

ORIGINAL ARTICLE

**Analysis of the isometric activation of the gluteus medius and the intrinsic musculature of the sole in the prevention of injuries in elite basketball players: A Pilot Study.**

**Análisis de la activación isométrica del glúteo medio y la musculatura intrínseca de la planta del pie en la prevención de lesiones en jugadores de baloncesto de élite: Estudio Piloto.**

Jaime Almazán Polo<sup>1,2</sup>, Javier Barrio Calvo<sup>1</sup>, Cesar Calvo Lobo<sup>3</sup>, Carlos Romero Morales<sup>1</sup>, David Rodriguez Sanz<sup>1</sup>, Sergio Vazquez Gonzalez<sup>1</sup>, Aitor Pérez Chicharro<sup>1</sup>, Eva Santa Cruz Ramos<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Departamento de Fisioterapia, Podología y Danza. Universidad Europea de Madrid. Villaviciosa de Odón, Madrid, España.

<sup>2</sup> Unidade de Investigación Saúde e Podoloxía, Departamento de Ciencias da Saúde. Facultade de Enfermaría e Podoloxía. Universidade da Coruña.

<sup>3</sup> Departamento de Enfermería y Fisioterapia. Facultad de Ciencias de la Salud. Universidad de León.

\* Correspondence: Jaime Almazán Polo. Profesor. Departamento de Fisioterapia, Podología y Danza. Universidad Europea de Madrid. Villaviciosa de Odón, Madrid, España; Email: [jaime.almazanpolo@gmail.com](mailto:jaime.almazanpolo@gmail.com)

**Abstract**

*Introduction:* Dynamic knee valgus is one of the main injury risk factors of impact sports such as basketball. Systems improvement for the analysis of identification of risk factors and injury prevention protocols has become one of the main objectives of the sports physiotherapist, with the aim of reducing the risk of athletes injury.

*Material and Methods:* The distribution of plantar pressures and the angles of alignment of the body segments in the frontal plane during the Single-Leg-Squat Test in 10 elite athletes was analyzed, with the objective of observing the modification in short-term associated with the isometric activation of the gluteus medius and the intrinsic plantar musculature of the foot.

*Results:* Significant variations in the increase of plantar pressure of the first metatarsal were recorded after activation of the gluteus medius and the intrinsic plantar muscles of the foot. No significant results were obtained in the modification of the alignment angle in the frontal plane.

*Conclusions:* An increase in the plantar pressure of the head of the first metatarsal can be related to greater stability of the limb, through activation of the gluteus medius and the intrinsic plantar muscles of the foot. Studies with larger samples that correlate the data obtained in a more homogeneous sample are necessary.

**Key Words:** Dynamic knee valgus; Gluteus medius; Intrinsic muscles of the foot; Prevention & control; Cross-Sectional.

**Resumen**

*Introducción:* El valgo dinámico de rodilla es uno de los principales factores de riesgo de lesión de deportes de impacto como el Baloncesto. Mejorar los sistemas de análisis de identificación de los factores de riesgo y los protocolos de prevención de lesiones se ha convertido en uno de los objetivos principales del fisioterapeuta deportivo, con el objetivo de disminuir el riesgo de lesión del deportista.

*Material y Métodos:* Se analizó la distribución de las presiones plantares y los ángulos de alineación de los segmentos corporales en el plano frontal durante el Single-Leg-Squat Test en 10 sujetos deportistas de élite, con el objetivo de y observar la modificación a corto plazo asociada a la activación isométrica del glúteo medio y la musculatura intrínseca de la planta del pie.

*Resultados:* Variaciones significativas en el aumento de la presión plantar del primer metatarsiano se registraron tras la activación del glúteo medio y de la musculatura intrínseca del pie. No se obtuvieron resultados significativos en la modificación de los ángulos de alineación en el plano frontal.

*Conclusiones:* Un aumento de la presión plantar de la cabeza del primer metatarsiano puede relacionarse con una mayor estabilidad del miembro, mediante la activación del glúteo medio y de la musculatura intrínseca del pie. Son necesarios estudios con muestras más amplias que correlacionen los datos obtenidos en una muestra más homogénea.

**Palabras Clave:** Valgo dinámico de rodilla; Glúteo medio; Musculatura intrínseca del pie; Prevención & control; Transversal.

Received: 17 April 2017; Accept: 23 June 2017.

**Conflictos de Interés**

Ninguno Declarado.

**Fuentes de Financiación**

Ninguna Declarada

## Introducción

La mayoría de las lesiones del miembro inferior en deportes de impacto, como carrera y salto, se localizan en la rodilla (1, 2). La elevada incidencia, ausencias prolongadas en competición, las recaídas, recidivas y el elevado coste socio-económico, han obligado a identificar factores de riesgo modificables y a desarrollar estrategias de prevención (3).

En los últimos años la evolución del componente físico de deportes como el Baloncesto ha supuesto un aumento importante en el riesgo de lesión asociado a la práctica deportiva tanto a nivel profesional como amateur (4, 5). El perfil fisiológico anaeróbico, las acciones de alta intensidad y el poco descanso entre acciones, exponen al jugador a situaciones de elevada fatiga neuromuscular, y riesgo de lesión (6).

Drakos y col. (4) analizaron las lesiones que se produjeron en la NBA en un periodo de 17 años, (1987/88-2004-05), registrando un total de 12594 lesiones de una base de datos de 1094 jugadores, de las cuales 6287 se dieron durante la competición. La región con mayor incidencia fue la extremidad inferior con un total de 7853 casos, el 62,4% del total registrado. La rodilla con 1135 casos (9,0%) el pie con 962 (7,6%), la cadera con 781 casos descritos (6,2%), y la región lumbar con 1279 (10,2%) destacaban dentro de las regiones de mayor prevalencia de lesión.

Entre los principales mecanismos de lesión descritos del miembro inferior, asociados a deporte de no-contacto, destaca el valgo dinámico de rodilla, la rotación homolateral del tronco respecto a la rodilla en recepciones de salto monopodal, el descenso de la pelvis contralateral o Trendelenburg o la hiperpronación del pie (7-10).

