENM en el ROM en pacientes sanos, reportándose que los estiramientos mediante EENM generan más ventajas que aquellos en tensión activa (Perez and Álamo, 2001). Ningún estudio ha aplicado simultáneamente VCC y EENM para evaluar su efecto en la flexibilidad muscular. Por lo tanto, el propósito de este estudio fue evaluar los efectos agudos del estiramiento estático por si sólo o superpuesto con VCC, EENM, o ambos métodos simultáneamente en la flexibilidad de los isquiotibiales.

## 2. Metodología

### 2.1 Sujetos

Se reclutaron 15 varones que accedieron voluntariamente a participar en este estudio (edad:  $23.0 \pm 2.6$  años; altura:  $1.77 \pm 0.06$  m; peso:  $77.6 \pm 8.8$  Kg). Los participantes no realizaron protocolo alguno de ejercicio durante la fase experimental ni durante los 6 meses previos al estudio. Todos los participantes fueron informados previamente de los riesgos y beneficios del estudio y dieron su consentimiento por escrito para participar en el mismo. Este estudio se llevó a cabo según la declaración de Helsinki y fue aprobado por el Comité Ético de la Universidad.

### 2.2 Diseño experimental

Se utilizó un diseño cruzado, donde cada sujeto acudía al laboratorio en seis ocasiones. Las dos primeras sesiones se llevaron a cabo para familiarizar al sujeto con los protocolos de valoración y los tratamientos. Durante las cuatro sesiones restantes se aplicaron cuatro protocolos de manera aleatoria en los isquiotibiales de la pierna dominante: estiramiento estático (EE); EE con EENM superpuesta; EE combinado con VCC; o EE con EENM superpuesta combinado con VCC. Todas las sesiones en las que se llevaron a cabo los protocolos fueron separadas entre sí por al menos una semana. Antes de cada protocolo, los participantes realizaban un calentamiento estandarizado, consistente en pedalear en un ergómetro durante 5 min a una potencia de 75 W entre 80 y 100 rpm. Posteriormente llevaban a cabo una serie de estiramientos dinámicos durante 5 min. Se midió la flexibilidad durante cada sesión en seis ocasiones: antes del protocolo (Pre), después del protocolo (Post), 1 min (Post 1), 3 min (Post 3), 5 min (Post 5) y 10 min (Post 10) después de cada protocolo.

### 2.3 Protocolos

*Estiramiento estático.* Los participantes se colocaron en frente de la plataforma vibratoria (VibroFitness 500, Vibro, Madrid, Spain) con el talón de su pierna dominante descansando sobre la plataforma, con una flexión plantar de  $90^\circ$  y la rodilla en extensión completa (Figura 5A). La pierna no dominante se apoyaba fuera de la plataforma de manera perpendicular a esta separada por 20 cm. Cada participante colocaba sus manos en sus caderas manteniendo la espalda recta y flexionando la cadera hasta que podían sentir el estiramiento en los isquiotibiales, manteniendo esta postura por 1 min. No se aplicó estímulo vibratorio durante este protocolo.

*Electroestimulación.* Se aplicó una onda rectangular, bifásica, simétrica con un ancho de pulso de  $380 \mu\text{s}$  y 120 Hz en los isquiotibiales (Compex 3, DJO Ibérica, Madrid, Spain). Tres electrodos autoadhesivos de 2 mm de espesor se utilizaron en el muslo de la pierna dominante: un electrodo ( $10 \times 5$  cm) fue colocado en la parte más proximal de la musculatura isquiotibial (5 cm debajo del pliegue del glúteo), y dos electrodos ( $5 \times 5$  cm) fueron colocados lo más cerca posible del punto motor del bíceps femoral y el semitendinoso (figura 5B). Los participantes realizaron un estiramiento de los isquiotibiales como el descrito para el protocolo EE, recibiendo 3 incrementos en la intensidad de la corriente hasta alcanzar su umbral de máximo dolor (intensidad media tolerada  $45.1 \pm 8.3$  mA). Cada uno de estos incrementos tenía una duración aproximada de 10s. Una vez se detenía la corriente por llegar al umbral del máximo dolor, el participante forzaba el estiramiento de los isquiotibiales, durante los siguientes 10 s. Este ciclo de aplicación de corriente durante estiramiento, y estiramiento posterior, se repitió tres veces en 1 min.

*Vibraciones de cuerpo completo.* Los participantes realizaron un estiramiento de los isquiotibiales tal cual se describió en el protocolo EE (figura 5A), aplicándose simultáneamente 1 min de vibración vertical con 1.6 mm de amplitud (pico a pico) y 50 Hz de intensidad en la

pierna dominante (VibroFitness 500, Vibro, Madrid, Spain). Durante todas las sesiones, los sujetos utilizaron el mismo calzado deportivo para estandarizar la amortiguación de la vibración (Marin et al., 2009).

*Electroestimulación+vibraciones de cuerpo completo.* Ambos protocolos se aplicaron concurrentemente durante 1 min en la pierna dominante. Recibiendo cada participante 3 ciclos de electroestimulación (intensidad media tolerada  $48.4 \pm 7.1$  mA) y estiramientos.

