



**ESCUELA
DE ENFERMERÍA
Y FISIOTERAPIA**



Grado en Fisioterapia

Trabajo Fin de Máster

Título:

***Influencia de la musculatura intrínseca
del pie en la estabilidad de una
sentadilla***

Alumno: Fabio Gutiérrez Marcos

Tutor: María Jesús Martínez Beltrán

Madrid, junio de 2022

ÍNDICE

RESUMEN	4
ABSTRACT	5
GLOSARIO	6
1. ANTECEDENTES	7
2. OBJETIVOS	14
3. HIPÓTESIS	16
4. METODOLOGÍA	17
4.1 Diseño del estudio	17
4.2 Sujetos de estudio	17
4.3 Variables en diseños cuantitativos	18
4.4 Diseño de intervención	21
4.5 Cronograma	23
4.6 Hipótesis operativas	24
4.7 Recogida y análisis de datos	26
4.8 Consideraciones éticas	26
5. RESULTADOS	28
5.1 Variables independientes:	28
5.2 Variables dependientes:	28
5.3 Análisis inferencial:	34
5.4 Análisis inferencial de variables independientes:	39
6. DISCUSIÓN	45
7. LIMITACIONES	47
8. CONCLUSIONES	48
BIBLIOGRAFÍA	49
ANEXOS	53
Anexo 1	53
Anexo 2	54

Anexo 3	56
Anexo 4	58

RESUMEN

Introducción:

El pie es una estructura muy compleja organizada funcionalmente por tres subsistemas: pasivo, activo y neural. La correcta activación de estos tres subsistemas es lo que se conoce en la literatura como “core foot”. Estos últimos años ha ido cogiendo relevancia su trabajo no solo para patologías de pie sino estableciendo relaciones lesionales con otras articulaciones como la rodilla.

Objetivo:

El objetivo general del estudio es analizar si la activación de la musculatura intrínseca del pie produce mejoras en la estabilidad general durante una sentadilla.

Metodología:

Se trata de un estudio piloto cuasiexperimental. El estudio incluyó a 8 sujetos de una edad media de 24 años repartidos en 4 hombres y 4 mujeres. Para analizar la influencia de la musculatura intrínseca del pie en la estabilidad de una sentadilla, realizaron 3 sentadillas primero sin activación de esta musculatura, y luego con la activación mediante el ejercicio del “short foot”. A su vez, medimos la activación de la musculatura del cuádriceps (como evaluador de la estabilización de rodilla) con EMGs. También utilizamos la plataforma de presiones para confirmar que ha habido un cambio en la estabilidad y analizar las variables proporcionadas.

Resultados:

No se observaron diferencias significativas en las variables analizadas, a excepción de la activación del vasto lateral izquierdo que sufrió un incremento y el área de la elipse que también aumentó tras la intervención.

Conclusiones:

La activación del “core foot” solo afecta al incremento de la actividad del vasto lateral izquierdo y al área de la elipse realizado en una sentadilla.

Se necesitan más estudios donde se investigue la relación de estas variables utilizando muestras más numerosas y diferenciando entre pies cavos y valgos, para encontrar resultados más fiables.

Palabras claves: core foot, sentadilla, electromiografía, estabilometría.

ABSTRACT

Introduction:

The foot has a very complex structure that is functionally organised by three subsystems: passive, active and neural. In literature, the correct activation of these subsystems can be referred to as 'core foot'. In the last years, its work has become more and more relevant, not only for foot pathologies, but also in terms of establishing injury patterns with other joints such as the knee.

Objective:

The general objective of the study is to analyse whether the activation of the intrinsic foot muscles leads to an improvement in overall stability during a squat.

Methodology:

This is a pilot quasi-experimental study. The study involved a group of 8 individuals with an average age of 24 years old, made up of 4 men and 4 women. In order to analyse the influence of the intrinsic foot muscles during a squat, they performed three squats without the activation of these muscles, and then after the activation through the 'short foot' exercise. Additionally, the activation of the quadriceps muscles was tested (as an indicator of the knee stability) using EMGs. Then we used the pressure platform to verify that there was a change in stability and to analyse the variables obtained.

Results:

No significant differences were found in the variables analysed, apart from the activation of the left vastus lateralis, which showed an increase, and the ellipse area, which also got bigger after the procedure.

Conclusions:

The 'core foot' activation has an impact only on the increased activity of the left vastus lateralis and the ellipse area performed in a squat.

Further studies are needed in order to investigate the connection among these variables using larger samples and differentiating between pes cavus and pes valgus to find more accurate results.

Key words: core foot, squat, electromyography, stabilometry.

GLOSARIO

ABDD→ Abductor del dedo gordo derecho

ABDI→ Abductor del dedo gordo izquierdo

CA→ Con activación de la musculatura intrínseca del pie

EMG→ Electromiografía de superficie

SA→ Sin activación de la musculatura intrínseca del pie

VMI→ Vasto medial izquierdo

VMD→ Vasto medial derecho

VLI→ Vasto lateral izquierdo

VLD→ Vasto lateral derecho

1. ANTECEDENTES

El pie es una de las estructuras más complejas del cuerpo humano. Se compone de 26 huesos, estos a su vez, articulan con dos más, conformando la articulación del tobillo (tibia y peroné). Todas estas estructuras óseas se relacionan entre sí formando hasta 35 articulaciones (1).

A parte de la estructura ósea, el pie se compone de ligamentos, tendones y músculos; así como de un sistema neural que permite su correcta activación y funcionamiento, del mismo modo que lo relaciona con su entorno (2).

Algunos autores establecen una conexión entre todos estos componentes del pie mediante un conjunto de subsistemas. Un subsistema pasivo conformado por las estructuras óseas, ligamentos y articulaciones que dotan al pie de una serie de arcos que le proporcionan estabilidad a la estructura. Un subsistema activo formado por los tendones y músculos que se encuentran en el pie y que colaboran en mantener estos arcos en situaciones dinámicas, además de proporcionar movilidad al pie. Dentro del subsistema activo, dividimos entre musculatura extrínseca e intrínseca del pie. Los autores denominan a la musculatura intrínseca como los estabilizadores locales y a la extrínseca como la musculatura movilizadora. El tercer componente es un subsistema neural formado por los diferentes receptores que se hayan en nuestras estructuras pasivas (capsulares, ligamentosas...) y en menor medida, recientes investigaciones, sugieren que la musculatura intrínseca del pie puede proporcionar una información propioceptiva muy importante en la biomecánica del pie y en la conformación de sus arcos. Así, encontramos estudios que demuestran que patologías como un esguince crónico de tobillo conlleva alteraciones sensitivas en la planta del pie. Ante esta situación, debemos entender que el pie necesita un buen estado y funcionamiento para que haya una correcta colaboración de estos tres subsistemas (pasivo, activo y neural). La correcta activación de estas tres estructuras es lo que conocemos en la literatura científica como “core foot” (2,3).

Revisiones recientes afirman que existen relaciones entre la biomecánica (disposición del calcáneo, hallux y medio pie) y activación muscular del pie y los movimientos que realiza la pierna en su conjunto. Añadiendo, además, que un programa preventivo de fortalecimiento del pie puede tener un impacto significativo en la

reducción de lesiones de ligamento cruzado anterior sin contacto y de esguinces lateral de tobillos (4).

En personas mayores ha quedado demostrado que la pérdida de fuerza de la musculatura del pie es un vaticinador de caídas (5).

En cuanto a sujetos más activos, algunos estudios muestran la estrecha relación que tiene la disposición de esta estructura con las lesiones deportivas. Demostrando que un protocolo de entrenamiento específico del pie reduce la incidencia en lesiones relacionadas con la carrera (6).

Por esta razón, vemos la necesidad de dar la importancia a esta estructura y a su conciencia motora. Muchas veces olvidada por el uso continuado de calzado. En cuanto a este tema, varias investigaciones sugieran la transición a un calzado más minimalista como una estrategia más de fortalecer el “core foot” (7,8). También se cree que correr con calzado minimalista puede reducir el riesgo lesional en corredores, pues se ha visto que correr descalzo aumenta un patrón de impacto con el antepié y aumenta la información sensorial de esta estructura (9). Pese a todo esto, revisiones actuales sostienen que es demasiado pronto para asegurar los beneficios y riesgos de cambiar a un calzado minimalista y que habría que esperar a futuros estudios, ya que necesitamos analizar detenidamente todos los cambios biomecánicos que se producen al reducir el tamaño del calzado (9,10).

En la literatura presente encontramos con relativa frecuencia la relación entre la estructura del pie y articulaciones más proximales como la rodilla. De ahí nace la necesidad de este estudio, pues podemos observar como el entrenamiento del “core foot”, parece tener efectos positivos en estructuras proximales del miembro inferior, así como en la mejora biomecánica del pie (4,11-13).

Por consiguiente, existe evidencia del empeoramiento de dolor de rodilla en pacientes con pies valgos, pudiendo ser esto explicado por diferentes relaciones biomecánicas entre estas estructuras (11). A su vez, tenemos estudios que demuestran como añadiendo la activación de la musculatura intrínseca del pie (mediante el ejercicio del “short foot”) a un programa de ejercicios de rodilla y cadera mejoramos el dolor de rodilla, aparte de mejorar aspectos biomecánicos del pie como la postura del retropié y la caída del navicular (12). Otros estudios, añaden a estos ejercicios específicos del pie la utilización temporal de plantillas, encontrando también una mejoría de síntomas en

el corto y medio plazo en pacientes con dolor femoropatelar, estableciendo relaciones de la biomecánica del pie con la rotación tibial (13).

En contraposición, encontramos autores que demuestran que la aplicación de plantillas, aun cambiando algunos valores biomecánicos en los miembros inferiores, no reducen el dolor femoropatelar en pacientes (14).

La mayoría de estos estudios sugieren estas relaciones entre la biomecánica del pie y el dolor femoropatelar en una población muy concreta, con sujetos patológicos y diagnosticados en su mayor parte de pies valgus y débiles, que serían los que están más relacionados y tienen una mayor probabilidad de tener dolor femoropatelar o incluso osteoartrosis de rodilla. Añadiendo además que los sujetos con una debilidad y pronación de ambos pies tendrán más probabilidades de sufrir una gonartrosis (11-14).

En contraposición, revisiones actuales muestran como sujetos con dolor femoropatelar y sujetos sanos no muestran diferencias significativas en cuanto a la activación muscular medida con electromiografía de superficie en las articulaciones distales como el tobillo. Esto nos hace indicar que se pueden observar los mismos cambios electromiográficos en sujetos diagnosticados de dolor femoropatelar y sujetos sanos (15).

La sentadilla es un movimiento que ha reportado numerosos beneficios tanto en la actividad deportiva y la rehabilitación, como en las alteraciones motoras en personas mayores (16-18).

A su vez, la sentadilla es uno de los ejercicios que más se recomiendan para la mejora de la potencia, hipertrofia y velocidad de los miembros inferiores debido a su adaptabilidad a actividades de la vida diaria, ya que ha demostrado aumentar estos parámetros (19,20).

En cuanto a la activación muscular, la revisión de Clark et al. (16), nos establece unos parámetros básicos de la postura inicial para la realización más eficiente de una sentadilla utilizando la electromiografía de superficie.

Así, la anchura idónea sería aquella en la que nuestros pies estuvieran a la altura del trocánter de la cadera obteniendo la mayor activación de cuádriceps e isquiotibiales (a mayor anchura sí que veríamos un aumento de la activación glútea a costa de las demás) (16).

En cuanto a la profundidad, no encontramos diferencias significativas en la

actividad electromiográfica del vasto medial y lateral entre una sentadilla paralela (bajando hasta formar una línea paralela con nuestro fémur y el suelo) y una sentadilla profunda (bajando todo lo que podamos, sobrepasando los noventa grados) (16).

Aun así, los expertos recomiendan una profundidad mínima en la que el trocánter esté alineado con la articulación de la rodilla (paralelo). Ya que parece ser que no influye tanto la profundidad en la activación como si lo hace la carga externa, pues se ha visto que a mayor carga externa mayor reclutamiento motor (21).

Respecto a la posición de los pies, tampoco encontraron diferencias significativas en función de su angulación. Por lo que la recomendación será una angulación que te permita estar y realizar el movimiento lo más cómodo posible (19).

Hasta el momento, la investigación con electromiografía se ha centrado en el análisis de la actividad muscular de una sentadilla en la musculatura de miembros inferiores, predominando el estudio del vasto medial y bíceps femoral. En segundo lugar, se ha analizado la activación de la musculatura del tronco (recto abdominal, oblicuo externo y erectores espinales), sobre todo asociándolo a la estabilidad e inestabilidad en una sentadilla (16,17).

