

Análisis espectral de los impactos de aceleración durante la carrera en cinta motorizada, cinta curva no motorizada y suelo

Premio Áccesit Congreso SIBB 2023

Ignacio Catalá-Vilaplana¹, *Alberto Encarnación-Martínez¹, Pedro Pérez-Soriano¹

¹ Grupo de Investigación en Biomecánica Deportiva (GIBD)
Departamento de Educación Física y Deportiva
Universitat de València, España.

Resumen

El objetivo de este estudio fue analizar el efecto de la superficie de carrera (cinta motorizada (CM), cinta curva no motorizada (cCNM) y suelo (SL)) sobre los impactos de aceleración en el dominio de frecuencias durante la carrera en atletas recreacionales. Veintiún corredores/as realizaron pruebas de 10 minutos de carrera al 80% de la VAM en cada una de las superficies. Durante el minuto 5 del test, se registraron las variables relacionadas con los impactos de aceleración (dominio de frecuencias), mediante dos acelerómetros triaxiales (Xsens DOT, Países Bajos) colocados en la parte anteromedial distal de la tibia derecha y en la zona central de la frente. Los resultados muestran como la carrera en cCNM disminuyó significativamente ($p < 0.05$) los impactos de aceleración en sus componentes de altas y bajas frecuencias, tanto en tibia como en cabeza, en comparación con las condiciones de cinta CM y SL; mientras que los mayores impactos durante la carrera se registraron en la condición de SL.

Palabras clave: biomecánica, superficies, acelerometría, dominio de frecuencias

Abstract

The objective of this study was to analyze the effect of the running surface (motorized treadmill (CM), curved non-motorized treadmill (cCNM) and overground (SL)) on the impact accelerations in the frequency domain during running in recreational athletes. Twenty-one runners performed 30-minute running tests at 80% of the MAS on each of the surfaces. During the minute 5 of the test, variables related to impacts accelerations (frequency domain) were recorded using two triaxial accelerometers (Xsens DOT, Netherlands) placed on the distal anteromedial part of the right tibia and in the central area of the forehead. Running on cCNM significantly ($p < 0.05$) decreased impact accelerations in its high- and low-frequency components, both tibia and head, compared to MT and SL; while the greatest impacts during running were observed in the SL condition.

Keywords: biomechanics, curved non-motorized treadmill, accelerometry, frequency-domain

* Correspondencia: alberto.encarnacion@uv.es
Departamento de Educación Física y Deportiva. Universitat de València
C/ Gascó Oliag, 3. CP 46010 Valencia (España)

Introducción

Durante los últimos años, el estudio de todos los aspectos relacionados con la carrera ha cobrado un interés científico considerable, ya sea para reducir el riesgo de lesión o mejorar el rendimiento y la salud. En este sentido, las cintas rodantes se han convertido en una herramienta importante para investigadores, entrenadores y deportistas ya que permiten controlar ciertos aspectos, como el entorno, la velocidad o la inclinación [1,2]. Por ello, se han creado nuevos diseños de cinta rodante, como es la cinta curva no motorizada (cCNM) [3]. Este tipo de cinta, permite al corredor autoseleccionar la velocidad impulsando la cinta en cada paso, facilitando un patrón de carrera más natural y mayor variabilidad [4,5]. Además, diferentes autores aseguran que la cCNM requiere más energía que la cinta motorizada (CM), ya que existe una mayor resistencia intrínseca en la propia cinta [4,6].

A pesar del aumento en la popularidad de la carrera, ésta se ha relacionado potencialmente con un mayor riesgo de lesión por sobreuso, debido a los impactos repetidos durante el ciclo de carrera [7,8]. Como resultado, el análisis de los impactos de aceleración durante la carrera se ha convertido en un aspecto importante para la comunidad científica. La rápida desaceleración producida por el contacto del pie con el suelo durante la carrera produce una onda de choque que se transmite por todo el cuerpo, desde el pie hasta la cabeza [9–11]. Esta onda de choque es absorbida por estructuras musculoesqueléticas, implementos externos (superficie, calzado, plantillas) y movimientos activos, ya que una exposición acumulada y repetida a los impactos de aceleración puede sobrecargar y fatigar el sistema musculoesquelético, disminuyendo su capacidad para absorberlos y aumentando el riesgo de lesión [9,12].

