



ORIGINAL

Artículo bilingüe español/inglés

Rev Esp Podol. 2020;31(2):65-70

DOI: 10.20986/revesspod.2020.1558/2020

Estabilidad dinámica de la pelvis y su relación con las presiones plantares

Dynamic instability of the pelvis and its relation to plantar pressures in runners

Miguel Blanco-Traba¹, Pedro Pérez-Soriano², Manuel Mosqueira-Ourens³, Andrés López del Amo Lorente³ y Alfonso Martínez-Nova⁴

¹Clínica Podológica Podomigue. Cee, A Coruña, España. ²Departamento de Actividad Física y Deporte. Universidad de Valencia, España.

³Departamento de Podología. Universidad Católica de Murcia, España. ⁴Departamento de Enfermería y Podología. Universidad de Extremadura. Badajoz, España

Palabras clave:

Estabilidad, pelvis, presiones plantares, pronación, glúteo.

Resumen

Introducción: La pelvis juega un papel importante durante la carrera, siendo la clave en la correcta distribución de la carga entre las dos extremidades y manteniendo la estabilidad y el alineamiento entre las extremidades inferiores y el tronco. Sin embargo, poco se conoce sobre la relación de una pobre estabilidad pélvica en el segmento inferior distal (pie). Por ello, el objetivo de este estudio fue valorar si hay una relación entre la inestabilidad dinámica de la pelvis con una alteración de las presiones plantares.

Pacientes y métodos: En una muestra de 47 corredores sanos, se realizó el Single Leg Squat Test y fueron grabados en vídeo corriendo, siendo evaluados por un comité de cinco expertos. Se realizaron tres grupos: a) mal control pélvico (MPC) (n = 8); b) buen control pélvico (BCP) (n = 25); y c) control pélvico regular (RCP) (n = 14). Las presiones plantares se tomaron a 3.3 m/s con la plataforma de presiones FootScan. El pico de presión (N/cm²), tiempo de máxima presión (ms) y ratio de carga (N/cm²/s) fueron valorados en 10 regiones de interés.

Resultados: Los resultados obtenidos fueron máxima presión en primera (MCP = 14.7 N/cm², RCP = 10.7 N/cm², BCP = 7.9 N/cm²; p = 0.003) y segunda cabeza metatarsal (MCP = 16.8 N/cm², RCP = 14.8 N/cm² y BCP = 10.3 N/cm², p = 0.008). También el ratio de carga (presión/tiempo) mostró diferencias significativas en la primera cabeza metatarsal (BCP = 0.31 N/cm²/s, RCP = 0.23 N/cm²/s y BCP = 0.18 N/cm²/s; p = 0.04).

Conclusiones: La inestabilidad dinámica de la pelvis produce mayor presión y ratio de carga en la región medial del antepié (primera y segunda cabeza metatarsal), lo que está normalmente relacionado con una mayor pronación del pie.

Keywords:

Stability, pelvic, plantar pressures, pronation, gluteus.

Abstract

Introduction: The pelvis plays an important role during running, being key to the right distribution of loads on the two legs, maintaining the stability and alignment of both the limbs and the trunk. However, little is known about the relationship between poor pelvic stability and the distal segment of the lower limb (foot). The aim of this study was therefore to assess whether dynamic pelvic instability is related to any alteration of plantar pressures.

Patients and methods: In a sample of 47 healthy male runners, the single-leg squat test was video-recorded for evaluation by a panel of 5 experts. These formed the participants into three groups: bad pelvic control (BPC) (n = 8); medium pelvic control (RPC) (n = 14); and good pelvic control (GPC) (n = 25). Plantar pressures were measured running at 3.3 m/s, using the FootScan pressure platform. Peak pressure (N/cm²), time of peak pressure (ms), and load ratio (pressure/time, N/cm²-s) were determined in ten zones of the foot.

Results: The results showed the greatest peak pressures under the first (BPC = 14.7 N/cm², RPC = 10.7 N/cm², GPC = 7.9 N/cm²; p = 0.003) and second metatarsals (BPC = 16.8 N/cm², RPC = 14.8 N/cm², GPC = 10.3 N/cm²; p = 0.008). Also, there were significant differences in load ratio for the first metatarsal (BPC = 0.31 N/cm²-s, RPC = 0.23 N/cm²-s, and GPC = 0.18 N/cm²-s; p = 0.049).