La electromiografía de superficie utilizada en estos estudios para comprobar la activación muscular se realiza utilizando los protocolos descritos por el SENIAM. Estos protocolos establecidos nos indican la localización donde deben ser colocados los electrodos en función del músculo analizado, y como la disposición de estos debe ser paralela a las fibras y no separándose entre ellos más de 20mm. La electromiografía proporciona múltiples aplicaciones pasando desde su utilización en enfermedades neurológicas como en el uso para el diagnóstico de patrones biomecánicos más específicos. A fin de cuentas, la electromiografía es una herramienta de medición que mide la actividad eléctrica de nuestra musculatura, y es relevante su uso ya que es un instrumento objetivo y fiable (22-24).

La elección de la sentadilla se debe a que involucra a las articulaciones de la cadera, rodilla y tobillo en movimientos de flexión y extensión. Por lo tanto, para su correcta ejecución necesita una buena coordinación y funcionamiento de estas articulaciones. De igual modo, es un movimiento que tiene una fácil transferencia a las actividades de la vida diaria y, en consecuencia, es ampliamente utilizado por los fisioterapeutas en distintas fases de un proceso de rehabilitación (14,16,17,19).

Como ya se ha mencionado anteriormente, el pie es la estructura que se mantiene en continuo contacto con el suelo en la mayoría de las actividades, absorbiendo y transmitiendo las fuerzas de impacto y de propulsión. En la anatomía del pie encontramos el arco longitudinal medial, el cual ha sido descrito varias veces como un área crítica del pie, y la cual ha sido relacionada con distintas patologías como uno de los factores causantes. Siempre se ha creído que el encargado de mantener este arco medial en correcto funcionamiento evitando un pie plano era el tibial posterior, además de todo el subsistema pasivo de ligamentos y huesos. Autores como Fiolkowski et al. (25), demostraron que una menor activación de la musculatura intrínseca del pie provocaba un aumento de la caída del navicular. Otros como Headlee et al. (26), encontraron también como la fatiga de la musculatura intrínseca del pie provocaba una pérdida del arco longitudinal medial. Por lo tanto, el pie debe cumplir una función importante como estructura que otorga estabilidad al cuerpo y, además, parte de esta estabilidad puede venir dada por la actividad de nuestra musculatura intrínseca del pie (2,25-27).

El entrenamiento específico del “core foot” parece tener mejoras significativas en la estabilidad de la marcha. En la estabilidad de movimientos dinámicos tales como la sentadilla u otros movimientos funcionales, los investigadores todavía parecen no haber encontrado resultados significativos (8).

En las investigaciones más actuales sí que encontramos el entrenamiento del “core foot” como un tipo de ejercicio que mejora ciertos movimientos funcionales englobados en el FMS (functional movement screening). El Funcional Movement Screen es una herramienta que mide siete movimientos funcionales en sujetos sanos enfocándose en la mejora del rendimiento deportivo. En consecuencia, este estudio nos sugiere que este entrenamiento específico del “core foot” si puede tener significación en ciertos movimientos dinámicos que deberán ser estudiados en el futuro (28).

La sentadilla ha mostrado su eficacia en sujetos con patología de rodilla. Aunque revisiones recientes nos hablan de que todavía falta evidencia de calidad para poder asegurar que ejercicios como la sentadilla son tratamientos eficaces y fundamentales en la recuperación de lesiones (29).

En algunos estudios se describe que la forma más adecuada de hacer una sentadilla es haciendo fuerza contra el suelo realizando un ejercicio de “short foot” que le será enseñado previamente. El “short foot” es un ejercicio que contrae la musculatura

intrínseca del pie y produce una elevación del arco longitudinal medial “acortando” la longitud del pie, de ahí su nombre (12).

Asimismo, conocemos que el entrenamiento del pie mediante el “short foot” en sujetos sanos tiene una mejoría en la postura plantar y en movimientos funcionales tales como la sentadilla profunda y la elevación recta del miembro inferior en decúbito supino (30).

Ante la dificultad que presentaban los estudios de evaluar si se estaba realizando esa activación del “core foot” debido a la profundidad de la musculatura del pie. Los investigadores proponen analizar mediante electromiografía de superficie la activación del abductor del dedo gordo como referencia de toda la musculatura intrínseca, ya que este es uno de los músculos intrínsecos del pie más superficial y accesible (25-27).

En cuanto a la actividad electromiográfica, la literatura recoge como durante una sentadilla la mayor activación muscular se produce en el vasto medial y lateral del cuádriceps. En fases específicas como la fase de ascenso o descenso si podemos ver como también incrementa la involucración de otros músculos posteriores como el bíceps femoral y los erectores espinales (17).

Para producir cambios a nivel distal (pie) mediante acciones más proximales como lo es una sentadilla, los análisis previos se centran en la modificación biomecánica del pie mediante el uso de medidas ortopédicas. Obteniendo resultados en los que la biomecánica del pie es alterada pero variables como el dolor no son mejorados inmediatamente (14,27).

Los pocos estudios que establecen esta relación con medidas más propias del ejercicio terapéutico o del control motor establecen relaciones con poblaciones patológicas muy específicas, con resultados prometedores en cuanto a la mejora de dolor y discapacidad (6,12,13).

En cuanto al centro de gravedad, acciones como la sentadilla ha sido varias veces estudiada. Pero solo encontramos pocos estudios que buscan la variabilidad de esta mediante intervenciones propias del ejercicio terapéutico. Así, Adelsberger et al. (31) realizó un estudio piloto utilizando una plataforma de presiones, en el que analizó la diferencia en el centro de gravedad de los sujetos realizando sentadillas y pesos muertos sobre la plataforma con un previo estiramiento o calentamiento y sin él. Encontró que las intervenciones previas disminuían la varianza entre los centros de presiones

generados en los ejercicios.

Una herramienta utilizada para el estudio de la estabilidad y su centro de gravedad es la plataforma de presiones, pues nos permite medir el balanceo del cuerpo mediante el análisis de desplazamiento del vector vertical de reacción contra el suelo generado por el centro de gravedad. Por consiguiente, sabemos que un mayor desplazamiento de este, tanto en el plano anteroposterior (altura de la elipse) como en el latero medial (anchura de la elipse), indica una mayor inestabilidad (32-34).

Ante este panorama, nos vemos obligados a intentar analizar la relación entre el funcionamiento del pie y la estabilidad de sujetos adultos sanos con diversas morfologías de pie modificando únicamente la activación motora de la musculatura intrínseca del pie.

2. OBJETIVOS

Los objetivos del actual estudio "Influencia de la musculatura intrínseca del pie en la estabilidad de una sentadilla" se encuentran englobados dentro del objetivo "Conocer la influencia de las técnicas de fisioterapia deportiva sobre los datos cinéticos y cinemáticos de las articulaciones tobillo, rodilla, cadera, tronco, hombro, codo y mano, en los planos horizontal, sagital y frontal, en sujetos sanos" del macro proyecto de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios "Variación de los datos biomecánicos del movimiento del cuerpo humano, por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas, tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva", en base a ello:

Objetivo general:

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica la estabilidad durante una sentadilla medido con la plataforma de presiones y EMGs.

Objetivos específicos:

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el reclutamiento del vasto medial derecho durante una sentadilla medido con EMGs.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el reclutamiento del vasto medial izquierdo durante una sentadilla medido con EMGs.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el reclutamiento del vasto lateral derecho durante una sentadilla medido con EMGs.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el reclutamiento del vasto lateral izquierdo durante una sentadilla medido con EMGs.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica la anchura de la elipse durante una sentadilla medido con la plataforma de presiones.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica la altura de la elipse durante una sentadilla medido con la plataforma de presiones.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el área de la elipse durante una sentadilla medido con la plataforma de presiones.

- Valorar la influencia del sexo en las variables diferencia (con y sin contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs) durante una sentadilla de todas las variables dependientes del estudio (reclutamiento del vasto medial derecho, vasto medial izquierdo, vasto lateral derecho vasto lateral izquierdo medido con EMGs y anchura, altura y área de la elipse medido con la plataforma de presiones).

3. HIPÓTESIS

La contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs mejora los parámetros de estabilidad (anchura, altura y área de la elipse) medido con plataforma de presiones y el reclutamiento motor del vasto medial y lateral del cuádriceps medido con EMGs durante una sentadilla. Además, el sexo tiene influencia en las variables diferencia (con y sin contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs) durante una sentadilla de todas las variables dependientes del estudio comentadas anteriormente.

4. METODOLOGÍA

4.1 Diseño del estudio

Se trata de un estudio piloto cuantitativo cuasiexperimental pre-post con un solo grupo de estudio.

La intervención se basa en la contracción voluntaria de la musculatura intrínseca del pie durante la realización de tres sentadillas mediante un ejercicio de “short foot”. Para comprobar si se realiza esta contracción voluntaria, el sujeto será medido con electromiografía de superficie en la musculatura del abductor del dedo gordo del pie mediante el dispositivo BTS FREEMG.

Previo a esta intervención el sujeto realizará otras tres sentadillas sin ninguna indicación, ni intervención.

Este ejercicio será realizado ambas veces sobre una plataforma de presiones Zebris FMD-S y con la colocación de electrodos en el vasto lateral y medial de ambas piernas usando el dispositivo BTS FREEMG.

4.2 Sujetos de estudio

La población diana sujetos sanos entre 18 y 55 años. La población accesible o de estudio serán sujetos sanos entre 18 y 55 años que estudien o trabajen en la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios-Universidad Pontificia Comillas o que estén dispuestos a desplazarse a dicha Escuela, con los siguientes criterios de selección:

Los criterios de inclusión son:

- Hombres y mujeres entre 18 y 55 años.

Los criterios de exclusión son:

- Haber tenido alguna lesión en miembros inferiores en los últimos 6 meses.
- Haber tenido intervención quirúrgica en la articulación de pie y tobillo en el último año.
- Patologías que afecten a su estado cognitivo.
- Tener dolor inespecífico durante el último mes.

Se realizará un muestreo no probabilístico por conveniencia.

El cálculo muestral se realizó a través de la calculadora GRANMO con los datos de la diferencia mínima a detectar (medias con activación y sin activación) y la desviación estándar de las variables que salieron estadísticamente significativas (diferencia EMG VLI y diferencia Área).

Asumiendo un 15% de pérdidas de seguimiento, un riesgo alfa del 5% y un riesgo beta del 20% en un contraste bilateral, se precisan 633 sujetos como se puede ver en el Anexo 1.

Al realizar un estudio piloto el tamaño muestral del estudio previsto es de 8 sujetos.

El estudio se realizará en el laboratorio de Biomecánica de la Universidad Pontificia de Comillas situado en la Escuela Universitaria de Fisioterapia y Enfermería San Juan de Dios en Ciempozuelos.

4.3 Variables en diseños cuantitativos

Variable	Tipo	Medida (según SPSS)	Unidad	Forma de medirla
Edad (Descriptivo)	Independiente cuantitativa continua	Escala	Años	Cuestionario
Sexo	Independiente categórica nominal	Nominal 0 = Hombre 1 = Mujer		Cuestionario
EMG vasto medial derecho (SA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	Electromiografía de superficie BTS

EMG vasto lateral derecho (SA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	Electromiografía de superficie BTS
EMG vasto medial izquierdo (SA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	Electromiografía de superficie BTS
EMG vasto lateral izquierdo (SA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	Electromiografía de superficie BTS
EMG vasto medial derecho (CA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	Electromiografía de superficie BTS
EMG vasto lateral derecho (CA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	Electromiografía de superficie BTS
EMG vasto medial izquierdo (CA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	Electromiografía de superficie BTS
EMG vasto lateral izquierdo (CA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	Electromiografía de superficie BTS
Anchura de la elipse (SA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Milímetros	Plataforma Zebris FDM-S
Anchura de la elipse (CA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Milímetros	Plataforma Zebris FDM-S
Altura de la elipse (SA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Milímetros	Plataforma Zebris FDM-S

Altura de la elipse (CA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Milímetros	Plataforma Zebris FDM-S
Área de la elipse (SA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Milímetros cuadrados	Plataforma Zebris FDM-S
Área de la elipse (CA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Milímetros cuadrados	Plataforma Zebris FDM-S

Las variables dependientes se medirán tanto para la pierna y pie derecho como para el izquierdo.

