



REVISTA ESPAÑOLA DE PODOLOGÍA

Publicación Oficial del Consejo General de Colegios Oficiales de Podólogos

Artículo Aceptado para su pre-publicación / Article Accepted for pre-publication

Título / Title:

Análisis descriptivo del movimiento 3D del pie mediante sensores inerciales.
Comparación entre extremidades / Descriptive analysis of 3D foot motion using inertial sensors. Comparison between lower extremities

Autores / Authors:

Juan Luis Florenciano Restoy, Jordi Solé-Casals, Xantal Borràs Boix

DOI: [10.20986/revesppod.2021.1594/2020](https://doi.org/10.20986/revesppod.2021.1594/2020)

Instrucciones de citación para el artículo / Citation instructions for the article:

Florenciano Restoy Juan Luis, Solé-Casals Jordi, Borràs Boix Xantal. Análisis descriptivo del movimiento 3D del pie mediante sensores inerciales. Comparación entre extremidades / Descriptive analysis of 3D foot motion using inertial sensors. Comparison between lower extremities. Rev. Esp. Pod. 2021. doi: 10.20986/revesppod.2021.1594/2020.



Este es un archivo PDF de un manuscrito inédito que ha sido aceptado para su publicación en la Revista Española de Podología. Como un servicio a nuestros clientes estamos proporcionando esta primera versión del manuscrito en estado de pre-publicación. El manuscrito será sometido a la corrección de estilo final, composición y revisión de la prueba resultante antes de que se publique en su forma final. Tenga en cuenta que durante el proceso de producción se pueden dar errores lo que podría afectar el contenido final.



ORIGINAL

Artículo bilingüe español/inglés

Rev Esp Podol. 2021;xx(x):x-x

DOI: 10.20986/revesspod.2021.1594/2020

Análisis descriptivo del movimiento 3D del pie mediante sensores inerciales: comparación entre extremidades

Descriptive analysis of 3D foot motion using inertial sensors: comparison between lower extremities

Juan Luis Florenciano Restoy¹, Jordi Solé-Casals¹ y Xantal Borràs Boix²

¹Grup de Tractament de Dades i Senyals. Universitat de Vic – Universitat Central de Catalunya. Barcelona, España. ²Sport Performance Analysis Research Group (SPARG). Universitat de Vic - Universitat Central de Catalunya. Barcelona, España

Palabras clave:

Sensor inercial, acelerometría, cinemática 3D, movimiento del pie.

Resumen

Objetivos: El objetivo del presente estudio es doble: por un lado, realizar una descripción cinemática del movimiento del pie en los tres planos del espacio y, por otro, determinar si existen diferencias entre ambas extremidades.

Pacientes y métodos: Se trata de un estudio descriptivo, observacional y transversal, con una muestra de 40 corredores habituales, adultos sanos. El protocolo de valoración consistió en carrera sobre cinta rodante a una velocidad de 9 km/h. La recogida de datos se realizó durante 20 segundos, después de estabilizada la velocidad de la cinta.

Resultados: En el movimiento de flexión dorsal-flexión plantar no se observan diferencias significativas entre pies ($p < 0.37$). En el movimiento de pronación-supinación y en el de adducción-abducción sí existen diferencias significativas, siendo mayor en el pie derecho ($p < 0.002$ y $p < 0.02$ respectivamente). El tamaño del efecto es muy pequeño en el movimiento en el plano sagital, mientras que en los planos frontal y transversal es un efecto mediano.

Conclusión: Durante la carrera el pie mantiene una secuencia lógica de movimiento. Mientras no existen diferencias significativas en los movimientos de flexión dorsal-flexión plantar, en los movimientos de pronación-supinación y adducción-abducción el pie derecho tiene mayor rango de movimiento que el pie izquierdo.

Keywords:

Inertial sensor, accelerometry, 3D kinematics, foot motion.

Abstract

Objectives: The objective of this study is twofold, on the one hand, it is to make a kinematic description of the movement of the foot in the three planes of the space and, on the other hand, to determine if there are differences between the lower extremities.

Patients and methods: The study is a descriptive, observational and cross-sectional one, with a sample consisting of 40 healthy adults who are also regular runners. The assessment protocol consisted of running on a treadmill at a speed of 9 km/h. Data collection was carried out during the first 20 seconds, after which the speed of the treadmill was stabilized.

Results: In the dorsi-plantar movement, no significant differences between feet were found ($p < 0.37$), whereas in the pronation-supination movement and the abduction-adduction movement significant differences were found, especially in the right foot ($p < 0.002$ and $p < 0.02$ respectively). The size of the effect in the movement in the sagittal plane was found to be very small, while in the frontal and transverse planes it increased to a medium effect.

Conclusion: During running, the foot follows a logical sequence of movements. While no significant differences exist in the dorsi-plantar movements, in the pronation-supination and abduction-adduction movements the right foot was found to have a bigger range of movement than the left foot.

Recibido: 09-11-2020

Aceptado: 22-12-2020



0210-1238 © Los autores. 2021.
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:

Xantal Borràs Boix
xantal.borras@uvic.cat

INTRODUCCIÓN

Las unidades inerciales de movimiento (IMU) son dispositivos portátiles que, mediante la combinación de acelerómetros, giroscopios y magnetómetros, pueden ser usados para determinar patrones cinemáticos realizados en cualquier entorno, incluido el entorno real de un corredor, y son una alternativa a la investigación de la carrera de laboratorio¹⁻³.

Debido a su pequeño tamaño y a sus propiedades inalámbricas, las IMU permiten estudiar el movimiento sin restricciones. Algunos estudios han demostrado que son capaces de detectar con precisión cambios en la biomecánica de la carrera y pueden ayudar a determinar factores lesivos causados por sobrecarga mecánica^{4,5}. Varios investigadores han usado acelerómetros, colocados sobre el calzado deportivo, para determinar cambios al correr. Boutaayamou y cols.⁶ validaron el uso de dos acelerómetros, montados en talón y el extremo proximal del dedo gordo del pie, mediante un sistema óptico de análisis tridimensional (3D).