Conclusions: Dynamic pelvic instability leads to greater pressures and load ratios in the medial area of the forefoot (first and second metatarsals), which is usually related to pronation on the foot.

Recibido: 20-01-2020

Aceptado: 27-03-2020



0210-1238 © Los autores. 2020.
Editorial: INSPIRA NETWORK GROUP S.L.
Este es un artículo Open Access bajo la licencia CC Reconocimiento 4.0 Internacional
(www.creativecommons.org/licenses/by/4.0/).

Correspondencia:

Miguel Blanco Traba
blanco.traba.miguel@gmail.com

INTRODUCCIÓN

La pelvis presenta un rol importante durante la carrera, distribuyendo las cargas en ambas extremidades, así como manteniendo la estabilidad y alineación del miembro inferior y tronco¹⁻³. La inestabilidad pélvica puede darse por varios factores: mala alineación⁴, déficits de fuerza en: a) musculatura abductora de cadera⁵, b) core⁶, c) flexores-extensores de cadera⁷, d) rotadores externos de cadera⁸, o e) ineficiencia en control neuromuscular⁹, especialmente en los abductores de cadera¹⁰. Esta inestabilidad puede provocar compensaciones, como es el *Pelvic Drop*¹¹, que se suele producir por alteración de la musculatura abductora de cadera y que se acompaña de una aducción de cadera¹², con o sin rotación interna del fémur¹³. En este sentido, cuanto mayor es la caída pélvica mayor es la carga en el compartimento medial de la rodilla¹⁴. Puede suceder que más grupos musculares provoquen una mala estabilización dinámica de la pelvis, como los rotadores externos de cadera¹⁴, y que desencadena en un valgo dinámico de rodilla¹⁵, que es una aducción de la rodilla hacia medial en el plano frontal del cuerpo y en rotación interna¹⁶ en el plano horizontal, con rotación interna o externa de tibia¹⁷.

Esta inestabilidad pélvica está asociada con patologías en rodilla¹⁸, como el síndrome patelofemoral¹⁹, cintilla iliotibial, y también como mecanismos de lesión del ligamento cruzado anterior de la rodilla²⁰; también se asocia con esguinces de tobillo²¹ y tendinopatía aquilea²².

El test *Single leg squat* es una prueba clínica fiable y reproducible³ que ayuda a localizar pacientes con inestabilidad dinámica de la pelvis y valgo dinámico de rodilla²⁴.

Debido a la influencia de la inestabilidad dinámica en articulaciones distales, como la rodilla o el tobillo, es posible una alteración de determinadas variables cinéticas o cinemáticas en población con "pelvic drop" positivo. Así, el objetivo de este estudio fue valorar si existe una modificación del patrón de presiones plantares en corredores con diferentes grados de control pélvico.

PACIENTES Y MÉTODOS

Características de la muestra

La muestra se compuso de 47 participantes, todos ellos varones, con una edad media de 27.8 ± 9.9 años, altura media de 1.7 ± 0.7 m, peso medio de 75.2 ± 9.1 kg e IMC medio de 23.7 ± 2.4 kg/m². Los corredores debían realizar un mínimo de tres entrenamientos a la semana. Los criterios de inclusión incluyeron ausencia de lesiones en el miembro inferior durante los últimos seis meses ni operaciones en el miembro inferior durante los últimos tres años.

Todos los participantes dieron su consentimiento por escrito antes de participar en las pruebas. Este estudio ha sido realizado acorde a los estándares éticos internacionales y aprobado por el comité ético de la universidad (Id: UEX 100/2015).

Pruebas y diseño experimental

Para la clasificación de los corredores en tres grupos se realizaron tres intentos del test *Single Leg Squat*, grabados en vídeo (Gopro hero 3 black edition, 720p y 120fps) (situada a tres metros de distancia y con enfoque en la pelvis). El test del *Single Leg Squat* se realizó con los brazos cruzados sobre el pecho, flexionando 60° la rodilla y descendiendo durante dos segundos, realizando cinco repeticiones sin tocar con el pie contralateral en el suelo²⁵ (Figura 1A). Los vídeos fueron analizados por un grupo de cinco expertos (dos en podología, dos en fisioterapia, y uno en ciencias del deporte). Los expertos, mediante un cuestionario (Tabla I) clasificaron cada miembro inferior (derecho e izquierdo) de cada corredor en tres grupos (buena, regular y mala estabilización pélvica) (Figuras 1 y 2) replicando el procedimiento empleado por Crossley y cols.²⁵. Se permitieron de 0 a 1 zonas mal (Tabla I) para el grupo de buen control pélvico (GPC), de 2 a 3 errores fueron permitidos para el grupo de control regular de la pelvis (RPC) y de 4 a 5 para el grupo de mal control pélvico (BPC).