Variable control (determinar que está realizando la activación del core foot)

EMG abductor dedo gordo derecho (SA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	EMG superficie BTS
EMG abductor dedo gordo derecho (CA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	EMG superficie BTS
EMG abductor dedo gordo izquierdo (SA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	EMG superficie BTS
EMG abductor dedo gordo izquierdo (CA)	Dependiente cuantitativa continua	Escala	Microvoltios	EMG superficie BTS

*(SA)→ sin activación de la musculatura intrínseca del pie durante la sentadilla

(CA)→ con activación de la musculatura intrínseca del pie durante la sentadilla

SA = Pre // CA = Post

4.4 Diseño de intervención

En primer lugar, se eligió el tema de investigación y se realizó una primera búsqueda bibliográfica para la elaboración del marco teórico. Tras la definición del proyecto se presentó el documento CINV 17. Una vez aprobado por la comisión se procede a la entrega del CINV 18 en el que se especificaron los objetivos y metodología a utilizar.

Una vez entregada la documentación y contando con la aprobación de la comisión de investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios, se procedió a realizar las mediciones.

En primera instancia, se informó del estudio a estudiantes de la Universidad Pontificia Comillas y a gente que estuviera dispuesta a venir a Ciempozuelos a realizar las mediciones. Como la participación era voluntaria, los sujetos se pusieron en contacto con el investigador para concertar una hora y día para la realización de las pruebas siempre y cuando cumplieran con los criterios de inclusión y exclusión.

Una vez llegó el sujeto de estudio se le explicó las mediciones que íbamos a realizar y se le hizo entrega de una hoja de información al paciente (fue entregada una copia para el sujeto investigado). A su vez, le hicimos entrega del consentimiento informado para que lo leyese y rellenase. (Anexos 2 y 3)

Posteriormente, anotamos su sexo y edad antes de realizar las mediciones para recoger las variables cuantitativas independientes.

Una vez recogidos los datos, procedimos a colocar los electrodos en la musculatura del vasto medial, vasto lateral y abductor del dedo gordo del pie, siguiendo las recomendaciones de SENIAM (www.seniam.org).

Así, los electrodos del vasto medial se colocaron en el 80% de la línea entre la EIAS y la línea interarticular en el borde anterior del ligamento medial (Imagen 1).

Los electrodos del vasto lateral fueron a 2/3 de la línea entre la EIAS y la parte lateral de la rótula (Imagen 2).

Para el abductor del dedo gordo no tenemos todavía recomendaciones de la SENIAM. Para su instalación nos basamos en lo utilizado en la literatura científica que nos dice que será colocado por palpación en la porción media del músculo (10,20,21) (Imagen 3).

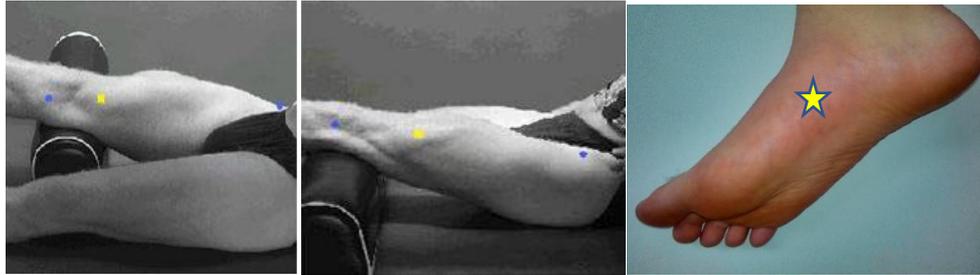


Imagen 1

Imagen 2

Imagen 3

Dicho protocolo propone colocar electrodos de Ag / AgCl pre-gelificados menores de 10 mm, en dirección paralela a las fibras musculares y con una distancia entre los dos electrodos bipolares de 20mm. Antes de situarlos, debemos encontrarnos una piel limpia, seca y rasurada (si es necesario).

Una vez colocados los electrodos y activado el dispositivo BTS FREEMG, los sujetos recibieron una demostración de cómo hacer la sentadilla: anchura de pies a la altura de la cadera, profundidad de media sentadilla hasta llegar a una línea paralela con el suelo, la rotación de pies indiferente en función de la comodidad del paciente y los brazos extendidos hacia delante.

Una vez explicadas las posiciones de partidas, cada sujeto fue colocado encima de la plataforma Zebris FMD-S con su posición de inicio (dicha plataforma, había sido cubierta de un folio DIN-A3 para dejar marcada la posición de partida, y que la segunda vez fuera reproducible el mismo movimiento). Para la realización del ejercicio procedieron a hacer 3 sentadillas normales en un tiempo 1:0:1 (1 segundo de bajada, 0 segundos manteniendo, es decir sin parada, y 1 segundo de subida), sin recibir ninguna instrucción. Luego, se les enseñó el ejercicio del “short foot”, ejercicio que eleva el arco plantar y produce una activación de la musculatura intrínseca del pie, y se les pidió que repitieran el movimiento de tres sentadillas teniendo en cuenta la activación del pie (se les guio mediante actuaciones verbales como: “haz fuerza contra el suelo”, “aprieta” ...). Todo esto imitando el punto de partido marcado en el folio previamente.

Para recoger las variables dependientes cuantitativas utilizamos la plataforma Zebris FDM-S y el BTS FREEMG. Las variables recogidas y analizadas serán EMG VLI (SA), EMG VLI (CA), EMG VLD (SA), EMG VLD (CA), EMG VMI (SA), EMG VMI (CA), EMG VMD (SA), EMG VMD (CA), anchura (SA), anchura (CA), altura (SA), altura (CA), área (SA) y área

(CA). También recogeremos las variables diagnósticas EMG ABDD (SA), EMG ABDD (CA), EMG ABDI (SA) y EMG ABDI (CA).

Finalmente, estas variables fueron analizadas y sometidas a un análisis estadístico y se procedió a la redacción final del trabajo.

4.5 Cronograma

	2021		2022			
	Octubre - Noviembre	Diciembre	Enero - Febrero	Marzo - Abril	Mayo - Junio	Julio
Elección de tema						
Búsqueda bibliográfica y estado actual del tema						
Planteamiento y redacción del proyecto						
Recogida de muestra						
Mediciones						
Recogida y análisis de datos y resultados						
Finalización y defensa de proyecto						

4.6 Hipótesis operativas

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el reclutamiento del vasto medial derecho durante una sentadilla medido con EMGs.

- Hipótesis nula (H_0): no existen diferencias significativas entre la media de la activación del vasto medial derecho previa y posterior a la intervención.
- Hipótesis alternativa (H_1): existen diferencias significativas entre la media de la activación del vasto medial derecho previa y posterior a la intervención.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el reclutamiento del vasto medial izquierdo durante una sentadilla medido con EMGs.

- Hipótesis nula (H_0): no existen diferencias significativas entre la media de la activación del vasto medial izquierdo previo y posterior a la intervención.
- Hipótesis alternativa (H_1): existen diferencias significativas entre la media de la activación del vasto medial izquierdo previo y posterior a la intervención.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el reclutamiento del vasto lateral derecho durante una sentadilla medido con EMGs.

- Hipótesis nula (H_0): no existen diferencias significativas entre la media de la activación del vasto lateral derecho previo y posterior a la intervención.
- Hipótesis alternativa (H_0): existen diferencias significativas entre la media de la activación del vasto lateral derecho previo y posterior a la intervención.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el reclutamiento del vasto lateral izquierdo durante una sentadilla medido con EMGs.

- Hipótesis nula (H_0): no existen diferencias significativas entre la media de la activación del vasto lateral izquierdo previo y posterior a la intervención.
- Hipótesis alternativa (H_1): existen diferencias significativas entre la media de la activación del vasto lateral izquierdo previo y posterior a la intervención.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica la anchura de la elipse durante una sentadilla medido con la plataforma de presiones.

- Hipótesis nula (H_0): no existen diferencias significativas entre la anchura de la elipse previa y posterior a la intervención.
- Hipótesis alternativa (H_1): existen diferencias significativas entre la anchura de la elipse previa y posterior a la intervención.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica la altura de la elipse durante una sentadilla medido con la plataforma de presiones.

- Hipótesis nula (H_0): no existen diferencias significativas entre la altura de la elipse previa y posterior a la intervención.
- Hipótesis alternativa (H_1): existen diferencias significativas entre la altura de la elipse previa y posterior a la intervención.

- Determinar si la contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs modifica el área de la elipse durante una sentadilla medido con la plataforma de presiones.

- Hipótesis nula (H_0): no existen diferencias significativas entre el área de la elipse previo y posterior a la intervención.
- Hipótesis alternativa (H_1): existen diferencias significativas entre el área de la elipse previo y posterior a la intervención.

- Valorar la influencia del sexo en las variables diferencia (con y sin contracción de la musculatura intrínseca del pie medido con EMGs) durante una sentadilla de todas las variables dependientes del estudio (reclutamiento del vasto medial derecho, vasto medial izquierdo, vasto lateral derecho, vasto lateral izquierdo medido con EMGs y anchura, altura y área de la elipse medido con la plataforma de presiones). (Se procedería de igual forma para todas las variables dependientes).

- Hipótesis nula (H_0): no existen diferencias significativas entre el sexo en la diferencia de las variables dependientes del estudio.

- Hipótesis alternativa (H_1): existen diferencias significativas entre el sexo en la diferencia de las variables dependientes del estudio.

4.7 Recogida y análisis de datos

Una vez recogidos los datos del proyecto piloto. Se realizó un análisis estadístico, utilizando el programa IBM SPSS Statistics 26.

Obtuvimos en primer lugar, un análisis descriptivo de las variables del estudio.

La variable sexo fue expresada mediante una tabla de frecuencias con el correspondiente diagrama de barras. Las variables cuantitativas fueron analizadas mediante diagramas de cajas y bigotes o histogramas y sacamos los valores aritméticos correspondientes (media, desviación...).

A continuación, al ser un estudio cuasiexperimental relacionamos los valores previos y posteriores a la intervención mediante una comparación de medias. Dependiendo de la normalidad de la muestra utilizamos la prueba estadística T de Student para muestras relacionadas si la variable presenta una distribución normal. O la Prueba de Wilcoxon si la variable muestra una distribución no normal.

Para valorar la influencia de la variable sexo en la diferencia de las variables dependientes, utilizamos comparaciones de medias independientes. En función de la normalidad de las variables diferencias respecto al sexo utilizamos el estadístico T de Student para muestras independientes (si es normal), o el estadístico U de Mann-Whitney (si la muestra sigue una distribución no normal).

4.8 Consideraciones éticas

El presente estudio respetará las recomendaciones éticas de la última actualización de la Declaración de Helsinki y Tokio de la Asamblea Médica Mundial, sobre investigación clínica en seres humanos. Además, este proyecto está aprobado por la comisión de investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios de Comillas a través de la presentación de la documentación CINV-17 (Anexo 2) y CINV-18 (Anexo 3), y su posterior aprobación.

Asimismo, el estudio "Influencia de la musculatura intrínseca del pie en la estabilidad de una sentadilla" está englobado en el macroproyecto "Variación de los

datos biomecánicos del movimiento del cuerpo humano, por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva”. Que dispone del Informe Dictamen Protocolo Favorable. C.P. - C.I. 15/416-E. 11 de septiembre de 2015. CEIC Hospital Clínico San Carlos (Anexo 6).

Los sujetos del estudio obtendrán la Hoja de información al paciente (Anexo 4) en donde se les explicarán todas las características del estudio, y se estará a su disposición para resolver las dudas que le puedan surgir y respetando la Ley de protección de datos (Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre). A continuación, una vez entendida la hoja de información al paciente según el principio de autonomía, firmarán el consentimiento informado para formar parte del estudio (Anexo 5).

Para asegurar la privacidad de los datos, se contará con dos bases de datos: una con el nombre completo del paciente y un código numérico asignado a cada uno de ellos, a la que sólo tendrá acceso el investigador, y otra segunda con el código previamente otorgado y sus datos personales y clínicos.

El laboratorio en el que se realizará el proyecto cuenta con seguro de responsabilidad civil y las correspondientes licencias, por parte de la Comunidad de Madrid.

5. RESULTADOS

5.1 Variables independientes:

Se tomaron medidas de 8 sujetos de los cuales 4 fueron mujeres (50%) y 4 hombres (50%). De una edad media de 24 años y una desviación de 1,927. Con un máximo de 27 y un mínimo de 22 años. Como se observa en las ilustraciones 1 y 2.