Otros estudios muestran evidencias en las asimetrías de movimiento durante la marcha. Por ejemplo, Mayolas y cols.⁷ observaron que la marcha es asimétrica, independiente de la lateralidad, en población infantil. Los resultados no revelaron diferencias bilaterales significativas entre las medias de la muestra en la presión plantar general, pero la mayoría de los niños ejercían una mayor presión en el retropié derecho que en el izquierdo, y en el mediopié y antepié izquierdos que en el derecho.

Además, Niu y cols.⁸ comprobaron que las presiones plantares podrían usarse para evaluar la estabilidad de pie. En comparación con el lado no dominante, el pie dominante era más seguro durante la postura sobre una pierna debido a la mayor área de contacto total, y especialmente al estar de pie con el tobillo en inversión debido a una mayor relación de fuerza anteroposterior.

Por lo tanto, el interés en el análisis del movimiento del pie ha ido en aumento con el propósito de disminuir el riesgo de lesiones y mejorar la economía de carrera y el rendimiento deportivo. No obstante, todavía hay pocos estudios que describan patrones cinemáticos mediante el uso de IMU. El objetivo de este estudio es doble: por un lado, realizar una descripción cinemática de los movimientos del pie en los tres planos de movimiento y, por otro, determinar si existen diferencias entre extremidades. La hipótesis nula establece que no hay diferencias entre los pies.

PACIENTES Y MÉTODOS

Se trata de un estudio descriptivo, observacional y transversal aprobado por el Comité de Ética de la Recerca de la Universitat de Vic - Universitat Central de Catalunya (UVic-UCC), siguiendo los principios de la Declaración de Helsinki.

La muestra estuvo compuesta por 40 hombres (edad 43 ± 13.8 años, altura 175.5 ± 7.07 cm, peso 72 ± 5.5 kg), sin alte-

raciones del aparato locomotor en el momento de la prueba. Todos ellos dieron su consentimiento por escrito previo a la valoración.

Se utilizó una máquina de correr (BH Fitness G6414V SPORT, Álava, España) para capturar varios ciclos completos de carrera. Se ha observado que correr en cinta rodante es representativo de la carrera a pie^{9,10}.

Para la recogida de datos se usaron dos unidades IMU equipadas con acelerómetro, giroscopio y magnetómetro triaxial (MotionPod, tamaño $31 \times 21 \times 15$ mm y peso 14 g, Grenoble, Francia), software BioVal (RM Ingénierie, Rodez, Francia)^{11,12} y una interfaz inalámbrica (2,4 GHz, alcance de transmisión de hasta 30 m, ≈ 8 horas de uso, frecuencia de muestreo de 30 Hz). Los datos se traspasaron a un PC a través de un dispositivo USB.

Cada participante realizó un calentamiento en la cinta corriendo durante 3 minutos a 9 km/h (2.5 m/s) para familiarizarse con el entorno y las velocidades de la máquina. Una vez que se completó el periodo de calentamiento, el atleta descansó durante 2 minutos y se le explicó el resto del proceso experimental.

El sensor se colocó, para todos los participantes, en el empeine del calzado de cada sujeto mediante velcro y cinta adhesiva para limitar la vibración (Figura 1). Cada participante llevaba su propio calzado. Se ha observado que los cambios en la dureza de la suela afectan a la cinemática de las extremidades inferiores¹³. El mismo calzado tuvo que ser usado en las dos condiciones evaluadas.

Según el protocolo e indicaciones del fabricante, el participante debía permanecer parado y erguido durante 3 segundos mientras se registraban los datos de ambos pies.

Después de la preparación cada participante completó 20 segundos de carrera a 9 km/h. El registro de datos se inició una vez que la cinta de correr se estabilizaba a la velocidad establecida.

Los datos de desplazamiento angular se midieron entre los puntos angulares máximo y mínimo en el plano sagital (flexión dorsal-plantar del pie), el plano transversal (abducción-adducción) y el plano frontal (pronación-supinación). Nota aclaratoria: El fabricante introduce el concepto de pro-



Figura 1. Izquierda: imagen del sensor utilizado en el estudio. Derecha: posición previa del sujeto en la cinta de correr con fijación del sensor al calzado.

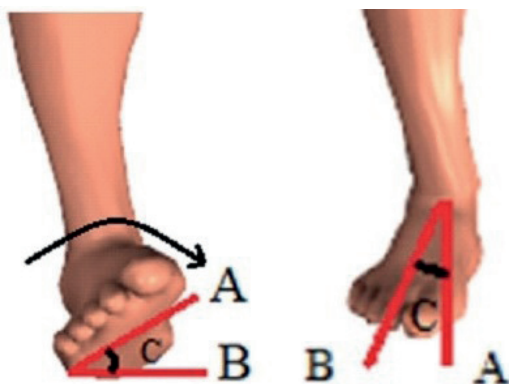


Figura 2. Izquierda: Movimiento de pronación del pie. La recta A indica el plano de supinación y la recta B el plano del suelo. Derecha: Movimiento de abducción del pie. La recta A indica el plano sagital y la recta B indica la dirección del pie.

nación-supinación cuando en realidad, y desde la definición podológica, debería decir eversión-inversión. La eversión es un movimiento en el plano frontal donde la zona medial del pie se aproxima al plano del suelo, y la inversión es un movimiento en el plano frontal donde la zona medial del pie se separa del plano del suelo. Sin embargo, pronación es un movimiento combinado de flexión dorsal, eversión y abducción, y supinación es un movimiento combinado de flexión plantar, inversión y aducción¹⁴ (Figura 2).

Los datos capturados fueron exportados a una hoja Excel para su posterior análisis. Se analizó la normalidad de los datos usando el test Shapiro-Wilk. Para la comparación de medias se utilizó la prueba *t* de Student con un intervalo de confianza del 95 %, considerando los valores estadísticamente significativos con un valor $p < 0.05$. Se analizó también el tamaño del efecto mediante el test de Cohen ($d \leq 0.2$ efecto despreciable, $0.2 \leq d \leq 0.5$ pequeño, $0.5 \leq d \leq 0.8$ medio o $d \geq 0.8$ grande)^{15,16}.