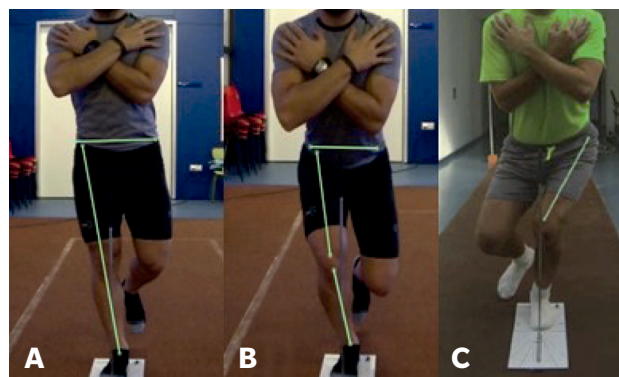


Figura 1. A. Pre test Single Leg Squat (SLS). B. SLS negativo. C. SLS positivo.

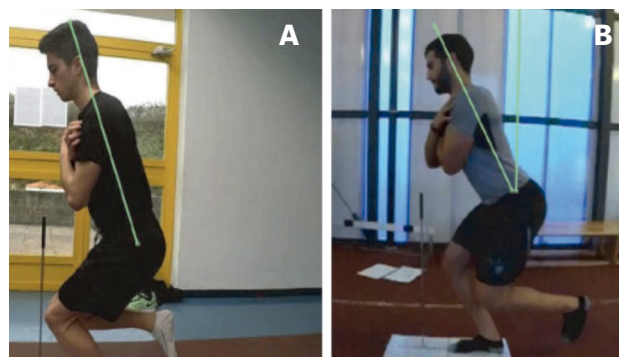


Figura 2. SLS con inclinación tronco compensatorio: A. Buen control pélvico. B. Mal control pélvico.

Tabla I. Cuestionario modificado para valorar el Single Leg Squat.

| Cuestionario test Single Leg Squat | |
|--|--------------------------------------|
| Impresión general de las 5 repeticiones | Se permite uno mal para buen control |
| Habilidad para mantener el equilibrio Movimientos de la persona Profundidad del squat Velocidad del squat | |
| Postura del tronco | Se permite uno mal para buen control |
| Desviación o desplazamiento lateral del tronco Rotación del tronco Flexión lateral del tronco Flexión anterior del tronco | |
| Posición pélvica | Se permite uno mal para buen control |
| Balaceo pélvico o desviación lateral Rotación pélvica Inclinación pélvica | |
| Articulación de la cadera | No se permite uno mal |
| Aducción de la cadera Rotación interna femoral | |
| Articulación de la rodilla y pie | No se permite uno mal |
| Valgo de rodilla evidente Posición de la rodilla relativa a la posición del pie | |

Análisis baropodométrico

Todos los corredores realizaron las pruebas dinámicas con el propio calzado deportivo²⁶⁻³⁰. La prueba se realizó a una velocidad de 12 km/h (3.3 m/s) a lo largo de un pasillo de análisis de 50 metros, ubicándose la plataforma de presiones (Footscan® Rsscan International, Olen, Bélgica) y las fotocélulas en la mitad de este recorrido ("Chronojump Boscossystems"^(cc), España). La plataforma Footscan® ha mostrado una buena fiabilidad³¹. Se estableció una tolerancia de 3.3 m/s \pm 10 % para considerar válidos los datos de baropodometría, siendo analizadas finalmente tres pisadas válidas por cada pie. Los datos baropodométricos fueron analizados con el software Footscan 7.97, dividiéndose la imagen en 10 áreas/zonas (talón medial, talón lateral, mediopié, 1.^a, 2.^a, 3.^a, 4.^a y 5.^a cabeza metatarsal, primer dedo y dedos menores). Las siguientes variables fueron analizadas, considerando la media de tres pisadas de cada pie en cada zona; presión máxima (N/cm²), tiempo máximo de presión (ms) y ratio de carga (N/cm².s).