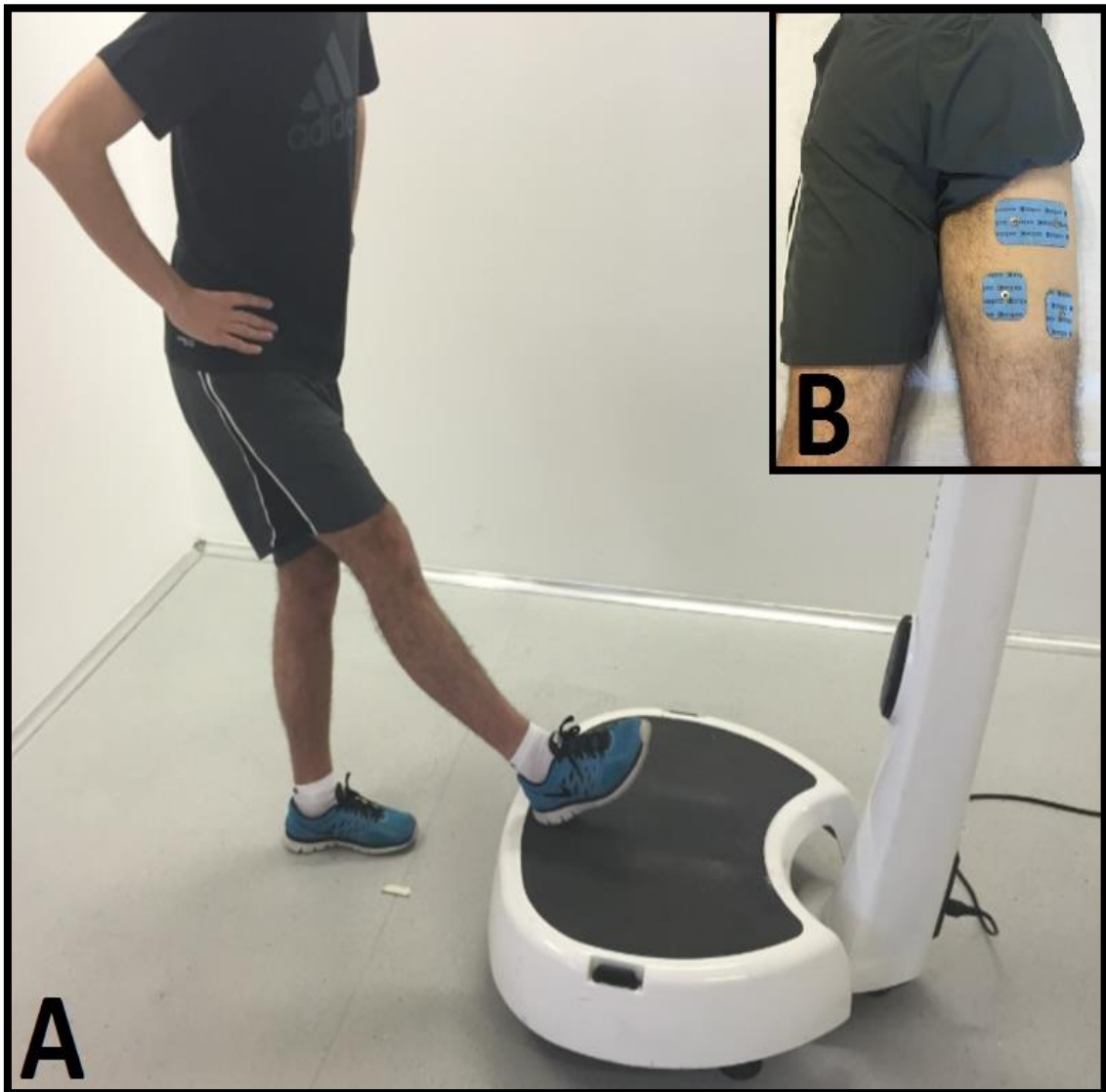


Figura 5. Posición adoptada por cada participante durante el estiramiento de los isquiotibiales en la pierna dominante (A); colocación de los electrodos en los isquiotibiales de la pierna dominante (B).

#### 2.4 Mediciones

*Back-Saver Sit and Reach (BSSR) test.* Este test se llevó a cabo tal y como se ha descrito previamente en la literatura (Lopez-Minarro et al., 2009). Los participantes se sentaban en frente de la caja de *sit and reach* con su pierna dominante totalmente extendida colocando la planta del pie contra la pared de la caja. La pierna no dominante se encontraba flexionada de modo que la planta del pie se encontraba contra el suelo con una flexión de rodilla y cadera de  $90^\circ$  y  $45^\circ$ , respectivamente. Cada participante colocaba su mano derecha sobre la izquierda y las deslizaba lentamente sobre la placa de medición todo lo que fuera posible. La validez de

este test para estimar la extensibilidad de los isquiotibiales ha sido reportado en la literatura (Mayorga-Vega et al., 2014). Se llevó a cabo un intento en cada valoración.

*Active Knee Extension (AKE) test.* Cada participante se colocó en posición supina sobre una camilla, con la pelvis estabilizada por un observador y el miembro evaluado en flexión de cadera y rodilla de 90°. Se utilizó un inclinómetro para comprobar la posición de rodilla y cadera (S-Digit mini, Geo-Fennel, Baunatal, Germany). Con el miembro estabilizado el evaluador indicaba al participante que debía extender su rodilla lo máximo posible para medir su ángulo de extensión. Se llevó a cabo un intento en cada valoración (Gajdosik and Lusin, 1983).

## 2.5 Análisis estadístico

La normalidad de los valores de flexibilidad fue comprobada y contrastada con la prueba de Shapiro-Wilk. Estos valores fueron analizados mediante un análisis de la varianza (ANOVA) con medidas repetidas (MR) en los factores (*tiempo y protocolo*). Cuando el valor-F fue significativo, la comparación por pares se realizó con la prueba de Bonferroni. El nivel de significación utilizado fue de  $p \leq 0.05$ . Los datos se muestran como media  $\pm$  desviación estándar. Los tamaños del efecto fueron medidos por Eta cuadrado parcial ( $\eta^2$ ) para el ANOVA y por la d de Cohen's para realizar la comparación entre los valores pre y post. El análisis estadístico se llevó a cabo con el programa SPSS v20.0 para Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA).