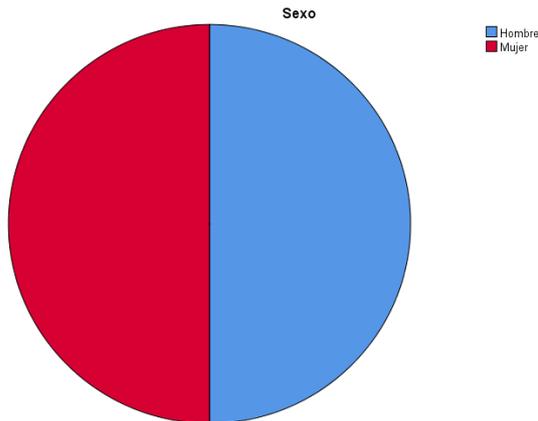


Ilustración 4: Diagrama circular de Sexo (SPSS)

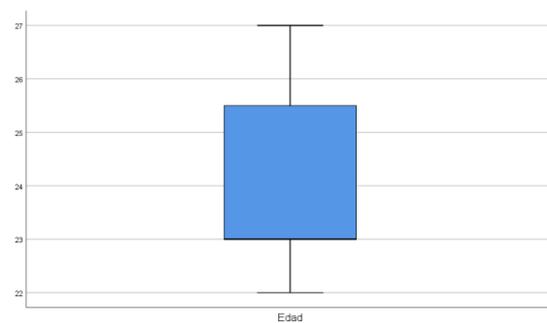


Ilustración 5: Diagrama de cajas y bigotes de Edad (SPSS)

5.2 Variables dependientes:

En el análisis descriptivo de las variables dependientes podemos observar aumentos de la media de actividad electromiográfica en las variables con activación de la musculatura intrínseca (CA), respecto a las variables sin activación (SA).

Respecto a los valores de la electromiografía del vasto lateral derecho encontramos un aumento de la media y el valor mínimo tras la aplicación de la técnica que conlleva la activación del "core foot". Como se puede observar en la tabla 1 y en la ilustración 3.

	Electromiografía Vasto Lateral Derecho	
	EMG VLD (SA)	EMG VLD (CA)
N	8	8
Media	0,139	0,143
Desviación estándar	0,051	0,047
Máximo	0,220	0,206
Mínimo	0,070	0,080

Tabla 1: Electromiografía vasto lateral derecho.

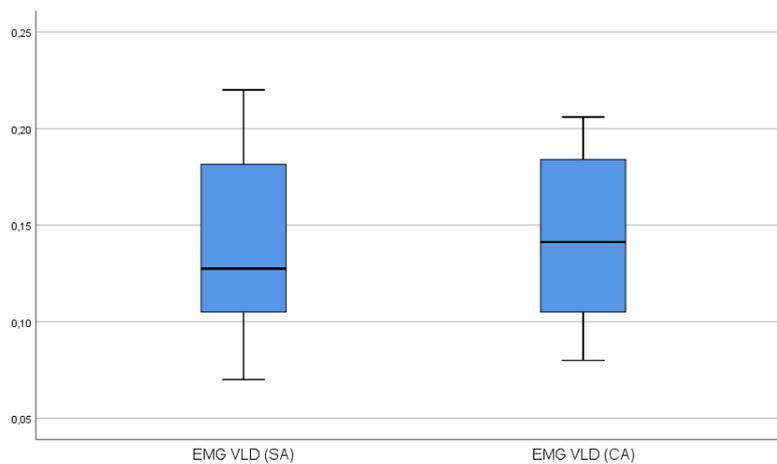


Ilustración 6: Diagrama de cajas y bigotes de electromiografía vasto lateral derecho sin activación y con activación.

En cuanto al vasto lateral izquierdo también observamos un aumento de los valores medios, máximo y mínimo tras la intervención (Tabla 2) (Ilustración 4).

	Electromiografía Vasto Lateral Izquierdo	
	EMG VLI (SA)	EMG VLI (CA)
N	8	8
Media	0,158	0,168
Desviación estándar	0,082	0,087
Máximo	0,323	0,342
Mínimo	0,075	0,086

Tabla 2: Electromiografía vasto lateral izquierdo.

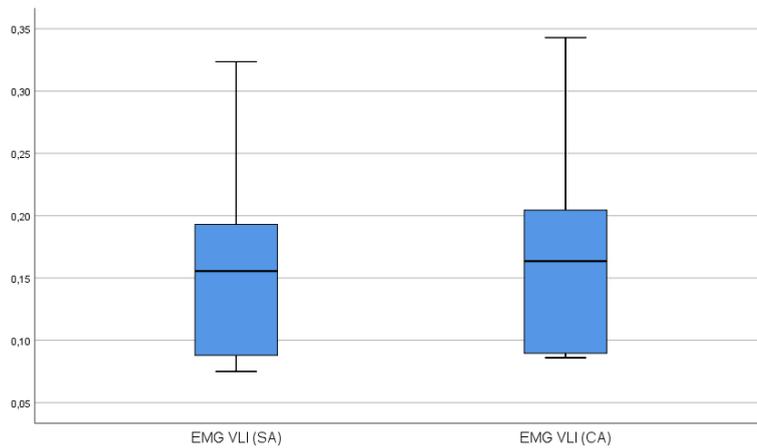


Ilustración 7: Diagrama de cajas y bigotes de electromiografía vasto lateral izquierdo sin activación y con activación.

En el vasto medial derecho se nos repite el mismo patrón que en la variable anterior, aumentando el valor de los tres parámetros con activación (Tabla 3) (Ilustración 5).

	Electromiografía Vasto Medial Derecho	
	EMG VMD (SA)	EMG VMD (CA)
N	8	8
Media	0,097	0,106
Desviación estándar	0,068	0,068
Máximo	0,233	0,247
Mínimo	0,043	0,051

Tabla 3: Electromiografía vasto medial derecho.

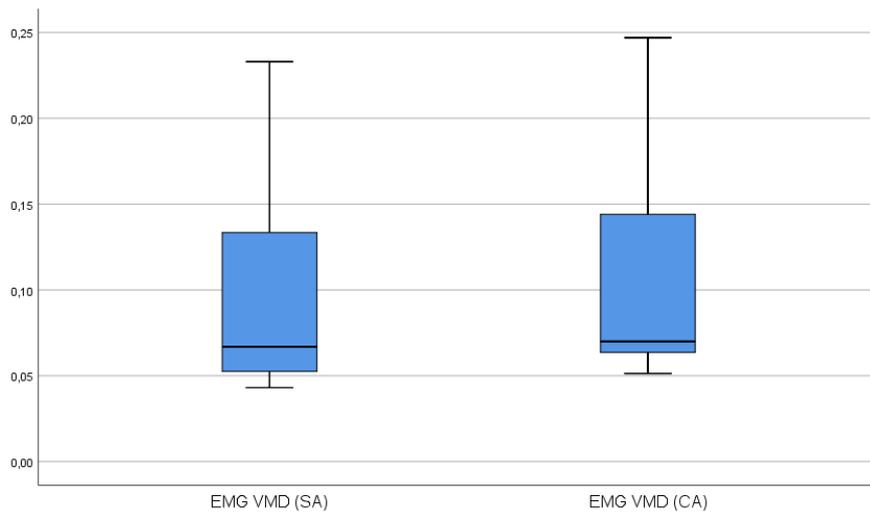


Ilustración 8: Diagrama de cajas y bigotes de electromiografía vasto medial derecho sin activación y con activación.

Por último, en el vasto medial izquierdo vemos otra vez el mismo patrón, un aumento de los tres estadísticos en la segunda ejecución (Tabla 4) (Ilustración 6).

	Electromiografía Vasto Medial Izquierdo	
	EMG VMI (SA)	EMG VMI (CA)
N	8	8
Media	0,104	0,117
Desviación estándar	0,064	0,064
Máximo	0,179	0,222
Mínimo	0,007	0,056

Tabla 4: Electromiografía vasto medial izquierdo.

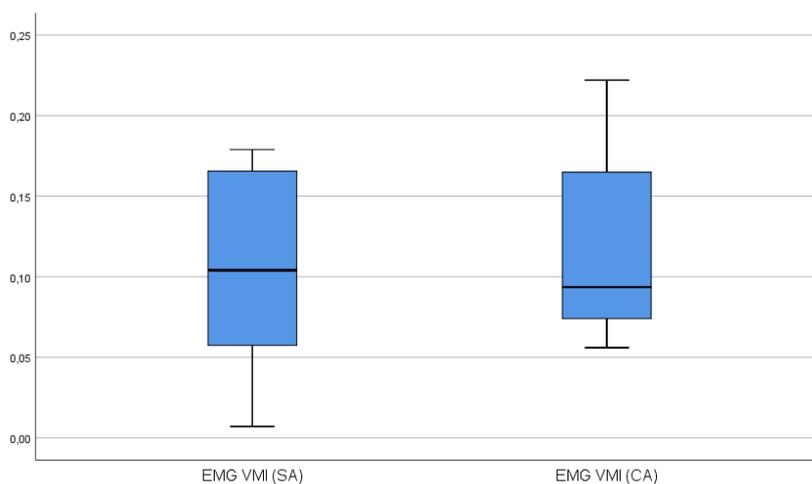


Ilustración 9: Diagrama de cajas y bigotes de electromiografía vasto medial izquierdo sin activación y con activación.

Respecto a las variables obtenidas de la plataforma estabilimétrica podemos observar también un aumento de valores medios tras la intervención aplicada, esto nos quiere decir que la estabilidad parece disminuir realizando la activación de la musculatura intrínseca, por lo menos hablando en términos absolutos.

Referente a la anchura de la elipse observamos como el valor máximo y la media aumenta con nuestra intervención, mientras que el valor mínimo desciende (Tabla 5) (Ilustración 7).

	Anchura de la Elipse	
	ANCHURA (SA)	ANCHURA (CA)
N	8	8
Media	20,850	24,763
Desviación estándar	5,734	8,476
Máximo	30,900	39
Mínimo	13,600	12,400

Tabla 5: Anchura de la elipse.

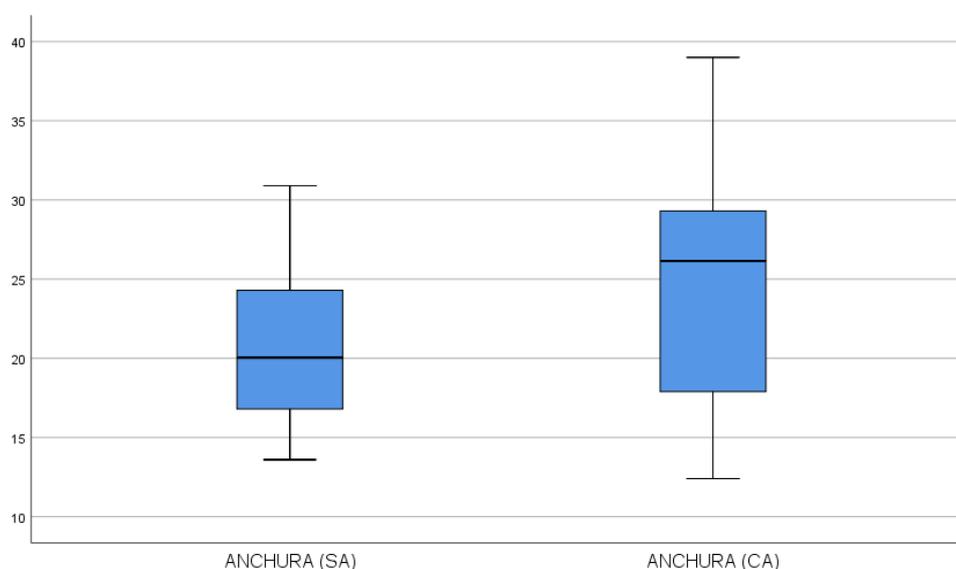


Ilustración 10: Diagrama de cajas y bigotes de la anchura de la elipse sin activación y con activación.

Referente a la altura de la elipse encontramos la misma situación que en los estadísticos de anchura de la elipse, pues la media y el valor máximo aumenta con la activación y el valor mínimo disminuye (Tabla 6) (Ilustración 8).

	Altura de la Elipse	
	ALTURA (SA)	ALTURA (CA)
N	8	8
Media	41,113	45,788
Desviación estándar	6,931	8,476
Máximo	48,200	74,200
Mínimo	30,900	26,400

Tabla 6: Altura de la elipse.

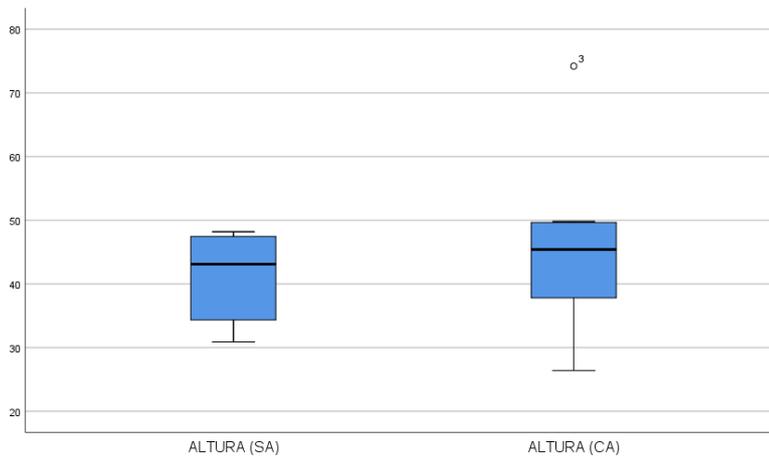


Ilustración 11: Diagrama de cajas y bigotes de la altura de la elipse sin activación y con activación.