RESULTADOS

Comparación entre extremidades

Los resultados se muestran en la Tabla I. Las diferencias entre la media de la amplitud del pie izquierdo y el derecho fueron insignificantes en el movimiento de flexión dorsal-fle-

xión plantar ($p < 0.37$, con un tamaño efecto d-Cohen despreciable). Por el contrario, las diferencias entre la amplitud media en los movimientos lateromediales (abducción-adducción) y en los movimientos de pronación-supinación fueron estadísticamente significativas, $p < 0.02$ y $p < 0.002$, y con tamaños de efecto medio de 0.48 y 0.55, respectivamente. Los valores más altos se observaron en el pie derecho.

Descripción de las curvas

La Figura 3 muestra el desplazamiento angular del pie en los tres ejes de movimiento para un ciclo de carrera:

- **Flexión dorsal-flexión plantar.** El contacto inicial empieza en el punto de máxima flexión dorsal, descendiendo hacia el eje X sobre el valor de 0° dibujando una ligera meseta en la fase de apoyo medio antes de iniciar la flexión plantar. En el periodo de oscilación, cambia a la flexión dorsal, que se mantiene hasta el inicio de contacto.
- **Adducción-abducción.** En el periodo de apoyo, en el inicio de contacto, el pie está paralelo al eje X, dibujando una meseta en la fase de apoyo medio; a continuación descende en abducción en la fase de impulso. En el periodo de oscilación, el pie cambia a adducción, que se mantiene durante todo el periodo de oscilación hasta el inicio de contacto (Figura 2).
- **Pronación-supinación.** El contacto inicial empieza en el punto mínimo de pronación, ascendiendo hacia el eje X hacia la máxima pronación y dibujando una forma de meseta durante el apoyo medio. La curva muestra una supinación discreta durante la fase de impulso. En la fase de impulsión, la curva de pronación cambia a supinación y el pie se posiciona para el inicio del contacto.

DISCUSIÓN

El primer objetivo del estudio fue describir cinemáticamente la amplitud de movimiento 3D del pie izquierdo y pie derecho en el ciclo completo de carrera. La descripción de las curvas ha permitido constatar que el movimiento del pie sigue una secuencia lógica, es decir, en el periodo de apoyo, el inicio de extensión del pie coincide con el inicio de pronación, la estabilización del pie transcurre paralela al eje X y en la elevación del talón en la fase de impulso (fase de palanca)

Tabla I. Medias y desviación estándar del desplazamiento angular de cada una de las extremidades para cada eje de movimiento (valores en grados).

| | Izquierdo | Derecho | T-Student | d-Cohen |
|--------------------------------|-------------|-------------|---------------|---------|
| Flexión dorsal-flexión plantar | 94.9 ± 12.5 | 93.8 ± 13.5 | $p < 0.37$ | 0.07 |
| Pronación-supinación | 16.4 ± 5.0 | 19.2 ± 4.8 | $p < 0.002^*$ | 0.55 |
| Adducción-abducción | 22.4 ± 7.5 | 26.4 ± 9.0 | $p < 0.02^*$ | 0.48 |

* Diferencia estadísticamente significativa $p < 0,05$.

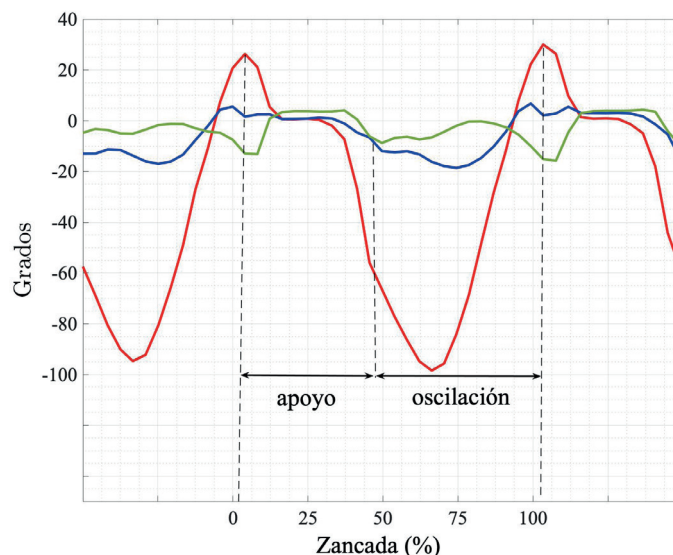


Figura 3. Gráfica del desplazamiento angular del pie de un ciclo de carrera. La leyenda de la izquierda indica la dirección del movimiento.

el pie efectúa una abducción. En el periodo de oscilación, el pie combina flexión, inversión y aducción. Combinar estos movimientos 3D en el periodo de apoyo es imprescindible para establecer el equilibrio monopodal y, en el periodo de oscilación, la combinación de movimientos 3D sitúa al pie de nuevo para el inicio de contacto.

El segundo objetivo fue evaluar si había diferencias entre el movimiento de los pies. Aunque los resultados del estudio no revelan diferencias significativas en la flexión dorsal-flexión plantar del pie, sí se ha observado una mayor amplitud de movimiento en el plano frontal, con un movimiento de eversión más pronunciado en el pie derecho. Esto podría sugerir que, como el plano sagital es el plano de referencia, la alternancia de apoyo entre los pies no altera la mecánica. Sin embargo, el movimiento de eversión es más pronunciado en el pie derecho, lo que significa que tiende a tener mayores grados de inversión al inicio del contacto que el pie izquierdo.

En cuanto al movimiento de abducción, también es más pronunciado en el pie derecho, lo que podría sugerir que una mayor pronación implica también una mayor abducción, ya que el pie es un segmento que no ejecuta movimientos puros, sino que realiza movimientos combinados.

En realidad, estos movimientos no son puros sino combinados, ya que la articulación del tobillo y las articulaciones del tarso están mecánicamente asociadas a través del eje subtalar. Su proyección oblicua permite vincular los movimientos de la tibia con la combinación de movimientos del pie. Por ejemplo, en una fase de apoyo, la rotación interna de la tibia genera un movimiento de pronación en el pie, y de manera similar una rotación externa de la tibia lleva a un movimiento de supinación del pie¹⁷.