Tradicionalmente, los impactos de aceleración se han analizado en el dominio de tiempo [1,3,13]. Sin embargo, este análisis está limitado en cuanto a precisión, mientras que el análisis en el dominio de frecuencias o análisis espectral determina la transmisibilidad del impacto en el organismo y permite un estudio más detallado [14]. El análisis en el dominio de frecuencias se utiliza para analizar la estructura de la forma de ondas compuestas, así como los impactos en las ondas de choque, y permite determinar directamente la transmisibilidad del choque en el cuerpo humano [14]. A través del análisis espectral, se puede descomponer y

separar los diferentes componentes de aceleración en zonas de bajas frecuencias (3-8 Hz), relacionadas con los movimientos propios del ser humano (aceleración del centro de masas), o zonas de altas frecuencias (9-20 Hz), relacionadas con la severidad de los impactos y la magnitud de la desaceleración del pie cuando este entra en contacto con el suelo [10,14].

Por ello, el objetivo de este estudio fue analizar las diferencias en los impactos de aceleración en el dominio de frecuencias entre la CM, cCNM y suelo (SL) durante la carrera en fatiga. En base a los factores previamente descritos, las hipótesis planteadas fueron: a) los impactos de aceleración serían menores durante la carrera en cCNM en comparación con CM y SL, y b) los impactos de aceleración aumentarían a medida que los corredores avanzaran en la prueba debido al efecto de la fatiga.

Metodología

Veintiún corredores recreativos: 17 hombres y 4 mujeres (edad 36 ± 9 años, altura 1.76 ± 0.08 m, masa corporal 69 ± 10 kg, índice de masa corporal 22 ± 2 kg/m², frecuencia de entrenamiento 4 ± 1 sesiones/semana, carga de carrera 41 ± 15 km/semana) aceptaron participar en el estudio y dieron su consentimiento informado por escrito. Los criterios de inclusión incluyeron tener entre 18 y 50 años, ser físicamente activo (al menos dos entrenamientos por semana durante el último año), no tener antecedentes de lesiones en miembros inferiores en los últimos seis meses, y un volumen de entrenamiento de al menos 20 km por semana. Basado en un modelo lineal general (GLM) de diseño de Medidas Repetidas bidireccionales, se necesitó un tamaño de muestra total de 18 participantes para detectar diferencias significativas asociadas con un tamaño del efecto mínimo detectable (grande) $f = 0,50$ ($\alpha = 0,05$, $\beta = 0,05$, potencia = 0,9521) para los impactos de aceleración. Los procedimientos del estudio cumplieron con la Declaración de Helsinki y fueron aprobados por el comité de ética de la Universidad de Valencia (1568868).

Protocolo

En primer lugar, los participantes realizaron una prueba submáxima para determinar la velocidad aeróbica máxima (VAM) individual 48 horas antes de la prueba [15]. Esta prueba consistió en cubrir la máxima distancia corriendo en una pista de at-

letismo de 400m durante 5 minutos a velocidad constante [15,16]. Posteriormente, los participantes realizaron tres pruebas de carrera en diferentes superficies y de manera aleatoria: CM (h/p/cosmos pulsar® 3p, h/p/cosmos sports & medical gmbh. Nußdorf, Alemania) con una inclinación del 1% para replicar el coste energético de la carrera al aire libre [17], cCNM (Bodytone ZRO-T, Bodytone International Sport S.L., Molina del Segura, España) y SL (circuito asfaltado de 300m). De manera similar, en cada superficie, los participantes calentaron durante 8 minutos, lo que también sirvió como familiarización [18]. A continuación, los participantes realizaron una prueba de 10 minutos al 80% de la VAM individual. Durante el minuto 5 de la prueba, se registraron los impactos de aceleración.