Por otro lado, la ganancia de fuerza muscular está relacionada con la mejora del control motor y de la activación neuromuscular en trabajos de un mínimo del 40-60% con respecto a la contracción máxima voluntaria (11, 12). La activación muscular isométrica se relaciona con los mecanismos de control motor mejorando la eficacia del acoplamiento de información entre los propioceptores musculares, y con los efectores motores centrales (13, 14). Se asocia una inhibición intracortical a corto plazo de la vía piramidal mediada por receptores GABA<sub>A</sub> que explica los efectos asociados de disminución del dolor, mejora del control motor y mayor activación de unidades motoras (15-19). El ejercicio excéntrico también se relaciona con el aumento de fuerza en acciones de desaceleración y mayor daño muscular, lo que podría explicar la limitación en la activación de unidades motoras y alteración del control motor neuromuscular debido a la distorsión de los mecanismos centrales de feed-forward y los mecanismos periféricos de feedback (13, 14), generando una limitación funcional de diferente grado de severidad.

De forma específica, para el control de patrones de movimiento alterados como el valgo dinámico de rodilla músculos es importante la actividad de músculos como el glúteo medio (20,21), y la musculatura intrínseca del pie (22). El aumento de la fuerza y el control del glúteo medio se ha relacionado con la disminución del dolor lumbopélvico y del miembro inferior, mejoras en el control de la alineación del miembro inferior y del rendimiento deportivo (20, 22). Por otro lado existe un grado de asociación moderado entre la estructura del pie y su función en lesiones de la extremidad inferior y de la zona lumbar (23). Alteraciones biomecánicas o la presencia de dolor contribuyen a la aparición de fenómenos de pronación excesiva del pie, y patrones disfuncionales como el valgo dinámico de rodilla (24-31).

Por ello, se plantea como objetivo principal de estudio analizar si el ejercicio isométrico de glúteo medio y de la musculatura intrínseca del pie disminuyen el ángulo de valgo de rodilla y modifican las presiones plantares de una plataforma de presiones durante el Single-Leg-Squat.

## Material y Métodos

### *Diseño*

Un estudio transversal controlado a ciego simple se llevo a cabo de Abril a Mayo de 2016 con el objetivo de analizar los cambios a corto plazo del ejercicio isométrico del glúteo medio y la musculatura intrínseca del pie en la alineación del miembro inferior y la distribución en las fuerzas de presión plantar. Se siguieron la lista de verificación y criterios STROBE para estudios epidemiológicos (32).

### *Cálculo del tamaño muestral*

El Ángulo en Valgo de Rodilla se eligió como la medición primaria de nuestros resultados en este estudio. El efecto del tamaño para el Ángulo en Valgo de Rodilla, fue estimado en medio (TE=0.15). Se asumió la correlación entre medidas repetidas en 0.5. Asumiendo la realización de 2 mediciones (Medición Pre y Post), la corrección de esfericidad fue determinada en 0.5. Con un poder estadístico del 95%, con un nivel alfa de 0.05, se estimó un tamaño muestral total de 120 pacientes. Y teniendo en cuenta un 10% de las perdidas será necesario alcanzar un total de 144 pacientes, siendo 48 por grupo, utilizando el Software Gpower 3.0.18 (33). Se diseño un estudio Piloto con 10 sujetos en total, con 5 sujetos por grupo de medición.

### *Participantes*

Se utilizó un método de muestreo por conveniencia donde se incluyeron a todos los sujetos que quisieron participar, habiendo superado los criterios de selección, y el consentimiento informado, el cual podían revocar en el momento deseado. Una muestra de 10 jugadores profesionales de Baloncesto, de edad comprendida entre 18-40 años, integrantes de la Liga Endesa de Baloncesto con completa disponibilidad para participar en la actividad deportiva y competición, residentes en la Comunidad de Madrid (Madrid, España). Los sujetos fueron distribuidos en los grupos de análisis por medio del software informático “EPIDAT software”.

Los criterios de inclusión comprendieron a jugadores de Baloncesto profesionales de la Liga Endesa, de edad comprendida entre 18-40 años, residentes en la Comunidad de Madrid.

Los criterios de exclusión comprendieron patrones de movimientos que alteren la biomecánica del miembro inferior, como antecedentes de intervención quirúrgica del miembro inferior, lesiones de rodilla con pruebas de imagen positiva en los últimos 6 meses, lesiones de cadera con pruebas de imagen positiva en los últimos 6 meses, lesiones de miembro inferior en los últimos 3 meses, alteraciones en la alineación del Miembro Inferior, así como dolor durante la ejecución del test de medición. (34, 35).

### *Consideraciones éticas*

Un comité de Ética de la Universidad Europea de Madrid aprobó la realización de este estudio. Las pautas éticas para la experimentación humana y la Declaración de Helsinki fueron consideradas y respetadas (36). Todos los sujetos fueron informados y firmaron el consentimiento informado para la participación en el estudio.

### Datos descriptivos y demográficos

VARIABLES descriptivas como la edad (años), la altura (cm) y el peso (kg) fueron recogidas durante la entrevista inicial al inicio del estudio. Variables intervinientes como el tiempo medio de ejecución del test (sg), la pierna dominante y la pierna batiente o pierna de salto fueron recogidas durante la entrevista inicial del mismo modo.

### Procedimientos

Se utilizó el Test Single-Leg-Squat de ambas extremidades para determinar el colapso en valgo de la rodilla en aquellos atletas con un pobre control de la rodilla (37). Se desarrolló encima de una plataforma de presiones (PDM-L de ZEBRIS Medical GmbH, de dimensiones de 1390 x 535 x 15mm. El área de distribución de sensores es de 1220 x 474 mm con un total de 8064 sensores con una precisión de medición de +/-5%) en un intervalo de 5 segundos de medición, donde los dos primeros segundos correspondían con la fase de flexión de rodilla, el tercer segundo se correspondía con el punto máximo de flexión de rodilla de 60° o por encima de esta, y los dos últimos segundos con la fase de ascenso. Se utilizó una pica que se colocaría en a región dorsal con el objetivo de reducir la tendencia excesiva de flexión de tronco asociada a la ejecución del test (Figura 1).