No hemos encontrado ningún estudio que compare la mecánica entre extremidades mediante la valoración del des-

plazamiento angular, aunque otros estudios han encontrado también diferencias entre extremidades usando otro tipo de variables mecánicas. Cowley¹⁸ analizó el cambio de altura del hueso navicular en 30 corredores (12 mujeres y 18 hombres) después de 21 km de carrera y encontró un descenso significativo de la bóveda plantar en ambos pies (4.2 mm en el pie izquierdo y 5.0 mm en el pie derecho). Las diferencias fueron mayores en el pie derecho. Así pues, el estudio mostró un cambio en la postura del pie, con un descenso del arco medial (más pronunciado en el pie derecho), pero no explicó las razones de este cambio.

Stodółka y cols.¹⁹ comprobaron el nivel de simetría bilateral entre la trayectoria del centro de presión del pie derecho e izquierdo en las direcciones lateromedial y anteroposterior. Por un lado, el 88 % de los participantes mostraron simetría del pie izquierdo y derecho para la magnitud y dirección de la trayectoria del centro de presión anteroposterior. Por otro lado, se observó asimetría en el 67 % de los participantes para la trayectoria del centro de presión lateromedial; se observó un desplazamiento del centro de presión a lo largo del límite lateral de un pie y a lo largo del límite medial del otro. Asimismo, Muntanyola²⁰ descubrió, en un estudio sobre 663 sujetos, que el desplazamiento, rango y velocidad del centro de presión del cuerpo en el eje anteroposterior es mayor que en el eje mediolateral, y la mayoría de la muestra presentaba mayor presión sobre el pie derecho.

Rai y cols.²¹ registraron huellas plantares mediante un podómetro electrónico en 66 sujetos con y sin patología, los resultados mostraron distribución asimétrica de la presión plantar en el pie derecho e izquierdo de los sujetos sin patología en las diversas regiones (17 % igual presión en ambos pies, 7 % mayor presión sobre el pie izquierdo y 76 % mayor carga en el pie derecho).

Al parecer, existe evidencia científica que avala la existencia de valores significativamente diferentes mayores en el pie derecho que en el izquierdo. El presente estudio parece que se puede apoyar en estos trabajos. Pensamos que la condición de lateralidad debe tener alguna influencia en esto. Por ejemplo, Hardyck²² sugirió que una preferencia en el uso de la mano izquierda, que va de moderada a fuertemente zurda, se encontraría en aproximadamente el 10 % de la población. No obstante, se debería estudiar a una población de zurdos antes de confirmar este vínculo.

Consideramos que este patrón de movimiento se debe considerar normal, si bien es cierto que cualquier desviación de las medias observadas en los movimientos en los planos frontal y transversal sería susceptible de generar desequilibrios y, por consiguiente, patología en el sistema locomotor.

Una limitación de nuestro estudio fue que no evaluamos ni la lateralidad ni la dominancia lateral de los sujetos, dos conceptos diferentes según Carpes y cols.²³, no pudiendo saber si las diferencias observadas se deben al predominio de mano o pierna dominante. Es necesario realizar más estudios para evaluar la correlación entre la cinemática y la dominancia lateral. También se sugiere aumentar el número de sujetos para corroborar y validar estos resultados.

En conclusión, los resultados obtenidos en el presente estudio no mostraron diferencias estadísticamente significativas en la amplitud de rango de movimiento entre ambos pies en el plano sagital, mientras que sí las hay en los planos frontal y transversal en una muestra de corredores sanos asintomáticos. Las diferencias son más notables en el pie derecho. Este estudio muestra un patrón cinemático lógico en el movimiento del pie y, a pesar de la asimetría observada entre las extremidades, los valores de esta velocidad de carrera deben considerarse normales.

AGRADECIMIENTOS

Los autores agradecen a Juan Luis Florenciano Merino su colaboración técnica para la elaboración del presente artículo.

CONFLICTO DE INTERESES

Los autores declaran no tener ningún conflicto de intereses.

FINANCIACIÓN

Ninguna.

BIBLIOGRAFÍA

- Benson LC, Claremont CA, Bošnjak E, Ferber R. The use of wearable devices for walking and running gait analysis outside of the lab: a systematic review. *Gait Posture*. 2018;63:124-38. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.04.047.
- Reenalda J, Maartens E, Homan L, Buurke JJ. Continuous three-dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics. *Biomech J*. 2016;49:3362-7. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.08.032.
- Wouda FJ, Giuberti M, Bellusci G, Maartens E, Reenalda J, Van Beijnum JF, et al. Estimation of vertical ground reaction forces and sagittal knee kinematics during running using three inertial sensors. *Front Physiol*. 2018;9:1-14. DOI: 10.3389/fphys.2018.00218.
- Kiernan D, Hawkins DA, Manoukian MAC, McKallip M, Oelsner L, Caskey CF, et al. Accelerometer-based prediction of running injury in National Collegiate Athletic Association track athletes. *Biomech*. 2018;73:201-9. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.04.001.
- Schütte KH, Seerden S, Venter R, Vanwanseele B. Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. *Gait Posture*. 2018;59:222-8. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.10.021.
- Boutaayamou M, Schwartz C, Stamatakis J, Denoël V, Maquet D, Forthomme B, et al. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Med Eng Phys*. 2015;37:226-32. DOI: 10.1016/j.medengphy.2015.01.001.
- Mayolas Pi C, Legaz Arrese A. Distribution of plantar pressures during gait in different zones of the foot in healthy children: the effects of laterality. *Percept Mot Skills*. 2015;120(1):159-76. DOI: 10.2466/26.10.PMS.120v15x8.
- Niu WX, Chu ZW, Yao J, Zhang M, Fan YB, Zhao QP. Effects of laterality, ankle inversion and stabilizers on the plantar pressure distribution during unipedal standing. *J Mech Med Biol*. 2012;12(3):1250055. DOI: 10.1142/S0219519412005113.
- Fellin RE, Manal K, Davis IS. Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. *J Appl Biomech*. 2010;26:407-14. DOI: 10.1123/jab.26.4.407.
- Fellin R, Rose M, William C, Royer D, Todd D. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *J Sci Med Sport*. 2010;13:646-50. DOI: 10.1016/j.jsams.2010.03.006.
- MPOD1. MotionPod Manual de usuario. Movea Motion copyright © 2008-2009.
- Manual de Instrucciones. BioVal - RM Ingenierie Movea Motion copyright © 2008-2009.
- Hardin EC, Van Den Bogert AJ, Hamill J. Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(5):838-44. DOI: 10.1249/01.MSS.0000126605.65966.40.
- Root ML, Orien WP, Weed JH. *Biomechanical Examination of the Foot*. Vol. 1. Editorial Ortoce; 1991.
- Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2ª ed. Hillsdale NJ: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers; 1988.
- Chuan CL, Penyelidikan J. Sample size estimation using Krejcie and Morgan and Cohen statistical power analysis: A comparison. *Jurnal Penyelidikan IPBL*. 2006;7:78-86.
- Kapandji IA. *Fisiología articular. Miembro inferior*. 6ª ed. Editorial Maloine; 2012.
- Cowley E. The effects of prolonged running on the biomechanics and function of the foot and ankle. A thesis submitted to the University of Plymouth in partial fulfilment for the degree of School of Health Professions. September, 2019.
- Stodółka J, Blach W, Vodiciar J, Mąckała K. The characteristics of feet center of pressure trajectory during quiet standing. *Appl Sci*. 2020;10(8):2940. DOI: 10.3390/app10082940.
- Muntanyola-Vidal A. Medida del equilibrio estático en corredores de maratón mediante baropodometría optométrica. Universitat Ramon Llull. Tesis doctoral. Barcelona. Mayo, 2014.
- Rai DV, Aggarwal LM, Bahadur Raj. Plantar pressure changes in normal and pathological foot during bipedal standing. *Indian J Orthop*. 2006;40(2):119-22. DOI: 10.4103/0019-5413.34455.
- Hardyck C, Petrinovich F. Left-handedness. *Psychol Bull*. 1997;84:385-404. DOI: 10.1037/0033-2909.84.3.385.
- Carpes FP, Mota CB, Faria IE. (2010). 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.