### 3. Resultados

No se observaron diferencias en el BSSR en la valoración Pre en los cuatro días que los sujetos acudieron al laboratorio. Se observó un efecto *tiempo* en el test BSSR ( $p < 0.001$ ;  $\eta^2 = 0.576$ ). En esta variable también se detectó un efecto *tiempo\*protocolo* ( $p < 0.05$ ;  $\eta^2 = 0.108$ ). Respecto al efecto *tiempo*, los valores de flexibilidad obtenidos fueron mayores respecto a la valoración pre en post (12.1%), post 1 (12.0%), post 3 (13.4%), post 5 (13.5%) y post 10 (14.1%). Respecto al efecto *tiempo\*protocolo*, los datos obtenidos en la valoración post-test (tabla 1) fueron mayores que los pre para EENM (18.3%,  $p < 0.001$ ,  $d = 0.47$ ), VCC (10.1%,  $p < 0.05$ ,  $d = 0.34$ ), y VCC+EENM (14.9%,  $p < 0.01$ ,  $d = 0.52$ ). Diez minutos después de la aplicación de cada protocolo (tabla 1) el test BSSR obtuvo valores superiores en relación a la valoración pre para EE (12.0%,  $p < 0.001$ ,  $d = 0.44$ ), EENM (18.8%,  $p < 0.001$ ,  $d = 0.49$ ), VCC (12.7%,  $p < 0.01$ ,  $d = 0.45$ ) y VCC+EENM (13.6%,  $p < 0.001$ ,  $d = 0.48$ ).

Tabla 1. Rendimiento en el test BSSR en centímetros antes y después de la aplicación de diferentes protocolos para modificar la flexibilidad de los isquiotibiales.

Protocolo	Pre	Post	Post 1	Post 3	Post 5	Post 10
EE	17.6±4.8	18.6±4.6*	18.5±4.6	18.6±5.0*	19.1±5.0**	19.7±4.6***
EENM	15.8±6.1	18.7±6.0***	18.4±5.6***	18.5±5.6***	18.7±5.5***	18.8±6.1***
VCC	17.4±5.1	19.2±5.1***	19.2±4.8**	19.6±4.7***	19.4±5.5**	19.6±4.9***
VCC+EENM	17.2±5.0	19.7±5.1***	20.0±5.5**	20.5±5.5***	20.0±4.9***	19.5±4.8***
TODOS	17.0±5.2	19.1±5.1***	19.0±5.0***	19.3±5.6***	19.3±5.1***	19.4±5.0***

\*, \*\*, \*\*\* diferencias respecto a Pre con un nivel de significación de  $p < 0.05$ , 0.01 o 0.001, respectivamente.

Se observó un efecto *tiempo* para el test AKE ( $p < 0.01$ ;  $\eta^2 = 0.208$ ). El ROM mejoró 8.3% en post respecto a pre, independientemente del protocolo aplicado (tabla 2). No se encontró ningún efecto *tiempo\*protocolo* ( $p = 0.296$ ;  $\eta^2 = 0.080$ ).

Tabla 2. Rendimiento en el test AKE en grados antes y después de la aplicación de diferentes protocolos para modificar la flexibilidad de los isquiotibiales.

Protocolo	Pre	Post	Post 1	Post 3	Post 5	Post 10
EE	25.7±8.7	25.9±8.4	25.4±7.5	25.7±8.4	25.1±8.1	24.2±9.5
EENM	29.1±8.8	25.2±7.9	26.3±9.5	25.1±9.3	25.8±9.5	25.4±7.4
VCC	24.7±8.1	22.7±7.5	22.4±7.1	23.0±7.8	23.1±7.7	23.8±7.8
VCC+EENM	26.5±8.7	23.4±9.2	24.5±7.3	24.7±8.7	24.4±9.0	25.5±9.1
TODOS	26.5±8.5	24.3±8.2*	24.7±7.8	24.6±8.4	24.6±8.4	24.7±8.3

\* diferencias respecto a Pre con un nivel de significación de  $p < 0.05$ .

Finalmente, la intensidad tolerada por los participantes en el protocolo VCC+EENM fue mayor respecto a la tolerada en el protocolo EENM ( $p < 0.05$ ;  $d = 0.43$ ).

#### 4. Discusión

Este es el primer estudio que ha evaluado la influencia de la aplicación conjunta de vibraciones de cuerpo completo y electroestimulación neuromuscular sobre la flexibilidad muscular en sujetos sanos. Nuestros datos indican que los protocolos EE, EENM, VCC y VCC+EENM tienen potencial para aumentar de forma aguda la flexibilidad de los isquiotibiales. Además el aumento en el rendimiento de los estiramientos es mantenido durante al menos 10 minutos después de que cese el estímulo independientemente del protocolo aplicado.

El test BSSR ha sido ampliamente utilizado para medir la flexibilidad de los isquiotibiales (Hui and Yuen, 2000, Lau et al., 2015). De acuerdo con nuestros resultados, se ha demostrado previamente que la aplicación de VCC de manera aguda puede influir sobre el rendimiento del *Sit and Reach* (Bunker et al., 2011, Gerodimos et al., 2010, Jacobs and Burns, 2009). Por ejemplo, 6 min de tres frecuencias de vibraciones diferentes (15, 20 y 30Hz) utilizando una plataforma oscilante (6mm de amplitud) induce mejoras en el rendimiento del *Sit and Reach* de 2.9, 3.6 y 4.6%, respectivamente (Gerodimos et al., 2010). La participación de hombres en vez de mujeres, además de una frecuencia de vibración más elevada y el uso de un dispositivo de vibración vertical, podrían explicar la mejora en el test BSSR observada en nuestro estudio. Por otra parte, Jacobs y Burns (2009) observaron que las VCC pueden llegar a mejorar el rendimiento en el *Sit and Reach* en mayor medida que en nuestro estudio (16.6% vs 12.6%). Sin embargo, esta ganancia podría ser debida a la falta de un protocolo de calentamiento y a una mayor exposición al estímulo vibratorio en su investigación. De acuerdo con estudios anteriores, nuestros datos indican que el efecto de las VCC en la flexibilidad de los isquiotibiales se mantuvo, al menos, 10 min después del cese del estímulo (Gerodimos et al., 2010), habiéndose observado en trabajos similares cómo esta mejora se extiende hasta 30 min (Tsuji et al., 2014). En este sentido, una de las limitaciones del presente estudio podría ser la ausencia de mediciones pasado el periodo de los 10 min, a fin de determinar si las mejoras observadas en la flexibilidad se hubieran mantenido en alguno de los protocolos por más de 10 min.