Referido a la última variable medida en cuanto a las mediciones con la plataforma de presiones, encontramos un aumento en los tres estadísticos más relevantes (media, máximo y mínimo) en la actividad medida con activación del “core foot” (Tabla 7) (Ilustración 9).

	Área de la Elipse	
	ÁREA (SA)	ÁREA (CA)
N	8	8
Media	659,825	941,101
D esviación estándar	233,366	606,020
Máximo	1169,700	2271,310
Mínimo	394,100	407,500

Tabla 7: Área de la elipse.

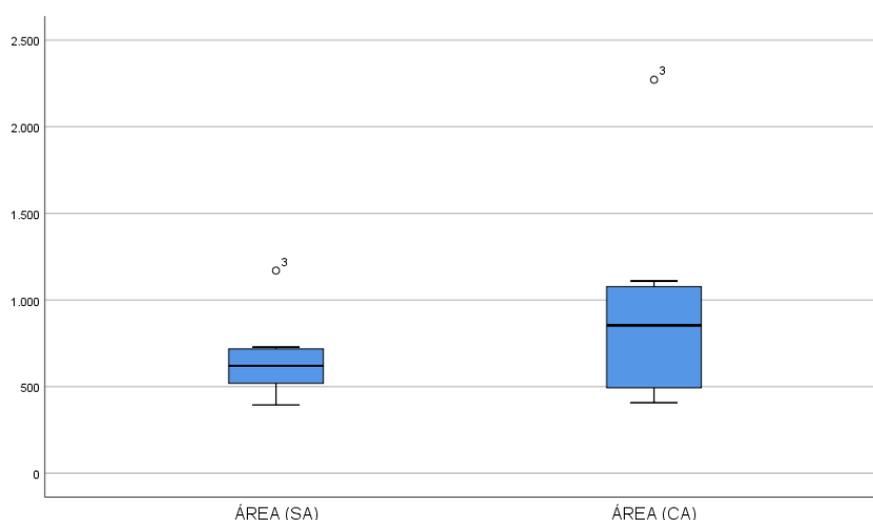


Ilustración 12: Diagrama de cajas y bigotes del área de la elipse sin activación y con activación.

5.3 Análisis inferencial:

Una vez obtenido los datos descriptivos de las variables procedemos a realizar el análisis inferencial de estas.

Primero sacamos los datos de normalidad de las variables a estudiar para conocer la distribución de la muestra. Para ello utilizaremos Shapiro-Wilk ya que la muestra es menor de 30 sujetos.

Como muestra la Tabla 8, las variables Área (post), EMG VMD (PRE), EMG VMD (POST) y EMG VMI (POST) siguen una distribución no normal, ya que p es menor a 0,05 según Shapiro-Wilk. El resto de las variables siguen una distribución normal.

Para el análisis inferencial utilizaremos la prueba no paramétrica de Wilcoxon, ya que, aunque tengamos variables con una distribución normal nuestra muestra es muy limitada y debemos tomarlo como distribuciones no normales.

		Pruebas de normalidad					
		Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Esta		Si	Esta		Sig.
		dístico	gl	g.	dístico	gl	
(SA)	ANCHURA	,143	8	,2 00*	,957	8	,779
(CA)	ANCHURA	,178	8	,2 00*	,972	8	,910
(SA)	ALTURA	,209	8	,2 00*	,864	8	,132
(CA)	ALTURA	,263	8	,1 11	,914	8	,383
	ÁREA (SA)	,259	8	,1 22	,859	8	,117
	ÁREA (CA)	,265	8	,1 03	,811	8	,038
(SA)	EMG VLD	,215	8	,2 00*	,951	8	,725
(SA)	EMG VLI	,189	8	,2 00*	,890	8	,233
(CA)	EMG VLD	,159	8	,2 00*	,927	8	,488
(CA)	EMG VLI	,199	8	,2 00*	,865	8	,135
(SA)	EMG VMD	,294	8	,0 41	,795	8	,025
(SA)	EMG VMI	,195	8	,2 00*	,917	8	,406
(CA)	EMG VMD	,318	8	,0 17	,789	8	,022
(CA)	EMG VMI	,262	8	,1 14	,809	8	,035

*. Esto es un límite inferior de la significación verdadera.

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 8: Pruebas de normalidad de las variables dependientes.

Las tablas siguientes nos muestran los resultados de pruebas no paramétricas para variables relacionadas. Esto ha sido utilizado para comparar las medias de las variables dependiente previas a la intervención con las variables posteriores a la intervención.

Estableciendo que las variables EMG VLD (SA) Y EMG VLD (CA) siguen una distribución no normal debido a que la muestra es inferior a 30 sujetos, procedemos a realizar la prueba de Wilcoxon para muestra relacionadas donde observamos que la significación asintótica es mayor que 0,05, por lo tanto, no encontramos diferencias significativas y aceptaremos la hipótesis nula (H_0) (Tabla 9).

N total	8
Estadístico de prueba	21,000
Error estándar	7,141
Estadístico de prueba estandarizado	,420
Sig. asintótica (prueba bilateral)	,674

Tabla 9: Resumen de prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras relacionadas EMG VLD (SA), EMG VLD (CA).

Estableciendo que las variables EMG VLI (SA) Y EMG VLI (CA) siguen una distribución no normal debido a que la muestra es inferior a 30 sujetos, procedemos a realizar la prueba de Wilcoxon para muestra relacionadas donde observamos que la significación asintótica es menor que 0,05, por lo tanto, encontramos diferencias significativas y procederemos a rechazar la hipótesis nula (H_0) y aceptaremos la hipótesis alternativa (H_1) (Tabla 10).

N total	8
Estadístico de prueba	33,000
Error estándar	7,133
Estadístico de prueba estandarizado	2,103
Sig. asintótica (prueba bilateral)	,035

Tabla 10: Resumen de prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras relacionadas EMG VLI (SA) EMG VLI (CA).

Estableciendo que las variables EMG VMD (SA) Y EMG VMD (CA) siguen una distribución no normal debido a que la muestra es inferior a 30 sujetos, procedemos a realizar la prueba de Wilcoxon para muestra relacionadas donde observamos que la significación asintótica es mayor que 0,05, por lo tanto, no encontramos diferencias significativas y aceptaremos la hipótesis nula (H_0) (Tabla 11).

N total	8
Estadístico de prueba	27,000
Error estándar	7,141
Estadístico de prueba estandarizado	1,260
Sig. asintótica (prueba bilateral)	,208

Tabla 11: Resumen de prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras relacionadas EMG VMD (SA), EMG VMD (CA).

Estableciendo que las variables EMG VMI (SA) Y EMG VMI (CA) siguen una distribución no normal debido a que la muestra es inferior a 30 sujetos, procedemos a realizar la prueba de Wilcoxon para muestra relacionadas donde observamos que la significación asintótica es mayor que 0,05, por lo tanto, no encontramos diferencias significativas y aceptaremos la hipótesis nula (H_0) (Tabla 12).

N total	8
Estadístico de prueba	24,000
Error estándar	7,141
Estadístico de prueba estandarizado	,840
Sig. asintótica (prueba bilateral)	,401

Tabla 12: Resumen de prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras relacionadas EMG VMI (SA) EMG VMI (CA).

Estableciendo que las variables ANCHURA (SA) Y ANCHURA (CA) siguen una distribución no normal debido a que la muestra es inferior a 30 sujetos, procedemos a realizar la prueba de Wilcoxon para muestra relacionadas donde observamos que la significación asintótica es mayor que 0,05, por lo tanto, no encontramos diferencias significativas y aceptaremos la hipótesis nula (H_0) (Tabla 13).

N total	8
Estadístico de prueba	31,000
Error estándar	7,141
Estadístico de prueba estandarizado	1,820
Sig. asintótica (prueba bilateral)	,069

Tabla 13: Resumen de prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras relacionadas ANCHURA (SA), ANCHURA (CA).

Estableciendo que las variables ALTURA (SA) Y ALTURA (CA) siguen una distribución no normal debido a que la muestra es inferior a 30 sujetos, procedemos a realizar la prueba de Wilcoxon para muestra relacionadas donde observamos que la significación asintótica es mayor que 0,05, por lo tanto, no encontramos diferencias significativas y aceptaremos la hipótesis nula (H_0) (Tabla 14).

N total	8
Estadístico de prueba	26,000
Error estándar	7,141
Estadístico de prueba estandarizado	1,120
Sig. asintótica (prueba bilateral)	,263

Tabla 14: Resumen de prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras relacionadas ALTURA (SA), ALTURA (CA).

Estableciendo que las variables ÁREA (SA) Y ÁREA (CA) siguen una distribución no normal debido a que la muestra es inferior a 30 sujetos, procedemos a realizar la prueba de Wilcoxon para muestra relacionadas donde observamos que la significación asintótica es menor que 0,05, por lo tanto, encontramos diferencias significativas y procederemos a rechazar la hipótesis nula (H_0) y aceptaremos la hipótesis alternativa (H_1) (Tabla 15).

N total	8
Estadístico de prueba	32,000
Error estándar	7,141
Estadístico de prueba estandarizado	1,960
Sig. asintótica (prueba bilateral)	,050

Tabla 15: Resumen de prueba de rangos con signo de Wilcoxon para muestras relacionadas ÁREA (SA), ÁREA (CA).

5.4 Análisis inferencial de variables independientes:

Para realizar un análisis inferencial de las variables diferencia realizaremos las pruebas de normalidad de las nuevas variables diferencia obtenidas en función de nuestra variable independiente (sexo). Las variables diferencia están conformadas por la diferencia entre la variable con activación (CA) y la variable sin activación (SA) de cada pareja de variables dependientes estableciendo una relación entre ellas. Las pruebas de normalidad las realizaremos utilizando el Shapiro-Wilk, debido a que nuestra muestra es inferior a 30 sujetos.

La distribución de la mayoría de la muestra en las variables estudiadas es normal ya que p es mayor de 0,05, exceptuando la variable diferencia EMG VLI en mujeres y la variable diferencia de altura en mujeres. Aun así, debido a que contamos con una muestra tan reducida realizaremos una prueba no paramétrica utilizando la U de Mann-Whitney para muestras independientes y poder comparar si existen diferencias significativas en función del sexo (Tabla 16).

Pruebas de normalidad

	Sexo	Kolmogorov-Smirnov ^a			Shapiro-Wilk		
		Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
DIFERENCIA EMG VLD	Hombre	,174	4	.	,986	4	,935
	Mujer	,287	4	.	,865	4	,278
DIFERENCIA EMG VLI	Hombre	,263	4	.	,954	4	,740
	Mujer	,391	4	.	,700	4	,012
DIFERENCIA EMG VMD	Hombre	,184	4	.	,992	4	,967
	Mujer	,190	4	.	,967	4	,824
DIFERENCIA EMG VMI	Hombre	,358	4	.	,830	4	,168
	Mujer	,337	4	.	,777	4	,066
DIFERENCIA ANCHURA	Hombre	,185	4	.	,975	4	,872
	Mujer	,236	4	.	,897	4	,416
DIFERENCIA ALTURA	Hombre	,276	4	.	,876	4	,320
	Mujer	,406	4	.	,715	4	,017
DIFERENCIA ÁREA	Hombre	,329	4	.	,880	4	,340
	Mujer	,265	4	.	,889	4	,380

a. Corrección de significación de Lilliefors

Tabla 16: Pruebas de normalidad variables diferencia en función del sexo.

Tras realizar el estadístico encontramos que no hay diferencias significativas entre sexos, ya que p es mayor que 0,05. Por lo que mantendremos la hipótesis nula. (Tabla 17).

En los gráficos sí que podemos observar como las mujeres parecen tener unos valores medios, mínimos y máximos más bajos que los hombres en las variables diferencias extraídas de la plataforma de presiones (diferencia anchura, altura y área), lo que nos puede indicar una mayor estabilidad en el sexo femenino a la hora de realizar la sentadilla (Ilustración 17-19) (Tablas 18 y 19).