ORIGINAL

Bilingual article English/Spanish

Rev Esp Podol. 2021;xx(x):x-x

DOI: 10.20986/revesspod.2021.1594/2020

Descriptive analysis of 3D foot motion using inertial sensors: comparison between lower extremities

Análisis descriptivo del movimiento 3D del pie mediante sensores inerciales: comparación entre extremidades

Juan Luis Florenciano Restoy¹, Jordi Solé-Casals¹ y Xantal Borràs Boix²

¹Grup de Tractament de Dades i Senyals. Universitat de Vic – Universitat Central de Catalunya. Barcelona. España. ²Sport Performance Analysis Research Group (SPARG). Universitat de Vic - Universitat Central de Catalunya. Barcelona. España

Keywords:

Inertial sensor, accelerometry, 3D kinematics, foot motion.

Abstract

Objectives: The objective of this study is twofold, on the one hand, it is to make a kinematic description of the movement of the foot in the three planes of the space and, on the other hand, to determine if there are differences between the lower extremities.

Patients and methods: The study is a descriptive, observational and cross-sectional one, with a sample consisting of 40 healthy adults who are also regular runners. The assessment protocol consisted of running on a treadmill at a speed of 9 km/h. Data collection was carried out during the first 20 seconds, after which the speed of the treadmill was stabilized.

Results: In the dorsi-plantar movement, no significant differences between feet were found ($p < 0.37$), whereas in the pronation-supination movement and the abduction-adduction movement significant differences were found, especially in the right foot ($p < 0.002$ and $p < 0.02$ respectively). The size of the effect in the movement in the sagittal plane was found to be very small, while in the frontal and transverse planes it increased to a medium effect.

Conclusion: During running, the foot follows a logical sequence of movements. While no significant differences exist in the dorsi-plantar movements, in the pronation-supination and abduction-adduction movements the right foot was found to have a bigger range of movement than the left foot.

Palabras clave:

Sensor inercial, acelerometría, cinemática 3D, movimiento del pie.

Resumen

Objetivos: El objetivo del presente estudio es doble: por un lado, realizar una descripción cinemática del movimiento del pie en los tres planos del espacio y, por otro, determinar si existen diferencias entre ambas extremidades.

Pacientes y métodos: Se trata de un estudio descriptivo, observacional y transversal, con una muestra de 40 corredores habituales, adultos sanos. El protocolo de valoración consistió en carrera sobre cinta rodante a una velocidad de 9 km/h. La recogida de datos se realizó durante 20 segundos, después de estabilizada la velocidad de la cinta.

Resultados: En el movimiento de flexión dorsal-flexión plantar no se observan diferencias significativas entre pies ($p < 0.37$). En el movimiento de pronación-supinación y en el de adducción-abducción sí existen diferencias significativas, siendo mayor en el pie derecho ($p < 0.002$ y $p < 0.02$ respectivamente). El tamaño del efecto es muy pequeño en el movimiento en el plano sagital, mientras que en los planos frontal y transversal es un efecto mediano.

Conclusión: Durante la carrera el pie mantiene una secuencia lógica de movimiento. Mientras no existen diferencias significativas en los movimientos de flexión dorsal-flexión plantar, en los movimientos de pronación-supinación y adducción-abducción el pie derecho tiene mayor rango de movimiento que el pie izquierdo.

Received: 09-11-2020

Accepted: 22-12-2020



0210-1238 © Los autores. 2021.
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/).

Correspondence:

Xantal Borràs Boix
xantal.borras@uvic.cat

INTRODUCTION

Inertial measurement units (IMU) are portable devices which, by using a combination of accelerometers, gyroscopes and magnetometers, can be used to determine kinematic patterns carried out in any environment, including the real environment of a runner, and are an alternative to the current laboratory-based research¹⁻³.

Due to their small size and wireless properties, IMUs allow for the movement to be studied without restrictions. Some studies have shown that they are able to detect the changes in running biomechanics with precision and can help to determine injury factors due to mechanical overload^{4,5}. A variety of researchers have used accelerometers placed on the participant's sports footwear to measure changes in running; Boutayamou et al.⁶ validated the use of two accelerometers, fixed on each shoe at the level of the heel and the proximal part of the big toe, against a conventional three-dimensional (3D) optical analysis system without finding significant differences between the two methods.