Para el análisis biomecánico de la alineación de los segmentos óseos en el plano frontal se utilizaron 2 cámaras Web Cam Logitech C920 HD Pro, una frontal y otra lateral, conectadas al Software ZEBRIS a una distancia respectivamente de 2 y 1,5 metros. Ambas cámaras se estabilizaron por medio de 2 trípodes a 60cm de altura. Se delimitó un cuadrilátero de 2m<sup>2</sup> con cuatro marcas de Kinesiotape en la pared de fondo, con el objetivo de establecer la referencia y alineación para las mediciones de los ángulos. Se determinó el centro de la plataforma como punto de referencia para la colocación en la ejecución del test del Single-Leg-Squat (Figura 2). La cámara lateral monitorizó el grado de flexión de rodilla de 60° (3, 38-41).

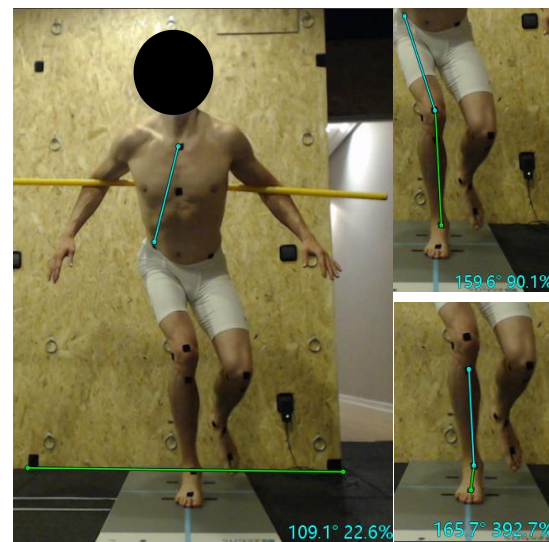


Figura 2. Análisis de ángulos en 2D.

Todos los sujetos repitieron el test antes de la evaluación tantas veces como fuera necesario para familiarizarse con el mismo (39). Entre los criterios de ejecución se le pidió a los sujetos mirar al frente, no contactar con el suelo con el pie suspendido durante los. Se realizaron 5 mediciones de las cuales se escogieron las tres mejores ejecuciones para establecer la media de las variables recogidas. La misma persona se encargó de la colocación de las referencias óseas con Kinesiotape de color negro. La tabla 1 recoge las referencias óseas que se utilizaron para realizar las mediciones de los ángulos en el plano frontal (3, 38, 40, 41).

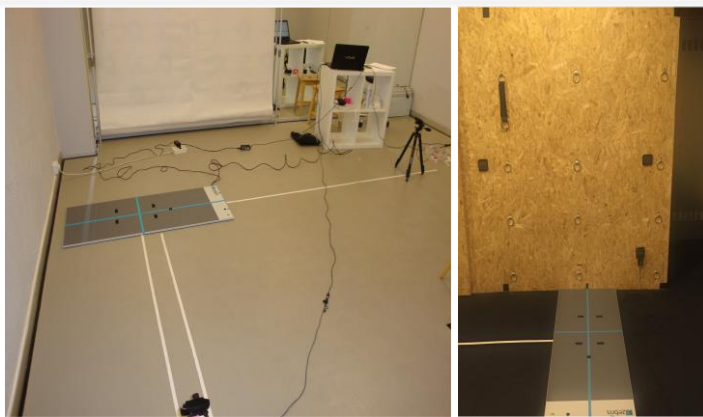


Figura 1. Distribución espacial y colocación del material.

### Recogida de Datos y procesamiento

El análisis de los ángulos se realizó por medio del Software ZEBRIS, valorando de forma simultánea el mismo fotograma en el punto máximo de flexión de rodilla en correspondencia a la misma imagen el plano frontal y sagital.

Se analizaron las presiones plantares medias a los 5 segundos de duración del Single Leg Squat del pulpejo del primer dedo, la cabeza del primer metatarsiano del primer dedo, la cabeza del quinto metatarsiano y el centro del talón. A su vez se midió en el punto de mayor flexión de rodilla el ángulo de pronación del pie, el ángulo de valgo de rodilla y el ángulo de inclinación del tronco. Todas las mediciones fueron recogidas y analizadas por la misma persona.

### Activación neuromuscular

Posteriormente a la ejecución del test se realizó protocolo de activación neuromuscular en fase isométrica para glúteo medio por medio del ejercicio “Wall Press” (22, 42-46) y “Short Foot” (26, 31, 47-49) (Figura 3). Se realizaron 3 series de 2 repeticiones de 10 segundos para los dos grupos de análisis, con un descanso de 30 segundos entre cada repetición y un minuto entre cada serie. Inmediatamente después de la realización del protocolo de ejercicio se realizó la segunda medición del estudio. Todos los ejercicios fueron explicados y controlados por el mismo componente del equipo de investigación.

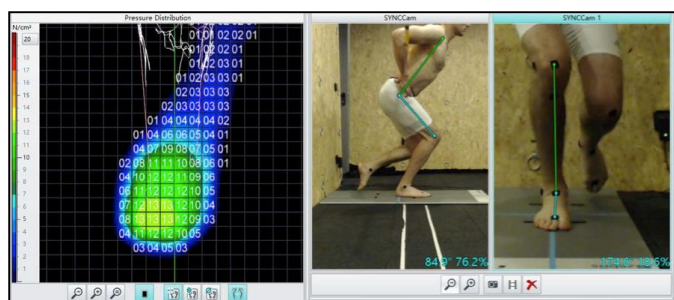


Figura 1. Distribución espacial y colocación del material.