Según Perez et al. (2003), la estimulación del nervio peroneo común mediante electroestimulación transcutánea en la cabeza del peroné provocó un aumento en la fuerza de inhibición recíproca del sóleo un 17% para post e incrementó a un 22% pasados 5 min. Para posteriormente ir disminuyendo progresivamente hasta los valores basales. Por lo tanto creemos que el hecho de que los valores más altos de flexibilidad para el test BSSR se hayan manifestado en la valoración post 10 min, fue debido a un aumento en la fuerza del mecanismo de inhibición recíproca del cuádriceps mediante la activación de las interneuronas inhibitorias I a del músculo antagonista.

El rendimiento en el test AKE mejoró después de la aplicación de todos los protocolos, sin embargo esta mejora no parecía estar influenciada ni por el estiramiento por sí solo, ni por el estiramiento en combinación con EENM, VCC o VCC+EENM. Mientras que el test BSSR puede implicar la movilidad de las articulaciones de la cadera y el tronco, así como la flexibilidad de la espalda baja, el test AKE evita la contribución del tronco y la cadera. Por lo tanto parece plausible que la falta de especificidad del BSSR o el pequeño tamaño de la muestra puedan explicar estas diferencias.

Las causas mediante las cuales el EE incrementa el ROM han sido atribuidas a los cambios en la longitud y rigidez de la unidad músculo-tendinosa, así como un aumento de la tolerancia al estiramiento (Issurin, 2005). Por otra parte, se ha sugerido que los aumentos en el ROM inducidos por las VCC son debidos a su capacidad de involucrar mecanismos neurales, circulatorios y termorreguladores (Cochrane, 2013, Issurin, 2005). De acuerdo con esto, se ha demostrado que las VCC aplicadas de manera aguda son una buena herramienta para

aumentar la temperatura corporal (Cochrane, 2013, Cochrane et al., 2010) y estimular el flujo sanguíneo de manera superficial (Petrofsky et al., 2010) y profunda (Herrero et al., 2011b, Herrero et al., 2011a, Kerschman-Schindl et al., 2001). Esto podría reducir la viscosidad tisular e incrementar la elasticidad muscular (Issurin, 2005). Finalmente, las VCC podrían reducir la sensación de dolor y, en consecuencia aumentar el umbral del dolor, permitiendo estiramientos más profundos (Gerodimos et al., 2010, van den Tillaar, 2006). El efecto de las VCC en la inhibición del dolor percibido durante la aplicación de EENM podría ser el objetivo de investigaciones futuras.

El incremento del rendimiento en el test BSSR obtenido mediante el protocolo EENM, parece ser debido a que este estímulo es capaz de provocar una contracción involuntaria (con EENM) y estirar el músculo contraído por una contracción voluntaria del antagonista. Esto provoca la inhibición de los aparatos de Golgi y los husos neuromusculares, estirando el tejido conjuntivo conectado en serie, en paralelo y la propia fibra muscular (Perez, 1994). Apenas existe literatura que apoye el uso de EENM para mejorar la flexibilidad en sujetos sanos, por lo tanto no existen valores de referencia para determinar la intensidad óptima de la corriente. Es frecuente entrenar ajustando la intensidad de la corriente acorde al umbral máximo de tolerancia del dolor del sujeto (Filipovic et al., 2011). Como se ha observado en nuestro estudio, las VCC reducen el estímulo nociceptivo producido por la EENM, permitiendo a los participantes tolerar intensidades significativamente mayores de corriente. Sin embargo, el incremento de la intensidad de la EENM permitido por el estímulo vibratorio superpuesto no mostró efecto, ni en los valores para el test BSSR ni en el test AKE. Es posible que la EENM pueda producir una concatenación contracción-estiramiento similar a la producida por los estiramientos FNP. De hecho, mientras que la realización de contracciones máximas a través de los estiramientos FNP ha sido un estándar a lo largo del tiempo, se ha demostrado que la flexibilidad puede ser afectada de manera entre nula y leve por la intensidad de la contracción FNP (Feland and Marin, 2004, Sharman et al., 2006, Kwak and Ryu, 2015). Es necesario realizar un mayor número de investigaciones para clarificar si bajas intensidades de corriente podrían dificultar resultados en la flexibilidad como los observados después de utilizar EENM para producir contracciones máximas.

## **5. Conclusiones**

Nuestros datos indican que los protocolos EE, EENM, VCC y EENM + VCC son capaces de mejorar el rendimiento en los test BSSR y AKE. Además, la mejora es mantenida durante al menos 10 min después del ejercicio, sin tener en cuenta el protocolo llevado a cabo. La EENM por si sola o combinada con las VCC podría considerarse como un protocolo efectivo para su aplicación en atletas o pacientes con falta de flexibilidad en los isquiotibiales.

## **6. Agradecimientos**

En primer lugar me gustaría dar las gracias a los alumnos de la Universidad Europea Miguel de Cervantes que participaron en este estudio. Todos ellos acudieron siempre con una gran puntualidad y predisposición e hicieron que las sesiones se hicieran más amenas y entretenidas.

A Héctor Menéndez Alegre y al Dr. Juan Azael Herrero Alonso, porque desde que comencé mis prácticas en el centro de investigación de ASPAYM no puedo tener mas que palabras de agradecimiento por su dedicación, ayuda y consejos a lo largo de estos dos últimos años.