Hipótesis nula	Prueba	Sig.	Decisión
La distribución de DIFERENCIA EMG VLD es la misma entre categorías de Sexo.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,343 ^a	Conserve la hipótesis nula.
La distribución de DIFERENCIA EMG VLI es la misma entre categorías de Sexo.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,200 ^a	Conserve la hipótesis nula.
La distribución de DIFERENCIA EMG VMD es la misma entre categorías de Sexo.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	1,000 ^a	Conserve la hipótesis nula.
La distribución de DIFERENCIA EMG VMI es la misma entre categorías de Sexo.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,200 ^a	Conserve la hipótesis nula.
La distribución de DIFERENCIA ANCHURA es la misma entre categorías de Sexo.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,486 ^a	Conserve la hipótesis nula.
La distribución de DIFERENCIA ALTURA es la misma entre categorías de Sexo.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,686 ^a	Conserve la hipótesis nula.
La distribución de DIFERENCIA ÁREA es la misma entre categorías de Sexo.	Prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes	,200 ^a	Conserve la hipótesis nula.

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significación es de ,050.

a. Se muestra la significación exacta para esta prueba.

Tabla 17: Resumen de contraste de hipótesis mediante la prueba U de Mann-Whitney para muestras independientes.

Sexo	DIFERENCIA EMG VLD		DIFERENCIA EMG VLI		DIFERENCIA EMG VMD		DIFERENCIA EMG VMI	
	H	M	H	M	H	M	H	M
N	4	4	4	4	4	4	4	4
Media	0,018	-0,011	0,004	0,013	0,007	0,010	0,032	-0,006
Desviación estándar	0,029	0,026	0,011	0,004	0,036	0,009	0,039	0,039
Máximo	0,053	0,010	0,019	0,021	0,052	0,020	0,064	0,012
Mínimo	-0,014	-0,050	-0,007	0,011	-0,035	-0,002	-0,025	-0,047

Tabla 18: Estadísticos diferencia electromiografía por sexos.

Sexo	DIFERENCIA ANCHURA		DIFERENCIA ALTURA		DIFERENCIA ÁREA	
	H	M	H	M	H	M
N	4	4	4	4	4	4
Media	5,750	2,075	10,125	-0,775	476,402	86,150
Desviación estándar	4,867	6,374	14,415	13,673	438,654	223,878
Máximo	11,200	7,400	26	7,700	1101,610	381,400
Mínimo	0,200	-6,700	-3,300	-21,200	77	-98,900

Tabla 19: Estadísticos diferencia de valores de la elipse por sexos.

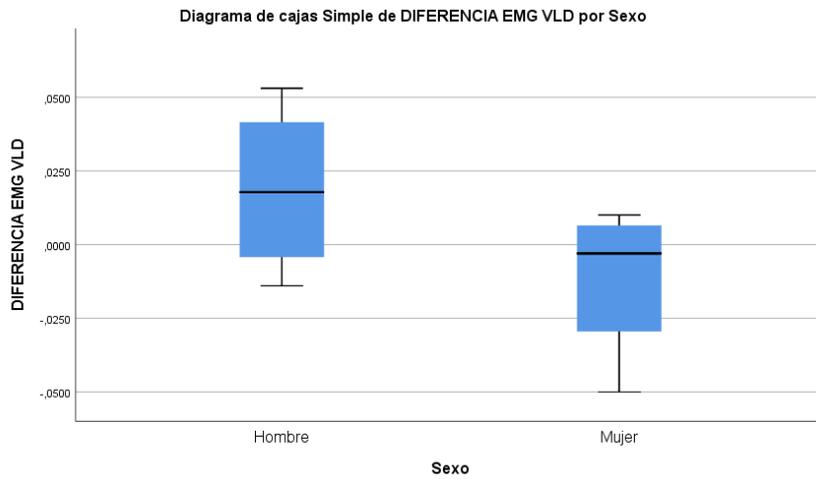


Ilustración 13: Diagrama de cajas y bigotes de la diferencia EMG VLD en función del sexo.

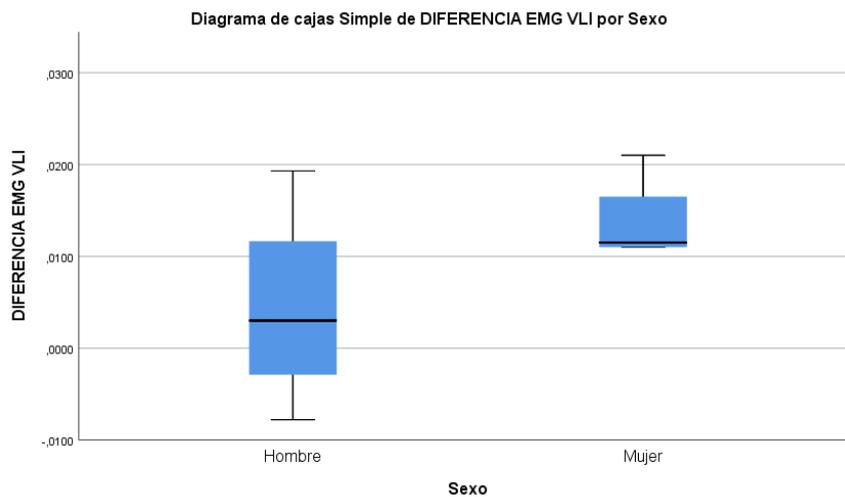


Ilustración 14: Diagrama de cajas y bigotes de la diferencia EMG VLI en función del sexo.

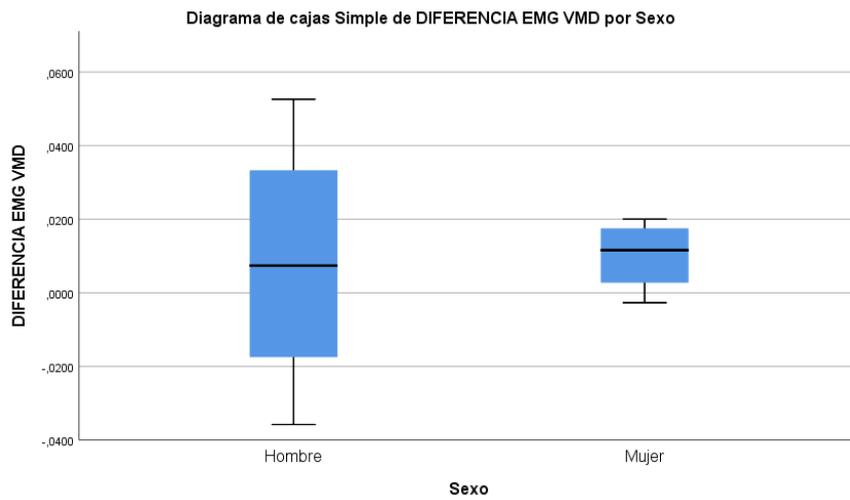


Ilustración 15: Diagrama de cajas y bigotes de la diferencia EMG VMD en función del sexo.

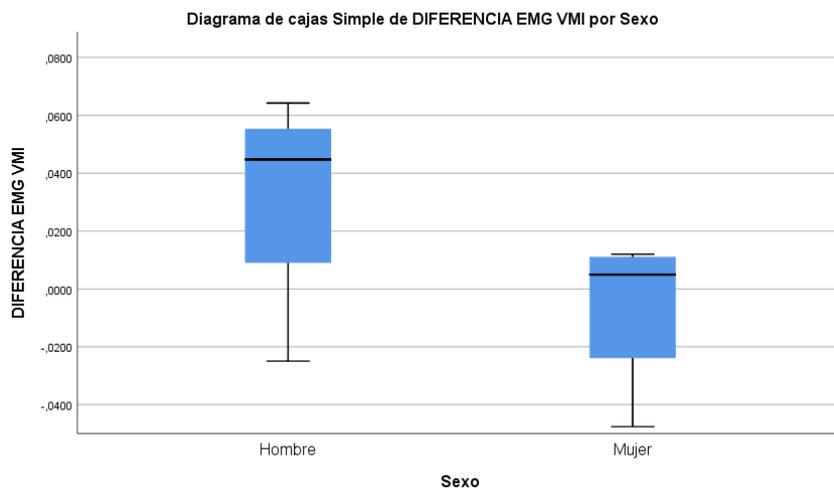


Ilustración 16: Diagrama de cajas y bigotes de la diferencia EMG VMI en función del sexo.

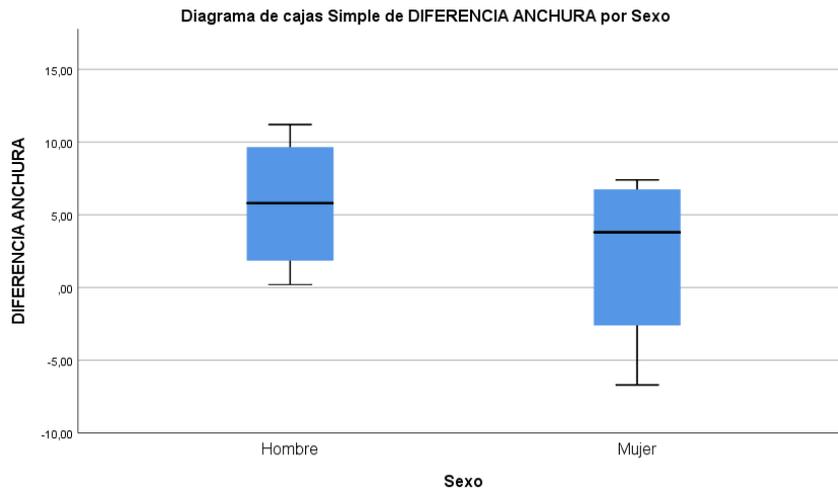


Ilustración 17: Diagrama de cajas y bigotes de la diferencia de anchura en función del sexo.

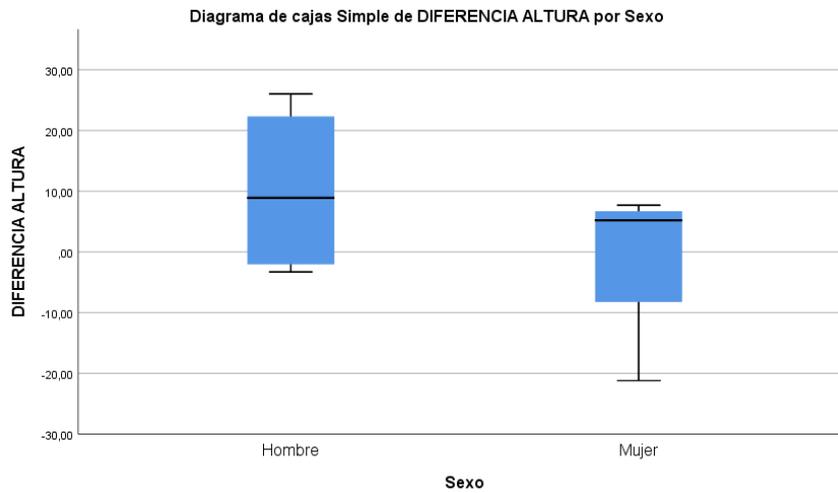


Ilustración 18: Diagrama de cajas y bigotes de la diferencia de altura en función del sexo.

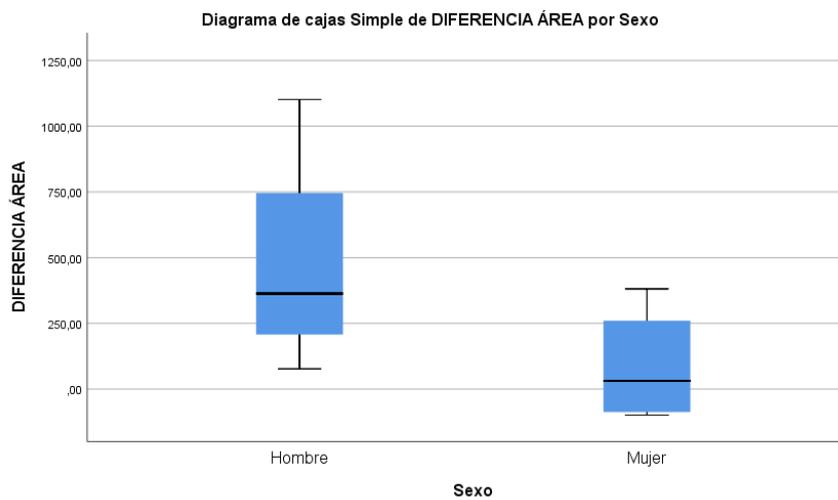


Ilustración 19: Diagrama de cajas y bigotes de la diferencia de área en función del sexo.

6. DISCUSIÓN

Este estudio fue diseñado para observar la relación que mantiene la musculatura intrínseca del pie con la mejora de la funcionalidad en articulaciones más proximales como la rodilla, tanto en estabilidad como en control motor. Con la finalidad de poder dar una alternativa más de trabajo y reducir el riesgo lesional en rodilla, ya que sabemos que una buena biomecánica y activación del pie puede ser un factor protector de lesiones de rodilla (6,10,11,35).