### Análisis Estadístico

Los análisis estadísticos se llevaron a cabo mediante la versión 22.0 del software SPSS (IBM SPSS Estadísticas para Windows; Armonk, NY: IBM Corp) considerando un error  $\alpha$  de 0.01 y un 95% intervalo de confianza (IC) con una potencia deseada del 90% (error  $\beta$  de 0.1) según la muestra cálculo del tamaño. Los datos descriptivos cuantitativos fueron analizados por medio del test Saphiro-Wilk para evaluar la normalidad de la distribución. Los datos paramétricos ( $P > .01$ ) se describieron con la media  $\pm$  y la desviación estándar (SD), mientras que la mediana  $\pm$  y el rango intercuartil (RI) para las variables no paramétricas ( $P < .01$ ). Para el análisis de la eficacia de muestras independientes para comparaciones múltiples se realizó la prueba de U de Mann-Whitney para distribuciones no normales de las variables predictoras (Glúteo medio y musculatura intrínseca de la planta del pie) y su distribución en el tiempo (Pre y Post). Para las distribuciones normales de las variables predictoras se utilizó la prueba de T-Student. En el análisis de la correlación entre variables se utilizó la prueba de Rho de Spearman para distribuciones no normales.

### Resultados

#### Datos sociodemográficos y descriptivos

La confiabilidad en los resultados del estudio se obtuvieron por medio del análisis de las 3 mediciones mejor ejecutadas de las 5 muestras recogidas. La distribución de las variables sociodemográficas de la muestra se recoge en la Tabla 1.

Características	Grupo GM	Grupo MIP	P-valor
Edad (Años)	22,00 (14)	18,00 (1)	0,052*
Altura (CM)	200 (62)	206 (18)	0,602*
PD	1 (1)	1 (1)	1*
PB	1 (1)	2 (1)	0,221*
Peso (kg)	119,0 (45,86)	101,60 (20,96)	0,458*

Abreviaturas: IC, intervalo de confianza; RI, rango intercuartil SD, desviación estándar; GM (Glúteo Medio); MIP: Musculatura Intrínseca del Pie; PD: Pierna Dominante; PB: Pierna Batiente (Salto). En todos los análisis, un P-valor  $< .05$  con un 95% IC fue considerado estadísticamente significativo. \*Media  $\pm$  desviación estándar (SD), y test T-Student fueron utilizados; \* Mediana  $\pm$  y el rango intercuartil (RI), y el test U de Mann-Whitney fueron utilizados.

Tabla 1. Variables demográficas, descriptivas.

Para el análisis sociodemográfico de las variables de los sujetos de estudio se utilizó la mediana y el rango intercuartil para las variables no paramétricas, como fueron la edad, la altura, la pierna dominante y la pierna de salto, así como en el peso y los tiempos de ejecución se utilizaron la media y la desviación estándar, para valorar la homogeneidad en su distribución. No se dieron diferencias estadísticamente significativas para la descripción de las variables sociodemográficas.

La tabla 2 muestra los resultados de las variables de diferencia de datos entre la primera y segunda medición (Diferencias Pre-Post), dónde no se encontraron datos estadísticamente significativos.

Parámetros	Grupo GM	Grupo MIP	P-valor	Parámetros	Grupo GM	Grupo MIP	P-valor
X PULPEJO 1er DEDO-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	21,93 (7,66)	10 (5,79)	0,024*	X TALON-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	15,50 (7,19)	13,80 (4,41)	0,682*
X PULPEJO 1er DEDO-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	22,07 (4,41)	10,60 (6,48)	0,011*	X TALON-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	13,67 (5,14)	14,00 (5,76)	0,926*
X 5° PULPEJO 1er DEDO-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	13,60 (3,15)	11,33 (5,06)	0,42*	X 5° TALON-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	16,53 (4,17)	12,33 (3,10)	0,108*
X 5° PULPEJO 1er DEDO-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	15,14 (2,81)	12,27 (5,32)	0,317*	X 5° TALON-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	14,60 (3,70)	14,67 (3,92)	0,978*
X PULPEJO 1er DEDO-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	14,66 (6,18)	10,27 (10,29)	0,436*	X TALON-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	11,13 (3,10)	11,87 (4,53)	0,773*
X PULPEJO 1er DEDO-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	17,41 (10,30)	11,67 (4,21)	0,298*	X TALON-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	16,53 (4,91)	12,73 (5,30)	0,274*
X 5° PULPEJO 1er DEDO-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	13,00 (5,21)	11,40 (6,04)	0,666*	X 5° TALON-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	14,40 (3,42)	13,13 (3,84)	0,596*
X 5° PULPEJO 1er DEDO-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	14,13 (4,53)	12,53 (4,87)	0,605*	X 5° TALON-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	16,47 (2,32)	12,40 (5,50)	0,166*
X 1er MITT-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	12,33 (8,67)	23,33 (55,00)	0,465*	X PMP-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	25,00 (13,67)	25,67 (44,84)	0,753*
X 1er MITT-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	19,47 (8,41)	35,67 (34,57)	0,338*	X PMP-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	27,07 (5,95)	39,88 (31,63)	0,4*
X 5° 1er MITT-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	10,67 (4,47)	21,80 (15,84)	0,196*	X 5° PMP MEDIA-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	24,73 (9,04)	27,73 (11,49)	0,659*
X 5° 1er MITT-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	11,00 (4,98)	26,00 (23,10)	0,194*	X 5° PMP MEDIA-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	24,6 (7,71)	30,80 (19,18)	0,521*
X 1er MITT-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	12,27 (5,74)	25,20 (11,73)	0,07*	X PMP-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	24,33 (5,11)	29,40 (8,55)	0,288*
X 1er MITT-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	17,33 (13,67)	34 (11,00)	0,027*	X PMP-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	25,20 (6,87)	33,93 (8,11)	0,104*
X 5° 1er MITT-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	8,73 (4,44)	18,40 (4,93)	0,012*	X 5° PMP-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	13,67 (8,62)	8,87 (2,07)	0,24*
X 5° 1er MITT-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	10,33 (7,84)	22,33 (8,17)	0,009*	X 5° PMP-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	23,00 (11,50)	24,67 (6,51)	0,463*
X 5° MITT-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	13,60 (11,77)	9,73 (3,18)	0,513*	X * PRONACION DE TOBILLO-PRE/PD (°)	163,79 (9,92)	166,91 (11,70)	0,661*
X 5° MITT-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	10,068 (6,23)	10,00 (2,36)	0,983*	X * PRONACION DE TOBILLO-POST/PD (°)	161,34 (11,29)	165,69 (11,14)	0,557*
X 5° 5° MITT-PRE/PD (N/cm <sup>2</sup> )	11,53 (7,81)	16,33 (8,14)	0,369*	X * PRONACION DE TOBILLO-PRE/PI (°)	164,06 (6,38)	173,03 (7,42)	0,075*
X 5° 5° MITT-POST/PD (N/cm <sup>2</sup> )	12,67 (8,52)	12,67 (5,47)	1*	X * PRONACION DE TOBILLO-POST/PI (°)	162,93 (8,20)	170,99 (3,33)	0,076*
X 5° MITT-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	16,27 (11,20)	10,27 (9,56)	0,389*	X * VALGO DE RODILLA PRE/PD (°)	161,37 (10,62)	167,53 (15,65)	0,347*
X 5° MITT-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	10,07 (6,59)	6,40 (2,76)	0,285*	X * VALGO DE RODILLA POST/PD (°)	161,17 (10,60)	168,70 (13,07)	0,347*
X 5° 5° MITT-PRE/PI (N/cm <sup>2</sup> )	15,33 (26,17)	6,67 (9,17)	0,463*	X * VALGO DE RODILLA-POST/PI (°)	166,93 (16,59)	168,13 (19,35)	0,754*
X 5° 5° MITT-POST/PI (N/cm <sup>2</sup> )	13,67 (8,62)	8,87 (5,32)	0,32*	X * VALGO DE RODILLA-PRE/PI (°)	168,96 (5,58)	157,20 (16,69)	0,174*
				X * INCLINACION DE TRONCO-PRE/PD (°)	20,35 (6,12)	20,98 (3,32)	0,845*
				X * INCLINACION DE TRONCO-POST/PD (°)	23,11 (10,58)	19,61 (3,21)	0,499*
				X * INCLINACION DE TRONCO-PRE/PI (°)	25,79 (4,23)	15,69 (4,60)	0,007*
				X * INCLINACION DE TRONCO-POST/PI (°)	32,71 (9,51)	15,38 (5,19)	0,007*