Análisis de datos

Los impactos de aceleración se registraron a 120 Hz mediante dos acelerómetros inalámbricos triaxiales (XSENS DOT, XSENS, Enschede, Países Bajos; masa total: 10.9 g; dimensiones: 36 x 30 x 11 mm, rango ± 16 g) [19]. Los acelerómetros se colocaron en la zona central de la frente y en la parte distal anteromedial de la tibia de la pierna dominante, alineados en paralelo al eje vertical del corredor [11]. Los sensores se fijaron firmemente a la piel con cinta adhesiva de doble cara y se aseguraron mediante cintas elásticas de neopreno, ajustando la presión hasta el límite de confort de los participantes [11,20].

En primer lugar, se transformaron los datos de las aceleraciones (dominio de tiempo) en la fase de contacto al dominio de frecuencias mediante la transformación rápida de Fourier, con la finalidad de analizar frecuencias inferiores a 20 Hz [10,14,21]. Posteriormente, se simplificó la señal a la fase de pisada para lo cual se cortó en muestras más pequeñas a partir del contacto inicial con el suelo [14]. Se eliminaron los valores medios y las tendencias lineales de los datos en la fase de contacto [14] y, se rellenaron con ceros los datos sin filtrar de las aceleraciones de la cabeza y de la tibia para cada fase de pisada, con el fin de igualar 2048 puntos de datos y asegurar su periodicidad [10]. La potencia espectral de las aceleraciones en la cabeza y en la tibia durante la fase de apoyo se calculó mediante la densidad de la potencia espectral usando una ventana cuadrada [10]. Posteriormente, la densidad de la potencia espectral se calculó en frecuencias de 0 a la frecuencia de Nyquist y se

normalizó a rangos de 1 Hz. De esta forma, la suma de las potencias de 0 es igual a la amplitud media al cuadrado de los datos en el dominio de tiempo [10].

Análisis estadístico

El análisis estadístico se llevó mediante el paquete de software estadístico SPSS.26 (SPSS Inc., Chicago, IL, EE. UU.). La normalidad y homocedasticidad de los datos se verificaron mediante la prueba de Shapiro-Wilk y la prueba de Levene, respectivamente. Se realizó un modelo lineal general con diseño de medidas repetidas de dos vías para la prueba de 30 minutos. La superficie de carrera (CM, cCNM y SL) se consideró como factor intrasujeto. Se realizaron comparaciones post hoc aplicando la corrección de Bonferroni para identificar las diferencias específicas. El nivel de significación se fijó en $p < 0.05$. Se calculó el tamaño del efecto (ES) utilizando la d de Cohen (0,2, pequeña; 0,5, moderada; 0,8, grande) [22] en las variables que mostraron diferencias significativas.

Resultados

Los impactos de aceleración, tanto en la zona de bajas como en altas frecuencias, fueron significativamente ($p < 0.05$) menores durante la carrera en cNMT en comparación con CM y SL, mientras que los mayores impactos se experimentaron durante la carrera en SL. En concreto, se encontraron impactos de aceleración significativamente menores en la banda de bajas frecuencias (Tabla 1) en cCNM vs CM en la potencia en cabeza y tibia ($p < 0.001$, $ESd = 3.01$; $p < 0.001$, $ESd = 4.8$, respectivamente), pico de potencia en cabeza y tibia ($p < 0.001$, $ESd = 2.5$; $p < 0.001$, $ESd = 4.2$, respectivamente), frecuencia del pico de potencia en cabeza y tibia ($p = 0.008$, $ESd = 1.7$; $p < 0.001$, $ESd = 1.9$, respectivamente). La carrera en cCNM también provocó menores impactos en comparación con SL en la potencia en cabeza y tibia ($p = 0.001$, $ESd = 2.6$; $p < 0.001$, $ESd = 8.4$, respectivamente), pico de potencia en cabeza y tibia ($p = 0.001$, $ESd = 2.2$; $p < 0.001$, $ESd = 8.0$, respectivamente), y atenuación ($p < 0.001$, $ESd = 3.4$). Por otro lado, se observaron menores impactos durante la carrera en CM vs SL en la potencia en tibia ($p < 0.001$, $ESd = 3.2$), pico de potencia en tibia ($p = 0.002$, $ESd = 3.0$), frecuencia del pico de potencia en tibia ($p = 0.031$, $ESd = 1.1$) y atenuación ($p < 0.001$, $ESd = 2.3$). No obstante, no se encontraron diferencias ($p > 0.05$) entre CM y SL en la potencia y pico de potencia en cabeza.