Los resultados de la presente investigación muestran que solo se producen diferencias significativas tras la activación de la musculatura intrínseca del pie en la actividad electromiográfica del vasto lateral izquierdo y en el área de la elipse, siendo ambas mayor tras la realización del “short foot” mantenido. Por otro lado, el resto de las variables no mostraron diferencias significativas

Aunque hubo un aumento de la actividad electromiográfica en la musculatura extensora de rodilla observada tras la intervención realizada, solo mostró cambios significativos el vasto lateral izquierdo. Esto pudo deberse a que la muestra utilizada fue insuficiente; aun así, el haber encontrado diferencias significativas en el vasto lateral izquierdo nos refuerza la idea de que con la activación tanto muscular como neural del conjunto del pie mejoramos la estabilidad de rodilla, ya que estudios como el de McBride et al. (36) nos refuerza la idea de que la realización de una sentadilla en un plano estable frente a uno inestable mejora significativamente la activación del vasto lateral. Teniendo en cuenta este estudio y nuestros resultados podríamos llegar a deducir que la activación del “core foot” aumenta la estabilidad de la superficie sobre la que realizamos la sentadilla.

En nuestro caso lo encontramos únicamente del lado izquierdo, esto puede ser debido a un tema de falta de variables de estudio, como por ejemplo la dominancia de miembro inferior.

En las variables realizadas con la plataforma de presiones encontramos diferencias significativas tras activación en cuanto al área de la elipse.

En nuestro caso, encontramos un aumento del área tras activación. Lo que quiere decir que la oscilación del centro de gravedad de nuestros sujetos aumentó con la realización del “short foot”.

Tenemos constancia de que el entrenamiento del “core foot” produce mejoras en el equilibrio de la marcha y pequeñas mejoras en movimientos funcionales como la sentadilla (8). Ahora bien, también sabemos que el número de músculos solicitados para una acción influye en la fatiga del sujeto, y a su vez, esta fatiga influye en el control postural del sujeto empeorándolo (37).

Asimismo, la mayor parte de estudios que nos demuestran mejoras con la activación de la musculatura intrínseca del pie son mediante la realización de un programa de ejercicio mínimo de 4 semanas (6,12,13).

Por lo tanto, los resultados pueden no ser los esperados en la plataforma de presiones debido a que nuestra actuación es momentánea y no aprendida. Además, como hemos nombrado anteriormente, la fatiga en la sollicitación de varios movimientos puede influir, al igual que la variabilidad de la condición física de los sujetos.

Otro aspecto para tener en cuenta como posible variable confusora, es el hecho de no haber tenido en cuenta la morfología previa del pie de nuestra muestra. Pues algunos estudios afirman la mejoría de los parámetros estudiados en sujetos con pies valgos (12,13).

En cuanto a la diferenciación por sexos no encontramos diferencias significativas. Si es cierto que tenemos estudios que nos muestran que la estabilidad puede verse mayormente afectada en hombres que en mujeres debido sobre todo a diferencias biomecánicas y de rango de movilidad que acaban afectando en la propia fatiga del ejercicio (37,38). En cierta medida, nuestro estudio sigue la tendencia de estas afirmaciones. Pues podemos observar como el grupo de mujeres obtiene valores medios, máximos y mínimos en anchura, altura y área de la elipse menores que los varones.

En conclusión, los resultados nos incitan a afirmar que la activación de la musculatura intrínseca del pie en la realización de una sentadilla aumenta la actividad electromiográfica del vasto lateral izquierdo y que esta intervención también nos aumenta el área de la elipse sobre la que realizamos el ejercicio.

De todas formas, debemos tomar estos datos con relativa cautela. En primer lugar, debido a que la muestra utilizada es únicamente de 8 sujetos. Y en segundo lugar a la posible omisión de variables que tuvieran alguna influencia como las anteriormente nombrada.

7. LIMITACIONES

Las principales limitaciones del estudio son:

- El tamaño muestral, utilizando 8 sujetos de los cuales 4 son hombres y 4 mujeres.
- La falta de tiempo para poder realizar un muestreo más exhaustivo dejando menos variables al azar, como puede ser la morfología del pie o aspectos como la caída del navicular.
- La falta de recogidas de variables como la realización de actividad física o la dominancia de los sujetos.

8. CONCLUSIONES

Las conclusiones resultantes respecto a los objetivos específicos fueron:

- No hubo diferencias significativas en el reclutamiento del vasto medial derecho durante una sentadilla tras la activación de la musculatura intrínseca del pie durante una sentadilla.

- No hubo diferencias significativas en el reclutamiento del vasto medial izquierdo durante una sentadilla tras la activación de la musculatura intrínseca del pie durante una sentadilla.

- No hubo diferencias significativas en el reclutamiento del vasto lateral derecho durante una sentadilla tras la activación de la musculatura intrínseca del pie durante una sentadilla.

- Sí hubo diferencias significativas en el reclutamiento del vasto lateral izquierdo durante una sentadilla tras la activación de la musculatura intrínseca del pie durante una sentadilla.

- No hubo diferencias significativas en la anchura de la elipse realizada durante una sentadilla tras la activación de la musculatura intrínseca del pie durante una sentadilla.

- No hubo diferencias significativas en la altura de la elipse realizada durante una sentadilla tras la activación de la musculatura intrínseca del pie durante una sentadilla.

- Sí hubo diferencias significativas en el área de la elipse realizado durante una sentadilla tras la activación de la musculatura intrínseca del pie durante una sentadilla.

- No hubo diferencias significativas en cuanto a la influencia del sexo en las variables diferencia de las variables dependientes del estudio durante una sentadilla.

En conclusión, los resultados de este estudio solo determinan que la activación de la musculatura intrínseca del pie afecta a la actividad neuromuscular del vasto lateral izquierdo y al área de la elipse realizada durante la ejecución de una sentadilla.

Se recomienda realizar futuros estudios donde se estudien la relación de estas variables en muestras más numerosas y diferenciando entre pies cavos y valgos, para encontrar resultados más fiables y poder desarrollar así programas tanto de prevención y rehabilitación donde se dé la importancia que se merece al pie.

BIBLIOGRAFÍA

- (1) Kapandji AI. Fisiología articular. : Médica Panamericana; 1998.
- (2) McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *British journal of sports medicine* 2015 Mar;49(5):290.
- (3) Hoch MC, McKeon PO, Andreatta RD. Plantar vibrotactile detection deficits in adults with chronic ankle instability. *Med Sci Sports Exerc* 2012 -04;44(4):666-672.
- (4) van der Merwe C, Shultz SP, Colborne GR, Fink PW. Foot Muscle Strengthening and Lower Limb Injury Prevention. *Res Q Exerc Sport* 2021 -09;92(3):380-387.
- (5) Mickle KJ, Caputi P, Potter JM, Steele JR. Efficacy of a progressive resistance exercise program to increase toe flexor strength in older people. *Clinical Biomechanics* 2016 December 1,;40:14-19.
- (6) Taddei UT, Matias AB, Duarte M, Sacco ICN. Foot Core Training to Prevent Running-Related Injuries: A Survival Analysis of a Single-Blind, Randomized Controlled Trial. *The American journal of sports medicine* 2020 Dec;48(14):3610-3619.
- (7) RIDGE S, OLSEN M, BRUENING D, JURGENSMEIER K, GRIFFIN D, DAVIS I, et al. Walking in Minimalist Shoes Is Effective for Strengthening Foot Muscles. *Medicine and science in sports and exercise* 2019 Jan;51(1):104-113.
- (8) Willemse L, Wouters EJM, Bronts HM, Pisters MF, Vanwanseele B. The effect of interventions anticipated to improve plantar intrinsic foot muscle strength on fall-related dynamic function in adults: a systematic review. *J Foot Ankle Res* 2022 -01-20;15(1).
- (9) Altman AR, Davis IS. Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. *Curr Sports Med Rep* 2012 Sep-Oct;11(5):244-250.
- (10) Perkins KP, Hanney WJ, Rothschild CE. The risks and benefits of running barefoot or in minimalist shoes: a systematic review. *Sports Health* 2014 -11;6(6):475-480.
- (11) Iijima H, Ohi H, Isho T, Aoyama T, Fukutani N, Kaneda E, et al. Association of bilateral flat feet with knee pain and disability in patients with knee osteoarthritis: A cross-sectional study. *J Orthop Res* 2017;35(11):2490.
- (12) Kısacık P, Tunay VB, Bek N, Atay ÖA, Selfe J, Karaduman AA. Short foot exercises have additional effects on knee pain, foot biomechanics, and lower extremity muscle strength in patients with patellofemoral pain. *Journal of back and musculoskeletal rehabilitation* 2021 Nov 03,;34(6):1093-1104.

- (13) Mølgaard CM, Rathleff MS, Andreasen J, Christensen M, Lundbye-Christensen S, Simonsen O, et al. Foot exercises and foot orthoses are more effective than knee focused exercises in individuals with patellofemoral pain. *Journal of science and medicine in sport* 2018 Jan;21(1):10-15.
- (14) Tan JM, Middleton KJ, Hart HF, Menz HB, Crossley KM, Munteanu SE, et al. Immediate effects of foot orthoses on lower limb biomechanics, pain, and confidence in individuals with patellofemoral osteoarthritis. *Gait & posture* 2020 Feb;76:51-57.
- (15) Rodrigues R, Daiana Klein K, Dalcero Pompeo K, Aurélio Vaz M. Are there neuromuscular differences on proximal and distal joints in patellofemoral pain people? A systematic review and meta-analysis. *J Electromyogr Kinesiol* 2022 -03-18;64:102657.
- (16) Clark D, Lambert M, Hunter A. Muscle Activation in the Loaded Free Barbell Squat: A Brief Review. *Journal of strength and conditioning research* 2012 Apr;26(4):1169-1178.
- (17) Eliassen W, Saeterbakken AH, van den Tillaar R. COMPARISON OF BILATERAL AND UNILATERAL SQUAT EXERCISES ON BARBELL KINEMATICS AND MUSCLE ACTIVATION. *International journal of sports physical therapy* 2018 Aug;13(5):871-881.
- (18) Kitamura T, Kido A, Ishida Y, Kobayashi Y, Tsukamoto S, Tanaka Y. Muscle Activity Pattern with A Shifted Center of Pressure during the Squat Exercise. *J Sports Sci Med* 2019 -06;18(2):248-252.
- (19) Rolli F, Vitale JA, Pugliese L, Boccia G, LA Torre A, Pollitt L. The impact of foot angle on lower limb muscles activity during the back squat and counter movement jump. *J Sports Med Phys Fitness* 2021 -09-09.
- (20) Usui S, Maeo S, Tayashiki K, Nakatani M, Kanehisa H. Low-load Slow Movement Squat Training Increases Muscle Size and Strength but Not Power. *Int J Sports Med* 2016 -04;37(4):305-312.
- (21) Paoli A, Marcolin G, Petrone N. The effect of stance width on the electromyographical activity of eight superficial thigh muscles during back squat with different bar loads. *J Strength Cond Res* 2009 -01;23(1):246-250.
- (22) Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal of Electromyography and Kinesiology* 2000;10(5):361.
- (23) Drost G, Stegeman DF, van Engelen BGM, Zwarts MJ. Clinical applications of high-density surface EMG: A systematic review. *Journal of electromyography and kinesiology* 2006;16(6):586-602.

- (24) Bravo BV. Estudio sobre la fiabilidad de la medición de la EMG de superficie y el efecto de la técnica de Jones en PG del trapecio superior. 2013.
- (25) Fiolkowski P, Brunt D, Bishop M, Woo R, Horodyski M. Intrinsic pedal musculature support of the medial longitudinal arch: an electromyography study. *The Journal of foot and ankle surgery* 2003;42(6):327-333.
- (26) Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. *Journal of electromyography and kinesiology* 2006;18(3):420-425.
- (27) Bonifácio D, Richards J, Selfe J, Curran S, Trede R. Influence and benefits of foot orthoses on kinematics, kinetics and muscle activation during step descent task. *Gait & posture* 2018 Sep;65:106-111.
- (28) Clark SC, Rowe ND, Adnan M, Brown SM, Mulcahey MK. Effective Interventions for Improving Functional Movement Screen Scores Among "High-Risk" Athletes: A Systematic Review. *Int J Sports Phys Ther* 2022;17(2):131-138.
- (29) Mendonça LDM, Leite HR, Zwerver J, Henschke N, Branco G, Oliveira VC. How strong is the evidence that conservative treatment reduces pain and improves function in individuals with patellar tendinopathy? A systematic review of randomised controlled trials including GRADE recommendations. *Br J Sports Med* 2020 - 01;54(2):87-93.
- (30) Sulowska I, Oleksy Ł, Mika A, Bylina D, Sołtan J. The Influence of Plantar Short Foot Muscle Exercises on Foot Posture and Fundamental Movement Patterns in Long-Distance Runners, a Non-Randomized, Non-Blinded Clinical Trial. *PLoS One* 2016;11(6):e0157917.
- (31) Adelsberger R, Tröster G. Effects of stretching and warm-up routines on stability and balance during weight-lifting: a pilot investigation. *BMC Res Notes* 2014 -12-20;7:938.
- (32) Winter DA, Patla AE, Ishac M, Gage WH. Motor mechanisms of balance during quiet standing. *J Electromyogr Kinesiol* 2003 -02;13(1):49-56.
- (33) Ivanenko Y, Gurfinkel VS. Human Postural Control. *Front Neurosci* 2018;12:171.
- (34) Plandowska M, Lichota M, Górniak K. Postural stability of 5-year-old girls and boys with different body heights. *PLoS One* 2019 -12-30;14(12).
- (35) Hatfield GL, Cochrane CK, Takacs J, Krowchuk NM, Chang R, Hinman RS, et al. Knee and ankle biomechanics with lateral wedges with and without a custom arch support in those with medial knee osteoarthritis and flat feet. *Journal of orthopaedic research* 2016 Sep;34(9):1597-1605.