Análisis estadístico

Para mantener independencia de los datos³², para los test estadísticos se emplearon solo los valores del pie derecho, que fue seleccionado al azar. El análisis estadístico se realizó

con el programa SPSS (UJEX, licencia campus) v 19.0. Para establecer la relación entre los valores de presión plantar con cada uno de los tres grupos (buen control, regular y mal control) se realizaron las siguientes pruebas estadísticas; a) prueba t para muestras independientes para determinar las presiones entre el pie derecho e izquierdo; b) análisis de la varianza (ANOVA) para los tres grupos inter e intra grupo, y c) análisis *post hoc* de Tukey donde hubo significación de la varianza. Los resultados se expresan como la media \pm desviación estándar y la significación estadística situada en $p < 0.05$.

RESULTADOS

En la muestra global de corredores, la máxima presión se situó en la segunda cabeza metatarsal (12.7 N/cm²), seguida de la tercera cabeza metatarsal (R = 10.6 N/cm²). No se encontraron diferencias significativas entre las presiones plantares de ambos pies, en ninguna de las 10 zonas analizadas (Tabla II).

El análisis de la varianza (ANOVA) indicó que existieron diferencias significativas entre los tres grupos de corredores (buen control, regular y mal control) en las presiones plantares en el primer y segundo metatarsiano ($p = 0.003$ y $p = 0.008$, respectivamente). El resto de zonas no presentaron diferencias entre los tres grupos ($p > 0.05$ en todos los casos). El análisis *post hoc* de Tukey mostró que las diferencias en la presión máxima se situaron entre el grupo de Single Leg Squat bueno y malo en primer metatarsiano ($p = 0.003$) y segundo metatarsiano ($p = 0.008$). La media de presión para el grupo 1 (bueno) en primer metatarsiano fue de 7.9 N/cm², mientras que para el grupo malo fue de 14.7 N/cm². En segundo metatarsiano la presión del grupo bueno fue de 10.3 N/cm², mientras que para el grupo malo fue de 16.8 N/cm², $p = 0.008$ (Tabla III).

Tabla II. Distribución de presión plantar.

| Región | Presión máxima (N/cm ²) |
|---------------|-------------------------------------|
| Talón medial | 6.9 |
| Talón lateral | 6.8 |
| Mediopié | 6.1 |
| CMT1 | 9.7 |
| CMT2 | 12.7 |
| CMT3 | 10.6 |
| CMT4 | 9.1 |
| CMT5 | 6 |
| Hallux | 7.6 |
| Dedos 2-5 | 4.9 |

CMT: cabeza metatarsal.

Tabla III. Anova. Post Hoc Tukey DPM1 Y DPM2.

| | PRESIÓN 1.º MET (N/cm ²) | PRESIÓN 2.º MET (N/cm ²) |
|------------------|---|---|
| Bueno (n = 25) | 7.9 | 10.3 |
| Regular (n = 14) | 10.7 | 14.8 |
| Malo (n = 7) | 14.7 | 16.8 |
| p | 0.003 | 0.008 |

Tabla IV. Anova. Post Hoc Tukey DRC1.

| | Ratio Carga 1.º MET (N/cm ² ·s) |
|------------------|---|
| Bueno (n = 25) | 0.18 |
| Regular (n = 14) | 0.23 |
| Malo (n = 7) | 0.31 |
| P | 0.049 |

DRC1: Derecho, Ratio de carga, 1.º metatarsiano.

El ratio de carga también mostró diferencias significativas entre los tres grupos de corredores en el primer metatarsiano del pie derecho ($p = 0.049$). El análisis *post hoc* de Tukey mostró que las diferencias se localizaron entre el grupo de Single Leg Squat bueno y malo en ese primer metatarsiano ($p = 0.049$). La media de presión para el grupo 1 (bueno) en primer metatarsiano fue de 0.18 N/cm²·s mientras que para el grupo malo fue de 0.31 N/cm²·s (Tabla IV).

El análisis de la varianza (ANOVA) no mostró diferencias significativas en el tiempo máximo de presión entre los tres grupos de corredores ($p > 0.05$ en todos los casos).

DISCUSIÓN

A nivel plantar, el pie es la unión entre el suelo y el resto del cuerpo en la fase de apoyo de la marcha, por ello, una alteración a nivel proximal, como la inestabilidad pélvica, podría tener una repercusión en el patrón de presiones plantares.

Durante la carrera, los valores de presión máxima se sitúan en el segundo metatarsiano, seguido del tercer metatarsiano, primer metatarsiano y del hallux (Tabla II) por ese orden. Estos resultados son similares a los encontrados en la literatura, en los que se halla una mayor presión en el segundo y tercer metatarsiano que en el primer metatarsiano, además de seguir el mismo orden³¹⁻³⁴.