Abreviaturas: IC, intervalo de confianza; GM, glúteo medio; MIP, musculatura intrínseca del Pie; 1er MITT, primer metatarsiano; 5° MITT, quinto metatarsiano; PD, pierna derecha; PI, pierna izquierda; POST, segunda medición; PRE, primera medición; RI, rango intercuartil SD, desviación estándar; X PULPEJO 1er DEDO, promedio de punto de mayor presión del pulpejo del primer dedo; X 5° PULPEJO 1er DEDO, promedio de los 5 segundos de apoyo del pulpejo del primer dedo ; X 1er MITT, promedio de punto de mayor presión del primer metatarsiano; X 5° 1er MITT, promedio de los 5 segundos de apoyo del primer metatarsiano; X 5° MITT, promedio de punto de mayor presión del quinto metatarsiano; X 5° 5° MITT, promedio de los 5 segundos de apoyo del quinto metatarsiano; X TALON, promedio de punto de mayor presión del centro del talón; X 5° TALON, promedio de los 5 segundos de apoyo del centro del talón; X PMP, promedio del punto de mayor presión del pie; X 5° PMP, promedio de los 5 segundos del punto de mayor presión del pie. En todos los análisis, un P-valor < .05 con un 95% IC fue considerado estadísticamente significativo. \*Media ± desviación estándar (SD), y test T-Student fueron utilizados; \* Mediana ± y el rango intercuartil (RI), y el test U de Mann-Whitney fueron utilizados.

**Tabla 2.** Presiones Plantares y Ángulos en el Plano Frontal

Se obtuvieron datos significativos (p < .05) utilizando la media y la desviación estándar para las variables de distribución normal de la media de la presión plantar del pulpejo del primer dedo de la pierna derecha en las mediciones pre y post, la media del ángulo de inclinación del tronco de la pierna izquierda, en las mediciones pre y post, y la media de los 5° de la presión plantar en la cabeza del primer metatarsiano de la pierna izquierda, en la medición pre. Por otro lado, se registraron datos significativos (p < .05) utilizando la mediana y el rango intercuartil para las variables de la media de los 5° de la presión plantar del primer metatarsiano de la pierna izquierda, en la medición post, y en la media de la presión plantar del primer metatarsiano de la pierna izquierda en la medición post. No se observaron diferencias significativas para el ángulo de valgo de rodilla.

La distribución de la homogeneidad de las variables de medición se recogen en la Tabla 3.