Variable	CM ^{μ,π}	cCNM ^μ	SL
	Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)
Potencia en cabeza (g2)	0.40 (0.15)	0.32 (0.13)	0.41 (0.18)
Potencia en tibia (g2)	0.50 (0.19)	0.33 (0.13)	0.60 (0.20)
Pico de potencia en cabeza (g2//Hz)	0.10 (0.04)	0.08 (0.03)	0.10 (0.04)
Pico de potencia en tibia (g2//Hz)	0.10 (0.04)	0.06 (0.03)	0.12 (0.04)
Frecuencia pico de potencia en cabeza (Hz)	3.53 (0.28)	3.49 (0.24)	3.47 (0.25)
Frecuencia pico de potencia en tibia (Hz)	6.83 (0.81)	6.51 (0.82)	6.48 (0.76)
Atenuación (dB)	0.91 (2.79)	0.09 (2.71)	1.80 (2.61)

CM: cinta motorizada, cCNM: cinta curva no motorizada, SL: suelo.

^μDiferencias significativas con SL ($p < 0.05$); ^πDiferencias significativas con cCNM ($p < 0.05$); ^αDiferencias significativas con T5 ($p < 0.05$).

Tabla 1. Media (DT) de los impactos de aceleración en la banda de bajas frecuencias según la superficie

Variable	CM ^{μ,π}	cCNM ^μ	SL
	Media (DT)	Media (DT)	Media (DT)
Potencia en cabeza (g2)	0.14 (0.05)	0.09 (0.03)	0.13 (0.05)
Potencia en tibia (g2)	1.15 (0.46)	0.48 (0.27)	1.37 (0.56)
Pico de potencia en cabeza (g2//Hz)	0.02 (0.01)	0.01 (0.01)	0.01 (0.01)
Pico de potencia en tibia (g2//Hz)	0.09 (0.03)	0.04 (0.02)	0.10 (0.04)
Frecuencia pico de potencia en cabeza (Hz)	11.07 (1.97)	10.89 (1.95)	10.70 (2.11)
Frecuencia pico de potencia en tibia (Hz)	12.88 (2.40)	12.40 (2.60)	13.00 (2.58)
Atenuación (dB)	9.05 (1.96)	6.73 (3.01)	10.00 (1.98)

CM: cinta motorizada, cCNM: cinta curva no motorizada, SL: suelo.

^μDiferencias significativas con SL ($p < 0.05$); ^πDiferencias significativas con cCNM ($p < 0.05$)

Tabla 2. Media (DT) de los impactos de aceleración en la banda de altas frecuencias según la superficie