En un estudio de Bryant y cols.³⁵ analizaron las mismas variables baropodométricas que el nuestro, pero descalzos y andando, encontrando que sus picos de presión fueron mayores que los de nuestros resultados, posiblemente debido a la diferencia en la plataforma de presiones que ellos usaron (EMED system). Sus resultados muestran que el segundo metatarsiano es el que soporta mayor pico de presión. Tam-

bién la diferencia de presión máxima entre primer y segundo metatarsianos (M1: 29 N/cm², M2: 42 N/cm² y en nuestra investigación, M1: 9.7 N/cm², M2: 12.7 N/cm²) es mucho mayor que en el nuestro, habiendo menos diferencia en la presión máxima que puede ser debido a una mayor carga del primer metatarsiano en nuestro estudio.

Cuando un corredor presenta una inestabilidad pélvica, se produce un aumento significativo de la presión en el primer y segundo metatarsiano del pie derecho.

Así, cuanto mayor diferencia entre un buen o mal control pélvico en carrera, mayor es la diferencia en las presiones plantares en la columna medial del pie (primer y segundo metatarsianos). Presiones más altas en el primer y segundo metatarsianos suelen estar asociados con una medialización del eje de la articulación subastragalina, debido a una aducción, anteriorización y plantarflexión del astrágalo³⁶, que consecuentemente produce un descenso del arco longitudinal interno del pie y mayor carga en la zona medial del antepié (mayores fuerzas reactivas del suelo en primer y segundo metatarsianos)³⁷.

Esta mayor presión en la zona medial del antepié en corredores que desarrollaron lesiones, también lo apoya Stacoff y cols.³⁷ en su investigación, donde además, analizaron la excursión de pronación en 3D viéndose incrementada en los pies con mayor presión plantar medial del antepié, lo que apoya nuestra hipótesis de que la mayor presión en primer y segundo metatarsianos en el grupo de mayor inestabilidad pélvica se asocia con alteraciones en toda la cadena cinética y la pronación del pie, como último eslabón, produce una medialización del eje de la subastragalina aumentando las cargas en la columna medial del antepié. En esta investigación los corredores iban calzados pero las presiones plantares no las separaron por puntos sino por zonas más amplias (antepié medial, central y lateral).

Este incremento de las presiones en primer y segundo metatarsiano en el grupo de mal control dinámico de la pelvis puede ser un factor predisponente en lesiones por sobreeso^{37,38} aunque hay muy poca literatura, y sobre todo muy poca homogeneización en los métodos y variables empleados³⁹.

Las presiones plantares también han sido utilizadas para encontrar lesiones relacionadas con correr, no identificándose un patrón claro que relacionara los datos de las presiones plantares con las lesiones sufridas; esto puede ser debido a las variables que se han analizado pudiesen no ser las más adecuadas.

En un estudio prospectivo de Rice y cols.³⁸ proporcionaron evidencia que una concentración de presiones plantares más mediales puede ser un factor de riesgo para lesionarse en corredores. También encontraron un mayor pico de presiones bajo primer metatarsiano relacionado con el grupo que desarrolló una lesión, también la carga más medial se asoció con el grupo que se lesionaron a lo largo del estudio.

Sin embargo, de manera sorprendente, no encontramos estas diferencias en las presiones plantares entre los grupos en el pie izquierdo. El motivo por el que aparecen diferencias

significativas en primer y segundo metatarsianos solamente en el pie derecho, puede ser debido a que la estabilidad a nivel de la pelvis se produzca de forma unilateral en la pierna dominante. Nuestra hipótesis es que la pierna dominante puede jugar un rol importante en dirigir el contacto.

Esta alteración selectiva de valores cinemáticos ya ha sido analizada en la revisión de Sadeghi y cols.⁴⁰, donde reportaron que el pie de la pierna dominante es utilizado para actividades manipulativas como golpear un balón y el pie de la pierna no dominante es utilizado para estabilizar y mantener la postura. Niu y cols.⁴¹ encontraron que el tobillo dominante tenía mayor riesgo de lesionarse que el no dominante, ya que obtuvieron mayores picos en la velocidad angular y una reducción en la electromiografía de los flexores de tobillo. Knight y Weimar⁴² también concluyeron en apoyar la teoría de que la pierna no dominante funciona más eficientemente que la pierna dominante durante la postura y tareas de estabilización, pudiendo protegerse mejor contra lesiones de tobillo.