Other studies have shown evidence for asymmetry of movement during walking. For instance, Mayolas et al.⁷ observed an asymmetric walking behaviour, independent of the laterality of the subjects, in a child population. The results did not reveal significant bilateral differences in the general plantar pressure, but the majority of the children were found to not only apply a higher pressure in the right hindfoot rather than in the left hindfoot, but also to do so in the midfoot and left forefoot rather than in the right forefoot.

In addition, Niu et al.⁸ found that plantar pressure could be used to evaluate the foot's stability. In comparison to the non-dominant side, the dominant foot was seen to be more secure when in a single-foot stance due to the higher total contact area. This was especially true in an ankle inversion stance, due to a higher antero-posterior force ratio.

Thus, the scientific interest in the analysis of the foot movement has been on the rise with the objective of reducing the risk of injury and improving running efficiency and performance. However, there is a lack of studies which attempt to describe kinematic patterns with the use of IMUs. The objective of this study is twofold. On the one hand, it is to make a kinematic description of the movement of the foot in the three planes of movement and, on the other hand, to determine if there are differences between both extremities. The null hypothesis establishes that there are no differences between feet.

PATIENTS AND METHODS

This is a descriptive, observational and transversal study approved by the University of Vic – Central University of Catalonia's Ethical Committee, following the principles of the Declaration of Helsinki.

The sample was composed by 40 male adults (ages 43 ± 13.8 years, height 175.5 ± 7.07 cm, weight 72 ± 5.5 kg) with-

out any alterations in their locomotor system. All of them gave their written consent prior to the evaluation.

A running treadmill (BH Fitness G6414V SPORT, Álava, Spain) was used to capture various running cycles. It has been previously observed that running on a treadmill is representative of overground running^{9,10}.

Two IMU units, equipped with a triaxial accelerometer, gyroscope and magnetometer (MotionPod, size $31 \times 21 \times 15$ mm and a weight of 14g, Grenoble, France), software BioVal (RM Ingénierie, Rodez, France)^{11,12} and a wireless interface (2.4 GHz, transmission range of up to 30 m, ≈ 8 h of usage, sampling rate of 30 Hz) were used to collect the data. The data from the apparatus was transferred to a PC through a USB device.

Each participant warmed up on the machine by running for three minutes at 9 km/h (2.5 m/s) in order to familiarize themselves with its speed and the environment.

Once the warming-up period was completed, the athlete rested for two-minutes and the experimental procedure was explained.

The sensor was placed in the instep of the subject's footwear using Velcro and secured with adhesive tape in order to reduce the device's vibrations (Figure 1).

Each participant wore their own footwear. It has been observed that changes in midsole hardness affect lower-extremity kinematics¹³. The same footwear had to be used in the two evaluated conditions.

According to the manufacturer's protocol, the subject had to first remain still in an upright position for three seconds whilst data from both feet was being registered.

After the preparation, each participant's running was recorded for 20 seconds at the same previous speed of 9 km/h. The data began being collected once the treadmill had stabilised at the set speed.

Angular displacement data was measured between the maximum and minimum angular points in the sagittal plane (foot dorsi-plantar flexion), the transversal plane (abduction-adduction), and frontal plane (pronation-supination). Explanatory note: The manufacturer introduces the concept of pronation-supination when, in reality, based on the podiat-



Figure 1. Left: Image of the sensor used in this study. Right: Initial position of the participant on the running treadmill, with the sensor fixed on the footwear. Author's source.

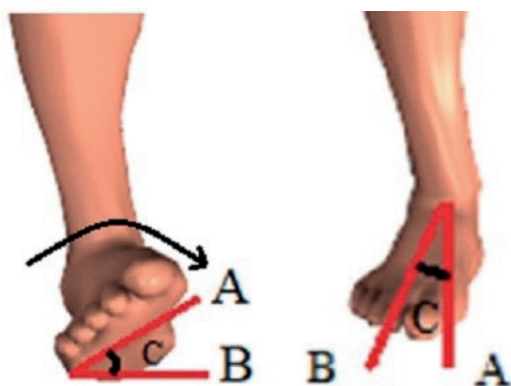


Figure 2. Left: Pronation movement of the foot. Line A indicates the supination plane, and line B indicates the plane of the ground. Right: Abduction movement of the foot. Line A indicates the sagittal plane, whilst line B indicates the foot's direction. Author's source.

ric definition, it should be inversion-eversion. This is because eversion is a movement on the frontal plane where the mid-foot zone approaches the plane of the ground, and inversion is a movement on the frontal plane where the midfoot zone separates from the ground plane, whereas pronation is a tri-plane movement of flexion, eversion and abduction and supination is a combination of inversion, adduction and plantar flexion¹⁴ (Figure 2).

The data was exported to an Excel spreadsheet for further analysis. Normality of the data was analysed using Shapiro-Wilk test. For the comparison of means, the Student's t-Test was performed with a confidence interval of 95%, recognizing those values with a p-value of less than 0.05 as being statistically significant. The effect size of the results was calculated using the Cohen test ($d \leq 0.2$ negligible, $0.2 \leq d \leq 0.5$ small, $0.5 \leq d \leq 0.8$ medium or $d \geq 0.8$ large effect)^{15,16}.

RESULTS

Extremities comparison

The results are displayed in Table I. The differences between the amplitude mean of the left and right feet were found to be insignificant in the flexion–extension movement ($p < 0.37$, with a d-Cohen effect being barely perceived). In contrast, the

differences between the amplitude mean in the latero-medial movements (abduction–adduction) and in the pronation–supination movements were statistically significant, with p-values $p < 0.02$ and $p < 0.002$, and with medium effect sizes of 0.48 and 0.55, respectively. The higher values were observed in right foot.

Description of the curves

Figure 3 shows the angular displacement of the foot for a running cycle in the three axes of movement.