En la Tabla 2, se muestran los resultados de los impactos de aceleración en la banda de altas frecuencias. Por un lado, la carrera en cCNM generó menores impactos en comparación con CM en la potencia en cabeza y tibia ($p < 0.001$, $ESd = 4.9$; $p < 0.001$, $ESd = 7.01$, respectivamente), pico de potencia en cabeza y tibia ($p < 0.001$, $ESd = 3.9$; $p < 0.001$, $ESd = 7.2$, respectivamente), y atenuación ($p < 0.001$, $ESd = 3.4$). Del mismo modo, se observaron menores impactos en cCNM en comparación con SL en la potencia en cabeza y tibia ($p = 0.002$, $ESd = 4.3$; $p < 0.001$, $ESd = 8.1$, respectivamente), pico de potencia en cabeza y tibia ($p = 0.005$, $ESd = 4.1$; $p < 0.001$, $ESd = 8.5$, respectivamente), y atenuación ($p < 0.001$, $ESd = 5.6$). Por otro lado, se observaron menores impactos durante la carrera en CM vs SL en la potencia en tibia ($p = 0.040$, $ESd = 2.02$), pico de potencia en tibia ($p = 0.004$, $ESd = 2.16$), y atenuación ($p = 0.016$, $ESd = 2.3$). Sin embargo, no se encontraron diferencias ($p > 0.05$) en la frecuencia del pico de potencia en cabeza y tibia entre ninguna de las superficies de carrera analizadas..

Discusión

Hasta el momento, las diferencias en los impactos de aceleración entre CM, cCNM y SL solo se han examinado en el dominio de tiempo [1,3,23]. No obstante, el análisis de los componentes en el dominio de frecuencias en cabeza y tibia son variables a tener en cuenta por su relación con el riesgo de lesión [21,24]. El presente estudio analiza el efecto de la carrera en distintas superficies (CM, cCNM y SL) sobre los impactos de aceleración en cabeza y tibia tanto en la banda de bajas como altas frecuencias durante un test de 10 minutos al 80% de la VAM.

La señal de aceleración en la banda de bajas frecuencias (3-8 Hz) representa la relación de la desaceleración sufrida por la pierna de contacto y el movimiento activo del centro de masas durante la fase de apoyo [14,25]. En este estudio, la carrera en cCNM provocó una reducción significativa en los componentes de baja frecuencia: potencia en cabeza (18.9%, 16.7%) y tibia (34.7%, 50.0%), pico de potencia en cabeza (11.1%, 11.1%) y tibia (40.0%, 53.8%) vs CM y SL, respectivamente; en la frecuencia del pico de potencia en cabeza (1.4%) y tibia (4.5%) en comparación con CM y en la atenuación (90.8%) respecto SL. Además, también se observó una disminución en la potencia en tibia (23.4%), pico de potencia en tibia (23.1%) y atenuación (51.6%) durante la carrera en CM vs SL.

La banda de altas frecuencias (9-20 Hz) representa la aceleración máxima vertical y la rápida desaceleración del miembro inferior tras el contacto del pie con el suelo, y su análisis está directamente relacionado con la severidad y transmisión del impacto [14,24,25]. Los impactos en el rango de altas frecuencias en este estudio fueron menores durante la carrera en cCNM. En concreto, se encontró una disminución en la potencia en cabeza (30.8%, 30.8%) y tibia (56.6%, 22.1%), pico de potencia en cabeza (30.1%, 22.5%) y tibia (50.0%, 58.3%), y atenuación (26.0%, 32.8%) en comparación con CM y SL, respectivamente. La carrera en CM también disminuyó la potencia en tibia (16.8%), pico de potencia en tibia (9.1%), y atenuación (9.1%) respecto SL. No obstante, no se encontraron cambios significativos en la frecuencia del pico de potencia en cabeza y tibia entre ninguna de las superficies de carrera analizadas.