Esta mayor afectación del pie dominante podría explicar algunas de las patologías que se presentan de manera unilateral como esguinces de tobillo⁴¹⁻⁴³.

Otra hipótesis es que el cuerpo tienda a compensar, en la pierna dominante, cualquier alteración en la estabilidad o alineación ocurrido en la pelvis y miembro inferior, por lo que, a través del sistema neuromuscular se producen ajustes musculares que variarán, entre otros factores, la rigidez articular^{44,45}. Las asimetrías en la marcha y carrera⁴⁶⁻⁴⁸ también son frecuentes y el desempeño de la extremidad preferida puede diferir de la extremidad contralateral⁴⁹.

La mayor limitación de este estudio, para permitir extrapolar resultados, es que el tipo de pie (por ejemplo con el índice de postura del pie) no fue evaluado. Es posible que factores intrínsecos del pie, como un pie pronado o valgo, pudieran haber contribuido a esta distribución de presiones plantares.

En conclusión, cuando un corredor manifiesta una inestabilidad pélvica dinámica se producen cambios en la cinética del miembro inferior, provocando una mayor carga en primer y segundo metatarsianos de la pierna dominante. Puede ser de utilidad el conocer estos datos para la prevención o tratamiento de lesiones en el pie.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses en el presente artículo.

FINANCIACIÓN

Ninguna.

BIBLIOGRAFÍA

- Snijders CJ, Vleeming A, Stoeckart R. Transfer of lumbosacral load to iliac bones and legs Part 1: Biomechanics of self-bracing of the sacroiliac joints and its significance for treatment and exercise. *Clin Biomech (Bristol, Avon)*. 1993;8(6):285-94. DOI: 10.1016/0268-0033(93)90002-Y.
- Kim D, Unger J, Lanovaz JL, Oates AR. The Relationship of Anticipatory Gluteus Medius Activity to Pelvic and Knee Stability in the Transition to Single-Leg Stance. *PM R*. 2016;8(2):138-44. DOI: 10.1016/j.pmrj.2015.06.005.
- Valente G, Taddei F, Jonkers I. Influence of weak hip abductor muscles on joint contact forces during normal walking: Probabilistic modeling analysis. *J Biomech*. 2013;46(13):2186-93. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.06.030.
- Nguyen AD, Shultz SJ, Schmitz RJ, Luecht RM, Perrin DH. A preliminary multifactorial approach describing the relationships among lower extremity Alignment, hip muscle activation, and lower extremity joint excursion. *J Athl Train*. 2011;46(3):246-56. DOI: 10.4085/1062-6050-46.3.246.
- Schuermans J, Danneels L, Van Tiggelen D, Palmans T, Witvrouw E. Proximal Neuromuscular Control Protects Against Hamstring Injuries in Male Soccer Players. *Am J Sports Med*. 2017;45(6):1315-25. DOI: 10.1177/0363546516687750.
- Rivera CE. Core and Lumbopelvic Stabilization in Runners. *Phys Med Rehabil Clin N Am*. 2016;27(1):319-37. DOI: 10.1016/j.pmr.2015.09.003.
- Niemuth PE, Johnson RJ, Myers MJ, Thieman TJ. Hip muscle weakness and overuse injuries in recreational runners. *Clin J Sport Med*. 2005;15(1):14-21. DOI: 10.1097/00042752-200501000-00004.
- Fukuda TY, Rossetto FM, Magalhães E, Bryk FF, Lucareli PRG, de Almeida Aparecida Carvalho N. Short-term effects of hip abductors and lateral rotators strengthening in females with patellofemoral pain syndrome: a randomized controlled clinical trial. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(11):736-42. DOI: 10.2519/jospt.2010.3246.
- Ford KR, Nguyen A-D, 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 J Sports Med*. 2015;6:291-303. DOI: 10.2147/OAJSM.S72432.
- Semciw A, Neate R, Pizzari T. Running related gluteus medius function in health and injury: A systematic review with meta-analysis. *J Electromyogr Kinesiol*. 2016;30:98-110. DOI: 10.1016/j.jelekin.2016.06.005.
- Stickler L, Finley M, Gulgin H. Relationship between hip and core strength and frontal plane alignment during a single leg squat. *Phys Ther Sport*. 2015;16(1):66-71. DOI: 10.1016/j.ptsp.2014.05.002.
- Dunphy C, Casey S, Lomond A, Rutherford D. Contralateral pelvic drop during gait increases knee adduction moments of asymptomatic individuals. *Hum Mov Sci*. 2016;49:27-35. DOI: 10.1016/j.humov.2016.05.008.
- Lee TQ, Anzel SH, Bennett KA, Pang D, Kim WC. The influence of fixed rotational deformities of the femur on the patellofemoral contact pressures in human cadaver knees. *Clin Orthop Relat Res*. 1994;(302):69-74.
- Takacs J, Hunt MA. The effect of contralateral pelvic drop and trunk lean on frontal plane knee biomechanics during single limb standing. *J Biomech*. 2012;45(16):2791-6. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2012.08.041.
- Kagaya Y, Fujii Y, Nishizono H. Association between hip abductor function, rear-foot dynamic alignment, and dynamic knee valgus during single-leg squats and drop landings. *J Sport Heal Sci*. 2015;4(2):182-7. DOI: 10.1016/j.jshs.2013.08.002.
- Souza RB, Powers CM. Differences in hip kinematics, muscle strength, and muscle activation between subjects with and without patellofemoral pain. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2009;39(1):12-9. DOI: 10.2519/jospt.2009.2885.
- McLean SG, Walker K, Ford KR, Myer GD, Hewett TE, van den Bogert AJ. Evaluation of a two dimensional analysis method as a screening and evaluation tool for anterior cruciate ligament injury. *Br J Sports Med*. 2005;39:355-62. DOI: 10.1136/bjism.2005.018598.
- Powers CM. The influence of abnormal hip mechanics on knee injury: a biomechanical perspective. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2010;40(2):42-51. DOI: 10.2519/jospt.2010.3337.
- Paoloni M, Mangone M, Fratocchi G, Murgia M, Saraceni VM, Santilli V. Kinematic and kinetic features of normal level walking in patellofemoral pain syndrome: more than a sagittal plane alteration. *J Biomech*. 2010;43(9):1794-8. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2010.02.013.