Parámetros	Grupo GM	Grupo MIP	P-valor	Parámetros	Grupo GM	Grupo MIP	P-valor
DIFERENCIA PULPEJO 1er DEDO/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-0,13 (9,22)	-060 (9,24)	0,938*	DIFERENCIA PULPEJO 1er/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-2,73 (8,02)	-1,40 (8,69)	0,807*
DIFERENCIA 1er MTT PIERNA/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-5,80 (4,89)	-2,47 (13,65)	0,629*	DIFERENCIA 1er MTT/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-6,40 (5,34)	-7,60 (15,07)	0,873*
DIFERENCIA 5º MTT PIERNA/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	1,53 (4,94)	-0,27 (3,45)	0,523*	DIFERENCIA 5º MTT/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	6,20 (7,66)	3,87 (7,31)	0,635*
DIFERENCIA TALON PIERNA/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	1,73 (2,33)	-0,20 (7,64)	0,603*	DIFERENCIA TALON/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-5,40 (6,79)	-0,87 (7,06)	0,331*
DIFERENCIA PMP PIERNA/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-0,60 (11,45)	-2,33 (7,19)	0,782*	DIFERENCIA PMP/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	0,87 (6,62)	-4,53 (12,79)	0,585*
DIFERENCIA ° INCLINACION TRONCO/PD; PRE-POST (°)	3,53 (NEG) (14,62)	0,4 (NEG) (8,57)	0,347*	DIFERENCIA ° INCLINACION TRONCO/PI; PRE-POST (°)	-6,92 (7,03)	0,31 (5,42)	0,106*
DIFERENCIA ° VALGO RODILLA/PD; PRE-POST (°)	-0,60 (3,54)	-2,07 (3,48)	0,544*	DIFERENCIA ° VALGO RODILLA/PI; PRE-POST (°)	4,23 (7,29)	-7,38 (18,81)	0,234*
DIFERENCIA ° PRONACION PIE/PD; PRE-POST (°)	2,45 (5,94)	1,22 (1,57)	0,665*	DIFERENCIA ° PRONACION PIE/PI; PRE-POST (°)	2,67 (6,92)	2,83 (7,24)	0,602*
DIFERENCIA MEDIA 5º PULPEJO/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-1,53 (2,89)	-0,934 (3,90)	0,79*	DIFERENCIA MEDIA 5º PULPEJO/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-1,13 (1,59)	-1,13 (2,88)	1*
DIFERENCIA MEDIA 5º 1er MTT/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-0,334 (3,89)	-4,20 (8,88)	0,399*	DIFERENCIA MEDIA 5º 1er MTT/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-2,07 (1,23)	-5,47 (6,37)	0,302*
DIFERENCIA MEDIA 5º 5º MTT/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-1,13 (4,09)	3,67 (3,27)	0,075*	DIFERENCIA MEDIA 5º 5º MTT/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	3,67 (10,17)	0,00 (5,00)	0,401*
DIFERENCIA MEDIA 5º TALON/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	1,93 (2,90)	-2,33 (5,65)	0,171*	DIFERENCIA MEDIA 5º TALON/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	-2,07 (5,00)	0,73 (6,78)	0,478*
DIFERENCIA MEDIA 5º PMP/PD; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	0,13 (2,95)	3,07 (9,57)	0,496*	DIFERENCIA MEDIA 5º PMP/PI; PRE-POST (N/cm <sup>2</sup> )	1,87 (7,35)	-4,13 (5,71)	0,187*

Abreviaturas: IC, intervalo de confianza; GM, Glúteo Medio; MIP, Musculatura Intrínseca del Pie; 1er MTT, Primer metatarsiano; 5º MTT, Quinto metatarsiano; PD, Pierna Derecha; PI, Pierna Izquierda; PMP, Punto de Máxima Presión; POST, segunda medición; PRE, primera medición; RI, rango intercuartil SD, desviación estándar. En todos los análisis, un P-valor < .05 con un 95% IC fue considerado estadísticamente significativo. \*Media ± desviación estándar (SD), y test T-Student fueron utilizados; \* Mediana ± y el rango intercuartil (RI), y el test U de Mann-Whitney fueron utilizados.

Tabla 3. Análisis de la diferencia de resultados entre mediciones

## Discusión

Se obtuvieron resultados significativos ( $p < .05$ ) señalando el aumento de la presión plantar de la cabeza del primer metatarsiano de la pierna izquierda, y una tendencia significativa en el aumento del ángulo que disminuye la pronación del pie de la misma pierna. No se describieron resultados significativos para los ángulos de valgo de rodilla y de inclinación del tronco, ni para el resto de presiones plantares recogidas. El papel del glúteo medio en la estabilidad en el plano frontal del miembro inferior y la rodilla podría relacionarse con los resultados obtenidos, debido a su participación en la alineación de la extremidad inferior en el plano frontal de forma conjunta con el resto de musculatura abductora de cadera.

No se describieron estudios previos que analizaran la presión plantar con el objetivo de observar cambios en la actividad de la musculatura intrínseca de la planta del pie, sin embargo, se han descrito ejercicios para mejorar la actividad de la musculatura intrínseca de la planta del pie bajo control electromiográfico, destacando la importancia del abductor del primer dedo, el cuadrado plantar, y el flexor corto de los dedos durante el apoyo monopodal en carga ° en ejercicios como el “Short Foot” (31).

Se obtuvieron diferencias significativas en la intervención del glúteo medio y de la musculatura intrínseca de la planta del pie, en la medición de la presión plantar del primer metatarsiano post de la pierna izquierda ( $p$ -valor=0,027). La mejora más significativa se obtuvo en el grupo 2 de intervención, y sus datos se correlacionaron con un grado de asociación fuerte (91,5%) con el punto de máxima presión plantar del pie, durante la ejecución del test, y con la media de la inclinación del tronco en el punto de máxima flexión de rodilla. También se describió una tendencia significativa en la media del ángulo de pronación del pie de la pierna izquierda, variable en la que se analizó su correlación con el grupo de intervención al obtener diferencias significativas pre-intervención, no mostrando asociación entre variables.

Hoy en día se ha descrito papel del glúteo medio en el control del valgo de rodilla (20), pero no de forma precisa con la hiperpronación del pie. Por otro lado se puede interpretar la importancia musculatura intrínseca de la planta del pie, activada con el ejercicio “Short Foot” durante el Single Leg Squat. La participación de este grupo muscular en la estabilidad y propulsión del pie, así como la importante contribución del abductor del primer en el control del arco longitudinal interno de la planta del pie, explicarían el aumento de la presión en el primer metatarsiano para el control estático de la pronación en el punto de mayor flexión de la rodilla durante el test (26).

Los resultados obtenidos en la media de la presión plantar del primer metatarsiano izquierdo, en la medición post ( $p < 0,05$ ), y su fuerte correlación con el punto de máxima presión plantar y la media de los 5” de presión plantar del primer metatarsiano del pie izquierdo, pueden indicar la importancia del flexor corto y el abductor del primer a en la estabilidad del primer radio del pie.

Se ha analizado cómo el déficit de fuerza en la musculatura de la cadera se relaciona con trastornos musculoesqueléticos, y como programas de mejora de la fuerza y activación del glúteo medio son eficaces en la reducción del dolor, el control de la alineación del miembro inferior y el rendimiento deportivo (20, 22). Con el objetivo de mejorar las estrategias de prevención, los cambios obtenidos en la musculatura intrínseca de la planta del pie y en el glúteo medio tras la activación isométrica pueden sugerir que planes combinados de trabajo puede ser una buena estrategia pero reducir el riesgo de lesión en deporte de impacto.

