



TEMAS DE ACTUALIZACIÓN

Artículo en español

Rev Esp Podol. 2023;34(2):121-131

DOI: <http://dx.doi.org/10.20986/revesppod.2023.1679/2023>

El primer rocker: influencia del patrón de contacto inicial sobre la biomecánica, lesiones y rendimiento en la carrera de larga distancia

The first rocker: influence of the initial contact pattern on biomechanics, injuries, and performance in long-distance running

Luis Enrique Roche-Seruendo¹, Antonio Cartón-Llorente¹, Alejandro Molina-Molina¹, Alberto Rubio-Peirutén¹, Carlos Mayo-Nieto¹ y Alejandro Nuñez-Trull²

¹Grado en Fisioterapia. Universidad San Jorge. Villanueva de Gállego, Zaragoza, España. ²Podología Zaragoza. Zaragoza, España

Palabras clave:

Patrón de pisada, carrera de larga distancia, biomecánica, lesiones asociadas a la carrera, economía de carrera, análisis de la marcha.

Resumen

Este artículo examina la relación entre los patrones de pisada de corredores de larga distancia (*Rearfoot Strike* [RFS] y *Non Rearfoot Strike* [NRFS]) y varios aspectos como lesiones, rendimiento y biomecánica. A pesar de que correr se ha establecido como una actividad popular con beneficios cardiovasculares, respiratorios y psicológicos, conlleva un riesgo significativo de lesiones. Se encontró que la mayoría de los corredores adoptan un patrón RFS, que tiende a aumentar con la distancia recorrida, la fatiga y el uso de calzado amortiguado. Aunque algunos estudios sugieren una relación entre ciertos patrones de pisada y lesiones específicas, no hay suficiente evidencia para recomendar cambios en el patrón de pisada para la prevención de lesiones. Los corredores de élite tienden a usar un patrón NRFS más que los amateurs, pero la relación entre el patrón de pisada, el rendimiento y las variables biomecánicas es compleja y varía según el individuo. Se concluye que los profesionales de la salud y entrenadores deben considerar estas variaciones al asesorar a los corredores sobre técnicas y estrategias de entrenamiento, prevención, tratamiento y readaptación de lesiones.

Keywords:

Foot-strike pattern, long-distance running, biomechanics, running related injuries, running economy, gait analysis.

Abstract

This paper examines the relationship between long-distance runners' foot strike patterns (*Rearfoot Strike* [RFS] and *Non Rearfoot Strike* [NRFS]) and various aspects such as injuries, performance, and biomechanics. While running has established itself as a popular activity with cardiovascular, respiratory, and psychological benefits, it carries a significant risk of injuries. It was found that most runners adopt an RFS pattern, which tends to increase with distance covered and the use of cushioned footwear. Although some studies suggest a relationship between certain foot strike patterns and specific injuries, there is insufficient evidence to recommend changes in foot strike patterns for injury prevention. Elite runners tend to use an NRFS pattern more than amateurs, but the relationship between foot strike patterns, performance, and biomechanical variables is complex and varies individually. It concludes that health professionals and coaches should consider these variations when advising runners on training techniques and strategies, prevention, treatment, and rehabilitation of injuries.



Correspondencia:

Luis Enrique Roche-Seruendo
leroche85@gmail.com

Introducción

Desde tiempos ancestrales, correr ha sido parte integral de la supervivencia y vida humana. Sin embargo, la evolución la ha llevado a convertirse en una actividad deportiva y recreativa extremadamente popular en la actualidad. En los últimos años, ha habido un considerable aumento en la cantidad de carreras populares¹. Como ejemplo, la cantidad de participantes que finalizaron en las 20 carreras más importantes a nivel mundial aumentó de 866.000 en 2001 a aproximadamente 1.600.000 en 2012. Esta creciente tendencia no se limita a una región específica; es un fenómeno global que abarca diversas culturas y grupos étnicos². Entre los beneficios comprobados de correr se incluyen mejoras cardiovasculares, respiratorias y psicológicas³. A pesar de su demanda física elevada, correr se ha establecido como un pilar fundamental en la búsqueda de un estilo de vida saludable y activo.

Sin embargo, como actividad física intensa, correr no está exento de riesgos y las lesiones son comunes. Un metanálisis reciente mostró que la incidencia de lesiones relacionadas con la carrera (RRI, por sus siglas en inglés) es de 2.5 a 33.0 por cada 1000 horas de carrera⁴, mientras que otros estudios sitúan la tasa de incidencia entre el 18 % y el 92 %^{5,6}. Esta amplia variación en la frecuencia de aparición de lesiones probablemente se deba a las diferentes definiciones de lesión existentes y a la diversidad de las poblaciones estudiadas. En cualquier caso, el aumento global de la participación en carreras ha repercutido en que el número de RRI también esté en aumento, ya que entre el 79 % y el 85 % de los corredores habituales sufren lesiones en las extremidades inferiores cada año^{5,7,8}, y el 56 % de ellos sufre al menos una recaída durante un seguimiento de 2 años⁹.

Ciertos factores como la edad o la existencia de lesiones previas han mostrado una fuerte relación con el desarrollo de RRI, mientras que otras variables, desde la perspectiva de la biomecánica, sugieren que dichas lesiones pueden ser atribuibles a un exceso de carga que sobrepase la resistencia o la capacidad de adaptación de los tejidos¹⁰.

Dado que el pie del corredor es el punto de contacto con el suelo, este tiene la doble responsabilidad de absorber el impacto durante el contacto inicial y transmitir la fuerza aplicada al cuerpo para generar el desplazamiento del mismo^{11,12}. Precisamente por ello, el patrón de contacto inicial del pie (FSP, por sus siglas en inglés) ha recibido una atención significativa dentro de las comunidades científicas tanto en relación con el rendimiento deportivo como con el desarrollo de RRI^{11,13-15}. La interpretación más sencilla del FSP clasifica el contacto inicial del pie distinguiendo entre quienes lo realizan con el talón (*rearfoot strike* [RFS]) y quienes no (*non-rearfoot strike* [NRFS]).

Cuando caminamos el RFS ayuda enormemente para la marcha humana eficiente, ya que permite una acción de rotación sobre el calcáneo, también llamada primer balanceo o *rocker* del pie, que economiza enormemente el coste de transporte acercando el punto de contacto del pie a la línea corporal facilitando la transferencia del peso corporal. De hecho, caminar con un patrón NRFS se asocia con diversas patologías congénitas (pie equino), neurológicas (ictus, parálisis cerebral), del desarrollo (autismo) o alteraciones pediátricas (marcha de puntillas idiopática)^{16,17}.

A diferencia del consenso existente para la marcha, el FSP durante la carrera genera debate y continúa siendo foco de estudio. Dentro de las variables biomecánicas relacionadas con el FSP y la fase de contacto inicial que se han investigado para revelar los

mecanismos subyacentes de las RRI, la magnitud del impacto y la exposición repetida a elevadas cargas de impacto destacan entre las más relevantes¹⁰. Además, un estudio prospectivo que analizó las fuerzas de reacción contra el suelo durante la carrera¹⁸ encontró que la ratio de carga de la fuerza vertical que desarrollamos durante el impacto inicial (esto es, la tasa de fuerza vertical por unidad de tiempo, o si se prefiere, la potencia del impacto que sufrimos) fue el único predictor de todos los tipos de RRI en corredores novatos masculinos. Particularmente, se informó de que una ratio de carga de fuerza de impacto aumentada contribuye al desarrollo de fracturas por estrés en las extremidades inferiores^{19,20}, fascitis plantares²¹ y otros tipos de RRI^{10,19}, incluidas algunas de las más comunes como el dolor patelofemoral^{22,23}. En este sentido, varias investigaciones indican que algunos estilos de FSP, como el impacto de talón (RFS), pueden resultar en magnitudes de impacto mayores^{12,24,25} y ratios de fuerza vertical aumentados^{12,26,27}, generando una mayor carga en la articulación de la rodilla^{11,12} en comparación con un FSP de antepié o de mediopié.

Dado que una carga acumulativa excesiva y una mala relación entre trabajo y la recuperación pueden resultar en una adaptación inadecuada al entrenamiento y un incremento del riesgo de lesiones^{28,29}, algunos autores han defendido que ciertos tipos de FSP pueden desencadenar RRI^{10,11,13,18,30}. Si bien es cierto que el tipo FSP determina en buena medida la gran sollicitación de unas u otras estructuras de la extremidad inferior, la relación entre el FSP y la aparición de lesiones aún debe ser esclarecida. Además, se debe considerar que la carga progresiva es un factor clave del entrenamiento necesario para generar respuestas y adaptaciones homeostáticas potencialmente positivas. Por ello, se hace necesario analizar el FSP dentro de un contexto más global que contemple un gran número de variables antes de establecer relaciones causales sobre el desarrollo de RRI.

Tipos de FSP en corredores

Definiciones

Como se ha comentado anteriormente, el patrón de contacto inicial durante la carrera ha sido objeto de interés en la investigación deportiva y biomecánica, especialmente por su relación con el riesgo de lesiones y la eficiencia en el rendimiento de los corredores. Se han identificado tres patrones primarios de contacto del pie con el suelo: contacto de talón, contacto de mediopié y contacto de antepié^{20,21,31-34} (Figura 1).

- Contacto de retropié (*Rearfoot Strike*, RFS): se caracteriza por el contacto inicial con la parte posterior o el talón del pie. Representa el patrón más común en corredores, particularmente aquellos que utilizan calzado con amortiguación³⁵⁻³⁷.
- Contacto de mediopié (*Midfoot Strike*, MFS): en este patrón, tanto la parte posterior como la anterior del pie contactan el suelo simultáneamente.
- Contacto de antepié (*Forefoot Strike*, FFS): aquí, la parte anterior del pie hace el primer contacto con el suelo.

Puesto que el MFS es una situación muy particular, muchos autores defienden la división entre patrón de contacto de retropié (RFS) y de no-retropié (NRFS).

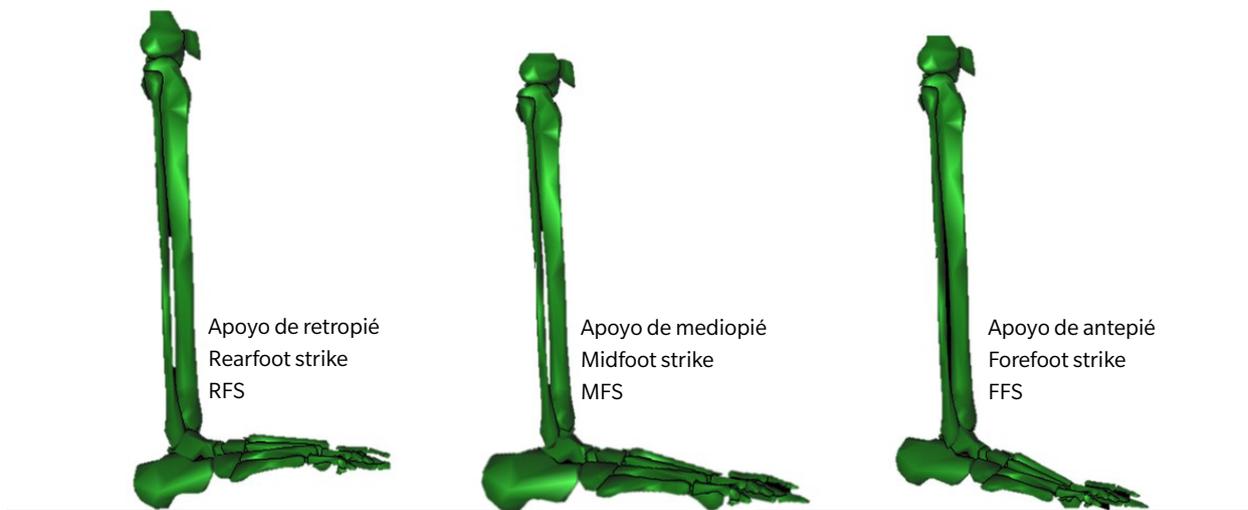


Figura 1. Ilustración de los tipos de patrón de contacto inicial.

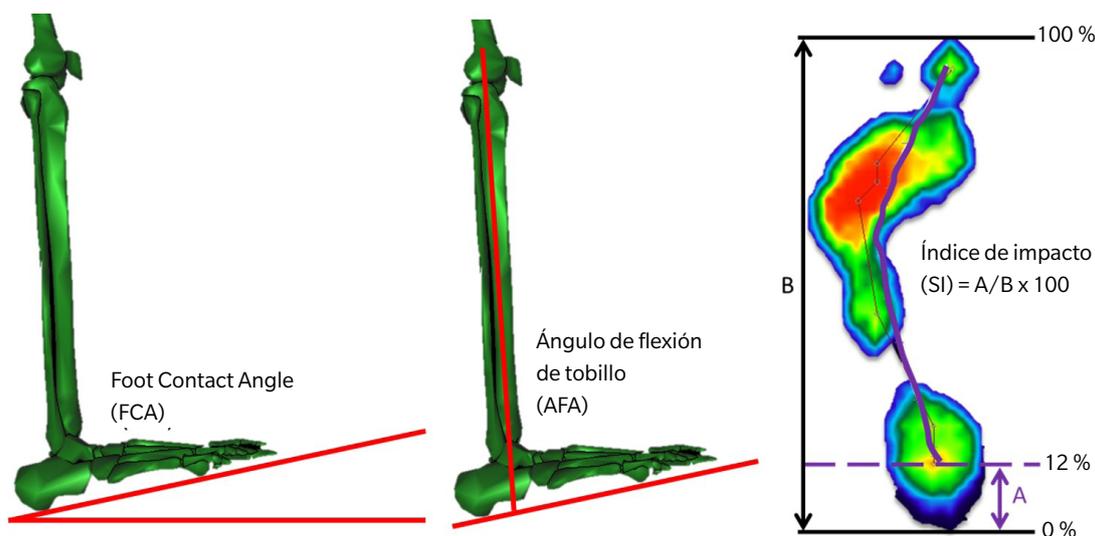


Figura 2. Ilustración de las variables determinantes del patrón de contacto inicial (FSP).

Prevalencia de los FSP

La prevalencia de estos patrones varía significativamente entre diferentes poblaciones de corredores. La mayoría de los corredores, tanto amateurs como profesionales, tienden a utilizar el patrón RFS. En estudios de maratones y carreras competitivas se observó que más del 75 % de los corredores empleaban el RFS, mientras que un porcentaje menor utilizaba MFS o FFS^{36,38,39}.

Además, en el metanálisis realizado por Bovalino y cols., la prevalencia de RFS en el primer punto de control de una carrera fue del 79 %, aumentando al 86 % en puntos de control finales³⁹. Esto sugiere una tendencia mayor hacia el RFS en etapas avanzadas de las carreras, posiblemente debido a la fatiga o a la adaptación a las condiciones del terreno.

Variables asociadas

El análisis de los FSP no solo se limita a la observación directa, sino que también implica medidas continuas como el ángulo de contacto del pie (FCA), el ángulo de flexión del tobillo en el contacto (AFA) y el índice de impacto (SI)^{9,14,31,40-43}. Estas medidas proporcionan una comprensión más detallada de la biomecánica de la carrera y permiten una clasificación más precisa de los FSP (Figura 2).

1. Ángulo de contacto del pie (*foot contact angle* [FCA]):
 - a) Medición: el FCA se mide principalmente utilizando análisis de movimiento tridimensional (3D). Esta técnica permite capturar la orientación del pie en relación con el suelo en el momento del primer contacto.

- b) Puntos de corte: un FCA mayor a 8.0 grados indica un RFS, un FCA entre 1.6 y 8.0 grados indica un MFS y un FCA menor a 1.6 grados indica un FFS⁴⁴. Otros autores sugieren que cualquier FCA positivo representa un RFS, cualquier FCA negativo representa un FFS, y un FCA de cero indica un MFS³².
2. Ángulo de flexión del tobillo en el contacto (*ankle flexion angle* [AFA]):
- a) Medición: al igual que el FCA, el AFA normalmente se determina mediante análisis de movimiento 3D. Esta medida indica si el tobillo está en una posición de dorsiflexión o plantarflexión en el momento del contacto inicial.
- b) Puntos de corte: se propone que un tobillo en dorsiflexión representa un RFS, mientras que la plantarflexión representa un FFS. Un ángulo neutral reflejaría un MFS⁴¹.
- c) No obstante, esta medida se ve influenciada por la orientación de la tibia que a su vez viene determinada por el grado de flexión de rodilla y de cadera. Por ejemplo, una orientación de la tibia inclinada hacia posterior a nivel proximal implicaría que con el tobillo en posición neutra el contacto inicial se daría igualmente con el retropié.
3. Índice de impacto (*strike index* [SI]):
- a) Medición: el SI se ha determinado normalmente utilizando placas de fuerza y plantillas sensibles a la presión. Define la posición del centro de presión durante el aterrizaje en relación con la longitud del pie.
- b) Puntos de corte: un SI de menos del 33 % representa un RFS, un SI entre 34 % y 66 % representa un MFS, y un SI de más del 67 % indica un FFS³¹.

Factores influyentes en el FSP

La velocidad de carrera tiene un impacto significativo en el FSP. Al aumentar la velocidad, los corredores hasta un 45 % tienden a cambiar hacia un patrón de contacto más anterior⁴⁵.

El terreno también influye en el tipo de contacto. En una revisión sistemática se encontró hasta una reducción de aproximadamente 10° en el FSA entre correr en cinta de correr y en superficies terrestres⁴⁶. Esta variación puede deberse a las diferencias en la percepción y respuesta a la superficie de carrera.

La distancia recorrida es un factor crucial en la elección del patrón de pisada. Un estudio reporta que la prevalencia del patrón de pisada con el talón (RFS) fue del 79 % en el primer punto de control, aumentando al 86 % en el último punto en carreras de larga distancia⁴⁷. Esto sugiere que los corredores pueden preferir un patrón de pisada que minimice el costo metabólico en distancias más largas, lo cual está en línea con lo observado por Hamill⁴⁸.

Aunque no se proporcionaron estudios específicos sobre la fatiga, podemos inferir basados en la literatura existente que la fatiga podría alterar el patrón de pisada. Según Hamill, correr largas distancias puede requerir un patrón de pisada con el talón para minimizar el costo metabólico⁴⁸. Sin embargo, a medida que la fatiga se acumula, los corredores podrían cambiar su patrón de pisada, potencialmente para reducir el estrés en músculos y articulaciones específicas o para mantener la eficiencia en la carrera.

El calzado de carrera y la práctica de correr descalzo tienen un impacto significativo en el FSP. El diseño del calzado puede alterar la distribución de carga y la mecánica del pie. Los zapatos con amortiguación y soporte en el talón suelen promover un patrón de contacto de talón, mientras que el calzado minimalista o correr descalzo tiende a favorecer un contacto inicial con el antepié o el mediopié. Esta diferencia en el patrón de pisada puede tener implicaciones importantes para la prevención de lesiones y la eficiencia de la carrera.

Lieberman y cols., en su estudio publicado en *Nature*, demostraron que los corredores descalzos, a menudo, aterrizan con una pisada de antepié o mediopié, lo cual reduce el impacto súbito característico del aterrizaje de talón³². Por otro lado, se ha observado que los corredores con calzado tienden a tener un mayor contacto inicial con el talón y un ángulo de ataque más elevado, potencialmente aumentando el riesgo de lesiones relacionadas con el impacto³⁸.

Kerrigan y cols. sugieren que el calzado con una elevada amortiguación del talón puede alterar la biomecánica natural del pie, llevando a una sobrecarga de ciertas estructuras musculoesqueléticas⁴⁹. En contraste, la práctica de correr descalzo parece promover una mayor propiocepción y fortalecimiento de los músculos intrínsecos del pie, como indican Robbins y cols.³⁴.

Sin embargo, es importante destacar que la transición a correr descalzo o con calzado minimalista requiere una adaptación gradual para evitar lesiones⁵⁰. Cada corredor tiene características biomecánicas únicas que deben considerarse al elegir el calzado más apropiado para su estilo y necesidades de carrera. Estas evidencias sugieren que la elección del calzado de carrera tiene un impacto significativo en el contacto inicial del pie durante la carrera, afectando la distribución de las fuerzas de impacto, la biomecánica del movimiento y, potencialmente, el riesgo de lesiones. La decisión entre correr con calzado tradicional, minimalista o descalzo debe basarse en una evaluación cuidadosa de las necesidades individuales, la biomecánica y la capacidad de adaptación del corredor.

Modificaciones del FSP

Recientes intervenciones por parte de clínicos, entrenadores y corredores han buscado cambiar el patrón de RFS a NRFS, principalmente por las supuestas ventajas en términos de economía de carrera y reducción de lesiones. Sin embargo, esta transición no está exenta de complejidades y consecuencias potencialmente adversas.

El cambio de un patrón RFS a NRFS ha sido promovido en base a varios argumentos. Uno de ellos es que este cambio puede reducir el dolor en corredores con patologías específicas como el dolor patelofemoral o dolor anterior de rodilla^{48,51}. Además, este cambio se teoriza que permite una mayor almacenamiento y retorno de energía elástica en la fascia plantar y los tendones del pie y tobillo⁵², por lo que podría mejorar la economía de carrera. Adicionalmente, pese a que la mayoría de los corredores de fondo muestran un patrón RFS (~80 %), se ha observado una mayor proporción de corredores con un patrón NRFS entre los corredores de élite en comparación con los no élite^{36,52,53}, lo que ha contribuido a argumentar en favor del cambio de patrón progresivo.

Sin embargo, alterar un solo aspecto de la técnica de carrera, como el patrón de contacto del pie, resulta en cambios significativos en múltiples variables biomecánicas. Estos cambios pueden incrementar el riesgo de lesiones en otros tejidos⁵⁴. Por lo tanto, se

debe advertir que, aunque existen programas y entrenamientos que promueven esta transición, la evidencia que respalda los beneficios a largo plazo de cambiar el patrón de contacto del pie es limitada y no concluyente.

La transición de un patrón RFS a NRFS requiere una consideración cuidadosa de las posibles implicaciones. Una preocupación primordial es el riesgo de nuevas lesiones debido a la alteración de las cargas musculares y articulares. El cambio en el patrón de contacto puede transferir la carga de ciertas áreas del cuerpo a otras, lo que podría generar nuevos sitios de estrés y lesión.

Además, la efectividad de esta transición puede variar entre individuos, dependiendo de factores como la biomecánica individual, el historial de lesiones y la adaptabilidad del cuerpo al nuevo patrón de carrera. Por lo tanto, generalizar el cambio de patrón de RFS a NRFS para todos los corredores podría ser inapropiado y contraproducente en algunos casos.

Es por ello por lo que la individualización del enfoque, basada en las características y necesidades específicas de cada corredor, es clave para maximizar los beneficios potenciales y minimizar los riesgos. En última instancia, la evidencia actual sugiere que no existe un patrón de contacto único que sea óptimo para todos los corredores, y las intervenciones deben ser cuidadosamente consideradas y personalizadas.

Influencia del contacto inicial en las variables biomecánicas

Parámetros espaciotemporales

El estudio del efecto del FSP (RFS vs. NRFS) sobre la biomecánica de carrera ha conllevado a la medición de parámetros espaciotemporales como la cadencia, la longitud de paso, el ancho de paso, el tiempo de contacto y el tiempo de vuelo, con los diferentes FSP en corredores. En este sentido, determinados autores no han encontrado diferencias para la cadencia entre corredores que presentaban un RFS y aquellos con NRFS^{11,12,26,55,56}. Shi y cols. estudiaron esta relación entre corredores con una pisada RFS de forma natural frente a una modificación a un FFS de los mismos sujetos. Sin embargo, Kulmala y cols. compararon corredores con apoyo RFS de forma natural, frente a corredores con apoyo NRFS de forma natural, y todos fueron evaluados corriendo calzados.

En relación con la longitud de paso, son varios los estudios que no observaron cambios en cuanto a la longitud de paso en relación con el FSP que presentaban los corredores, es decir, entre corredores con pisada RFS, frente a los NRFS^{11,55,57}. Además, tampoco parece que el FSP afecte al ancho de paso, también conocida como la distancia entre pasos perpendicular a la dirección de carrera, entre corredores de apoyo RFS o corredores de NRFS^{12,58-61}.

Sin embargo, en lo que respecta al tiempo de contacto y el tiempo de vuelo, varios estudios observaron un menor tiempo de contacto y mayor tiempo de vuelo entre aquellos corredores que presentaban un apoyo NRFS de forma habitual en comparación con el apoyo RFS^{12,58-63}.

A diferencia de los estudios mencionados anteriormente, que valoraron los efectos de la pisada en corredores habitualmente RFS o NRFS sobre parámetros espaciotemporales, otros estudios han

valorado los efectos producidos por una transición de FSP de RFS a NRFS^{12,26,62,64-66}. El cambio a NRFS no mostró diferencias significativas para el tiempo de contacto durante la fase de apoyo del pie contra el suelo, el desplazamiento vertical del centro de masa, la frecuencia de paso y la longitud de paso^{26,64-66}. Sin embargo, Gruber y cols. reportaron una reducción en la distancia horizontal entre el talón y el centro de masa de los corredores en el momento del contacto del pie contra el suelo⁶².

Cinemática

Son numerosos los estudios que han tratado de describir aquellos parámetros que puedan determinar, a través de la cinemática de miembros inferiores y el tronco, cuáles son las diferencias entre correr con apoyo RFS o correr con apoyo NRFS.

Comenzando por el tronco y la pelvis, Anderson y cols. con un estudio que proporcionaron una información detallada de la biomecánica de la cadera en corredores de larga distancia, comparando entre patrones de contacto inicial del pie RFS vs. NRFS⁵¹. Sin embargo, estos autores reportaron una ausencia de cambio del tronco y la flexión lumbar máxima. Estos resultados están en consonancia con los estudios llevados a cabo por Dos Santos^{67,68}.

De forma similar al tronco y la pelvis, tampoco existen evidencias científicas notables de que el FSP pueda presentar distintos patrones cinemáticos para la articulación de la cadera, por ejemplo, hacia un aumento del ángulo de flexión de cadera en el momento del contacto inicial, o una reducción de la extensión de la cadera durante la fase de propulsión y despegue^{64,67}.

Sin embargo, sí que se ha observado una disminución en la aducción máxima de la cadera en corredores NRFS durante la fase de apoyo, movimiento que se produce en el plano frontal o coronal^{12,69}. Este hallazgo es relevante, ya que una menor aducción de la cadera podría implicar un menor riesgo de lesiones relacionadas con la tensión lateral en esta articulación. Aunque, esta disminución en la aducción máxima de la cadera no se ha observado tras llevar a cabo una intervención hacia la transición al NRFS desde el apoyo RFS⁶⁴. Del mismo modo, otros estudios que también realizaron intervenciones para corredores con pisada RFS hacia pisada NRFS no observaron cambios en cuanto a flexión de cadera en el momento del contacto^{26,67,70}, aunque hasta la fecha parece que solo se ha observado un aumento del rango de movimiento angular de la cadera para el plano sagital, movimiento de flexión-extensión, durante la fase de apoyo^{26,71}, que podría tener implicaciones en la eficiencia o economía de carrera, y la fatiga muscular durante carreras de larga distancia si este movimiento es mantenido.

En cuanto a la cinemática de la rodilla los resultados indican que los corredores NRFS de manera natural presentan un menor rango de movimiento en la flexión de la rodilla, pero no ha observado un aumento de la flexión máxima de la rodilla durante la fase de apoyo^{12,58,71,72}.

Igualmente, se indujo un cambio de RFS a NRFS en corredores, y se observó una reducción en el rango de movimiento de flexión de la rodilla^{26,60,71,73-77}.

Varios estudios en corredores con FSP naturales de RFS y de FFS complementan estos hallazgos, indicando que los corredores con un patrón natural de RFS presentan un mayor rango de movimiento para la flexión de la rodilla en comparación con los corredores de NRFS⁷⁸.

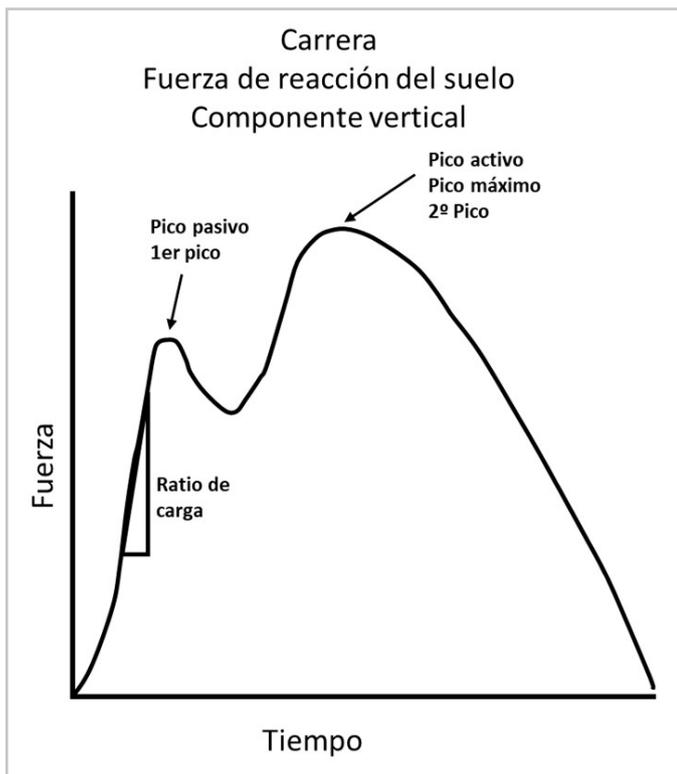


Figura 3. Ilustración de las variables de cinética derivadas de las fuerzas de reacción del suelo verticales.

Esto podría reflejar diferencias en las estrategias de absorción de impacto entre los diferentes estilos de carrera.

En cuanto a diferencias cinemáticas relevantes en la región del pie y tobillo asociados al FPS se incluye un incremento en la flexión plantar en el momento del impacto del pie contra el suelo en corredores NRFS en comparación con RFS^{79,80}. Esto podrían causar una distribución más uniforme de la fuerza de reacción sobre una superficie más extensa de la planta del pie, en comparación con RFS, donde la carga se concentra principalmente en el talón. Del mismo modo, un patrón natural de NRFS presenta un mayor rango de movimiento de eversión del retropié en comparación con los RFS^{70,78}. Esto podría tener implicaciones en la estabilidad lateral del pie durante la carrera y en la distribución de las fuerzas a lo largo de la cadena cinemática de la extremidad inferior^{70,78}.

Cinética

Cuando se compara a corredores que de manera natural tienen un NRFS frente a un RFS, existe evidencia que indican que los corredores con un RFS presentan un mayor pico vertical de las GRF^{12,31,55,58,71,72,81}, un mayor pico ratio de carga vertical^{26,58,69,82}, un mayor promedio del ratio de carga vertical^{12,26,82} y un mayor pico vertical de impacto^{12,69,83}. Respecto al pico anteroposterior de las GRF, los hallazgos fueron inconsistentes^{62,69} (Figura 3).

Cuando corredores habituales de RFS se les solicitó cambiar a un patrón NRFS se encontró un mayor pico vertical de las

GRF^{63,66,68,71,73,75,84}, una reducción del pico^{26,27,69,73,85} y del promedio de ratio de carga vertical^{26,27,73,86}. Igualmente, los resultados para las GRF antero-posteriores fueron inconsistentes^{69,73}.

No obstante, los cambios generales en las GRF parecieron no inducir cambios consistentes en cuanto a la rigidez de la pierna al realizar una transición de RFS a NRFS^{26,73}. Estudios recientes que comprenden la influencia de la frecuencia de paso, el calzado y el tipo de contacto inicial concluyeron que, aislando el componente del FSP, un contacto NRFS implicaba un aumento de la rigidez tanto vertical como de la pierna⁸⁷.

Respecto al momento de extensión de la cadera, no se han encontrado diferencias notables con relación a la pisada en el contacto inicial^{12,71}.

La rodilla es probablemente uno de los principales segmentos afectados a nivel cinemático por el FSP. Se encontró que un RFS aumenta la fuerza máxima necesaria del cuádriceps^{64,65} y de los isquiotibiales^{64,65}. Igualmente, con un FPS existe un menor estrés en la articulación patelofemoral^{12,88}. Estos resultados podrían indicar que la adopción de un patrón NRFS en corredores habituados a RFS reduce la demanda muscular y articular en la rodilla, siendo esto un factor importante para la prevención de lesiones.

La investigación sobre la biomecánica del pie, tobillo y tibia en corredores revela diferencias significativas en función del FPS. Aparentemente los corredores NRFS habituales muestran un mayor momento de flexión plantar^{12,71} y una mayor transmisión de fuerza en el tendón de Aquiles^{12,59}. Estos hallazgos sugieren una mayor demanda mecánica en el complejo extensor del tobillo en corredores NRFS, lo cual podría tener implicaciones en el riesgo de lesiones en estas estructuras.

Sin embargo, para comparar los tipos de FPS es esencial considerar diversos elementos, como el tipo de zapatilla empleado y el grado de familiarización con un determinado FPS, ya que correr con o sin calzado, o el tipo de este probablemente afectarán las características biomecánicas. Por ende, al analizar las disparidades biomecánicas entre los modelos de pisada, es necesario gestionar y controlar estos factores de confusión.

Por otro lado, en la transición de RFS a NRFS, diversos estudios han señalado un incremento en el momento máximo de flexión plantar^{66,71,76,85}, así como en los picos de potencia negativa máxima del tobillo^{66,70}. Estos cambios podrían reflejar una adaptación biomecánica en respuesta al nuevo patrón de carrera, posiblemente para asumir de manera más eficiente las fuerzas de reacción del suelo.

Electromiografía

El estudio de patrones de activación muscular, a través de electromiografía de superficie, es otra área de conocimiento utilizada en el ámbito de la biomecánica con la finalidad de ayudarnos a comprender las diferencias entre RFS y NRFS en corredores de larga distancia. En este sentido, Kelly y cols. y Shih y cols. observaron un incremento en la activación promedio del músculo gastrocnemio para corredores que llevaron a cabo una transición de RFS a NRFS^{26,66}. No obstante, también observaron una reducción de la activación promedio del sóleo^{26,66}. Además, corredores con RFS naturales han presentado una mayor actividad muscular promedio del tibial anterior durante la fase de balanceo terminal, antes del volver a contactar el pie contra el suelo^{26,72}.

En cuanto a la activación del recto femoral, hay estudios que no han observado cambios durante la fase de contacto del pie contra el suelo^{26,72}. Sin embargo, sí que parece existir un aumento de la actividad muscular del recto femoral durante la fase de balanceo terminal^{26,72}.

Influencia del contacto inicial en el rendimiento

En relación con el FSP durante la carrera de larga distancia y su influencia sobre el rendimiento deportivo, varios artículos señalan la inexistencia de diferencias significativas entre los distintos FSP (NRFS y RFS) para la economía de carrera, a diferentes velocidades, en atletas amateur moderadamente entrenados⁸⁹⁻⁹¹. Además, aquellas investigaciones que indujeron cambios de un patrón RFS a NRFS mostraron que dicha modificación redujo la economía de carrera a velocidades lentas y medias en el corto plazo, con tamaños del efecto de pequeños a moderados^{76,89-92}. Sin embargo, otros estudios sugieren que la transición al uso de calzado minimalista sí supone una mejora en la economía de carrera tras varias semanas de entrenamiento⁹³⁻⁹⁶, sin que la influencia directa del cambio de patrón RFS a NRFS haya podido ser demostrada y siga siendo incierta^{97,98}.

Aunque la influencia del FSP sobre el rendimiento sigue siendo controvertida, algunos estudios indican que los corredores de fondo de élite tienden más a usar un patrón NRFS que los amateurs^{36,39,47}. De hecho, varias investigaciones han encontrado diferencias en favor del patrón NRFS en términos de velocidad^{36,39,99-101}, mientras que otros informaron de beneficios mixtos o nulos dependiendo del género y el nivel de los corredores^{38,102-105}, y otros ni tan siquiera encontraron diferencias en el rendimiento con diferentes FSP entre grupos de corredores recreativos y de élite a la misma velocidad^{38,102,106}.

La evidencia actual no respalda de manera contundente la teoría de que el patrón NRFS es más económico que el RFS debido a una mayor almacenamiento y retorno de energía elástica en el pie y el tobillo^{52,107}. La prevalencia del NRFS entre corredores de élite puede deberse más a su capacidad para soportar cargas mayores a velocidades más rápidas, en lugar de una economía de carrera mejorada. Los hallazgos sugieren que, para mejorar la economía de carrera, podría ser más seguro y efectivo enfocarse en construir la capacidad de correr con un patrón NRFS (por ejemplo, a través de ejercicios pliométricos) que en cambiar específicamente el patrón de contacto del pie¹⁰⁸. Se necesita más investigación para evaluar el efecto a largo plazo de la transición entre patrones de contacto y el impacto de diferentes tipos de calzado en la economía de carrera.

Influencia del contacto inicial en las lesiones

El análisis del contacto inicial en la carrera de larga distancia y su relación con las lesiones es un tema complejo y multifacético.

Daoud y cols.¹³ realizaron un análisis retrospectivo enfocado en evaluar la relación entre los patrones de contacto del pie durante la carrera (específicamente RFS y NRFS) y la incidencia de lesiones repetitivas por estrés. El estudio categorizó las lesiones como leves, moderadas y severas, y encontró que los corredores con un patrón habitual de NRFS presentaban ratios significativamente menores de lesiones en comparación con aquellos con un patrón habitual de

RFS para todas las categorías de gravedad. Específicamente, las diferencias en las ratios de lesiones se presentaron con magnitudes de efecto sustanciales: leves (SMD, 95 % CI 3.25, 2.37-4.12), moderadas (3.65, 2.71-4.59) y severas (0.93, 0.32-1.55). Sin embargo, la revisión sistemática concluyó que, aunque existe una asociación retrospectiva entre el patrón NRFS y menores ratios de lesiones previas, no se puede establecer una relación causal definitiva entre el patrón de golpeo del pie y el riesgo de lesiones. Esta conclusión es crucial, ya que no se identificó evidencia prospectiva que apoyara que un patrón de impacto específico esté vinculado con una menor probabilidad de desarrollo de lesiones futuras. Además, el estudio señaló que no se observaron diferencias significativas en la economía de carrera entre corredores RFS y NRFS habituales, y que la transición de RFS a NRFS en velocidades lentas y medias podría reducir la economía de carrera a corto plazo.

El estudio de Burke y cols.¹⁰⁹ profundizó en la relación entre el FSP y las RRI. Aunque dos tercios de los estudios categóricos identificaron una relación entre FSP y RRI, la calidad general de estos estudios se consideró muy baja. Un aspecto destacado por los autores de esta revisión fue la metodología de estos estudios, ya que presentaban un riesgo moderado de sesgo y una imprecisión significativa. Pese a estas reticencias metodológicas, se observó que el patrón RFS demostraba una magnitud mayor y un tiempo de impacto vertical más temprano en comparación con el patrón FFS, lo que se ha propuesto que está relacionado con las RRI por uso excesivo^{5,21,32,33}. Además, el estudio identificó que la carga en el tendón de Aquiles es mayor con un patrón NRFS en comparación con un patrón RFS. Sin embargo, otros estudios no encontraron relación entre RFS y RRI¹¹⁰, pero sí identificaron fuertes asociaciones entre patrones NRFS y lesiones específicas, como lesiones del tendón de Aquiles en corredores MFS y lesiones en la parte posterior de la pierna baja en corredores FFS. Esta clasificación de los FSP en categorías como RFS, MFS, FFS, o combinaciones de estos, podría ayudar a identificar grupos con patrones de carga distintos. Sin embargo, la falta de tendencias para medidas continuas de FSP sugiere que no hay un cambio lineal continuo en la carga asociada al cuerpo a medida que el ángulo de contacto cambia de RFS a FFS. Por otro lado, estudios como los de Warr y cols.¹² y Fukusawa y cols.¹¹¹ no encontraron relación entre FSP y RRI, lo que indica que la evidencia no es concluyente y que otros factores podrían estar influyendo en la incidencia de lesiones.

Conclusiones

Mayoritariamente, los corredores de larga distancia adoptan un RFS siendo el NRFS poco común. Esta tendencia aumenta con la longitud de la carrera, la fatiga o el calzado amortiguado.

La asociación entre el patrón de pisada y las lesiones no es concluyente. Mientras que algunos estudios sugieren posibles vínculos entre ciertos patrones de pisada y lesiones específicas, no hay suficiente evidencia para recomendar cambios en el patrón de pisada para la prevención de lesiones. Parece existir un aumento de las demandas a la articulación de la rodilla cuando hay un RFS mientras que con el NRFS parece incrementar la demanda a tobillo y musculatura plantar-flexora del mismo.

No hay evidencia clara que respalde que cambiar de un patrón de pisada con el talón a otro tipo mejore significativamente la economía

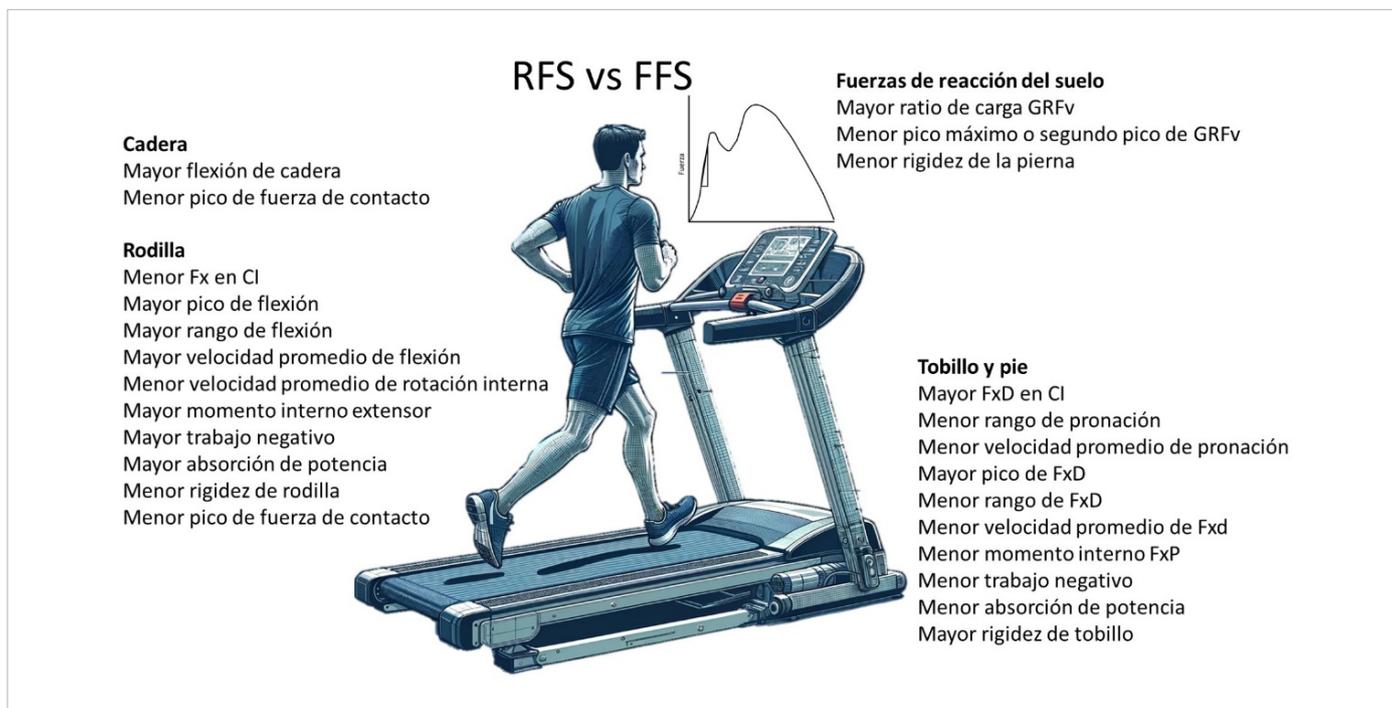


Figura 4. Adaptado de los hallazgos de Almeida y cols. 2015 FxD (flexión dorsal) FxP (flexión plantar), CI (contacto inicial), fuerzas de reacción del suelo componente vertical (GRFv), Fx (flexión).

de carrera. Cualquier beneficio de cambiar el patrón de pisada parece ser altamente individualizado y dependiente de factores como la biomecánica del corredor y la experiencia. El FSP influye notablemente en las características biomecánicas de la carrera (cinemática, cinética y electromiografía) (Figura 4).

En resumen, mientras que la mayoría de los corredores de distancia prefieren el patrón de pisada con el talón, la relación entre los patrones de pisada, el rendimiento, las lesiones y las dinámicas biomecánicas es compleja y varía según el individuo. Los profesionales de la salud y entrenadores deben considerar estas variaciones al asesorar a los corredores sobre técnicas y estrategias de entrenamiento, prevención, tratamiento y readaptación de lesiones.

Conflicto de intereses

Ninguno.

Financiación

Ninguna.

Contribución de los autores

Concepción y diseño del estudio: L. E. R. S., A. C. L., C. M. N., A. N. T.

Análisis e interpretación de los resultados: L. E. R.-S., A. M. M., A. R. P.

Creación, redacción y preparación del boceto inicial del trabajo: L. E. R.-S., A. C. L., A. M. M., A. R. P., C. M. N.

Revisión final (revisión crítica y comentarios) y aceptación final: L. E. R.-S., A. C. L., A. M. M., A. R. P., C. M. N, A. N. T.

Bibliografía

- van Dyck D, Cardon G, de Bourdeaudhuij I, de Ridder L, Willem A. Who Participates in Running Events? Socio-Demographic Characteristics, Psychosocial Factors and Barriers as Correlates of Non-Participation-A Pilot Study in Belgium. *Int J Environ Res Public Health*. 2017;14(11):1315. DOI: 10.3390/ijerph14111315.
- Scheerder J, Breedveld K, Borgers J. Who is doing a run with the running boom? The growth and governance of one of Europe's most popular sport activities. *Running across Europe: The rise and size of one of the largest sport markets*. Springer; 2015. p. 1-27.
- Shorten M, Mientjes MIV. The 'heel impact' force peak during running is neither 'heel' nor 'impact' and does not quantify shoe cushioning effects. *Footwear Science*. 2011;3(1):41-58. DOI: 10.1080/19424280.2010.542186.
- Videbæk S, Bueno AM, Nielsen RO, Rasmussen S. Incidence of Running-Related Injuries Per 1000 h of running in Different Types of Runners: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med*. 2015;45(7):1017-26. DOI: 10.1007/s40279-015-0333-8.
- van Gent RN, Siem D, van Middelkoop M, van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW, et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: a systematic review. *Br J Sports Med*. 2007;41(8):469-80. DOI: 10.1136/bjism.2006.033548.
- Van Middelkoop M, Kolkman J, Van Ochten J, Bierma-Zeinstra SMA, Koes B. Prevalence and incidence of lower extremity injuries in male marathon runners. *Scand J Med Sci Sports*. 2008;18(2):140-4. DOI: 10.1111/j.1600-0838.2007.00683.x.
- Lun V, Meeuwisse WH, Stergiou P, Stefanyshyn D. Relation between running injury and static lower limb alignment in recreational runners. *Br J Sports Med*. 2004;38(5):576-80. DOI: 10.1136/bjism.2003.005488.
- Vanmechelen W, Hlobil H, Kemper HCG, Voorn WJ, Dejongh HR. Prevention of running injuries by warm-up, cool-down, and stretching exercises. *Am J Sports Med*. 1993;21(5):711-9. DOI: 10.1177/036354659302100513.
- Messier SP, Martin DF, Mihalko SL, Ip E, DeVita P, Cannon DW, et al. A 2-Year Prospective Cohort Study of Overuse Running Injuries The Runners and Inju-

- ry Longitudinal Study (TRAILS). *Am J Sports Med.* 2018;46(9):2211-21. DOI: 10.1177/0363546518773755.
10. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2000;32(9):1635-41. DOI: 10.1097/00005768-200009000-00018.
 11. Goss DL, Gross MT. Relationships among self-reported shoe type, footstrike pattern, and injury incidence. *US Army Med Dep J.* 2012;25-30.
 12. Kulmala JP, Avela J, Pasanen K, Parkkari J. Forefoot Strikers Exhibit Lower Running-Induced Knee Loading than Rearfoot Strikers. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;45(12):2306-13. DOI: 10.1249/MSS.0b013e31829efcf7.
 13. Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretzky J, Daoud YA, Lieberman DE. Foot Strike and Injury Rates in Endurance Runners: A Retrospective Study. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(7):1325-34. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3182465115.
 14. Paquette MR, Milner CE, Melcher DA. Foot contact angle variability during a prolonged run with relation to injury history and habitual foot strike pattern. *Scand J Med Sci Sports.* 2017;27(2):217-22. DOI: 10.1111/sms.12647.
 15. Warr BJ, Fellin RE, Sauer SG, Goss DL, Frykman PN, Seay JF. Characterization of Foot-Strike Patterns: Lack of an Association With Injuries or Performance in Soldiers. *Mil Med.* 2015;180(7):830-4. DOI: 10.7205/MILMED-D-14-00220.
 16. Pomarino D, Martin S, Pomarino A. The differential diagnostic of Idiopathic Toe Walking. 2017;5(Issue 9). DOI: 10.1177/1938640016656780.
 17. Attias M, Bonnefoy-Mazure A, De Coulon G, Cheze L, Armand S. Toe-walking and its impact on first and second rocker in gait patterns with different degrees of artificially emulated soleus and gastrocnemius contracture. *Gait Posture.* 2023;105:104-9. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2023.07.285.
 18. Bredeweg SW, Kluitenberg B, Bessem B, Buist I. Differences in kinetic variables between injured and noninjured novice runners: A prospective cohort study. *J Sci Med Sport.* 2013;16(3):205-10. DOI: 10.1016/j.jsams.2012.08.002.
 19. van der Worp H, Vrielink JW, Bredeweg SW. Do runners who suffer injuries have higher vertical ground reaction forces than those who remain injury-free? A systematic review and meta-analysis. *Br J Sports Med.* 2016;50(8):450-7. DOI: 10.1136/bjsports-2015-094924.
 20. Zadpoor AA, Nikooyan AA. The relationship between lower-extremity stress fractures and the ground reaction force: A systematic review. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2011;26(1):23-8. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2010.08.005.
 21. Pohl MB, Hamill J, Davis IS. Biomechanical and Anatomic Factors Associated with a History of Plantar Fasciitis in Female Runners. *Clin J Sport Med.* 2009;19(5):372-6. DOI: 10.1097/JSM.0b013e3181b8c270.
 22. Brechter JH, Powers CM. Patellofemoral stress during walking in persons with and without patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(10):1582-93. DOI: 10.1097/00005768-200210000-00009.
 23. Farrokhi S, Keyak JH, Powers CM. Individuals with patellofemoral pain exhibit greater patellofemoral joint stress: a finite element analysis study. *Osteoarthritis Cartilage.* 2011;19(3):287-94. DOI: 10.1016/j.joca.2010.12.001.
 24. Mercer JA, Horsch S. Heel-toe running: A new look at the influence of foot strike pattern on impact force. *J Exerc Sci Fit.* 2015;13(1):29-34. DOI: 10.1016/j.jesf.2014.12.001.
 25. Thompson MA, Lee SS, Seegmiller J, McGowan CP. Kinematic and kinetic comparison of barefoot and shod running in mid/forefoot and rear-foot strike runners. *Gait Posture.* 2015;41(4):957-9. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2015.03.002.
 26. Shih Y, Lin KL, Shiang TY. Is the foot striking pattern more important than barefoot or shod conditions in running? *Gait Posture.* 2013;38(3):490-4. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.01.030.
 27. Yong JR, Silder A, Montgomery KL, Fredericson M, Delp SL. Acute changes in foot strike pattern and cadence affect running parameters associated with tibial stress fractures. *J Biomech.* 2018;76:1-7. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2018.05.017.
 28. Drew MK, Finch CF. The Relationship Between Training Load and Injury, Illness and Soreness: A Systematic and Literature Review. *Sports Med.* 2016;46(6):861-83. DOI: 10.1007/s40279-015-0459-8.
 29. Schweltnus M, Soligard T, Alonso JM, Bahr R, Clarsen B, Dijkstra HP, et al. How much is too much? (Part 2) International Olympic Committee consensus statement on load in sport and risk of illness. *Br J Sports Med.* 2016;50(17):1043-52. DOI: 10.1136/bjsports-2016-096572.
 30. Davis IS, Bowser BJ, Mullineaux DR. Greater vertical impact loading in female runners with medically diagnosed injuries: a prospective investigation. *Br J Sports Med.* 2016;50(14):887-U129. DOI: 10.1136/bjsports-2015-094579.
 31. Cavanagh PR, LaFortune MA. Ground reaction forces in distance running. *J Biomech.* 1980;13(5):397-406. DOI: 10.1016/0021-9290(80)90033-0.
 32. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature.* 2010;463(7280):531-U149. DOI: 10.1038/nature08723.
 33. Milner CE, Ferber R, Pollard CD, Hamill J, Davis IS. Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2006;38(2):323-8. DOI: 10.1249/01.mss.0000183477.75808.92.
 34. Robbins SE, Hanna AM. Running-related injury prevention through barefoot adaptations. *Med Sci Sports Exerc.* 1987;19(2):148-56.
 35. Almeida MO, Davis IS, Lopes AD. Biomechanical Differences of Foot-Strike Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2015;45(10):738-55. DOI: 10.2519/jospt.2015.6019.
 36. Hasegawa H, Yamauchi T, Kraemew WJ. Foot strike patterns of runners at the 15-km point during an elite-level half marathon. *J Strength Cond Res.* 2007;21(3):888-93.
 37. Stearne SM, Alderson JA, Green BA, Donnelly CJ, Rubenson J. Joint Kinetics in Rearfoot versus Forefoot Running: Implications of Switching Technique. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(8):1578-87. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000254.
 38. Larson P, Higgins E, Kaminski J, Decker T, Preble J, Lyons D, et al. Foot strike patterns of recreational and sub-elite runners in a long-distance road race. *J Sports Sci.* 2011;29(15):1665-73. DOI: 10.1080/02640414.2011.610347.
 39. Bovalino SP, Cunningham NJ, Zordan RD, Harkin SM, Thies HHG, Graham CJ, et al. Change in foot strike patterns and performance in recreational runners during a road race: A cross-sectional study. *J Sci Med Sport.* 2020;23(6):621-4. DOI: 10.1016/j.jsams.2019.12.018.
 40. Dingenen B, Malliaras P, Janssen T, Ceysens L, Vanelderden R, Barton CJ. Two-dimensional video analysis can discriminate differences in running kinematics between recreational runners with and without running-related knee injury. *Phys Ther Sport.* 2019;38:184-91. DOI: 10.1016/j.ptsp.2019.05.008.
 41. Donoghue OA, Harrison AJ, Laxton P, Jones RK. Lower limb kinematics of subjects with chronic achilles tendon injury during running. *Res Sports Med.* 2008;16(1):23-38. DOI: 10.1080/15438620701693231.
 42. Dudley RI, Pamukoff DN, Lynn SK, Kersey RD, Noffal GJ. A prospective comparison of lower extremity kinematics and kinetics between injured and non-injured collegiate cross country runners. *Human movement science.* 2017;52:197-202. DOI: 10.1016/j.humov.2017.02.007.
 43. Mann R, Malisoux L, Brunner R, Gette P, Urhausen A, Statham A, et al. Reliability and validity of pressure and temporal parameters recorded using a pressure-sensitive insole during running. *Gait Posture.* 2014;39(1):455-9. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2013.08.026.
 44. Altman AR, Davis IS. A kinematic method for footstrike pattern detection in barefoot and shod runners. *Gait Posture.* 2012;35(2):298-300. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2011.09.104.
 45. Breine B, Malcolm P, Frederick EC, De Clercq D. Relationship between Running Speed and Initial Foot Contact Patterns. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(8):1595-603. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000267.
 46. Van Hooren B, Fuller JT, Buckley JD, Miller JR, Sewell K, Rao G, et al. Is Motorized Treadmill Running Biomechanically Comparable to Overground Running? A Systematic Review and Meta-Analysis of Cross-Over Studies. *Sports Med.* 2020;50(4):785-813. DOI: 10.1007/s40279-019-01237-z.
 47. Bovalino SP, Kingsley MIC. Foot Strike Patterns During Overground Distance Running: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Sports Med Open.* 2021;7(1):82. DOI: 10.1186/s40798-021-00369-9.
 48. Hamill J, Gruber AH. Is changing footstrike pattern beneficial to runners? *J Sport Health Sci.* 2017;6(2):146-53. DOI: 10.1016/j.jshs.2017.02.004.
 49. Kerrigan DC, Franz JR, Keenan GS, Dicharry J, Della Croce U, Wilder RP. The effect of running shoes on lower extremity joint torques. *PM R.* 2009;1(12):1058-63. DOI: 10.1016/j.pmrj.2009.09.011.
 50. Fuller JT, Thewlis D, Tsiros MD, Brown NAT, Buckley JD. Six-week transition to minimalist shoes improves running economy and time-trial performance. *J Sci Med Sport.* 2017;20(12):1117-22. DOI: 10.1016/j.jsams.2017.04.013.

51. Anderson LM, Bonanno DR, Hart HF, Barton CJ. What are the Benefits and Risks Associated with Changing Foot Strike Pattern During Running? A Systematic Review and Meta-analysis of Injury, Running Economy, and Biomechanics. *Sports Med.* 2020;50(5):885-917. DOI: 10.1007/s40279-019-01238-y.
52. Di Michele R, Merni F. The concurrent effects of strike pattern and ground-contact time on running economy. *J Sci Med Sport.* 2014;17(4):414-8. DOI: 10.1016/j.jsams.2013.05.012.
53. Lieberman DE, Castillo ER, Otarola-Castillo E, Sang MK, Sigei TK, Ojiambo R, et al. Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. *PloS one.* 2015;10(7):e0131354. DOI: 10.1371/journal.pone.0131354.
54. Paavolainen L, Nummela A, Rusko H, Häkkinen K. Neuromuscular characteristics and fatigue during 10 km running. *Int J Sports Med.* 1999;20(8):516-21. DOI: 10.1055/s-1999-8837.
55. Arendse RE, Noakes TD, Azevedo LB, Romanov N, Schweltnus MP, Fletcher G. Reduced eccentric loading of the knee with the pose running method. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(2):272-7. DOI: 10.1249/01.MSS.0000113684.61351.B0.
56. Ardigo LP, Lafortuna C, Minetti AE, Mognoni P, Saibene F. Metabolic and mechanical aspects of foot landing type, forefoot and rearfoot strike, in human running. *Acta Physiol Scand.* 1995;155(1):17-22. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1995.tb09943.x.
57. Ardigo LP, Lafortuna C, Minetti AE, Mognoni P, Saibene F. Metabolic and mechanical aspects of foot landing type, forefoot and rearfoot strike, in human running. *Acta Physiol Scand.* 1995;155(1):17-22. DOI: 10.1111/j.1748-1716.1995.tb09943.x.
58. Breine B, Malcolm P, Van Caekenberghe I, Fiers P, Frederick EC, De Clercq D. Initial foot contact and related kinematics affect impact loading rate in running. *J Sports Sci.* 2017;35(15):1556-64. DOI: 10.1080/02640414.2016.1225970.
59. Kernozek TW, Knaus A, Rademaker T, Almonroeder TG. The effects of habitual foot strike patterns on Achilles tendon loading in female runners. *Gait Posture.* 2018;66:283-7. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.09.016.
60. Dos Santos AF, Nakagawa TH, Nakashima GY, Maciel CD, Serrão F. The Effects of Forefoot Striking, Increasing Step Rate, and Forward Trunk Lean Running on Trunk and Lower Limb Kinematics and Comfort. *Int J Sports Med.* 2016;37(5):369-73. DOI: 10.1055/s-0035-1564173.
61. Melcher DA, Paquette MR, Schilling BK, Bloomer RJ. Joint stiffness and running economy during imposed forefoot strike before and after a long run in rearfoot strike runners. *J Sports Sci.* 2017;35(23):2297-303. DOI: 10.1080/02640414.2016.1266016.
62. Gruber AH, Edwards WB, Hamill J, Derrick TR, Boyer KA. A comparison of the ground reaction force frequency content during rearfoot and non-rearfoot running patterns. *Gait Posture.* 2017;56:54-9. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.04.037.
63. Sun XL, Yang Y, Wang L, Zhang XN, Fu WJ. Do Strike Patterns or Shoe Conditions Have a Predominant Influence on Foot Loading? *J Hum Kinet.* 2018;64(1):13-23. DOI: 10.1515/hukin-2017-0205.
64. Vannatta CN, Kernozek TW, Gheidi N. Changes in gluteal muscle forces with alteration of footstrike pattern during running. *Gait Posture.* 2017;58:240-5. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2017.08.005.
65. Bowersock CD, Willy RW, DeVita P, Willson JD. Independent effects of step length and foot strike pattern on tibiofemoral joint forces during running. *J Sports Sci.* 2017;35(20):2005-13. DOI: 10.1080/02640414.2016.1249904.
66. Kelly LA, Farris DJ, Lichtwark GA, Cresswell AG. The Influence of Foot-Strike Technique on the Neuromechanical Function of the Foot. *Med Sci Sports Exerc.* 2018;50(1):98-108. DOI: 10.1249/MSS.0000000000001420.
67. dos Santos AF, Nakagawa TH, Nakashima GY, Maciel CD, Serrão F. The Effects of Forefoot Striking, Increasing Step Rate, and Forward Trunk Lean Running on Trunk and Lower Limb Kinematics and Comfort. *Int J Sports Med.* 2016;37(5):369-73. DOI: 10.1055/s-0035-1564173.
68. dos Santos AF, Nakagawa TH, Serrão FV, Ferber R. Patellofemoral joint stress measured across three different running techniques. *Gait Posture.* 2019;68:37-43. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2018.11.002.
69. Boyer ER, Rooney BD, Derrick TR. Rearfoot and Midfoot or Forefoot Impacts in Habitually Shod Runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(7):1384-91. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000234.
70. Williams DSB, 3rd, Green DH, Wurzinger B. Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *Int J Sports Phys Ther.* 2012;7(5):525-32.
71. Valenzuela KA, Lynn SK, Mikelson LR, Noffal GJ, Judelson DA. Effect of Acute Alterations in Foot Strike Patterns during Running on Sagittal Plane Lower Limb Kinematics and Kinetics. *J Sports Sci Med.* 2015;14(1):225-32.
72. Yong JR, Silder A, Delp SL. Differences in muscle activity between natural forefoot and rearfoot strikers during running. *J Biomech.* 2014;47(15):3593-7. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2014.10.015.
73. Laughton CA, Davis IM, Hamill J. Effect of strike pattern and orthotic intervention on tibial shock during running. *J Applied Biomech.* 2003;19(2):153-68. DOI: 10.1123/jab.19.2.153.
74. Stackhouse CL, Davis IM, Hamill J. Orthotic intervention in forefoot and rearfoot strike running patterns. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2004;19(1):64-70. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2003.09.002.
75. Vannatta CN, Kernozek TW. Patellofemoral Joint Stress during Running with Alterations in Foot Strike Pattern. *Med Sci Sports Exerc.* 2015;47(5):1001-8. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000503.
76. Melcher DA, Paquette MR, Schilling BK, Bloomer RJ. Joint stiffness and running economy during imposed forefoot strike before and after a long run in rearfoot strike runners. *J Sports Sci.* 2017;35(23):2297-303. DOI: 10.1080/02640414.2016.1266016.
77. Kuhman D, Melcher D, Paquette MR. Ankle and knee kinetics between strike patterns at common training speeds in competitive male runners. *Eur J Sport Sci.* 2016;16(4):433-40. DOI: 10.1080/17461391.2015.1086818.
78. Nunns M, House C, Fallowfield J, Allsopp A, Dixon S. Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities. *J Biomech.* 2013;46(15):2603-10. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2013.08.009.
79. Divert C, Mornieux G, Baur H, Mayer F, Belli A. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int J Sports Med.* 2005;26(7):593-8. DOI: 10.1055/s-2004-821327.
80. Divert C, Baur H, Mornieux G, Mayer F, Belli A. Stiffness adaptations in shod running. *J Appl Biomech.* 2005;21(4):311-21. DOI: 10.1123/jab.21.4.311.
81. Gruber AH, Boyer KA, Derrick TR, Hamill J. Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *J Sport Health Sci.* 2014;3(2):113-21. DOI: 10.1016/j.jsjsh.2014.03.004.
82. Futrell EE, Jamison ST, Tenforde AS, Davis IS. Relationships between Habitual Cadence, Footstrike, and Vertical Load Rates in Runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2018;50(9):1837-41. DOI: 10.1249/MSS.0000000000001629.
83. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D'Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature.* 2010;463(7280):531-5. DOI: 10.1038/nature08723.
84. Kuhman DJ, Paquette MR, Peel SA, Melcher DA. Comparison of ankle kinematics and ground reaction forces between prospectively injured and uninjured collegiate cross country runners. *Hum Mov Sci.* 2016;47:9-15. DOI: 10.1016/j.humov.2016.01.013.
85. Rice H, Patel M. Manipulation of Foot Strike and Footwear Increases Achilles Tendon Loading During Running. *Am J Sports Med.* 2017;45(10):2411-7. DOI: 10.1177/0363546517704429.
86. Chen TL, An WW, Chan ZYS, Au IPH, Zhang ZH, Cheung RTH. Immediate effects of modified landing pattern on a probabilistic tibial stress fracture model in runners. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2016;33:49-54. DOI: 10.1016/j.clinbiomech.2016.02.013.
87. Jaen-Carrillo D, Garcia-Pinillos F, Latella C, Moore SR, Carton-Llorente A, Roche-Seruendo LE. Influence of footwear, foot-strike pattern and step frequency on spatiotemporal parameters and lower-body stiffness in running. *J Sports Sci.* 2022;40(3):299-309. DOI: 10.1080/02640414.2021.1992884.
88. Boyer ER, Derrick TR. Lower extremity joint loads in habitual rearfoot and mid/forefoot strike runners with normal and shortened stride lengths. *J Sports Sci.* 2018;36(5):499-505. DOI: 10.1080/02640414.2017.1321775.
89. Gruber AH, Umberger BR, Braun B, Hamill J. Economy and rate of carbohydrate oxidation during running with rearfoot and forefoot strike patterns. *J Appl Physiol (1985).* 2013;115(2):194-201. DOI: 10.1152/jappphysiol.01437.2012.
90. Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Rearfoot Striking Runners Are More Economical Than Midfoot Strikers. *Med Sci Sports Exerc.* 2014;46(3):580-5. DOI: 10.1249/MSS.0000000000000139.

91. Santos-Concejero J, Tam N, Granados C, Irazusta J, Bidaurrezaga-Letona I, Zabala-Lili J, et al. Interaction Effects of Stride Angle and Strike Pattern on Running Economy. *Int J Sports Med*. 2014;35(13):1118-23. DOI: 10.1055/s-0034-1372640.
92. Perl DP, Daoud AI, Lieberman DE. Effects of Footwear and Strike Type on Running Economy. *Med Sci Sports Exerc*. 2012;44(7):1335-43. DOI: 10.1249/MSS.0b013e318247989e.
93. Fuller JT, Thewlis D, Tsiros MD, Brown NAT, Buckley JD. Effects of a minimalist shoe on running economy and 5-km running performance. *J Sports Sci*. 2016;34(18):1740-5. DOI: 10.1080/02640414.2015.1136071.
94. Fuller JT, Thewlis D, Tsiros MD, Brown NAT, Buckley JD. Six-week transition to minimalist shoes improves running economy and time-trial performance. *J Sci Med Sport*. 2017;20(12):1117-22. DOI: 10.1016/j.jsams.2017.04.013.
95. Lindlein K, Zech A, Zoch A, Braumann KM, Hollander K. Improving Running Economy by Transitioning to Minimalist Footwear: A Randomised Controlled Trial. *J Sci Med Sport*. 2018;21(12):1298-303. DOI: 10.1016/j.jsams.2018.05.012.
96. Warne JP, Gruber AH. Transitioning to Minimal Footwear: a Systematic Review of Methods and Future Clinical Recommendations. *Sports Med Open*. 2017;3(1):33. DOI: 10.1186/s40798-017-0096-x.
97. Fuller JT, Bellenger CR, Thewlis D, Tsiros MD, Buckley JD. The Effect of Footwear on Running Performance and Running Economy in Distance Runners. *Sports Med*. 2015;45(3):411-22. DOI: 10.1007/s40279-014-0283-6.
98. Warne JP, Moran KA, Warrington GD. Eight weeks gait retraining in minimalist footwear has no effect on running economy. *Hum Mov Sci*. 2015;42:183-92. DOI: 10.1016/j.humov.2015.05.005.
99. Kasmer ME, Liu XC, Roberts KG, Valadao JM. Foot-Strike Pattern and Performance in a Marathon. *Int J Sports Physiol Perform*. 2013;8(3):286-92. DOI: 10.1123/ijspp.8.3.286.
100. Latorre-Román PA, Jiménez MM, Hermoso VMS, Sánchez JS, Molina AM, Fuentes AR, et al. Acute effect of a long-distance road competition on foot strike patterns, inversion and kinematics parameters in endurance runners. *Int J Performance Analysis Sport*. 2015;15(2):588-97. DOI: 10.1080/24748668.2015.11868816
101. Patoz A, Lussiana T, Gindre C, Hébert-Losier K. Recognition of Foot Strike Pattern in Asian Recreational Runners. *Sports*. 2019;7(6). DOI: 10.3390/sports7060147.
102. Hanley B, Bissas A, Merlino S, Gruber AH. Most marathon runners at the 2017 IAAF World Championships were rearfoot strikers, and most did not change footstrike pattern. *J Biomech*. 2019;92:54-60. DOI: 10.1016/j.jbiomech.2019.05.024.
103. Hébert-Losier K, Patoz A, Gindre C, Lussiana T. Footstrike pattern at the 10 km and 39 km points of the Singapore marathon in recreational runners. *Footwear Science*. 2021;13(1):43-53. DOI: 10.1080/19424280.2020.1803993.
104. Kasmer ME, Liu XC, Roberts KG, Valadao JM. The relationship of foot strike pattern, shoe type, and performance in a 50-km trail race. *J Strength Cond Res*. 2016;30(6):1633-7. DOI: 10.1519/JSC.0b013e3182a20ed4.
105. Kasmer ME, Wren JJ, Hoffman MD. Foot Strike Pattern and Gait Changes During a 161-km Ultramarathon. *J Strength Cond Res*. 2014;28(5):1343-50. DOI: 10.1519/JSC.0000000000000282.
106. Hanley B, Bissas A, Merlino S. Men's and Women's World Championship Marathon Performances and Changes With Fatigue Are Not Explained by Kinematic Differences Between Footstrike Patterns. *Front Sports Act Living*. 2020;2:102. DOI: 10.3389/fspor.2020.00102.
107. McLaughlin JE, Howley ET, Bassett DR, Thompson DL, Fitzhugh EC. Test of the Classic Model for Predicting Endurance Running Performance. *Med Sci Sports Exerc*. 2010;42(5):991-7. DOI: 10.1249/MSS.0b013e3181c0669d.
108. Barnes KR, Kilding AE. Strategies to Improve Running Economy. *Sports Med*. 2015;45(1):37-56. DOI: 10.1007/s40279-014-0246-y.
109. Burke A, Dillon S, O'Connor S, Whyte EF, Gore S, Moran KA. Risk Factors for Injuries in Runners: A Systematic Review of Foot Strike Technique and Its Classification at Impact. *Orthop J Sports Med*. 2021;9(9):23259671211020283. DOI: 10.1177/23259671211020283.
110. Hollander K, Johnson CD, Outerleys J, Davis IS. Multifactorial Determinants of Running Injury Locations in 550 Injured Recreational Runners. *Med Sci Sports Exerc*. 2021;53(1):102-7. DOI: 10.1249/MSS.0000000000002455.
111. Fukusawa L, Stoddard R, Lopes AD. There is no difference in footstrike pattern distribution in recreational runners with or without anterior knee pain. *Gait Posture*. 2020;79:16-20. DOI: 10.1016/j.gaitpost.2020.03.020.