## 7. Bibliografía

- ABERCROMBY, A. F., AMONETTE, W. E., LAYNE, C. S., MCFARLIN, B. K., HINMAN, M. R. & PALOSKI, W. H. 2007. Vibration exposure and biodynamic responses during whole-body vibration training. *Med Sci Sports Exerc*, 39, 1794-800.
- AHMED, H., IQBAL, A., ANWER, S. & ALGHADIR, A. 2015. Effect of modified hold-relax stretching and static stretching on hamstring muscle flexibility. *J Phys Ther Sci*, 27, 535-8.
- ALVAREZ, J. & TORRES, J. C. 1985. Slow axoplasmic transport: a fiction? *J Theor Biol*, 112, 627-51.
- AMIRI-KHORASANI, M., ABU OSMAN, N. A. & YUSOF, A. 2011. Acute effect of static and dynamic stretching on hip dynamic range of motion during instep kicking in professional soccer players. *J Strength Cond Res*, 25, 1647-52.
- BAECHLE, T. & EARLE, R. 2008. *Essentials of strength training and conditioning*, Champaign.
- BARROSO, R., TRICOLI, V., SANTOS GIL, S. D., UGRINOWITSCH, C. & ROSCHEL, H. 2012. Maximal strength, number of repetitions, and total volume are differently affected by static-, ballistic-, and proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *J Strength Cond Res*, 26, 2432-7.
- BEHM, D. G., BLAZEVIČH, A. J., KAY, A. D. & MCHUGH, M. 2016. Acute effects of muscle stretching on physical performance, range of motion, and injury incidence in healthy active individuals: a systematic review. *Appl Physiol Nutr Metab*, 41, 1-11.
- BEHM, D. G. & CHAOUACHI, A. 2011. A review of the acute effects of static and dynamic stretching on performance. *Eur J Appl Physiol*, 111, 2633-51.
- BERNHART, C. 2013. *A Review of Stretching Techniques and Their Effects on Exercise*. Liberty University.
- BISHOP, D. 2003. Warm-up II: Performance changes following active warm up on exercise performance. *Sports Medicine*, 33, 483-498.
- BRADLEY, P. S. & PORTAS, M. D. 2007. The relationship between preseason range of motion and muscle strain injury in elite soccer players. *J Strength Cond Res*, 21, 1155-9.
- BUNKER, D. J., RHEA, M. R., SIMONS, T. & MARIN, P. J. 2011. The use of whole-body vibration as a golf warm-up. *J Strength Cond Res*, 25, 293-7.
- CABRIC, M. & APPELL, H. 1987. Effect of electrical stimulation of high and low frequency on maximum isometric force and some morphological characteristics in men. *International journal of sports medicine*, 8, 256-260.
- COCHRANE, D. 2013. The sports performance application of vibration exercise for warm-up, flexibility and sprint speed. *Eur J Sport Sci*, 13, 256-71.
- COCHRANE, D. J. 2011. Good vibrations?—The use of vibration therapy for exercise recovery, injury prevention and rehabilitation. *Physical Therapy Reviews*, 16, 438-454.
- COCHRANE, D. J., STANNARD, S. R., FIRTH, E. C. & RITTWEGGER, J. 2010. Acute whole-body vibration elicits post-activation potentiation. *Eur J Appl Physiol*, 108, 311-9.
- COLSON, S., MARTIN, A. & VAN HOECKE, J. 2000. Re-examination of training effects by electrostimulation in the human elbow musculoskeletal system. *Int J Sports Med*, 21, 281-8.

- CRONIN, J., NASH, M. & WHATMAN, C. 2008. The acute effects of hamstring stretching and vibration on dynamic knee joint range of motion and jump performance. *Phys Ther Sport*, 9, 89-96.
- DADEBO, B., WHITE, J. & GEORGE, K. P. 2004. A survey of flexibility training protocols and hamstring strains in professional football clubs in England. *Br J Sports Med*, 38, 388-94.
- DE DEYNE, P. G. 2001. Application of passive stretch and its implications for muscle fibers. *Phys Ther*, 81, 819-27.
- DE GAIL, P., LANCE, J. W. & NEILSON, P. D. 1966. Differential effects on tonic and phasic reflex mechanisms produced by vibration of muscles in man. *J Neurol Neurosurg Psychiatry*, 29, 1-11.
- DI GIMINIANI, R., MANNO, R., SCRIMAGLIO, R., SEMENTILLI, G. & TIHANYI, J. 2010. Effects of individualized whole-body vibration on muscle flexibility and mechanical power. *J Sports Med Phys Fitness*, 50, 139-51.
- DICKIN, D. C., FAUST, K. A., WANG, H. & FRAME, J. 2013. The acute effects of whole-body vibration on gait parameters in adults with cerebral palsy. *J Musculoskeletal Neuronal Interact*, 13, 19-26.
- ENOKA, R. M. 1988. Muscle strength and its development. New perspectives. *Sports Med*, 6, 146-68.
- FAGNANI, F., GIOMBINI, A., DI CESARE, A., PIGOZZI, F. & DI SALVO, V. 2006. The effects of a whole-body vibration program on muscle performance and flexibility in female athletes. *Am J Phys Med Rehabil*, 85, 956-62.
- FELAND, J. B., HAWKS, M., HOPKINS, J. T., HUNTER, I., JOHNSON, A. W. & EGGETT, D. L. 2010. Whole body vibration as an adjunct to static stretching. *Int J Sports Med*, 31, 584-9.
- FELAND, J. B. & MARIN, H. N. 2004. Effect of submaximal contraction intensity in contract-relax proprioceptive neuromuscular facilitation stretching. *Br J Sports Med*, 38, E18.
- FERBER, R., OSTERNIG, L. & GRAVELLE, D. 2002. Effect of PNF stretch techniques on knee flexor muscle EMG activity in older adults. *J Electromyogr Kinesiol*, 12, 391-7.
- FILIPOVIC, A., KLEINODER, H., DORMANN, U. & MESTER, J. 2011. Electromyostimulation—a systematic review of the influence of training regimens and stimulation parameters on effectiveness in electromyostimulation training of selected strength parameters. *J Strength Cond Res*, 25, 3218-38.
- FILIPOVIC, A., KLEINÖDER, H., DÖRMANN, U. & MESTER, J. 2012. Electromyostimulation—a systematic review of the effects of different electromyostimulation methods on selected strength parameters in trained and elite athletes. *The Journal of Strength & Conditioning Research*, 26, 2600-2614.
- GAJDOSIK, R. & LUSIN, G. 1983. Hamstring muscle tightness. Reliability of an active-knee-extension test. *Phys Ther*, 63, 1085-90.
- GERODIMOS, V., ZAFEIRIDIS, A., KARATRANTOU, K., VASILOPOULOU, T., CHANOU, K. & PISPIRIKOU, E. 2010. The acute effects of different whole-body vibration amplitudes and frequencies on flexibility and vertical jumping performance. *J Sci Med Sport*, 13, 438-43.