#### *Limitaciones de estudio*

Varias limitaciones se consideran en el presente estudio. La población de estudio no permitió que se pudiesen registrar un mayor número de sujetos limitando la potencia del estudio y justificando el desarrollo de un estudio piloto. A pesar de que los deportistas analizados procedían todos de la misma disciplina, el historial de lesiones que se recogió de los participantes estaba infravalorado debido a que unos criterios de inclusión muy restrictivos condicionarían la posibilidad de llevar a cabo el estudio con una muestra considerable. A pesar de que el Análisis 2D es una herramienta útil y fiable para el análisis de la alineación del miembro inferior, pero no permite analizar el componente rotacional de los movimientos en el plano frontal del miembro inferior, como el valgo de rodilla o la pronación del pie, en comparación con los sistemas de 3D. Son necesarios más estudios con una muestra más amplia y homogénea para determinar los cambios en la huella plantar y los ángulos de la extremidad inferior, así como para correlacionar la presión de la cabeza del primer metatarsiano con la pronación del tobillo, el valgo de rodilla y la inclinación del tronco. Los datos obtenidos del análisis estadístico no son extrapolables a otra población distinta de la población diana y de estudio.



## Conclusiones

El aumento de la presión plantar de la cabeza del primer metatarsiano se ha relacionado en este estudio con la activación isométrica a corto plazo del glúteo medio y de la musculatura intrínseca del pie, mostrando diferencias más significativas en la activación de la musculatura intrínseca de la planta del pie. Son necesarios estudios que ayuden a comprender como puede contribuir la activación isométrica y la mejora de la fuerza de la musculatura intrínseca de la planta del pie y del glúteo medio en el control de la alineación de la extremidad inferior.

## References

1. Loes M, Dahlstedt L, Thomee R. A 7 year study on risks and costs of knee injuries in male and female youth participants in 12 sports. *Scand J Med Sci Sports* 2000;10(2):90-97.
2. Taunton JE, Ryan MB, Clement DB, McKenzie DC, Lloyd-Smith DR, Zumbo BD. A retrospective case-control analysis of 2002 running injuries. *Br J Sports Med* 2002 Apr;36(2):95-101.
3. Dingenen B, Malfait B, Nijs S, Peers KH, Vereecken S, Verschueren SM, et al. Can two-dimensional video analysis during single-leg drop vertical jumps help identify non-contact knee injury risk? A one-year prospective study. *Clin Biomech* 2015;30(8):781-787.
4. Drakos MC, Domb B, Starkey C, Callahan L, Allen AA. Injury in the National Basketball Association: a 17-year overview. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach* 2010;1941738109357303.
5. Cumps E, Verhagen E, Meeusen R. Prospective epidemiological study of basketball injuries during one competitive season: ankle sprains and overuse knee injuries. *Journal of Sports Science and Medicine* 2007;6(2):204-211.
6. Spriet LL. Sport Nutrition for Basketball: Science-Based Recommendations. *Nutrition & Recovery Needs of the Basketball Athlete* :16.
7. Hewett TE, Ford KR, Myer GD. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 2, a meta-analysis of neuromuscular interventions aimed at injury prevention. *Am J Sports Med* 2006 Mar;34(3):490-498.
8. Hewett TE, Myer GD, Ford KR. Anterior cruciate ligament injuries in female athletes: Part 1, mechanisms and risk factors. *Am J Sports Med* 2006 Feb;34(2):299-311.
9. Mendiguchia J, Ford KR, Quatman CE, Alentorn-Geli E, Hewett TE. Sex differences in proximal control of the knee joint. *Sports Medicine* 2011;41(7):541-557.
10. Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2010;40(2):42-51.
11. Palmer K, Hebron C, Williams JM. A randomised trial into the effect of an isolated hip abductor strengthening programme and a functional motor control programme on knee kinematics and hip muscle strength. *BMC musculoskeletal disorders* 2015;16(1):1.
12. Andersen LL, Magnusson SP, Nielsen M, Haleem J, Poulsen K, Aagaard P. Neuromuscular activation in conventional therapeutic exercises and heavy resistance exercises: implications for rehabilitation. *Phys Ther* 2006 May;86(5):683-697.
13. Distefano LJ, Blackburn JT, Marshall SW, Padua DA. Gluteal muscle activation during common therapeutic exercises. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2009;39(7):532-540.
14. Philippou A, Bogdanis GC, Maridaki M. Neuromuscular dysfunction with the experimental arm acting as its own reference following eccentric and isometric exercise. *Somatosens Mot Res* 2010;27(2):45-54.
15. Rio E, Kidgell D, Purdam C, Gaida J, Moseley GL, Pearce AJ, et al. Isometric exercise induces analgesia and reduces inhibition in patellar tendinopathy. *Br J Sports Med* 2015 Oct;49(19):1277-1283.
16. Koltyn KF, Umeda M. Contralateral attenuation of pain after short-duration submaximal isometric exercise. *The Journal of Pain* 2007;8(11):887-892.
17. Kobayashi M, Hamada T, Kogo M, Yanagawa Y, Obata K, Kang Y. Developmental profile of GABAA-mediated synaptic transmission in pyramidal cells of the somatosensory cortex. *Eur J Neurosci* 2008;28(5):849-861.
18. Goodwill AM, Pearce AJ, Kidgell DJ. Corticomotor plasticity following unilateral strength training. *Muscle Nerve* 2012;46(3):384-393.
19. Pitman BM, Semmler JG. Reduced short-interval intracortical inhibition after eccentric muscle damage in human elbow flexor muscles. *J Appl Physiol* (1985) 2012 Sep;113(6):929-936.
20. Cashman GE. The effect of weak hip abductors or external rotators on knee valgus kinematics in healthy subjects: a systematic review. *J Sport Rehabil* 2012;21(3):273-284.
21. Moore KL, Dalley AF, Agur AM. Clinically oriented anatomy. Lippincott Williams & Wilkins; 2013.
22. O'Sullivan K, Smith SM, Sainsbury D. Electromyographic analysis of the three subdivisions of gluteus medius during weight-bearing exercises. *BMC Sports Science, Medicine and Rehabilitation* 2010;2(1):1.
23. Tong JW, Kong PW. Association between foot type and lower extremity injuries: systematic literature review with meta-analysis. *Journal of orthopaedic & sports physical therapy* 2013;43(10):700-714.
24. Razeghi M, Batt ME. Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait Posture* 2002;15(3):282-291.
25. Valenzuela KA, Lynn SK, Mikelson LR, Noffal GJ, Judelson DA. Effect of Acute Alterations in Foot Strike Patterns during Running on Sagittal Plane Lower Limb Kinematics and Kinetics. *J Sports Sci Med* 2015 Mar 1;14(1):225-232.
26. Jung D, Kim M, Koh E, Kwon O, Cynn H, Lee W. A comparison in the muscle activity of the abductor hallucis and the medial longitudinal arch angle during toe curl and short foot exercises. *Physical Therapy in Sport* 2011;12(1):30-35.
27. Gatev P, Thomas S, Kepple T, Hallett M. Feedforward ankle strategy of balance during quiet stance in adults. *J Physiol (Lond)* 1999;514(3):915-928.
28. Mochizuki G, Semmler J, Ivanova T, Garland S. Low-frequency common modulation of soleus motor unit discharge is enhanced during postural control in humans. *Experimental brain research* 2006;175(4):584-595.
29. Kura H, Luo ZP, Kitaoka HB, An KN. Quantitative analysis of the intrinsic muscles of the foot. *Anat Rec* 1997 Sep;249(1):143-151.