- **Dorsal flexion-Plantar flexion:** The running cycle starts on the point of maximum dorsal flexion, descending towards the X axis and drawing a slight plateau shape during the middle stance before turning into a plantar flexion. In the swing phase, the transition to a flexion is produced.
- **Abduction-adduction:** In the stance phase, at the touchdown point, the foot is parallel to the X axis, drawing a plateau shape during the middle stance and descending into abduction during the impulse phase. In the swing phase, the movement changes to adduction, and this is maintained throughout the phase until the touchdown (Figure 2).
- **Pronation-supination:** The touchdown begins at the point of minimum pronation of the curve, ascending towards the X-axis towards maximum pronation and drawing a plateau shape during mid-posture. The curve shows a discrete supination during the impulse phase. In the swing phase, the pronation curve changes to supination and the foot is positioned for the initiation of contact.

DISCUSSION

The first aim of this study was to kinematically describe the amplitude of the 3D movement of the left and right feet in a complete running cycle. The curve analysis has led to the observation that the foot movement follows a logical sequence; that is, in the stance phase the start of the extension of the foot coincides with the start of pronation, the foot's stabilization occurs parallel to the X axis, and in the elevation of the heel during the propulsive phase (leverage phase) the foot carries out an abduction. In the swing phase, the foot

| Table I. Mean and standard deviations of angular displacement for each extremity. Values in degrees (°). *Statistically significant differences as $p < 0.05$. | | | | |
|--|-------------|-------------|------------------|----------------|
| | Left foot | Right foot | Student's t-test | Cohen's d test |
| Dorsi-Plantar Flexion | 94.9 ± 12.5 | 93.8 ± 13.5 | $p < 0.37$ | 0.07 |
| Pronation-Supination | 16.4 ± 5.0 | 19.2 ± 4.8 | $p < 0.002^*$ | 0.55 |
| Abduction-Adduction | 22.4 ± 7.5 | 26.4 ± 9.0 | $p < 0.02^*$ | 0.48 |

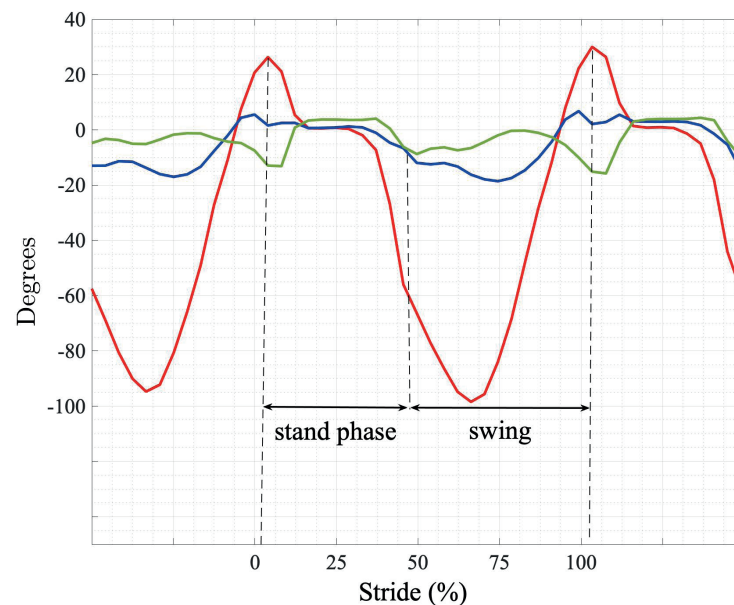


Figure 3. Graphic of the angular displacement of the foot in a running cycle. The legend on the lower left indicates the direction of the movement. Author's source.

combines flexion, inversion and adduction. Combining these 3D movements during the stance phase is crucial to establish the unipedal balance, and in the swing phase, the combination of the 3D movements place the foot correctly for the start of the new running cycle.

The second objective study was to assess whether differences between the movement of the feet were present. Although the results of the study do not reveal significant differences in the dorsi-plantar flexion, a bigger amplitude of movement has been observed in the frontal plane with an eversion movement more pronounced in the right foot. Therefore, the null hypothesis could be rejected. This could suggest that since the sagittal plane is the plane of reference, the alternation of support between the feet does not alter the mechanics, however, eversion movement is more pronounced in the right foot, meaning that it tends to have higher degrees of inversion at the start of contact than the left foot.

When it comes to the abduction movement, it is also more pronounced in the right foot, which could suggest that higher pronation implies higher abduction too, since the foot is a segment that does not execute pure movements but instead carries out combined movements.

As a matter of fact, these movements are not pure, as mentioned before, but are instead combined, since the ankle joint and the tarsal joints are mechanically associated through the subtalar axis. Their oblique projection allows for the movement of the tibia to be linked with the combination of movements from the foot. For example, in a stance phase, the internal rotation of the tibia generates a pronation movement on the foot, and similarly an external rotation of the tibia leads to a supination movement of the foot¹⁷.

We have not found any studies that compares angular displacement mechanics between the limbs, although other studies have found differences between extremities using other types of mechanical variables. Cowley¹⁸ analysed the change in height of the navicular bone in 30 runners (12 women and 18 men) after running 21 km, and found a significant lowering of the foot arch in both feet (4.2 mm in the left foot and 5.0 mm in the right foot). The study thus showed a change in foot posture, with a descent of the medial arch (this effect being more pronounced in the right foot) but did not explain the reasons for this change.

Stodólka et al.¹⁹ examined the level of bilateral symmetry between the trajectory of the centre of pressure (CoP) of the left and right feet in the lateral-medial and antero-posterior directions. On the one hand, it was observed that 88% of the participants displayed symmetry in both feet for the magnitude and direction of the antero-posterior trajectory of the CoP, but on the other hand, asymmetry was observed in 67% of the participants for the latero-medial trajectory; CoP displacement was noted along the lateral limit of one foot and along the medial limit of the other. Similarly, Muntanyola²⁰, in a study on 663 subjects, discovered that the displacement, range and velocity of the CoP in the antero-posterior axis were bigger than in the latero-medial axis, and the majority of the subjects also showed a higher pressure on the right foot.

Rai et al.²¹ registered footprints in 66 subjects, with and without a pathology, using an electronic pedobarograph. The results showed an asymmetric distribution of the plantar pressure in the right and left feet of the subjects without a pathology (17 % had the same pressure on both feet, 7 % had higher pressure on the left foot, and 76 % pressure on the right foot).

Thus, it seems that scientific evidence exists where certain values have been found to be significantly different or higher in the right foot compared to the left foot. The results presented in this study also seem to support this trend. It is of our thinking that the condition of laterality must have some influence in this. For instance, Hardyck²² suggested that a preference on the use of the left hand, ranging from moderate to strongly left-handed, would be found on approximately only 10 % of the population. Nevertheless, a left-handed population should be studied before this link can be confirmed.

We regard that this pattern of movement should be considered to be normal, although it is true that any deviation from the averages observed in the movements in the frontal and transverse planes, would be susceptible to generate imbalances and, consequently, pathology in the locomotive system.

One limitation of our study was that we did not evaluate neither the laterality nor lateral dominance of the subjects, two different concepts following Carpes et al.²³, not being able to know if the differences observed are due to the predominance of right-handed or right-leg dominant population. Further studies are needed to assess correlation between kinematics and lateral dominance. It is also suggested to increase the number of subjects to corroborate and validate these results.

In conclusion, the results obtained in the present study did not show statistical significant differences in the range of motion between both feet in the sagittal plane, while significant differences were found in the frontal and transverse planes. Differences are more noticeably on the right right foot in a sample of normal healthy runners. This study show a logical kinematic pattern in the movement of the foot and, despite the asymmetry observed between limbs, the values for this running speed must be considered to be normal.

ACKNOWLEDGEMENTS

The authors would like to thank Juan Luis Florenciano Merino for this technical assistance in the preparation of this article.

CONFLICT OF INTERESTS

Authors do not have any conflict of interests.

FUNDING

None.

REFERENCES

- Benson LC, Claremont CA, Bošnjak E, Ferber R. The use of wearable devices for walking and running gait analysis outside of the lab: a systematic review. *Gait Posture*. 2018;63:124-38. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.04.047.
- Reenalda J, Maartens E, Homan L, Buurke JJ. Continuous three-dimensional analysis of running mechanics during a marathon by means of inertial magnetic measurement units to objectify changes in running mechanics. *Biomech J*. 2016;49:3362-7. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2016.08.032.
- Wouda FJ, Giuberti M, Bellusci G, Maartens E, Reenalda J, Van Beijnum JF, et al. Estimation of vertical ground reaction forces and sagittal knee kinematics during running using three inertial sensors. *Front Physiol*. 2018;9:1-14. DOI: 10.3389/fphys.2018.00218.
- Kiernan D, Hawkins DA, Manoukian MAC, McKallip M, Oelsner L, Caskey CF, et al. Accelerometer-based prediction of running injury in National Collegiate Athletic Association track athletes. *Biomech*. 2018;73:201-9. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.04.001.
- Schütte KH, Seerden S, Venter R, Vanwanseele B. Influence of outdoor running fatigue and medial tibial stress syndrome on accelerometer-based loading and stability. *Gait Posture*. 2018;59:222-8. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.10.021.
- Boutayamou M, Schwartz C, Stamatakis J, Denoël V, Maquet D, Forthomme B, et al. Development and validation of an accelerometer-based method for quantifying gait events. *Med Eng Phys*. 2015;37:226-32. DOI: 10.1016/j.medengphy.2015.01.001.
- Mayolas Pi C, Legaz Arrese A. Distribution of plantar pressures during gait in different zones of the foot in healthy children: the effects of laterality. *Percept Mot Skills*. 2015;120(1):159-76. DOI: 10.2466/26.10.PMS.120v15x8.
- Niu WX, Chu ZW, Yao J, Zhang M, Fan YB, Zhao QP. Effects of laterality, ankle inversion and stabilizers on the plantar pressure distribution during unipedal standing. *J Mech Med Biol*. 2012;12(3):1250055. DOI: 10.1142/S0219519412005113.
- Fellin RE, Manal K, Davis IS. Comparison of lower extremity kinematic curves during overground and treadmill running. *J Appl Biomech*. 2010;26:407-14. DOI: 10.1123/jab.26.4.407.
- Fellin R, Rose M, William C, Royer D, Todd D. Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *J Sci Med Sport*. 2010;13:646-50. DOI: 10.1016/j.jsams.2010.03.006.
- MPOD1. MotionPod Manual de usuario. Movea Motion copyright © 2008-2009.
- Manual de Instrucciones. BioVal - RM Ingenierie Movea Motion copyright © 2008-2009.
- Hardin EC, Van Den Bogert AJ, Hamill J. Kinematic adaptations during running: effects of footwear, surface, and duration. *Med Sci Sports Exerc*. 2004;36(5):838-44. DOI: 10.1249/01.MSS.0000126605.65966.40.
- Root ML, Orien WP, Weed JH. *Biomechanical Examination of the Foot*. Vol. 1. Editorial Ortoce; 1991.
- Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. 2^a ed. Hillsdale NJ: Lawrence Erlbaum Associates, Publishers; 1988.
- Chuan CL, Penyelidikan J. Sample size estimation using Krejcie and Morgan and Cohen statistical power analysis: A comparison. *Jurnal Penyelidikan IPBL*. 2006;7:78-86.
- Kapandji IA. *Fisiologia articular. Miembro inferior*. 6^a ed. Editorial Maloine; 2012.
- Cowley E. The effects of prolonged running on the biomechanics and function of the foot and ankle. A thesis submitted to the University of Plymouth in partial fulfilment for the degree of School of Health Professions. September, 2019.
- Stodółka J, Blach W, Vodigar J, Máckała K. The characteristics of feet center of pressure trajectory during quiet standing. *Appl Sci*. 2020;10(8):2940. DOI: 10.3390/app10082940.
- Muntanyola-Vidal A. *Medida del equilibrio estático en corredores de maratón mediante baropodometría optométrica*. Universitat Ramon Llull. Tesis doctoral. Barcelona. Mayo, 2014.
- Rai DV, Aggarwal LM, Bahadur Raj. Plantar pressure changes in normal and pathological foot during bipedal standing. *Indian J Orthop*. 2006;40(2):119-22. DOI: 10.4103/0019-5413.34455.
- Hardyck C, Petrinovich F. Left-handedness. *Psychol Bull*. 1997;84:385-404. DOI: 10.1037/0033-2909.84.3.385.
- Carpes FP, Mota CB, Faria IE. (2010). 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.