- GLEIM, G. W. & MCHUGH, M. P. 1997. Flexibility and its effects on sports injury and performance. *Sports Med*, 24, 289-99.
- GÓMEZ, J. 2012. *Espasticidad después de la lesión medular: Fisiopatología, valoración cuantitativa y nuevos enfoques de tratamiento*. Universidad de Castilla-La Mancha.
- GONDIN, J., GUETTE, M., BALLAY, Y. & MARTIN, A. 2005. Electromyostimulation training effects on neural drive and muscle architecture. *Med Sci Sports Exerc*, 37, 1291-9.
- GREGORY, C. M. & BICKEL, C. S. 2005. Recruitment patterns in human skeletal muscle during electrical stimulation. *Physical therapy*, 85, 358-364.
- HENDERSON, G., BARNES, C. A. & PORTAS, M. D. 2010. Factors associated with increased propensity for hamstring injury in English Premier League soccer players. *J Sci Med Sport*, 13, 397-402.
- HERRERO, A. J., MARTÍN, J., BENITO, P. J., GONZALO-MARTÍNEZ, I., CHULVI-MEDRANO, I., GARCÍA-LÓPEZ, D. & SPAIN, N. 2015. Posicionamiento de la National Strength and Conditioning Association-Spain. Entrenamiento con electroestimulación de cuerpo completo. *Red Andal Med Deporte*, 8, 7.
- HERRERO, A. J., MARTIN, J., MARTIN, T., GARCIA-LOPEZ, D., GARATACHEA, N., JIMENEZ, B. & MARIN, P. J. 2011a. Whole-body vibration alters blood flow velocity and neuromuscular activity in Friedreich's ataxia. *Clin Physiol Funct Imaging*, 31, 139-44.
- HERRERO, A. J., MENENDEZ, H., GIL, L., MARTIN, J., MARTIN, T., GARCIA-LOPEZ, D., GIL-AGUDO, A. & MARIN, P. J. 2011b. Effects of whole-body vibration on blood flow and neuromuscular activity in spinal cord injury. *Spinal Cord*, 49, 554-9.
- HERRERO, J. A., IZQUIERDO, M., MAFFIULETTI, N. A. & GARCIA-LOPEZ, J. 2006. Electromyostimulation and plyometric training effects on jumping and sprint time. *Int J Sports Med*, 27, 533-9.
- HOUGH, P. A., ROSS, E. Z. & HOWATSON, G. 2009. Effects of dynamic and static stretching on vertical jump performance and electromyographic activity. *J Strength Cond Res*, 23, 507-12.
- HOUSTON, M. N., HODSON, V. E., ADAMS, K. K. & HOCH, J. M. 2015. The effectiveness of whole-body-vibration training in improving hamstring flexibility in physically active adults. *J Sport Rehabil*, 24, 77-82.
- HUI, S. S. & YUEN, P. Y. 2000. Validity of the modified back-saver sit-and-reach test: a comparison with other protocols. *Med Sci Sports Exerc*, 32, 1655-9.
- INGRAHAM, S. J. 2003. The role of flexibility in injury prevention and athletic performance: have we stretched the truth? *Minn Med*, 86, 58-61.
- ISSURIN, V. B. 2005. Vibrations and their applications in sport. A review. *J Sports Med Phys Fitness*, 45, 324-36.
- JACOBS, P. L. & BURNS, P. 2009. Acute enhancement of lower-extremity dynamic strength and flexibility with whole-body vibration. *J Strength Cond Res*, 23, 51-7.
- JEFFREY, C., NAGLE, E. F., ROBERT, J. & JEAN, L. 2010. Effect of single set dynamic and static stretching exercise on jump height in college age recreational athletes. *International Journal of Exercise Science*, 3, 8.

- JORDAN, M. J., NORRIS, S. R., SMITH, D. J. & HERZOG, W. 2005. Vibration training: an overview of the area, training consequences, and future considerations. *J Strength Cond Res*, 19, 459-66.
- KARASUNO, H., OGIHARA, H., MORISHITA, K., YOKOI, Y., FUJIWARA, T., OGOMA, Y. & ABE, K. 2016. The combined effects of transcutaneous electrical nerve stimulation (TENS) and stretching on muscle hardness and pressure pain threshold. *J Phys Ther Sci*, 28, 1124-30.
- KARATRANTOU, K., GERODIMOS, V., DIPLA, K. & ZAFEIRIDIS, A. 2013. Whole-body vibration training improves flexibility, strength profile of knee flexors, and hamstrings-to-quadiceps strength ratio in females. *J Sci Med Sport*, 16, 477-81.
- KERSCHAN-SCHINDL, K., GRAMPP, S., HENK, C., RESCH, H., PREISINGER, E., FIALKA-MOSER, V. & IMHOF, H. 2001. Whole-body vibration exercise leads to alterations in muscle blood volume. *Clin Physiol*, 21, 377-82.
- KINSER, A. M., RAMSEY, M. W., O'BRYANT, H. S., AYRES, C. A., SANDS, W. A. & STONE, M. H. 2008. Vibration and stretching effects on flexibility and explosive strength in young gymnasts. *Med Sci Sports Exerc*, 40, 133-40.
- KRABAK, B. J., LASKOWSKI, E. R., SMITH, J., STUART, M. J. & WONG, G. Y. 2001. Neurophysiologic influences on hamstring flexibility: a pilot study. *Clin J Sport Med*, 11, 241-6.
- KWAK, D. H. & RYU, Y. U. 2015. Applying proprioceptive neuromuscular facilitation stretching: optimal contraction intensity to attain the maximum increase in range of motion in young males. *J Phys Ther Sci*, 27, 2129-32.
- LAU, C., YU, R. & WOO, J. 2015. Effects of a 12-Week Hatha Yoga Intervention on Cardiorespiratory Endurance, Muscular Strength and Endurance, and Flexibility in Hong Kong Chinese Adults: A Controlled Clinical Trial. *Evid Based Complement Alternat Med*, 2015, 958727.
- LITTLE, T. & WILLIAMS, A. G. 2006. Effects of differential stretching protocols during warm-ups on high-speed motor capacities in professional soccer players. *J Strength Cond Res*, 20, 203-7.
- LOPEZ-MINARRO, P. A., ANDUJAR, P. S. & RODRIGUEZ-GARCIA, P. L. 2009. A comparison of the sit-and-reach test and the back-saver sit-and-reach test in university students. *J Sports Sci Med*, 8, 116-22.
- MADDIGAN, M. E., PEACH, A. A. & BEHM, D. G. 2012. A comparison of assisted and unassisted proprioceptive neuromuscular facilitation techniques and static stretching. *J Strength Cond Res*, 26, 1238-44.
- MAFFIULETTI, N. A., COMETTI, G., AMIRIDIS, I. G., MARTIN, A., POUSSON, M. & CHATARD, J. C. 2000. The effects of electromyostimulation training and basketball practice on muscle strength and jumping ability. *Int J Sports Med*, 21, 437-43.
- MARIN, P. J., BUNKER, D., RHEA, M. R. & AYLLON, F. N. 2009. Neuromuscular activity during whole-body vibration of different amplitudes and footwear conditions: implications for prescription of vibratory stimulation. *J Strength Cond Res*, 23, 2311-6.
- MARIN, P. J. & RHEA, M. R. 2010a. Effects of vibration training on muscle power: a meta-analysis. *J Strength Cond Res*, 24, 871-8.
- MARIN, P. J. & RHEA, M. R. 2010b. Effects of vibration training on muscle strength: a meta-analysis. *J Strength Cond Res*, 24, 548-56.