30. Ledoux WR, Hirsch BE, Church T, Caunin M. Pennation angles of the intrinsic muscles of the foot. *J Biomech* 2001;34(3):399-403.
31. Kelly LA, Kuitunen S, Racinais S, Cresswell AG. Recruitment of the plantar intrinsic foot muscles with increasing postural demand. *Clin Biomech* 2012;27(1):46-51.
32. Vandembroucke JP, von Elm E, Altman DG, Gtzsche PC, Mulrow CD, Pocock SJ, et al. Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE): Explanation and elaboration. *Int J Surg [Internet]*. 2014 Dec [cited 2017 Jun 13];12(12):1500–24. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25046751>.
33. Faul F, Erdfelder E, Lang A, Buchner A. G\* Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior research methods* 2007;39(2):175-191.
34. Hewett TE, Myer GD, Ford KR, Heidt RS, Jr, Colosimo AJ, McLean SG, et al. Biomechanical measures of neuromuscular control and valgus loading of the knee predict anterior cruciate ligament injury risk in female athletes: a prospective study. *Am J Sports Med* 2005 Apr;33(4):492-501.
35. Ford KR, Nguyen A, Dischiavi SL, Hegedus EJ, Zuk EF, Taylor JB. An evidence-based review of hip-focused neuromuscular exercise interventions to address dynamic lower extremity valgus. *Open access journal of sports medicine* 2015;6:291.
36. Holt GR. Declaration of Helsinki? The World's Document of Conscience and Responsibility. *South Med J [Internet]*. 2014 Jul [cited 2017 Jun 29];107(7):407–407. Available from: <http://sma.org/southern-medical-journal/article/declaration-of-helsinki-the-worlds-document-of-conscience-and-responsibility>.
37. Stensrud S, Myklebust G, Kristianslund E, Bahr R, Krosshaug T. Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. *Br J Sports Med* 2011 Jun;45(7):589-595.
38. Munro AG, Herrington L, Carolan M. Reliability of two-dimensional video assessment of frontal plane dynamic knee valgus during common athletic screening tasks. *J Sport Rehab* 2012;21(1):7-11.
39. Stensrud S, Myklebust G, Kristianslund E, Bahr R, Krosshaug T. Correlation between two-dimensional video analysis and subjective assessment in evaluating knee control among elite female team handball players. *Br J Sports Med* 2011 Jun;45(7):589-595.
40. Dingenen B, Malfait B, Vanrenterghem J, Verschueren SM, Staes FF. The reliability and validity of the measurement of lateral trunk motion in two-dimensional video analysis during unipodal functional screening tests in elite female athletes. *Physical Therapy in Sport* 2014;15(2):117-123.
41. Dingenen B, Staes FF, Janssens L. A new method to analyze postural stability during a transition task from double-leg stance to single-leg stance. *J Biomech* 2013;46(13):2213-2219.
42. Boren K, Conrey C, Le Coguic J, Paprocki L, Voight M, Robinson TK. Electromyographic analysis of gluteus medius and gluteus maximus during rehabilitation exercises. *Int J Sports Phys Ther* 2011 Sep;6(3):206-223.
43. Macadam P, Cronin J, Contreras B. An Examination of the Gluteal Muscle Activity Associated with Dynamic Hip Abduction and Hip External Rotation Exercise: A Systematic Review. *International journal of sports physical therapy* 2015;10(5):573.
44. Page P. Sensorimotor training: A “global” approach for balance training. *J Bodywork Movement Ther* 2006;10(1):77-84.
45. Sidorkewicz N, Cambridge ED, McGill SM. Examining the effects of altering hip orientation on gluteus medius and tensor fasciae latae interplay during common non-weight-bearing hip rehabilitation exercises. *Clin Biomech* 2014;29(9):971-976.
46. Reiman MP, Bolgia LA, Loudon JK. A literature review of studies evaluating gluteus maximus and gluteus medius activation during rehabilitation exercises. *Physiotherapy theory and practice* 2012.
47. 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* 2008;18(3):420-425.
48. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med* 2015 Mar;49(5):290-2013-092690. Epub 2014 Mar 21.
49. Mulligan EP, Cook PG. Effect of plantar intrinsic muscle training on medial longitudinal arch morphology and dynamic function. *Man Ther* 2013;18(5):425-430.