La disminución en los impactos de aceleración (tanto en las zonas de baja como alta frecuencias) en cCNM y CM en comparación con SL, puede estar relacionada con la disminución de la longitud de zancada y el aumento de la frecuencia de zancada en CM y cCNM [7,26–28]. A pesar de esto, existe una falta de evidencia respecto al efecto de la superficie de carrera sobre los componentes de los impactos de aceleración en el dominio de frecuencias. Gruber et al. [10] investigaron las diferencias en estas variables entre corredores que entraban en contacto con el suelo con el retropié y aquellos que lo hacían con el antepié. Estos autores, observaron un mayor pico de potencia en tibia tanto en rangos de bajas como altas frecuencias cuando se entraba en contacto con el retropié. Además, coincidiendo con la mayor atenuación observada en la condición de SL en este estudio (CM: 1.05 dB, cCNM: 0.20 dB, SL: 2.24 dB en bajas frecuencias; CM: 9.35 dB, cCNM: 6.92 dB, SL: 10.29 dB en altas frecuencias), Gruber et al. [10] observaron una atenuación significativamente superior tanto en bajas como en altas frecuencias en corredores talonadores.

Según algunos estudios, la capacidad de determinados tejidos para transmitir y atenuar los impactos de aceleración está determinada por los componentes de frecuencia del impacto [10,29]. En este sentido, cuando la capacidad de atenuación se ve deteriorada, otros tejidos se vuelven más vulnerables a la carga excesiva, lo que podría resultar en una sobrecarga del propio tejido [30]. Sin embargo, es posible que la mayor atenuación experimentada en SL y en talonadores sea debida

a la mayor aceleración en tibia experimentada en estas condiciones [10]. Por otro lado, el mismo estudio no encontró cambios en el pico de potencia en cabeza entre ambos patrones de pisada [10], coincidiendo con los resultados del presente trabajo, ya que no se observaron diferencias en la potencia, pico de potencia o frecuencia del pico de potencia en cabeza entre CM y SL en el rango de bajas frecuencias, ni en la potencia o pico de potencia en cabeza entre CM y SL en el rango de altas frecuencias. Como se ha comentado anteriormente, es posible que esta falta de diferencias en los impactos de aceleración en cabeza entre CM, cCNM y SL sea debida a un mecanismo protector para mantener las vibraciones y aceleraciones en la cabeza constantes, y evitar así la disrupción de los sistemas visual y vestibular [10,31].

La principal limitación de este estudio fue que los participantes no tenían experiencia previa durante la carrera en cCNM, lo que se minimizó con 8 minutos de calentamiento, donde tuvieron tiempo de adaptación a esta nueva condición [18]. En segundo lugar, sólo se analizó la pierna dominante, mientras que el análisis de ambas extremidades podría proporcionar información sobre la simetría durante el ciclo de carrera. Por otro lado, futuros estudios podrían analizar la influencia sobre la cinemática angular y las asimetrías en las extremidades inferiores entre las distintas condiciones de carrera analizadas (CM, cCNM y SL).

Conclusión

La carrera en cinta curva no motorizada disminuye los impactos de aceleración en el dominio de las frecuencias, tanto en la zona de bajas como altas frecuencias, en comparación con la cinta motorizada y el suelo. Mientras que los mayores impactos registrados se observaron en la superficie de suelo.

Agradecimientos

A la empresa Bodytone International Sport, S.L., por ceder la cinta curva no motorizada. La aportación de Catalá-Vilaplana fue financiada con una beca doctoral del “Ministerio de Ciencia, Innovación y Universidades de España” (FPU19/04462).