20. Carcia C, Eggen J, Shultz S. Hip-Abductor Fatigue, Frontal-Plane Landing Angle, and Excursion During a Drop Jump. *J Sport Rehabil.* 2005;14:321-31.
21. Friel K, McLean N, Myers C, Caceres M. Ipsilateral hip abductor weakness after inversion ankle sprain. *J Athl Train.* 2006;41(1):74-8.
22. Creaby MW, Honeywill C, Franettovich Smith MM, Schache AG, Crossley KM. Hip Biomechanics Are Altered in Male Runners with Achilles Tendinopathy. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(3):549-54. DOI: 10.1249/MSS.0000000000001126.
23. Nakagawa TH, Moriya ÉTU, Maciel CD, Serrão FV. Test-retest reliability of three-dimensional kinematics using an electromagnetic tracking system during single-leg squat and stepping maneuver. *Gait Posture.* 2014;39(1):141-6. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.06.011.
24. Ugalde V, Brockman C, Bailowitz Z, Pollard CD. Single Leg Squat Test and Its Relationship to Dynamic KneeValgus and Injury Risk Screening. *PM R.* 2015;7(3):229-35. DOI: 10.1016/j.pmrj.2014.08.361.
25. Crossley KM, Zhang WJ, Schache AG, Bryant A, Cowan SM. Performance on the Single-Leg Squat Task Indicates Hip Abductor Muscle Function. *Am J Sports Med.* 2011;39(4):866-73. DOI: 10.1177/0363546510395456.
26. Nigg BM, Vienneau J, Smith AC, Trudeau MB, Mohr M, Nigg SR. The Preferred Movement Path Paradigm. *Med Sci Sports Exerc.* 2017;49(8):1641-8. DOI: 10.1249/MSS.0000000000001260.
27. Cochrum RG, Connors RT, Coons JM, Fuller DK, Morgan DW, Caputo JL. Comparison of Running Economy Values While Wearing No Shoes, Minimal Shoes, and Normal Running Shoes. *J Strength Cond Res.* 2017;31(3):595-601. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000892.
28. Mündermann A, Nigg BM, Stefanyshyn DJ, Humble RN, Nurse MA. Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait Posture.* 2002;16(1):38-45. DOI: 10.1016/S0966-6362(01)00197-7.
29. Kurz MJ, Stergiou N, Heiderscheid B. The spanning set indicates that variability during the stance period of running is affected by footwear. *Gait Posture.* 2003;17(2):132-5. DOI: 10.1016/S0966-6362(02)00064-4.
30. Franklin S, Grey MJ, Heneghan N, Bowen L, Li FX. Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait Posture.* 2015;42(3):230-9. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.05.019.
31. Escamilla-Martínez E, Martínez-Nova A, Gómez-Martín B, Sánchez-Rodríguez R, Fernández-Seguín LM. The effect of moderate running on foot posture index and plantar pressure distribution in male recreational runners. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2013;103(2):121-5. DOI: 10.7547/1030121.
32. Menz HB. Two feet, or one person? Problems associated with statistical analysis of paired data in foot and ankle medicine. *Foot.* 2004;14(1):2-5. DOI: 10.1016/S0958-2592(03)00047-6.
33. Martínez-Nova A, Pascual Huerta J, Sánchez-Rodríguez R. Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures using the Biofoot in-shoe system. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2008;98(4):302-10. DOI: 10.7547/0980302.