(36) McBride JM, Larkin TR, Dayne AM, Haines TL, Kirby TJ. Effect of absolute and relative loading on muscle activity during stable and unstable squatting. *Int J Sports Physiol Perform* 2010 -06;5(2):177-183.

(37) Paillard T. Effects of general and local fatigue on postural control: a review. *Neurosci Biobehav Rev* 2012 -01;36(1):162-176.

(38) Wojcik LA, Nussbaum MA, Lin D, Shibata PA, Madigan ML. Age and gender moderate the effects of localized muscle fatigue on lower extremity joint torques used during quiet stance. *Hum Mov Sci* 2011 -06;30(3):574-583.

ANEXOS

Anexo 1

Calculadora de Tamaño muestral GRANMO

Versión 7.12 Abril 2012

Medias : Medias apareadas (repetidas en un grupo)

03/06/2022 11:51:33 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)

Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan 7 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 281.275 unidades. Se asume una desviación estándar de 233.3662. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

03/06/2022 11:49:11 Medias apareadas (repetidas en un grupo) (Medias)

Aceptando un riesgo alfa de 0.05 y un riesgo beta de 0.2 en un contraste bilateral, se precisan 633 sujetos para detectar una diferencia igual o superior al 0.01 unidades. Se asume una desviación estándar de 0.062732. Se ha estimado una tasa de pérdidas de seguimiento del 15%.

Desarrollado por: Jaume Marrugat
Mantenido por: Joan Vila
Adaptación web: Antàviana

Los autores no se hacen responsables de las consecuencias de su uso.

Program of Research in Inflammatory and Cardiovascular Disorders

Institut Municipal d'Investigació Mèdica,
Barcelona, Spain



Anexo 2

HOJA DE INFORMACIÓN AL SUJETO

Título del estudio: "Influencia de la musculatura intrínseca del pie en la estabilización de una sentadilla medida con plataforma de presiones y EMGs.

Investigador: Fabio Gutiérrez Marcos.

Centros: Unidad de Investigación Clínica en Biomecánica y Fisioterapia de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios.

Dirección de contacto: Del Laboratorio de Biomecánica: Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)

Teléfono y forma de Contacto: Del Laboratorio de Biomecánica: 91 893 37 69

Le ha sido propuesta la participación en el presente estudio de investigación, lea con calma la información que le proporcionamos a continuación y que le permitirá decidir si quiere o no participar. No es necesario que dé una respuesta en este momento, puede llevarse esta información que le proporcionamos y valorarla con calma. Puede realizar las preguntas que considere oportunas y estas se le resolverán. Debe saber que su participación es completamente voluntaria.

¿Cuál es el objetivo del estudio?

El objetivo principal del estudio es comprobar si la contracción previa de la musculatura intrínseca del pie produce cambios en la estabilidad de una sentadilla.

¿Cómo se va a realizar el estudio?

Se realizará un único grupo de estudio con una medición previa con EMGs y la plataforma de presiones mientras se realice una sentadilla y una medición con las mismas características, pero esta vez realizando una contracción de la musculatura intrínseca del pie

La medición se realizará en el mismo día.

Debes cumplir los siguientes criterios de selección:

Los criterios de inclusión son:

- Hombres y mujeres entre 18 y 55 años.

Los criterios de exclusión son:

- Haber tenido alguna lesión en miembros inferiores en los últimos 6 meses.
- Haber tenido intervención quirúrgica en la articulación de pie y tobillo en el último año.

- Patologías que afecten a su estado cognitivo.
- Tener dolor inespecífico durante el último mes.

¿Qué beneficios puedo obtener por participar en este estudio?

Su participación en este experimento puede contribuir a un avance científico que sirva para mejorar el tratamiento y prevención de lesiones de miembros inferiores, así como la calidad de vida de las personas que padezcan o puedan padecer lesiones en el futuro.

¿Qué riesgos puedo sufrir por participar en el estudio?

La realización de este estudio no tiene efectos secundarios para la salud del sujeto, no obstante, si pudiera ocasionar dolor leve en caso de sobrepasarse en algún movimiento o test realizado. El sujeto podrá detener en cualquier momento que sienta dolor o incapacidad funcional sin ningún perjuicio.

¿Qué datos se van a recoger?

Datos personales sólo se recogerán el género y la edad, en cuanto a datos de laboratorio se recogerá aquellos que nos aporte la EMGs y la plataforma de presiones.

¿Cómo se tratarán mis datos y cómo se preservará la confidencialidad?

Todos sus datos se tratarán confidencialmente por el investigador. También podrían tener acceso las autoridades sanitarias y algún miembro designado del Comité de Ética de Investigación Clínica que supervisa el estudio, si así lo solicitaran. De acuerdo con la Ley Orgánica de Protección de Datos, debe saber que tiene derecho a acceder a los datos que de usted se guarden, a rectificarlos, a cancelarlos y a oponerse a su uso, sin tener que dar ninguna explicación.

¿Me puedo retirar del estudio?

La participación en este estudio es totalmente voluntaria. Usted podrá retirarse en cualquier momento si lo desea, sin tener que dar explicaciones y sin que por ello se produzca perjuicio alguno. Al mismo tiempo, el investigador puede decidir interrumpir el estudio en cualquier momento si así fuese necesario o así lo exigieran las autoridades sanitarias.

¿Quién supervisa el estudio?

La Comisión de Investigación de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios y el Comité de Investigación Clínica del Hospital de San Carlos de Madrid, que es el organismo encargado de evaluar la seguridad de los sujetos y los aspectos éticos y metodológicos de este estudio, ha aprobado el estudio, así como la presente hoja de información y el formulario del consentimiento informado.

Anexo 3

CONSENTIMIENTO INFORMADO

Datos del estudio para el que se otorga el consentimiento:

- Nombre y Apellidos: Fabio Gutiérrez Marcos

- Centros: Unidad de Investigación Clínica en Biomecánica y Fisioterapia de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios.

- Dirección de contacto: Del Laboratorio de Biomecánica: Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)

- Teléfono y forma de Contacto: Del Laboratorio de Biomecánica: 91 893 37 69

Datos de la investigación "Influencia de la musculatura intrínseca del pie en la estabilización de una sentadilla medida con plataforma de presiones y EMGs."

Datos del participante:

- Nombre y Apellidos:

Persona que proporciona la información y la hoja de consentimiento:

- Nombre y Apellidos: _____ (perteneciente al grupo de Investigación y proyecto "Influencia de la musculatura intrínseca del pie en la estabilización de una sentadilla medida con plataforma de presiones y EMGs")

Declaro que he leído la Hoja de Información al Participante sobre el estudio citado.

Se me ha entregado una copia de la Hoja de Información al Participante y una copia de este Consentimiento Informado, fechado y firmado.

Se me han explicado las características y el objetivo del estudio, así como los posibles beneficios y riesgos de este.

He contado con el tiempo y la oportunidad para realizar preguntas y plantear las dudas que poseía. Todas las preguntas fueron respondidas a mi entera satisfacción.

Se me ha asegurado que se mantendrá la confidencialidad de mis datos, Ley Orgánica 3/2018, de 5 de diciembre, de Protección de Datos Personales y garantía de los derechos digitales.

El consentimiento lo otorgo de manera voluntaria y sé que soy libre de retirarme del estudio en cualquier momento del mismo, por cualquier razón y sin que tenga ningún efecto sobre mi tratamiento futuro.

Doy/ No doy mi consentimiento para la participación en el estudio propuesto.

Firmo por duplicado, quedándome con una copia.

Fecha _____ Firma del participante _____

Fecha _____ Firma del investigador _____

Cumplimentar en caso de renuncia a la participación en el estudio

Mediante el presente escrito, comunico mi decisión de abandonar el proyecto de investigación en el que estaba participando y que se indica en la parte superior de este documento.

Fecha _____ Firma del participante _____

Fecha _____ Firma del investigador _____

Derecho de oposición Los datos recabados, conforme a lo previsto en la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal, en el presente consentimiento informado serán incluidos en el Fichero denominado “Proyecto Funcionalidad” cuya titularidad pertenece a “Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios”

Estos datos serán almacenados en nuestro fichero durante el tiempo imprescindible y necesario para el cumplimiento de la causa que motivó su recogida y dejando a salvo los plazos de prescripción legal existentes. La finalidad de esta recogida de datos de carácter personal es: la ejecución y cumplimiento de la relación surgida entre el titular de los datos y “La Escuela de Enfermería y Fisioterapia San Juan de Dios” y su gestión administrativa así como el cumplimiento de las obligaciones derivadas de la Ley Orgánica 15/1999, de Protección de Datos de Carácter Personal. En consecuencia, UD. da, como titular de los datos, su consentimiento y autorización al Responsable de los Ficheros para la inclusión de los mismos en el Fichero antes detallado. Asimismo, puede UD. en todo caso ejercitar los derechos que le asisten y que se especifican en el siguiente párrafo.

El titular de los datos declara estar informado de las condiciones y cesiones detalladas en la presente cláusula y, en cualquier caso, podrá ejercitar gratuitamente los derechos ARCO: acceso, rectificación, cancelación y oposición (siempre de acuerdo con los supuestos contemplados por la Legislación vigente) dirigiéndose a Secretaría de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia “San Juan de Dios” mediante correo electrónico a la dirección sjuandedios@comillas.edu o por correo ordinario a:

Secretaría de la Escuela de Enfermería y Fisioterapia de San Juan de Dios
Avenida de San Juan de Dios, 1 28350 Ciempozuelos (Madrid)

indicando en la comunicación la concreción de la petición y acompañada de los documentos acreditativos. Por todo ello, para que conste a los efectos oportunos, UD. muestra su conformidad con lo en esta cláusula detallado, de acuerdo con la firma estampada en el documento al que esta cláusula figura anexionado.

En caso de que se oponga a la cesión de sus datos en los términos previstos marque una cruz en esta casilla.

En caso contrario, se entenderá que presta su consentimiento tácito a tal efecto

11 de septiembre de 2015

CEIC Hospital Clínico San Carlos

Dra. Mar García Arenillas

Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

CERTIFICA

Que el CEIC Hospital Clínico San Carlos en su reunión del día 09/09/2015, acta 9.1/15 ha evaluado la propuesta del promotor/investigador referida al estudio:

Título: "Variación de los datos biomecánicos del movimiento del cuerpo humano, por rangos de edad, sexo, actividad deportiva y características antropométricas, tras la aplicación de técnicas de fisioterapia deportiva".

Que en este estudio:

- Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio y están justificados los riesgos y molestias previsibles para el sujeto.
- Es adecuado el procedimiento para obtener el consentimiento informado.
- La capacidad del investigador y los medios disponibles son adecuados para llevar a cabo el estudio.
- El alcance de las compensaciones económicas previstas no interfiere con el respeto de los postulados éticos.
- Se cumplen los preceptos éticos formulados en la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica mundial sobre principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos y en sus posteriores revisiones, así como aquellos exigidos por la normativa legal aplicable en función de las características del estudio.

Es por ello que el Comité **informa favorablemente** sobre la realización de dicho proyecto por el **Dr. D. Néstor Pérez Mallada** como investigador.

Lo que firmo en Madrid, a 11 de septiembre de 2015



Dra. Mar García Arenillas

Presidenta del CEIC Hospital Clínico San Carlos

Hospital Clínico San Carlos

Página 1 de 1

Doctor Martín Lagos, s/n. Madrid 28040 Madrid España

Tel. 91 330 34 13 Fax. 91 330 32 99 Correo electrónico ceic.hcsc@salud.madrid.org