- MAYORGA-VEGA, D., MERINO-MARBAN, R. & VICIANA, J. 2014. Criterion-Related Validity of Sit-and-Reach Tests for Estimating Hamstring and Lumbar Extensibility: a Meta-Analysis. *J Sports Sci Med*, 13, 1-14.
- MCARDLE, W., KATCH, F. & KATCH, V. 2007. *Exercise Physiology*, Philadelphia.
- MCHUGH, M. P. & COSGRAVE, C. 2010. To stretch or not to stretch: the role of stretching in injury prevention and performance. *Scandinavian journal of medicine & science in sports*, 20, 169-181.
- MCHUGH, M. P., KREMENIC, I. J., FOX, M. B. & GLEIM, G. W. 1998. The role of mechanical and neural restraints to joint range of motion during passive stretch. *Med Sci Sports Exerc*, 30, 928-32.
- MENDIGUCHIA, J., ALENTORN-GELI, E. & BRUGHELLI, M. 2012. Hamstring strain injuries: are we heading in the right direction? *Br J Sports Med*, 46, 81-5.
- MOEZY, A., OLYAEI, G., HADIAN, M., RAZI, M. & FAGHIHZADEH, S. 2008. A comparative study of whole body vibration training and conventional training on knee proprioception and postural stability after anterior cruciate ligament reconstruction. *Br J Sports Med*, 42, 373-8.
- MOORE, M. A. & HUTTON, R. S. 1980. Electromyographic investigation of muscle stretching techniques. *Med Sci Sports Exerc*, 12, 322-9.
- O'CONNOR, D. M., CROWE, M. J. & SPINKS, W. L. 2006. Effects of static stretching on leg power during cycling. *J Sports Med Phys Fitness*, 46, 52-6.
- O'HORA, J., CARTWRIGHT, A., WADE, C. D., HOUGH, A. D. & SHUM, G. L. 2011. Efficacy of static stretching and proprioceptive neuromuscular facilitation stretch on hamstrings length after a single session. *J Strength Cond Res*, 25, 1586-91.
- OLIVEIRA, L. C., OLIVEIRA, R. G. & PIRES-OLIVEIRA, D. A. 2016. Effects of whole body vibration on bone mineral density in postmenopausal women: a systematic review and meta-analysis. *Osteoporos Int*.
- OPAR, D. A., WILLIAMS, M. D. & SHIELD, A. J. 2012. Hamstring strain injuries: factors that lead to injury and re-injury. *Sports Med*, 42, 209-26.
- OSAWA, Y. & OGUMA, Y. 2013. Effects of vibration on flexibility: a meta-analysis. *J Musculoskelet Neuronal Interact*, 13, 442-53.
- PARADISIS, G. P., PAPPAS, P. T., THEODOROU, A. S., ZACHAROGIANNIS, E. G., SKORDILIS, E. K. & SMIRNIOTOU, A. S. 2014. Effects of static and dynamic stretching on sprint and jump performance in boys and girls. *J Strength Cond Res*, 28, 154-60.
- PEREZ, J. 1994. Estiramientos con electroestimulación. *Fisioterapia*, 1994, 7.
- PEREZ, J. & ÁLAMO, D. 2001. Comparative study between muscular stretching by active tension and electrostimulation. *Fisioterapia*, 23, 4.
- PEREZ, M. A., FIELD-FOTE, E. C. & FLOETER, M. K. 2003. Patterned sensory stimulation induces plasticity in reciprocal inhibition in humans. *J Neurosci*, 23, 2014-8.
- PERRIER, E. T., PAVOL, M. J. & HOFFMAN, M. A. 2011. The acute effects of a warm-up including static or dynamic stretching on countermovement jump height, reaction time, and flexibility. *J Strength Cond Res*, 25, 1925-31.
- PETROFSKY, J. S., LAWSON, D., BERK, L. & SUH, H. 2010. Enhanced healing of diabetic foot ulcers using local heat and electrical stimulation for 30 min three times per week. *J Diabetes*, 2, 41-6.



