



ORIGINAL

Artículo bilingüe español/inglés

Rev Esp Podol. 2021;32(1):13-17

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.

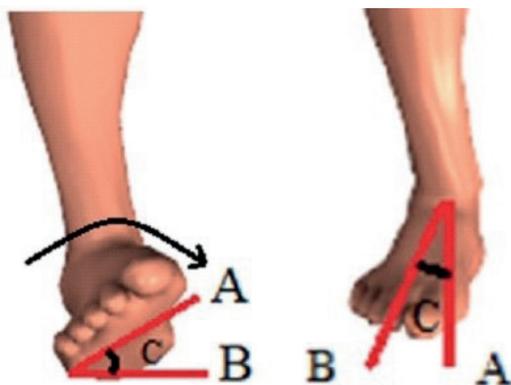


Figura 2. Izquierda: Movimiento de pronación del pie. La recta A indica el plano de supinación y la recta B el plano del suelo. Derecha: Movimiento de abducción del pie. La recta A indica el plano sagital y la recta B indica la dirección del pie.

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 desciende 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 $p < 0,05$.

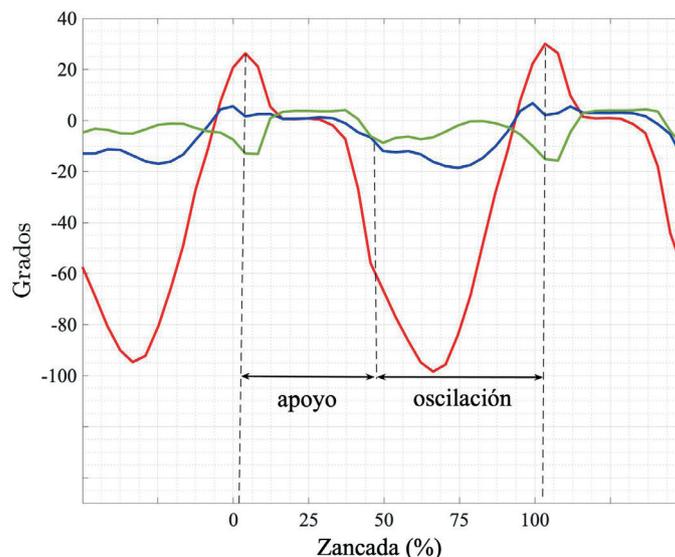


Figura 3. Gráfica del desplazamiento angular del pie de un ciclo de carrera. La leyenda de la izquierda indica la dirección del movimiento.

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, Vodicar 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.