34. Perry J. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function.* J Pediatric Orthopaedics. 2010;815.
35. Bryant AR, Tinley P, Singer KP. Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000;90(6):295-9. DOI: 10.7547/87507315-90-6-295.
36. Kirby KA. Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2001;91(9):465-87. DOI: 10.7547/87507315-91-9-465.
37. Stacoff A, Kälin X, Stüssi E. The effects of shoes on the torsion and rear-foot motion in running. *Med Sci Sports Exerc.* 1991;23(4):482-90.
38. Rice H, Nunns M, House C, Fallowfield J, Allsopp A, Dixon S. High medial plantar pressures during barefoot running are associated with increased risk of ankle inversion injury in Royal Marine recruits. *Gait Posture.* 2013;38(4):614-8. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.02.001.
39. Mann R, Malisoux L, Urhausen A, Meijer K, Theisen D. Plantar pressure measurements and running-related injury: A systematic review of methods and possible associations. *Gait Posture.* 2016;47:1-9. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2016.03.016.
40. Sadeghi H, Allard P, Prince F, Labelle H. Symmetry and limb dominance in able-bodied gait: a review. *Gait Posture.* 2000;12(1):34-45. DOI: 10.1016/S0966-6362(00)00070-9.
41. Niu W, Wang Y, He Y, Fan Y, Zhao Q. Kinematics, kinetics, and electromyogram of ankle during drop landing: A comparison between dominant and non-dominant limb. *Hum Mov Sci.* 2011;30(3):614-23. DOI: 10.1016/j.humov.2010.10.010.
42. Knight AC, Weimar WH. Difference in ratio of evertor to invertor activity between the dominant and nondominant legs during simulated lateral ankle sprain. *J Sport Rehabil.* 2013;22(4):272-8. DOI: 10.1123/jsr.22.4.272.
43. Yeung MS, Chan KM, So CH, Yuan WY. An epidemiological survey on ankle sprain. *Br J Sports Med.* 1994;28(2):112-6.
44. Boyer KA, Nigg BM. Changes in muscle activity in response to different impact forces affect soft tissue compartment mechanical properties. *J Biomech Eng.* 2007;129(4):594-602. DOI: 10.1115/1.2746384.
45. Nikooyan AA, Zadpoor AA. Modeling muscle activity to study the effects of footwear on the impact forces and vibrations of the human body during running. *J Biomech.* 2010;43(2):186-93. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2009.09.028.
46. Girard O, Brocherie F, Morin JB, Millet GP. Lower limb mechanical asymmetry during repeated treadmill sprints. *Hum Mov Sci.* 2017;52:203-14. DOI: 10.1016/j.humov.2017.02.008.
47. Rumpf MC, Cronin JB, Mohamad IN, Mohamad S, Oliver JL, Hughes MG. Kinetic asymmetries during running in male youth. *Phys Ther Sport.* 2014;15(1):53-7. DOI: 10.1016/j.ptsp.2013.03.001.
48. Herzog W, Nigg BM, Read LJ, Olsson E. Asymmetries in ground reaction force patterns in normal human gait. *Med Sci Sports Exerc.* 1989;21(1):110-4. DOI: 10.1249/00005768-198902000-00020.
49. Carpes FP, Mota CB, Faria IE. On the bilateral asymmetry during running and cycling - a review considering leg preference. *Phys Ther Sport.* 2010;11(4):136-42. DOI: 10.1016/j.ptsp.2010.06.005.