- PUREPONG, N., JITVIMONRAT, A., BOONYONG, S., THAVEERATITHAM, P. & PENSRI, P. 2012. Effect of flexibility exercise on lumbar angle: a study among non-specific low back pain patients. *J Bodyw Mov Ther*, 16, 236-43.
- RODIGUEZ, A., SANCHEZ, J., RODRIGUEZ-MARROYO, J. A. & VILLA, J. G. 2015. Effects of seven weeks of static hamstring stretching on flexibility and sprint performance in young soccer players according to their playing position. *J Sports Med Phys Fitness*.
- SAHIN, N., UGURLU, H. & ALBAYRAK, I. 2012. The efficacy of electrical stimulation in reducing the post-stroke spasticity: a randomized controlled study. *Disabil Rehabil*, 34, 151-6.
- SANDS, W. A., MCNEAL, J. R., STONE, M. H., RUSSELL, E. M. & JEMNI, M. 2006. Flexibility enhancement with vibration: Acute and long-term. *Med Sci Sports Exerc*, 38, 720-5.
- SEKIR, U., ARABACI, R., AKOVA, B. & KADAGAN, S. M. 2010. Acute effects of static and dynamic stretching on leg flexor and extensor isokinetic strength in elite women athletes. *Scand J Med Sci Sports*, 20, 268-81.
- SENTANDREU MANO, T., SALOM TERRADEZ, J. R., TOMAS, J. M., MELENDEZ MORAL, J. C., DE LA FUENTE FERNANDEZ, T. & COMPANY JOSE, C. 2011. [Electrical stimulation in the treatment of the spastic hemiplegic hand after stroke: a randomized study]. *Med Clin (Barc)*, 137, 297-301.
- SHARMAN, M. J., CRESSWELL, A. G. & RIEK, S. 2006. Proprioceptive neuromuscular facilitation stretching : mechanisms and clinical implications. *Sports Med*, 36, 929-39.
- SHERRINGTON, C. 1898. Decerebrate rigidity, and reflex coordination of movements. *The Journal of physiology*, 22, 319.
- TSENG, S. Y., HSU, P. S., LAI, C. L., LIAO, W. C., LEE, M. C. & WANG, C. H. 2016. Effect of Two Frequencies of Whole-Body Vibration Training on Balance and Flexibility of the Elderly: A Randomized Controlled Trial. *Am J Phys Med Rehabil*.
- TSUJI, T., KITANO, N., TSUNODA, K., HIMORI, E., OKURA, T. & TANAKA, K. 2014. Short-term effects of whole-body vibration on functional mobility and flexibility in healthy, older adults: a randomized crossover study. *J Geriatr Phys Ther*, 37, 58-64.
- VAN DEN TILLAAR, R. 2006. Will whole-body vibration training help increase the range of motion of the hamstrings? *J Strength Cond Res*, 20, 192-6.
- VAN MECHELEN, W., HLOBIL, H., KEMPER, H. C., VOORN, W. J. & DE JONGH, H. R. 1993. Prevention of running injuries by warm-up, cool-down, and stretching exercises. *Am J Sports Med*, 21, 711-9.
- WITVROUW, E., DANNEELS, L., ASSELMAN, P., D'HAVE, T. & CAMBIER, D. 2003. Muscle flexibility as a risk factor for developing muscle injuries in male professional soccer players. A prospective study. *Am J Sports Med*, 31, 41-6.
- WOODS, C., HAWKINS, R. D., MALTBY, S., HULSE, M., THOMAS, A. & HODSON, A. 2004. The Football Association Medical Research Programme: an audit of injuries in professional football--analysis of hamstring injuries. *Br J Sports Med*, 38, 36-41.
- WOODS, K., BISHOP, P. & JONES, E. 2007. Warm-up and stretching in the prevention of muscular injury. *Sports Med*, 37, 1089-99.

YAMAGUCHI, T., ISHII, K., YAMANAKA, M. & YASUDA, K. 2007. Acute effects of dynamic stretching exercise on power output during concentric dynamic constant external resistance leg extension. *J Strength Cond Res*, 21, 1238-44.

## Anexo 1. Hoja de información

### ***Efectos agudos de la electroestimulación y las vibraciones de cuerpo completo en la flexibilidad de los isquiotibiales***

**Objetivo:** Evaluar los efectos agudos del estiramiento estático por sí sólo o superpuesto con vibraciones de cuerpo completo, electroestimulación, o ambos métodos simultáneamente en la flexibilidad de los isquiotibiales.

**Duración:** 6 sesiones de 25 min, separadas entre sí por al menos una semana.

**Lugar:** Universidad Europea Miguel de Cervantes

**Beneficios:** Participar en un programa de entrenamiento diseñado y supervisado por profesionales de las ciencias de la actividad física. Mejorar la flexibilidad de la musculatura isquiotibial. Conocer métodos de entrenamiento alternativos.

**Riesgos:** Existen algunos riesgos que, aunque sea en una medida muy baja, son inherentes a la práctica de cualquier tipo de actividad física como sufrir alguna torcedura, caída, o similar.



Plataforma vibratoria  
vertical



Electroestimulación

**Entrenamiento:** Los participantes del estudio realizarán un calentamiento de 10 min, posteriormente colocaran su pierna dominante sobre la plataforma vibratoria y recibirán el protocolo correspondiente durante 1 min. Después se llevará a cabo la recogida de datos mediante los test Back-Saver Sit and Reach y Active Knee Extension.

**IMPORTANTE:** Los participantes deberán acudir los seis días del estudio con el mismo calzado y con ropa deportiva.

## **Anexo 2. Consentimiento informado**

D..... con DNI ..... certifico que he sido informado adecuadamente de los riesgos y beneficios del presente estudio en el que voy a formar parte, el cual tiene por título *“Efectos agudos de la electroestimulación y las vibraciones de cuerpo completo en la flexibilidad de los isquiotibiales”*. Estando en conocimiento de que puedo dar por terminada mi participación en cualquier momento si lo considerase oportuno.

Y para que así conste,

Firmo el presente documento en Valladolid a ..... de ..... de 2016

Firmado: