

EFFECTOS DE LAS ZAPATILLAS CON DIFERENTES AMORTIGUACIONES SOBRE LAS VARIABLES BIOMECÁNICAS EN CORREDORES AMATEURS Y SU RELACIÓN CON LAS LESIONES

**GRADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD
FÍSICA Y EL DEPORTE**

**FACULTAD CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y
EL DEPORTE**



Realizado por: Ana Humanes Fernández y Daniel Ortega Cifuentes

Grupo TFG: MIX 61

Año Académico: 2022-2023

Tutor/a: Marta Domínguez Díez

Área: revisión bibliográfica

RESUMEN

Introducción: El running es una de las formas más populares de realizar actividad física y es practicado por casi 50 millones de europeos. Sin embargo, uno de sus inconvenientes es el alto riesgo de sufrir una lesión cuyo origen es multifactorial y puede depender de diversos factores, tanto intrínsecos, relacionados con la biomecánica de carrera, como extrínsecos, relacionados con la interacción calzado-superficie.

Objetivos: Estudiar los efectos de las zapatillas con diferentes amortiguaciones sobre las variables biomecánicas de carrera asociadas a una mayor predisposición de lesiones.

Metodología: Se realizó una revisión sistemática a través de una búsqueda en las bases de datos "Medline Complete", "SPORTDiscus with full text", "Academic Search Ultimate" y "Rehabilitation & Sport Medicine Source", obteniendo un total de 9 artículos sobre el tema seleccionado.

Resultados y conclusiones: Tras el estudio se ha observado que el tipo de amortiguación no tiene un efecto significativo claro sobre la modificación de las variables espacio-temporales ni sobre las cinemáticas. Sin embargo, las zapatillas maximalistas tienen efectos significativos en las variables cinéticas, disminuyendo los valores de carga de la carrera y reduciendo el riesgo de lesión en corredores amateurs.

Palabras clave: biomecánica, cinemática, cinética, efectos, impacto, consecuencias, amortiguación de zapatillas, entresuela, lesión, lesiones, corredores, corredor y running

ABSTRACT

Introduction: Running is one of the most popular forms of physical activity and is practiced by almost 50 million Europeans. However, a drawback is the high risk of injury whose origin is multifactorial and may depend on various factors both intrinsic, related to the biomechanics of running, and extrinsic related to the footwear-surface interaction.

Objectives: To study the effects of shoes with different cushioning on the biomechanical variables of running associated with a greater predisposition to injuries.

Methodology: A systematic review was carried out through a search in the databases "Medline Complete", "SPORTDiscus with full text", "Academic Search Ultimate" and "Rehabilitation & Sport Medicine Source", obtaining a total of 9 articles on the selected topic.

Results and conclusions: After the study it has been observed that the type of cushioning does not have a clear significant effect on the modification of spatio-temporal variables or on kinematics. However, maximalist shoes have significant effects on kinetic variables, decreasing race load values and reducing the risk of injury in amateur runners.

Key words: biomechanics, kinematics, kinetics, effects, impact, consequences, cushioning shoes, midsole, injury, injuries, runners, runner and running.

ÍNDICE

1. INTRODUCCIÓN	6
1.1. EL RUNNING E INCIDENCIA LESIONAL.....	6
1.2. FACTORES BIOMECÁNICOS DE LA CARRERA Y SU RELACIÓN CON LAS LESIONES	7
1.3. EVOLUCIÓN DEL CALZADO DE CARRERA.....	11
2. OBJETIVOS	13
3. METODOLOGÍA	13
3.1. DISEÑO.....	13
3.2. ESTRATEGIA DE BÚSQUEDA	14
3.3. CRITERIOS DE SELECCIÓN	14
3.4. DIAGRAMA DE FLUJO	15
4. DISCUSIÓN	16
4.1. VARIABLES ESPACIO-TEMPORALES.....	16
4.2. VARIABLES CINEMÁTICAS.....	17
4.3. VARIABLES CINÉTICAS	19
4.4. VARIABLE BIOMECÁNICAS Y RIESGO LESIONAL	20
4.5. LIMITACIONES DEL ESTUDIO	21
5. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	21
6. CONCLUSIONES	22
7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS	23
8. ANEXOS	26

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. Relación causal entre las características de exposición a la carrera y las características no relacionadas con el entrenamiento con la incidencia lesional.....	6
Figura 2. Fases de la carrera	7
Figura 3. Las fuerzas verticales de reacción del suelo (GRF) y cinemática del pie para tres tipos de golpe de pie.....	8
Figura 4. Gráfico de las variables de resultado derivadas de la curva de GRF	9
Figura 5. Zapatos de los récords masculinos de maratón	11
Figura 6. Diagrama de flujo	15

ÍNDICE DE TABLAS

Anexo 1. Cuadro resumen de los artículos empleados.....	26
Anexo 2. Factores de riesgo biomecánicos asociados a las lesiones relacionadas con la carrera	30

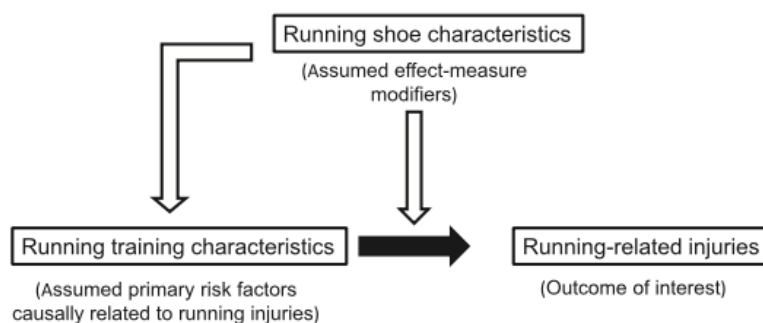
1. INTRODUCCIÓN

1.1. El running e incidencia lesional

La carrera a pie es una de las formas más populares de realizar actividad física y se estima que casi 50 millones de europeos practican este deporte para mantenerse saludables (Roggio et al., 2022). Esto es debido a que su práctica se puede desarrollar en casi todas partes y requiere principalmente de un par de zapatillas para correr (Malisoux y Theisen, 2020). Sin embargo, uno de los inconvenientes que tiene correr es el alto riesgo de sufrir una lesión relacionada con la carrera (RRIs), lo que se ha convertido en la principal razón para dejar de correr, puesto que ocurren desde 2.5 a 33 lesiones por 1000 h de carrera (Ceysens et al., 2019). Además, entre el 30% y el 70% de corredores sufren cada año lesiones por esfuerzo repetitivo relacionadas con la carrera, pero no hay consenso sobre cómo prevenir estas lesiones (Lieberman, 2012). Las RRIs más frecuentes son el dolor patelofemoral, el síndrome de la cintilla iliotibial, el síndrome de estrés tibial, la tendinopatía Aquilea y la fascitis plantar, siendo categorizadas como lesiones por “sobreuso” debido a un desequilibrio entre la carga repetitiva de un tejido y su capacidad de adaptación (Ceysens et al., 2019). Según Malisoux y Theisen (2020), el riesgo de las lesiones relacionadas con la carrera depende de factores demográficos, factores del entrenamiento, anatómicos, biomecánicos y del tipo de calzado. Por lo tanto, las lesiones relacionadas con la carrera tienen un origen multifactorial (Figura 1).

Figura 1

Relación causal entre las características de exposición a la carrera y las características no relacionadas con el entrenamiento con la incidencia lesional



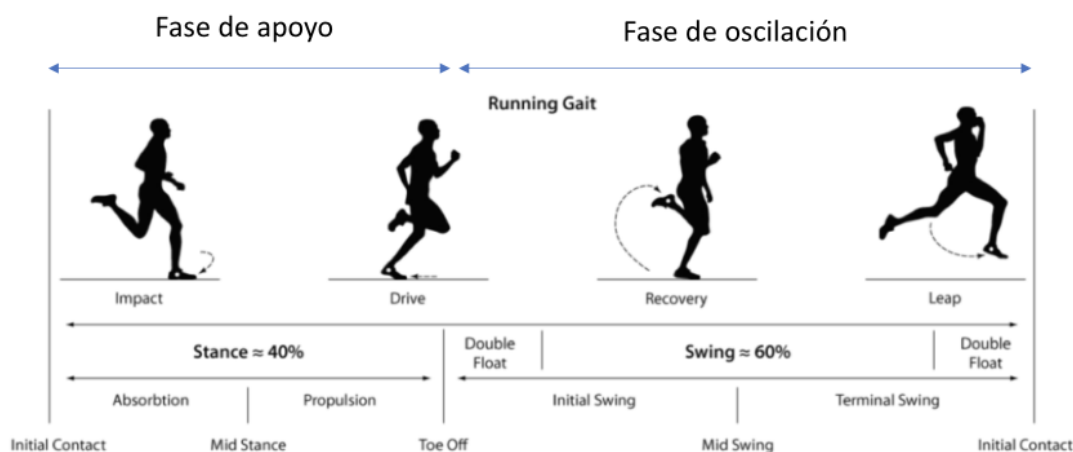
Nota. Obtenido de (Malisoux y Theisen, 2020).

1.2. Factores biomecánicos de la carrera y su relación con las lesiones

El ciclo de la carrera se puede dividir en fase de apoyo y fase de oscilación (Figura 2). Durante la fase de apoyo, nunca se produce un solapamiento entre las piernas derecha e izquierda. La primera mitad de la fase de apoyo comprende la absorción de fuerzas y la segunda es la responsable de la propulsión. Dentro de esta fase, se pueden diferenciar: contacto inicial (CI), apoyo medio, apoyo final y pre-swing. Por otro lado, la fase de oscilación consta de los periodos de oscilación inicial, oscilación medio y oscilación final (Dugan y Bhat, 2005).

Figura 2

Fases de la carrera



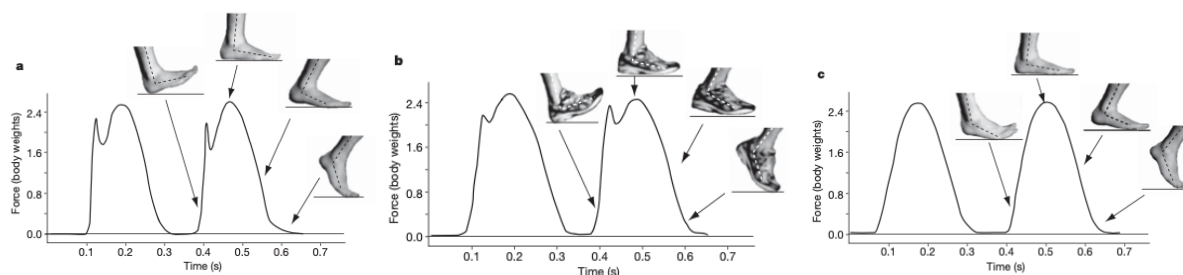
Nota. Obtenido de (*The Run Centre: 4-Point Run Analysis*, 2016).

Varios factores biomecánicos modificables pueden afectar a la economía de carrera (ER) y al riesgo de sufrir una lesión. Estos factores pueden considerarse intrínsecos (internos) o extrínsecos (externos). Los factores intrínsecos se refieren a la biomecánica de carrera del individuo, los cuales pueden clasificarse a su vez en espacio-temporales (parámetros relacionados con los cambios y/o las fases del ciclo de la marcha, como el tiempo de contacto con el suelo y la longitud de la zancada); cinemáticos (los patrones de movimiento, como los ángulos de las articulaciones de las extremidades inferiores); cinéticos (las fuerzas que provocan el movimiento, como la fuerza de reacción del suelo [GRF]); y neuromusculares. Los factores extrínsecos son aquellos que están relacionados con la interacción calzado-superficie (Moore, 2016).

En cuanto al patrón del movimiento del corredor existen tres tipos comunes de patrones de pisada: antepié, mediopié y retropié. Correr con un patrón de pisada de antepié, significa que el primer golpeo con el suelo se realiza con la parte anterior del pie. Un patrón de pisada de mediopié consiste en aterrizar con el centro del pie y posteriormente apoyar el talón. Por último, un patrón de pisada de retropié conlleva aterrizar directamente con el talón (Lieberman et al., 2010). Los análisis cinemáticos y cinéticos muestran que, incluso en superficies duras, los corredores descalzos que realizan el golpeo de antepié generan fuerzas de colisión menores que los corredores calzados que contactan primero con el talón (Figura 3), debido a que tienen un pie con mayor flexión plantar en el aterrizaje y mayor flexibilidad del tobillo durante el impacto, lo que disminuye la masa efectiva del cuerpo que colisiona con el suelo. Por lo tanto, este tipo de carrera puede proteger los pies y las extremidades inferiores de algunas de las lesiones relacionadas con el impacto que experimentan hoy en día un alto porcentaje de corredores. Sin embargo, el 75-80% de los corredores de resistencia amateurs contemporáneos utilizan el golpeo de retropié (Lieberman et al., 2010).

Figura 3

Las fuerzas verticales de reacción del suelo (GRF) y cinemática del pie para tres tipos de golpeo de pie



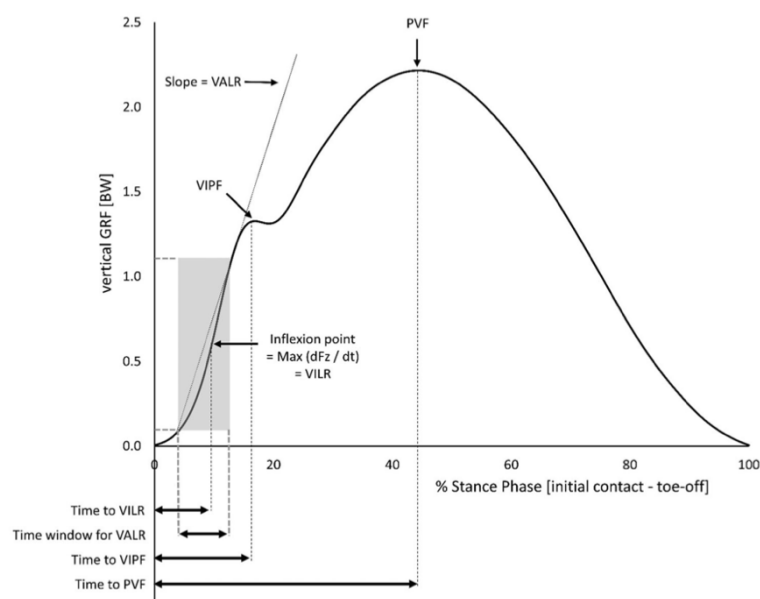
Nota. A: golpeo de retropié descalzo; B: golpeo de retropié con calzado; C: golpeo de antepié calzado. Obtenido de (Lieberman et al., 2010).

La técnica de carrera de golpeo de retropié produce una curva vertical de fuerza-tiempo de reacción al suelo (GRF), en la que hay dos picos (Figura 4). El pico de fuerza inicial, denominado pico de impacto (VIPF), se produce en el primer 10% del periodo de apoyo. La magnitud de la fuerza de impacto durante la carrera viene

determinada por lo que el corredor hace antes de entrar en contacto con el suelo (Hreljac, 2004). VIPF se origina por la rápida desaceleración de los segmentos de la pierna de apoyo dentro de los primeros 50 ms después del CI, aunque la magnitud del pico depende principalmente de la contribución del resto del cuerpo (Malisoux, Gette, et al., 2021). Lieberman (2012) y Roggio et al. (2021) demuestran que los corredores con apoyo de antepié aterrizan de forma ligera y suave, sin generar picos de impacto durante la carrera. El segundo pico de GRF que se produce generalmente durante la carrera de talón se denomina pico activo o fuerza vertical máxima (PVF), este es el valor de fuerza más alto registrado y tiene lugar durante el 60-75% del periodo de apoyo, con una duración de hasta 200 ms, asociado al movimiento activo del resto del cuerpo cuando el centro de masa alcanza su posición vertical mínima (Hreljac, 2004; Malisoux, Gette, et al., 2021). El tiempo hasta la PVF (tPVF, en ms) se definió como el intervalo de tiempo entre CI y PVF, y el tiempo hasta VIPF (tVIPF, en ms) como el intervalo de tiempo entre CI y VIPF (Malisoux, Gette, et al., 2021). Unos valores mayores de VIPF y PVF están asociados a mayor RRIs y un tiempo más bajo hasta alcanzar PVF con dolor patelofemoral (Ceyssens et al., 2019).

Figura 4

Gráfico de las variables de resultado derivadas de la curva de GRF



Nota. VIPF: Fuerza máxima de impacto vertical; PVF: Fuerza máxima vertical; VILR: Tasa de carga instantánea vertical; VALR: Tasa de carga media vertical; Fz:

Señal de fuerza vertical; BW: Peso corporal. Obtenido de (Malisoux, Delattre, et al., 2021).

Según Malisoux, Delattre, et al. (2021), la tasa de carga instantánea (VILR, en BW. s⁻¹) se calculó como $VILR = \max(dFz/dt)$, donde ($t_{CI} < t < t_{VIPF}$). La tasa de carga media vertical (VALR, en BW. s⁻¹) se calculó entre el 20 y el 80% del periodo entre CI y VIPF (Figura 4). Ceysens et al., (2019) indica que una mayor VILR y VALR está relacionada con un mayor RRIs para diferentes lesiones.

En cuanto a las variables espacio-temporales, Malisoux, Gette, et al., (2021) establecen los eventos de CI, definido como el momento en el que el pie del corredor impacta con el suelo; contacto final (CF), último instante en el que el corredor tiene el pie en apoyo; tiempo de contacto (TC, en ms), intervalo de tiempo entre CI y CF. La evidencia científica actual establece que un TC menor se relaciona con mayor RRIs (Ceysens et al., 2019). También se analizan las variables de longitud del paso (LP, en m), cadencia de paso (CAD, en pasos.min⁻¹) y la oscilación vertical del centro de masa (oscilación vertical del CdM) (VO, en mm), que es calculado como la diferencia entre la posición vertical mínima y máxima del centro de masa durante un paso (Malisoux, Gette, et al., 2021). Una cadencia de paso más alta y una disminución de la oscilación vertical reduce el riesgo de lesión (Adams et al., 2018). En cuanto a la LP se ha observado que una menor longitud disminuye los valores de fuerzas de impacto, por lo que puede considerarse un mecanismo que influye reduciendo el riesgo de lesión (Schubert et al., 2014). Además, se ha observado que disminuir un 3% la longitud de zancada propia de cada corredor beneficia la economía de carrera, así como una menor oscilación vertical, mayor rigidez de las piernas y bajo momento de inercia de las extremidades inferiores (Moore, 2016).

Sobre los valores cinemáticos la literatura científica actual establece que una mayor rotación interna en los ángulos de la rodilla está relacionada con el desarrollo del síndrome de la cintilla iliotibial en corredoras recreativas (Ceysens et al., 2019). Además, una flexión de rodilla menor en el CI puede reducir la eficiencia de absorción de la carga sobre la rodilla e inducir más tensión en la pierna y en el tendón de Aquiles, lo que puede ser un factor de riesgo para desarrollar

tendinopatía Aquilea, pero no para todas las RRIs (Ceyssens et al., 2019). Respecto a la articulación del tobillo en corredores, Ceyssens et al. (2019) indica que una dorsiflexión pico menor se relaciona con tendinopatía Aquilea, y un mayor ángulo máximo y menor rango de movimiento de eversión de tobillo está relacionado con un mayor RRIs para cualquier lesión. Del mismo modo, Hreljac. (2004) observó que la pronación es un mecanismo de protección durante la carrera, ya que permite atenuar las fuerzas de impacto durante un periodo de tiempo más largo, sin embargo, la pronación es perjudicial si pasa de los límites fisiológicos "normales" (demasiado bajo o alto), y si continúa más allá del mediopié, puesto que después del apoyo, es necesario que el pie se vuelva más rígido para preparar el despegue (Anexo 2).

Según Malisoux y Theisen (2020) y Moore (2016), el calzado es uno de los principales factores extrínsecos que influyen en el riesgo de lesiones relacionadas con la carrera, así como la interacción zapato-superficie. La elección de las zapatillas genera mucha controversia para los corredores, ya que, como interfaz principal entre el pie del corredor y el suelo, la zapatilla desempeña un papel de vital importancia en la gestión de las cargas externas repetitivas aplicadas al sistema musculoesquelético y de esta manera, en la prevención de lesiones (Malisoux y Theisen, 2020).

1.3. Evolución del calzado de carrera

Desde hace aproximadamente 100 años, los diseños de las zapatillas de correr han ido evolucionando de una manera más drástica (Nigg et al., 2015).

Figura 5

Zapatos de los récords masculinos de maratón



Nota. Modelo Reebok World 10 usada en 1970 por Ron Hill con un tiempo en la maratón de 2:09:28.8 (izquierda); Modelo Nike Air Zoom Alphafly Next% 2 utilizada en 2022 por Eliud Kipchoge con un tiempo en la maratón de 2:01:09 (derecha). Obtenido de (MarathonShoeNrd, n.d.).

La evolución de las zapatillas ha pasado de una suela muy mínima, a unas de gran apoyo y amortiguación, para posteriormente pasar a unas muy mínimas y finalmente a unas muy amortiguadas de nuevo (Krabak et al., 2017) (Figura 5). En 2010, un estudio de Lieberman et al. (2010), afirmó que los zapatos con suelas altas y muy amortiguadas eran los culpables de aterrizar con el talón y debilitar los músculos de los pies y sin embargo los que están acostumbrados a correr descalzos como los kenianos, aterrizan con mayor suavidad, con menor impacto inicial y mayor flexibilidad, respaldando que el uso de las zapatillas con una suela mínima o descalzos disminuye el riesgo de sufrir una lesión.

Sin embargo, actualmente las zapatillas de running son consideradas obras maestras técnicas y de ingeniería (Nigg et al., 2015), diseñadas con el objetivo de proteger al corredor ante las cargas de impacto, las cuales pueden ser peligrosas para la salud del deportista, por lo que muchos fabricantes de calzado de running intentan mejorar el diseño para reducir la carga de impacto y con ello el riesgo de lesión, siendo el grosor de la entresuela un parámetro común que se manipula (Law et al., 2019).

El resultado de esto da lugar a zapatillas maximalistas (max), tradicionales (trad) y minimalistas (min). Se entiende por zapatilla minimalista a aquella que interfiere de forma mínima en los movimientos naturales del pie, caracterizada por su gran flexibilidad, menor diferencia de altura entre el talón y la parte delantera del pie, su bajo peso, poco grosor en el talón, y la ausencia de tecnologías de estabilidad y de control del movimiento (Esculier et al., 2015). Por otro lado, las zapatillas maximalistas son aquellas que presentan mucha amortiguación en la entresuela con una consistencia que puede ser blanda o rígida, independientemente de su drop, con una altura del perfil de las zapatillas superior a los 20 mm. Por último, las zapatillas tradicionales son las que se encuentran entre las maximalistas y las minimalistas (Moody et al., 2018).

Los beneficios que son atribuidos a la carrera con zapatillas minimalistas son la alteración de la biomecánica, el aumento de la economía de carrera y la disminución del riesgo de lesiones de rodilla. A pesar de que existen pruebas de la mejora de la economía de carrera y de la disminución del riesgo de lesiones de rodilla, se ha determinado que existen riesgos en la transición a la carrera minimalista: se ha informado de un mayor riesgo de lesiones del tendón de Aquiles, del metatarso y de la fascia plantar y de fracturas por estrés del metatarso (Moody et al., 2018).

Debido a la diferencia de opiniones en diversos estudios científicos y al no tener una literatura científica clara, realizamos esta revisión para observar los efectos de las zapatillas con diferentes amortiguaciones sobre las variables biomecánicas y su relación con las lesiones.

2. OBJETIVOS

Objetivo principal

Analizar/estudiar los efectos de las zapatillas con diferentes amortiguaciones sobre las variables biomecánicas de carrera asociadas a una mayor predisposición de lesiones.

Objetivos específicos

- Analizar los efectos de diferentes amortiguaciones de calzado sobre las variables espacio-temporales de carrera.
- Analizar los efectos de diferentes amortiguaciones de calzado sobre las variables cinemáticas de carrera.
- Analizar los efectos de diferentes amortiguaciones de calzado sobre variables cinéticas de carrera.
- Establecer qué tipo de amortiguación está asociada a un menor riesgo de lesión en corredores amateur.

3. METODOLOGÍA

3.1. Diseño

Se ha realizado una revisión bibliográfica sistemática mediante la búsqueda en diferentes bases de datos de los principales artículos relacionados con los efectos

de las zapatillas con diferentes tipos de amortiguación sobre las variables biomecánicas en corredores amateurs y su relación con las lesiones.

3.2. Estrategia de búsqueda

Se ha realizado una búsqueda general a través de las bases de datos “Medline Complete”, “SPORTDiscus with full text”, “Academic Search Ultimate” y “Rehabilitation & Sport Medicine Source”. Dicha búsqueda se ha llevado a cabo desde la Biblioteca CRAI de la Universidad Europea.

La estrategia de búsqueda inicial se basó en las siguientes palabras claves: <<(biomechanics or kinematics or kinetics) AND (effects or impact or consequences) AND cushioning shoes OR Midsole AND (injury or injuries) AND (runners or runner or running) >>. Se hallaron un total de 333 artículos, aplicando el filtro de fecha desde el año 2015 quedan 175 artículos (Figura 6). Posteriormente se aplicó el filtro de texto completo resultando 103 artículos. Finalmente se eliminaron los artículos duplicados (46) y los artículos que no eran estudios científicos obteniendo 48 artículos. Estos artículos fueron revisados por título y resumen para ver si tenían relación con el tema, de los cuales 24 si tenían relación. Tras hacer una revisión más profunda, leer a texto completo, observar las muestras y los criterios de estos estudios nos quedamos con 8 artículos, los cuales cumplían todos nuestros criterios de selección. Finalmente se analizaron las referencias bibliográficas de los artículos seleccionados, incluyendo 1 artículo adicional de interés.

3.3. Criterios de selección

Criterios de búsqueda:

Se incluyeron los artículos publicados entre 2015 y 2022 (últimos 7 años), escritos en inglés o en español, así como que estuviesen en texto completo y eliminando los duplicados. Por otro lado, se excluyeron todas las revisiones sistemáticas y metaanálisis.

Criterios de selección específicos:

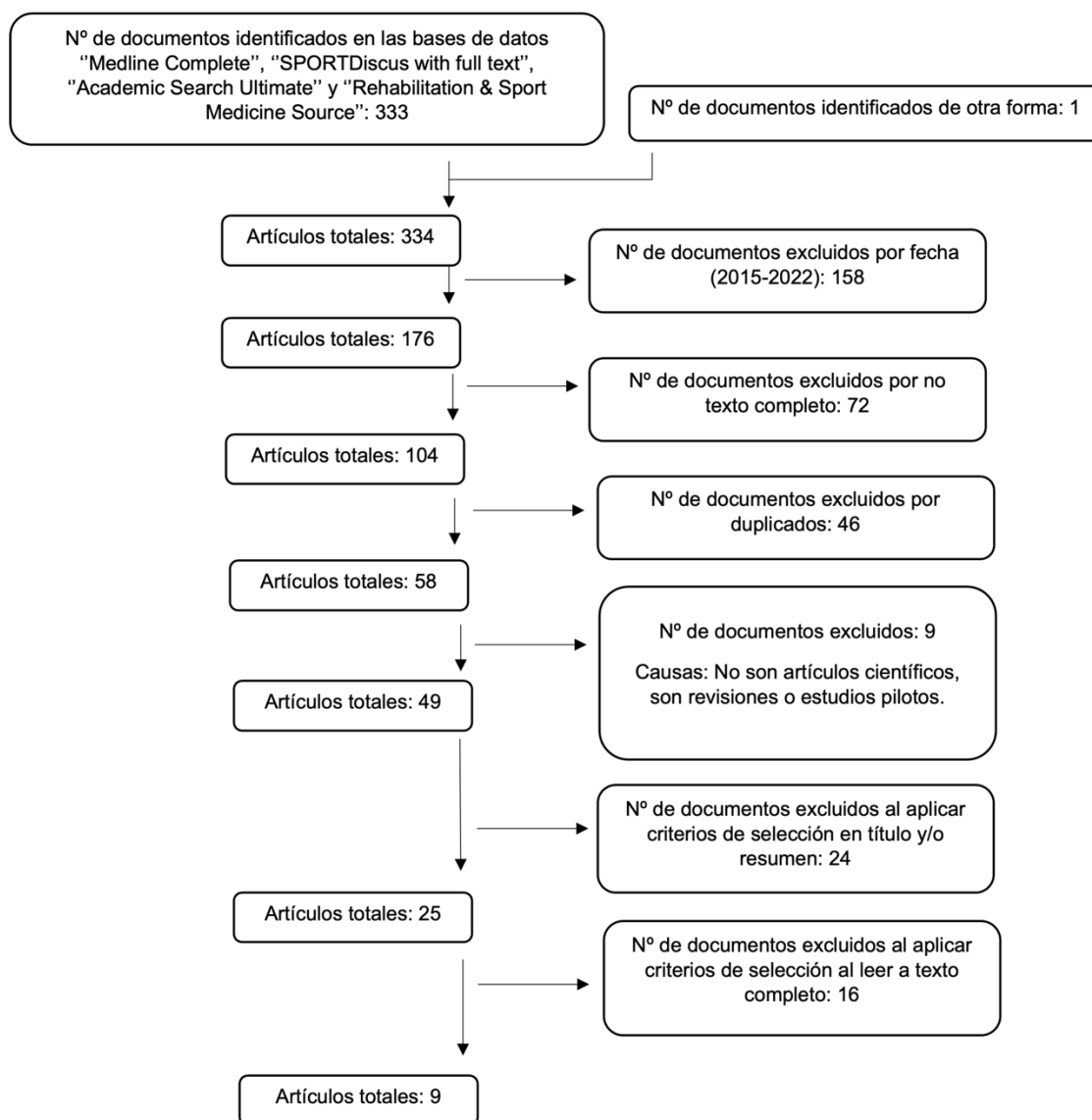
Sólo se seleccionaron los artículos que estudian los efectos que producen los diferentes tipos de amortiguación de las zapatillas de running y su relación en la

prevención de lesiones, así como, los que hiciesen referencia a los efectos sobre las variables cinemáticas, cinéticas y espaciotemporales del miembro inferior, excluyendo en todo caso los estudios que comparan determinadas características con el peso del corredor. Por otro lado, se escogieron los estudios cuya población son corredores amateurs o recreacionales únicamente de running, mayores de 18 años, que son capaces de correr un mínimo de 15 minutos de carrera continua excluyendo aquellas personas que padecen alguna patología anterior a 6 meses de la realización del estudio o que poseen algún tipo de ortesis o plantillas.

3.4. Diagrama de flujo

Figura 6

Diagrama de flujo



Nota. Elaboración propia.

4. DISCUSIÓN

En la discusión se va a tratar de comparar los artículos utilizados para esta revisión agrupados según los objetivos de esta.

4.1. Variables espacio-temporales

Referente a las variables espacio-temporales, según Roggio et al. (2022), la longitud de zancada fue más corta ($105,50 \pm 20,5\text{cm}$) en aquellos corredores que usaban zapatillas minimalistas y no presentaban pico de impacto en comparación con los que corrían con zapatillas maximalistas y si lo presentaban ($119,30 \pm 11,10\text{cm}$). Por otro lado, correr con una declinación del 10% producía una mayor longitud de zancada tanto con zapatillas maximalistas ($167 \pm 19\text{cm}$) como tradicionales ($167 \pm 20\text{ cm}$) en comparación con correr en un plano con el 0% de inclinación ($162 \pm 19\text{ cm}$) (Chan et al., 2018). Según Chan et al. (2018), Fu et al. (2022), Law et al. (2019) y Malisoux, Delattre et al. (2021), no se han encontrado diferencias significativas con las diferentes condiciones de calzado maximalistas, minimalistas o tradicionales.

Según Moody et al. (2018) hay una única diferencia significativa en el tiempo de contacto entre las zapatillas maximalistas (Mizuno Wave Rider) de 12mm de drop en comparación con correr descalzo (barefoot) con la conclusión que correr descalzo supuso una disminución del tiempo de contacto en comparación con las zapatillas maximalistas. Esta teoría también es apoyada por Law et al. (2019), que indica que las zapatillas con 1 mm de espesor de la suela dieron lugar a un tiempo de contacto más corto que las de 9, 21, 25 y 29 mm y que las zapatillas con un espesor de 5mm de suela también obtuvieron un tiempo de contacto significativamente menor en comparación con las de 25 mm. Por último y según la mayoría de los autores, el tiempo de contacto con el suelo no tuvo cambios significativos según las zapatillas maximalistas, tradicionales y minimalistas tanto con amortiguación dura, como con blanda (Fu et al., 2022; Malisoux y Delattre et al., 2021; Moody et al., 2018; Roggio et al., 2022).

En cuanto a la cadencia, Moody et al. (2018) demuestra que se produce un aumento de esta cuando se corre con la condición de descalzo (barefoot) en comparación con las zapatillas maximalistas Mizuno Wave Rider con 12 mm de drop y continúa

diciendo que no se detectaron diferencias significativas entre el resto de las condiciones (minimalistas y tradicionales). Law et al. (2019) defiende esta teoría demostrando que se encontró una ligera tendencia a un aumento de la cadencia con zapatillas de 1 mm de espesor de la suela en comparación con las de 25 y 29 mm. Así mismo, se encontró esta diferencia en las condiciones de calzado de 9 mm a 25 mm. Además, Law et al. (2019) añade que un aumento de la cadencia (es decir, una disminución de la LP) es una de las adaptaciones espacio-temporales para atenuar las tasas de carga vertical. Por el contrario, Roggio et al. (2022), indica una mayor cadencia para aquellos corredores que utilizan zapatillas maximalistas y un golpeo de retropié. Por último, Fu et al. (2022), Gruber et al. (2021) y Malisoux y Delattre, et al. (2021) coincidieron en que los diferentes tipos de calzado no tienen ningún efecto sobre la cadencia.

Moody et al. (2018) demuestran que se produce una oscilación vertical del centro de masas menor para la condición de descalzo en comparación con las zapatillas maximalistas. Malisoux y Delattre et al. (2021) y Moody et al. (2018) añaden que no se detectaron ninguna otra diferencia con el resto de las zapatillas con diferentes tipos de amortiguación. Por el contrario, Roggio et al. (2022), indica que se produce un desplazamiento menor en la condición de zapatillas maximalistas con pico de impacto ($5,80 \pm 1,40$ cm) en comparación con las minimalistas, sin pico de impacto ($6,20 \pm 1,00$ cm), con un efecto pequeño.

4.2. Variables cinemáticas

Respecto a las variables angulares, podemos concluir que no hay una relación clara entre los ángulos de flexión de cadera y el tipo de zapatillas ya que hay resultados muy contradictorios. Según Roggio et al. (2022), la flexión de cadera es menor cuando los corredores realizan el golpeo de antepié (sin pico de impacto) utilizando zapatillas minimalistas comparándolo con aquellos que realizan el golpeo con el retropié y utilizan zapatillas maximalistas. Por otro lado, Gruber et al. (2021) demostró que tanto las zapatillas maximalistas (Hoka One One Bondi 4), como las minimalistas (Nike Flex 2014) presentan una flexión de cadera en el CI bastante similar y menor en comparación con las tradicionales (Saucony Ride 7). Sin embargo, Fu et al. (2022) defiende que no hay cambios significativos en la flexión de cadera en el CI de la carrera entre las zapatillas maximalistas y minimalistas.

Según los datos obtenidos, podemos pensar que esta variable está más influida por el tipo de patrón de pisada de cada corredor que por el tipo de zapatilla por si sola.

Respecto al ángulo de flexión y la rotación interna de rodilla solo dos artículos las tuvieron en cuenta para compararlas entre los diferentes tipos de zapatillas, obteniendo como resultado una flexión de rodilla en el contacto ligeramente mayor en el grupo con zapatillas minimalista (Roggio et al., 2022) y un ángulo de rotación interna menor en el grupo de zapatillas maximalistas entre el 0-6% y 63-72% del tiempo de apoyo, en comparación con las zapatillas tradicionales Fu et al., (2022). El motivo por el cual los corredores recreativos con zapatillas maximalistas tienen menos flexión de rodilla en el contacto inicial es debido a que la colocación del pie está más alejada del centro de masa, influenciado por la técnica característica de pisada con retropié (Roggio et al., 2022).

En cuanto a la angulación de la flexión dorsal del tobillo en el contacto inicial, Roggio et al. (2022), Hannigan y Pollard (2020) y Fu et al. (2022) coincidieron en que la flexión dorsal del tobillo fue menor para la condición de zapatillas minimalistas en contraste con las maximalistas. Sin embargo, únicamente Gruber et al. (2021) determinaron que los ángulos del tobillo en el contacto inicial eran similares entre las diferentes condiciones de calzado (maximalista, minimalista y tradicional).

Respecto a la eversión máxima del pie, la eversión al despegar y la duración de esta, no hay resultados suficientes para determinar si realmente tienen una relación con los diferentes tipos de amortiguaciones en las zapatillas de running debido a que únicamente un estudio evalúa estas variables (Hannigan y Pollard, 2020). Según Hannigan y Pollard (2020), la eversión máxima del pie alcanza mayores ángulos tanto en las zapatillas maximalistas como en las minimalistas en comparación con las tradicionales, sin embargo, no hay diferencia entre las maximalistas y las minimalistas. La eversión al despegar la puntera, así como la duración de la eversión fueron significativamente mayor en las zapatillas maximalistas, en comparación con las minimalistas y las tradicionales (Hannigan y Pollard, 2020).

4.3. Variables cinéticas

En la medición de la curva de las fuerzas de reacción del suelo se observaron diferentes resultados respecto a las variables de carga media e instantánea. Fu et al. (2022), observó menores valores de VALR y VILR en las zapatillas maximalista respecto a las tradicionales, VALR (max (16mm): 67.97–88.83; tra (7mm): 87.55–112.25)), VILR (max: 88.68–124.72; tra: 153.10–185.70). De manera similar, Malisoux, Gette, et al. (2021), también obtuvieron menores valores en las zapatillas blandas respecto a las duras en el valor de VALR (0,4 a 2,2 BW/s), pero no en VILR. Comparando las zapatillas minimalistas con las maximalistas resultó que las zapatillas minimalistas tenían una mayor VALR y VILR que las maximalistas, (Min: 108.00 ± 24.70 BW/s) y (max: 88.92 ± 22.48 BW/s) (Hannigan y Pollard, 2020; Gruber et al., 2021). Sin embargo, Gruber et al. (2021) y Chan et al. (2018) no obtuvieron diferencias significativas para estas variables entre las zapatillas maximalistas, tradicionales y minimalistas.

Analizando los resultados del resto de variables de la curva GRF como PVF, VIPF y el tiempo hasta ambos picos de fuerzas observamos que: según Fu et al. (2022) las zapatillas maximalistas tuvieron menores picos de fuerza en VIPF y PVF en comparación con las zapatillas tradicionales, VIPF: (max: 0,38 - 0,46 BW; tra: 0,42 - 0,50 BW), PVF: (max: 1,79 - 2,07 BW; tra: 1,95 - 2,26 BW) y el tiempo hasta alcanzar PFV fue más largo en las max. Malisoux, Delattre et al. (2021) y Malisoux, Gette et al. (2021) obtuvieron una VIPF y un tiempo hasta VIPF mayor en el calzado maximalista blando respecto al duro, VIPF: (0,07 - 0,13 BW; 6,9%), tVIPF: (2,4 - 4,4 ms; 7,8%). Estos resultados se pueden relacionar con los resultados del estudio anterior (Fu et al., 2022), puesto que Malisoux, Delattre et al. (2021) y Malisoux, Gette et al. (2021) al comparar un calzado maximalista con entresuelas de diferente dureza, podemos observar que las zapatillas maximalistas que además tienen una suela blanda tienen menores valores para estas variables. Por otro lado, Hannigan y Pollard (2020) y Gruber et al. (2021) no observaron diferencias significativas en VIPF y PVF entre zapatos maximalistas, tradicionales y minimalista, aunque Gruber et al. (2021) observó una mayor fuerza resultante de GRF en las zapatillas minimalistas, al igual que Fu et al. (2022) que observó una disminución en la vertical de GRF en el zapato maximalista respecto al tradicional, desplazándose del 11-17% de la fase de apoyo. Hannigan y Pollard (2020) puede que no obtuviesen

resultados significativos por las características del tipo de zapatillas max que analizan, las cuales tienen poco drop pero alto espesor en el talón y antepié, características que pueden no influir en estas variables, esto se debe tener en cuenta para obtener conclusiones claras en futuras comparaciones.

4.4. Variable biomecánicas y riesgo lesional

Respecto a las variables cinéticas, los artículos que obtuvieron resultados significativos de GRF sobre VALR, VILR, VIPF y PVF coincidieron en que estos valores son generalmente menores en las zapatillas maximalistas más blandas y mayores en las minimalista (Fu et al., 2022; Malisoux, Delattre, et al., 2021; Malisoux, Gette, et al., 2021), por lo que relacionando con el marco teórico actual (Ceyssens et al., 2019), las zapatillas maximalistas pueden reducir el riesgo de lesión.

En cuanto a los resultados significativos de las variables espacio-temporales, longitud de zancada, tiempo de contacto y cadencia resultó que, las zapatillas más minimalistas o los barefoot tenían una zancada más corta (Roggio et al., 2022), menores tiempos de contacto y una mayor cadencia que con las zapatillas maximalistas (Moody et al., 2018; Law et al., 2019), por lo que según estos resultados y el marco teórico abordado en la introducción (Adams et al., 2018; Schubert et al., 2014), podemos decir que las zapatillas minimalistas pueden disminuir el riesgo de lesión en estas variables.

Sobre los resultados de las variables cinemáticas obtuvieron que las zapatillas maximalista tenían una mayor flexión pico de tobillo (Roggio et al., 2022; Hannigan y Pollard, 2020; Fu et al., 2022), una duración mayor de la eversión (Hannigan y Pollard, 2020), y una menor rotación interna de rodilla (Fu et al., 2022), por lo que según el marco teórico actual (Ceyssens et al., 2019; Hreljac, 2004), las zapatillas maximalista pueden reducir el riesgo de lesión en estas variables. Por otro lado, la variable angular de flexión de rodilla en el CI fue mayor en el grupo de corredores sin pico de impacto con zapatillas minimalistas (Roggio et al., 2022), por lo que en esta variable esta zapatilla tiene un menor riesgo de lesión, según lo establecido en el marco teórico (Ceyssens et al., 2019).

Es razonable que exista una constante controversia de opiniones sobre que tipo de zapatilla tienen un menor riesgo de lesión, puesto que los resultados actuales que relacionan las variables biomecánicas con el riesgo de RRI son contradictorias y dependen en gran medida de la población y las lesiones que se estudien. Los hallazgos existentes relacionados con la cinemática, la cinética y las variables espaciotemporales durante la carrera requieren confirmación mediante más estudios prospectivos de alta calidad antes de poder realizar recomendaciones clínicas. Esta revisión sistemática debe interpretarse dentro de un marco biopsicosocial multidimensional con un razonamiento clínico experto cuando se pretenda reducir el riesgo de lesión con intervenciones específicas en un corredor individual.

4.5. Limitaciones del estudio

En los nueve estudios seleccionados para esta revisión sistemática se incluyeron corredores de diferente edad, sexo, nivel de experiencia, patrón de pisada y exposición a la carrera, así como zapatillas con diferentes características. Por este motivo, no se han podido obtener conclusiones claras en la mayoría de las variables, debido a que gran parte de los investigadores no han llegado a un consenso para clasificar los diferentes tipos de amortiguación de las zapatillas, por lo que se hace muy complicado comparar resultados de grupos con características de intervención diferentes, no sabiendo qué variable es la que realmente modifica los resultados. Del mismo modo, los estudios no han tenido en cuenta que el factor técnico de carrera puede ser el responsable del resultado de algunas de las variables, y no en función del tipo amortiguación de las zapatillas usada en cada intervención, puesto que, al no realizar una diferenciación muestral según este ítem, existe una diferencia en ambos grupos de intervención que no se analiza. Estos inconvenientes limitan la capacidad de poder generalizar los resultados.

5. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

En los estudios futuros deberán evaluar más a fondo las características de las zapatillas que utilizan en cada intervención, utilizando unos criterios universales para clasificar los diferentes modelos de zapatillas y poder compararlos, además de tener en cuenta una homogeneidad en la técnica de carrera y población de la muestra seleccionada, para poder obtener así conclusiones claras sobre la

modificación de las variables biomecánicas asociadas a los RRI y disminuir el riesgo de lesiones.

6. CONCLUSIONES

Las conclusiones a las que se han llegado teniendo en cuenta los objetivos planteados en este trabajo son las siguientes:

- El tipo de amortiguación no tiene un efecto significativo claro sobre la modificación de las variables espacio-temporales, ni con las variables cinemáticas.
- Las zapatillas con mayor amortiguación (max) tienen efectos significativos en las variables cinéticas, disminuyendo los valores de carga de la carrera.
- Las zapatillas maximalistas reducen el riesgo de lesión en corredores amateurs, mejorando los resultados de las variables cinéticas y en algunas cinemáticas como (flexión pico del tobillo, tiempo de eversión y rotación de rodilla). Sin embargo, se obtuvieron mejores resultados en la variable cinemática de flexión de rodilla para las zapatillas minimalista, teniendo estas un menor riesgo de lesión para esta variable. Analizando las variables espacio-temporales de manera independiente se observa que las zapatillas minimalistas están asociadas a un menor riesgo de lesión. Teniendo en cuenta que el tipo de amortiguación de las zapatillas está estrechamente relacionada con la técnica de carrera y esta, a su vez, está íntimamente relacionada con las variables espacio-temporales, el riesgo de lesión estará más relacionado por el tipo de técnica del corredor que por las zapatillas algo que no ha sido comparado en este estudio.

7. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Adams, D., Pozzi, F., Willy, R. W., Carrol, A., & Zeni, J. (2018). Altering cadence or vertical oscillation during running: effects on running related injury factors. *International Journal of Sports Physical Therapy*, 13(4), 633–642. <https://doi.org/10.26603/ijspst20180633>
- Ceyssens, L., Vanelderen, R., Barton, C., Malliaras, P., & Dingenen, B. (2019). Biomechanical Risk Factors Associated with Running-Related Injuries: A Systematic Review. *Sports Medicine*, 49(7), 1095–1115. <https://doi.org/https://doi.org/10.1007/s40279-019-01110-z>
- Chan, Z. Y. S., Au, I. P. H., Lau, F. O. Y., Ching, E. C. K., Zhang, J. H., y Cheung, R. T. H. (2018). Does maximalist footwear lower impact loading during level ground and downhill running? *European Journal of Sport Science*, 18(8), 1083–1089. <https://doi.org/10.1080/17461391.2018.1472298>
- Dugan, S. A., y Bhat, K. P. (2005). Biomechanics and Analysis of Running Gait. *Physical Medicine and Rehabilitation Clinics of North America*, 16(3), 603–621. <https://doi.org/10.1016/j.pmr.2005.02.007>
- Esculier, J.F., Dubois, B., Dionne, C. E., Leblond, J., y Roy, J.S. (2015). A consensus definition and rating scale for minimalist shoes. *Journal of Foot and Ankle Research*, 8(1), 42. <https://doi.org/10.1186/s13047-015-0094-5>
- Fu, F., Guo, L., Tang, X., Wang, J., Xie, Z., Fekete, G., Cai, Y., Hu, Q., & Gu, Y. (2022). Effect of the innovative running shoes with the special midsole structure on the female runners' lower limb biomechanics. *Frontiers in Bioengineering and Biotechnology*, 10. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2022.866321>
- Gruber, A. H., Zhang, S., Pan, J., y Li, L. (2021). Leg and joint stiffness adaptations to minimalist and maximalist running shoes. *Journal of Applied Biomechanics*, 37(5), 408–414. <https://doi.org/10.1123/jab.2020-0284>
- Hannigan, J. J., y Pollard, C. D. (2020). Differences in running biomechanics between a maximal, traditional, and minimal running shoe. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 23(1), 15–19. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2019.08.008>
- Hreljac, A. (2004). Impact and Overuse Injuries in Runners. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 36(5), 845–849. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000126803.66636.DD>

- Law, M. H. C., Choi, E. M. F., Law, S. H. Y., Chan, S. S. C., Wong, S. M. S., Ching, E. C. K., Chan, Z. Y. S., Zhang, J. H., Lam, G. W. K., Lau, F. O. Y., & Cheung, R. T. H. (2019). Effects of footwear midsole thickness on running biomechanics. *Journal of Sports Sciences*, 37(9), 1004–1010. <https://doi.org/10.1080/02640414.2018.1538066>
- Lieberman, D. E. (2012). What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exercise and Sport Sciences Reviews*, 40(2), 63–72. www.acsm-essr.org
- Lieberman, D. E., Venkadesan, M., Werbel, W. A., Daoud, A. I., D'Andrea, S., Davis, I. S., Mang'Eni, R. O., & Pitsiladis, Y. (2010). Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus Shod Runners. *Nature*, 463(7280), 531–535. <https://doi.org/10.1038/nature08723>
- Malisoux, L., Delattre, N., Meyer, C., Gette, P., Urhausen, A., & Theisen, D. (2021). Effect of shoe cushioning on landing impact forces and spatiotemporal parameters during running: results from a randomized trial including 800+ recreational runners. *European Journal of Sport Science*, 21(7), 985–993. <https://doi.org/10.1080/17461391.2020.1809713>
- Malisoux, L., Gette, P., Backes, A., Delattre, N., Cabri, J., & Theisen, D. (2021). Relevance of Frequency-Domain Analyses to Relate Shoe Cushioning, Ground Impact Forces and Running Injury Risk: A Secondary Analysis of a Randomized Trial With 800+ Recreational Runners. *Frontiers in Sports and Active Living*, 3. <https://doi.org/10.3389/fspor.2021.744658>
- Malisoux, L., & Theisen, D. (2020). Can the “Appropriate” footwear prevent injury in leisure-time running? evidence versus beliefs. *Journal of Athletic Training*, 55(12), 1215–1223. <https://doi.org/10.4085/1062-6050-523-19>
- MarathonShoeNrd. (n.d.). *Men's World Record*. Marathon Shoe History. <https://www.marathonshoehistory.com/world-record/>
- Moody, D., Hunter, I., Ridge, S., & Myrer, J. W. (2018). Comparison of varying heel to toe differences and cushion to barefoot running in novice minimalist runners. *International Journal of Exercise Science*, 11(1), 13–19. <http://www.intjexersci.com>
- Moore, I. S. (2016). Is There an Economical Running Technique? A Review of Modifiable Biomechanical Factors Affecting Running Economy. *Sports Med*, 46(6), 793–807. <https://doi.org/10.1007/s40279-016-0474-4>

- Nigg, B. M., Baltich, J., Hoerzer, S., & Enders, H. (2015). Running shoes and running injuries: Mythbusting and a proposal for two new paradigms: 'preferred movement path' and 'comfort filter.' *British Journal of Sports Medicine*, *49*(20), 1290–1294. <https://doi.org/10.1136/bjsports-2015-095054>
- Roggio, F., Trovato, B., Zanghi, M., Petrigna, L., Testa, G., Pavone, V., & Musumeci, G. (2022). Running Footwear and Impact Peak Differences in Recreational Runners. *Biology*, *11*(6). <https://doi.org/10.3390/biology11060818>
- Schubert, A. G., Kempf, J., & Heiderscheit, B. C. (2014). Influence of stride frequency and length on running mechanics. *Sports Health: A Multidisciplinary Approach*, *6*(3), 210–217. <https://doi.org/10.1177/1941738113508544>
- The Run Centre: 4-Point Run Analysis*. (2016, 10 de febrero). Kintec. <https://www.kintec.net/blog/the-run-centre-4-point-run-analysis>

8. ANEXOS

Anexo 1

Cuadro resumen de los artículos empleados

REFERENCIA	MÉTODO	VARIABLES DE EVALUACIÓN	MUESTRA Y GRUPOS	EDAD	RESULTADOS
Chan et al., 2018	Experimental	<ul style="list-style-type: none"> Tasa de Carga Instantánea (ILR) Tasa de carga Media (ALR) Longitud de Zancada Patrón de pisada: <ul style="list-style-type: none"> Contacto de talón (HS) No contacto de Talón 	27 corredores (15 hombres y 12 mujeres) 1) Zapatillas MAX (5mm) y 0% pendiente 2) Zapatillas TRS (9mm) y 0% pendiente 3) Zapatillas MAX (5mm) y -10% 4) Zapatillas TRS (9mm) y -10%	33,7 ± 7,5	Aumento del ALR como del ILR en carrera con superficie declinada y una longitud de zancada más larga. No diferencias significativas entre TRS y MAX en ALR, ILR y longitud de zancada para carrera en terreno llano. Mayor ILR en corredores con zapatos MAX que TRS durante el descenso corriendo.
Fu et al., 2022	Experimental	<ul style="list-style-type: none"> Pico de fuerza Tiempo de contacto (ms) Frecuencia de paso Longitud de paso (m) Tasa de carga media (ALR) (BW/s) Tasa de carga máxima (MLR) (BW/s) Fuerza vertical máxima (PVF) Tiempo hasta la fuerza vertical max (ms) Fuerza máxima de frenado (BW) = VIPF Ángulo máximo de dorsiflexión de la MTPJ Ángulo de dorsiflexión de tobillo en contacto Ángulo máximo de eversión de tobillo Velocidad de eversión de tobillo 	15 corredores (mujeres) 1) Zapatillas innovadoras: IRS (16 mm) 2) Zapatillas normales: NRS (6,5mm)	39 ± 10	El ángulo de dorsiflexión máximo, la amplitud de movimiento, la velocidad de dorsiflexión máxima y el momento de flexión plantar en la articulación metatarsofalángica de las zapatillas IRS fueron menores que los de las zapatillas NRS. La fase de frenado y el tiempo hasta la fuerza vertical máxima de las zapatillas IRS fueron más largos que los de las zapatillas NRS. La ALR, MLR, la fuerza de frenado máxima y la PVF en las zapatillas IRS fueron inferiores a las de las zapatillas NSR. El análisis estadístico de mapeo paramétrico mostró un mayor ángulo de dorsiflexión del tobillo (0-4%) un menor ángulo de rotación interna de la rodilla (0-6%) (63-72%), una menor fuerza de reacción vertical sobre el suelo (11-17%) menor fuerza de reacción anteroposterior de frenado sobre el suelo (22-27%) y menor momento de flexión plantar MTPJ pico en las zapatillas IRS que en las normales.

REFERENCIA	MÉTODO	VARIABLES DE EVALUACIÓN	MUESTRA Y GRUPOS	EDAD	RESULTADOS
Gruber et al., 2021	Experimental	<ul style="list-style-type: none"> Fuerza de impacto (IP) (VIPF) Fuerza de reacción del suelo (GRF) Carga vertical media AVL Carga vertical instantánea VILR Patrón de pisada Frecuencia de zancada Angulo de tobillo, cadera y rodilla 	11 corredores (hombres) 1) Minimalista (Nike Flex 2014 Run) 2) Tradicional (Saucony Ride 7) 3) Maximalista (Hoka One One Bondi 4)	18-30	<p>En comparación con las tradicionales y las maximalistas, las zapatillas minimalistas se asociaron con mayores tasas de carga media instantánea y media vertical, mayor rigidez vertical y menor cambio en la longitud de la pierna entre el contacto inicial y la fuerza máxima de reacción al suelo resultante.</p> <p>No se observaron otras diferencias en la rigidez o en las variables de impacto.</p>
Hannigan y Pollard, 2020	Experimental	<ul style="list-style-type: none"> Tasa de carga vertical media (AVLR) Pico de fuerza de impacto vertical (VIPF) Pico fuerza máxima vertical (PVF) Ángulos de eversión y dorsiflexión 	20 corredores (6 hombres y 14 mujeres) 1) Maximalistas: 33 mm en la parte trasera, 29 mm en la parte delantera 2) Minimalistas: 10 mm en la parte trasera, 6 mm en la parte delantera 3) Tradicionales (New Balance Fresh FoamBoracay 980 v2): 22 mm en la parte trasera, 18 mm en la parte delantera	18-45	<p>Correr con un calzado minimalista aumentó la tasa de carga vertical media en comparación con un calzado maximalista. No se observaron diferencias significativas entre los tres zapatos para el VIPF o PVF de la GRF.</p> <p>La eversión al despegue y la duración de esta fue significativamente mayor en el calzado maximalista en comparación con el tradicional y el minimalista. Hubo menos dorsiflexión en el contacto inicial con el calzado minimalista en comparación con el calzado tradicional. Se mostró una excursión de dorsiflexión significativamente mayor en el calzado minimalista en comparación con el calzado tradicional y el maximalista.</p>
Law et al., 2019	Experimental	<ul style="list-style-type: none"> Tasas de carga vertical media (VALR) Tasa de carga vertical instantánea (VILR) El ángulo de impacto del pie (FSA) Parámetros espacio-temporales: <ul style="list-style-type: none"> Longitud de paso (LP) Cadencia (pasos/min) Tiempo de contacto 	15 corredores (hombres) 1) MT1 (1mm) 2) MT5 (5mm) 3) MT9 (9mm) 4) MT21 (21mm) 5) MT25 (25mm) 6) MT29 (29mm)	31,4±13,2	<p>Los zapatos con entresuela más delgada (1 y 5 mm) aumentaron significativamente los índices de carga vertical y acortó el tiempo de contacto, en comparación con zapatos de entresuela más gruesos (25 y 29 mm).</p> <p>No observamos diferencias sustanciales en el ángulo de la pisada, la cadencia y longitud de zancada entre otras condiciones de calzado.</p>

REFERENCIA	MÉTODO	VARIABLES DE EVALUACIÓN	MUESTRA Y GRUPOS	EDAD	RESULTADOS
Malisoux, Delattre, et al., 2021	Experimental	<ul style="list-style-type: none"> Fuerzas de reacción del suelo (GRF) Parámetros espaciotemporales: <ul style="list-style-type: none"> Longitud de paso (m) (LP) Cadencia de paso (pasos/min) (CAD) Oscilación Vertical (mm) Variables cinéticas: <ul style="list-style-type: none"> Fuerza máxima de impacto vertical (VIPF) Tiempo hasta pico de fuerza máxima (tPVF (ms)) Tasa de carga instantánea vertical (VILR). Tasa de carga media vertical (VALR) 	800 corredores 1) Amortiguación dura 2) Amortiguación blanda	18-65	<p>No se observaron diferencias significativas entre los dos grupos para las variantes espaciotemporales. La VIPF era mayor en los que usaban la versión de calzado suave en comparación con la versión dura, y la tasa de carga era similar en ambos grupos.</p> <p>Se observó un VIPF significativamente mayor en el grupo de calzado blando en comparación con el grupo de calzado duro, y el tamaño del efecto fue medio.</p> <p>Se observó un tiempo más largo hasta el VIPF en el grupo de calzado blando.</p> <p>No se observaron diferencias significativas en el VILR, ni en las demás variables cinéticas.</p>
Malisoux, Gette, et al., 2021	Experimental	<ul style="list-style-type: none"> Pico de fuerza de impacto Tiempo hasta el pico de fuerza Carga vertical instantánea Carga vertical media Riesgo de lesión 	802 corredores 1) Amortiguación dura 2) Amortiguación blanda	18-65	<p>Menor fuerza máxima de impacto y mayor tiempo para impactar la fuerza máxima en el grupo de calzado con amortiguación blanda en comparación al grupo de calzado con amortiguación dura.</p> <p>Tasa de carga promedio vertical fue significativamente menor en el grupo de calzado con amortiguación blanda, pero no se observó diferencia para la tasa de carga instantánea vertical.</p>
Moody et al., 2018	Experimental	<ul style="list-style-type: none"> Ritmo de zancada (pasos/seg) Tiempo de contacto en el suelo (seg) Oscilación vertical (cm) Ángulos de MMII 	10 corredores (4 mujeres y 6 hombres) 1) Mizuno Wave Rider (drop: 12mm) 2) Saucony Kinvara (drop: 4mm) 3) Altra The One (drop: 0mm) 4) Vibram El-X/Entrada (drop: 0mm) 5) BF (descalzos)	18-31	<p>Ritmo de zancada: diferencias significativas entre el zapato con un drop de 12mm de y la condición BF. La condición BF demostró una mayor ritmo de zancada. No diferencias entre ninguna de las otras condiciones.</p> <p>Tiempo de contacto en el suelo: variación significativa entre BF y drop de 12mm. No se encontró significación entre ninguna de las otras condiciones.</p> <p>Oscilación vertical: BF disminuyó la oscilación vertical en comparación con un zapato con drop 12mm. Correr con calzado no afectó a la oscilación vertical de los corredores.</p> <p>Ángulos de la parte inferior del cuerpo no se vieron afectadas por la condición del calzado.</p>

REFERENCIA	MÉTODO	VARIABLES DE EVALUACIÓN	MUESTRA Y GRUPOS	EDAD	RESULTADOS
Roggio et al., 2022	Experimental	<ul style="list-style-type: none"> • Variables espacio-temporales: <ul style="list-style-type: none"> - Longitud de zancada - Tiempo de contacto - Desplazamiento vertical del centro de masa (CoM) - Cadencia • Variables cinemáticas: <ul style="list-style-type: none"> - Inclinación del tronco - Flexión y extensión de cadera - Flexión y extensión de rodilla - Flexión plantar y dorsal del tobillo - Inversión del pie en el Contacto inicial y final. 	30 corredores (hombres) 1) Grupo con pico de impacto (IP) (n = 16) Drop: 14,29% (8 mm), 42,86% (10 mm), y 42,86% (12 mm) 2) Grupo sin pico de impacto (n-IP) (n = 14) Drop: 57,14% (4 mm), 14,29 % (6 mm), 14,29 % (8 mm) y 14,29 % (10 mm)	46,28±6,49	<p>Resultados espacio-temporales: Los corredores n-IP tienen una longitud de zancada más corta ($105,50 \pm 20,50$ cm) respecto al grupo IP ($119,30 \pm 11,10$ cm). La cadencia fue mayor en el grupo IP ($170 \pm 11,40$ spm) que en el grupo n-IP ($163 \pm 13,90$ spm). El desplazamiento vertical de CoM fue mayor en el grupo n-IP (n-IP $6,20 \pm 1,00$ cm, IP $5,80 \pm 1,40$ cm).</p> <p>Parámetros cinemáticos: La flexión y la extensión de cadera tuvieron un menor rango de movimiento en el grupo n-IP. La flexión dorsal del tobillo fue menor en el grupo n-IP ($13,40^\circ \pm 7,20$), en comparación con el grupo IP, que muestra un patrón de pisada completamente retropié ($20,80^\circ \pm 5,50$). La inversión del pie al inicio del contacto también fue menor en el grupo n-IP en comparación con el grupo IP (n-IP $17,30^\circ \pm 3,80$, IP $14,30^\circ \pm 3,50$). Una inversión de pie reducida está presente en la fase de despegue (n-IP $3,60^\circ \pm 3,00$, IP $5,00^\circ \pm 2,70$).</p> <p>Lesiones: el 57,14% de los corredores n-IP no experimentó una lesión durante el último año, mientras que los corredores IP sufrieron una lesión al menos una vez (42,86%) o dos veces (42,80%) durante el último año.</p>

Nota. Elaboración propia.

Anexo 2

Factores de riesgo biomecánicos asociados a las lesiones relacionadas con la carrera

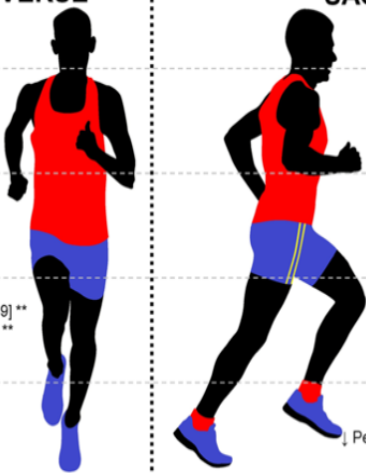
		FRONTAL / TRANSVERSE	SAGITTAL		
Kinematics and joint moments, stiffness and impulses	Trunk				
	Pelvis / hip			↑ Peak hip adduction angle ^{b,h} [35,36] **	
	Knee			↑ Internal knee abduction moment impulse ^c [49] ** ↑ Peak external knee adduction moment ^c [37] ** ↑ Peak knee internal rotation angle ^b [36] **	↓ Peak knee flexion angle ^g [38] † * ↑ Knee joint stiffness ⁱ [39] **
	Ankle / foot			↑ Peak ankle eversion velocity ^d [37] ** ↓ Peak ankle eversion velocity ^d [40] ** ↑ Peak ankle eversion angle ^d [40] ** ↓ Ankle eversion range of motion ^d [40] ** ↑ Peak rearfoot eversion angle ^g [38] † *	↓ Peak ankle dorsiflexion angle ^g [38] † *
Kinetics	Impact-related variables	↑ Vertical (average and instantaneous) loading rate ^{o,h} [41,42] ** ↑ Vertical impact peak ^b [42] ** ↓ Asymmetry in vertical impact peak ⁱ [44] ** ↑ Peak braking force ⁱ [43] **			
	Plantar pressure variables	↑ Vertical plantar peak force (underneath MT II) ^k [45] * ↑ Vertical plantar peak force (underneath MT V) [46] ** ↑ Absolute force-time integral (underneath MT V) [46] ** ↓ Anteroposterior displacement of the center of force ^{m,j} [46] **, [47] * ↓ Velocity of anteroposterior displacement [46] ** ↑ Lateral directed force distribution ^{m,j} [46] **, [47] * ↑ Medial directed force distribution ⁿ [48] * ↑ Lateral directed force displacement (at initial contact, forefoot contact, foot flat and heel-off) [46] ** ↓ Velocity of mediolateral displacement [46] **			
Spatio-temporal	↓ Step rate ^o [50] ** ↓ Ground contact time ^o [41] ** ↑ Asymmetry in ground contact time ⁱ [44] ** ↓ Time to vertical peak force (underneath lateral heel) ^g [45] *				

Fig.2 Visualization of significant results. Levels of evidence are shown with the following symbols: (double asterisks) limited evidence, (asterisk) very limited evidence, (double tagger) no statistical analysis. A detailed description of all significant outcome measures is provided using following superscripts: ^a in female runners developing patellofemoral pain, ^b in female runners developing iliotibial band syndrome, ^c in a mixed-sex population of experienced runners developing patellofemoral pain, ^d in a mixed-sex population of cross-country runners developing an RRI, ^e in a mixed-sex population of recreational runners developing Achilles tendinopathy, ^f in a mixed-sex population of recreational runners developing an RRI, ^g in male novice runners developing an RRI, ^h in female recreational runners

who required medical attention compared with female recreational runners who never sustained an RRI before, ⁱ in male and female novice runners developing an RRI, ^j in female recreational runners developing an RRI, ^k in a mixed-sex population of novice runners developing patellofemoral pain, ^l in a mixed-sex population of novice runners sustaining an RRI, ^m in a mixed-sex population of novice runners developing Achilles tendinopathy, ⁿ in male runners developing Achilles tendinopathy, plantar fasciopathy and medial tibial stress syndrome, ^o in a mixed-sex population of cross-country runners developing shin injury [35–50]. *MT* metatarsal, *RRI* running-related injury, ↑ greater, ↓ smaller

Nota. Obtenido de (Ceyssens et al., 2019).