Bibliografía

1. **Catalá-Vilaplana I, Encarnación-Martínez A, Camacho-García A, Sanchis-Sanchis R, Pérez-Soriano P.** Influence of surface condition and prolonged running on impact accelerations. *Sports Biomech.* 19 de mayo de 2023;0(0):1-15.
2. **García-Pérez JA, Pérez-Soriano P, Llana Belloch S, Lucas-Cuevas AG, Sánchez-Zuriaga D.** Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sports Biomech.* septiembre de 2014;13(3):259-66.
3. **Encarnación-Martínez A, Catalá-Vilaplana I, Berenguer-Vidal R, Sanchis-Sanchis R, Ochoa-Puig B, Pérez-Soriano P.** Treadmill and Running Speed Effects on Acceleration Impacts: Curved Non-Motorized Treadmill vs. Conventional Motorized Treadmill. *Int J Environ Res Public Health.* 20 de mayo de 2021;18(10):5475.
4. **Schoenmakers, Jj C, Ke R.** Physiological and Perceptual Demands of Running on a Curved Nonmotorized Treadmill Compared With Running on a Motorized Treadmill Set at Different Grades. *J Strength Cond Res.* 12 de marzo de 2020;34(5):1197-200.
5. **Stevens CJ, Hacene J, Wellham B, Sculley DV, Callister R, Taylor L, et al.** The validity of endurance running performance on the Curve 3(TM) non-motorised treadmill. *J Sports Sci.* 2015;33(11):1141-8.
6. **Wee VM, Von Heimburg ED, van den Tillaar RJW.** Comparison of perceptual and physiological variables of running on a track, motorized treadmill, and non-motorized curved treadmill at increasing velocity. 2016;
7. **Hamill J, Derrick TR, Holt KG.** Shock attenuation and stride frequency during running. *Hum Mov Sci.* 1 de junio de 1995;14(1):45-60.
8. **van der Worp MP, ten Haaf DSM, van Cingel R, de Wijer A, Nijhuis-van der Sanden MWG, Staal JB.** Injuries in runners; a systematic review on risk factors and sex differences. *PloS One.* 2015;10(2):e0114937.
9. **Abt JP, Sell TC, Chu Y, Lovalekar M, Burdett RG, Lephart SM.** Running Kinematics and Shock Absorption Do Not Change After Brief Exhaustive Running. *J Strength Cond Res.* junio de 2011;25(6):1479.

10. **Gruber AH, Boyer KA, Derrick TR, Hamill J.** Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *J Sport Health Sci.* 1 de junio de 2014;3(2):113-21.
11. **Lucas-Cuevas AG, Encarnación-Martínez A, Camacho-García A, Llana-Belloch S, Pérez-Soriano P.** The location of the tibial accelerometer does influence impact acceleration parameters during running. *J Sports Sci.* 2 de septiembre de 2017;35(17):1734-8.
12. **Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E.** Fatigue-related loading imbalance on the shank in running: a possible factor in stress fractures. *Ann Biomed Eng.* 2000;28(4):463-9.
13. **Aubol KG, Hawkins JL, Milner CE.** Tibial Acceleration Reliability and Minimal Detectable Difference During Overground and Treadmill Running. *J Appl Biomech.* 10 de agosto de 2020;1-3.
14. **Shorten MR, Winslow DS.** Spectral Analysis of Impact Shock during Running. *J Appl Biomech.* 1 de noviembre de 1992;8(4):288-304.
15. **Berthon P, Fellmann N, Bedu M, Beaune B, Dabonneville M, Coudert J, et al.** A 5-min running field test as a measurement of maximal aerobic velocity. *Eur J Appl Physiol.* 1997;75(3):233-8.
16. **Chamoux A, Berthon P, Laubignat JF.** Determination of maximum aerobic velocity by a five minute test with reference to running world records. A theoretical approach. *Arch Physiol Biochem.* 1996;104(2):207-11.
17. **Jones AM, Doust JH.** A 1% treadmill grade most accurately reflects the energetic cost of outdoor running. *J Sports Sci.* agosto de 1996;14(4):321-7.
18. **Arnold BJW, Weeks BK, Horan SA.** An examination of treadmill running familiarisation in barefoot and shod conditions in healthy men. *J Sports Sci.* enero de 2019;37(1):5-12.
19. **Cudejko T, Button K, Al-Amri M.** Validity and reliability of accelerations and orientations measured using wearable sensors during functional activities. *Sci Rep.* 26 de agosto de 2022;12(1):14619.
20. **Encarnación-Martínez A, García-Gallart A, Gallardo AM, Sánchez-Sáez JA, Sánchez-Sánchez J.** Effects of structural components of artificial turf on the transmission of impacts in football players. *Sports Biomech.* junio de 2018;17(2):251-60.
21. **Derrick TR, Dereu D, Mclean SP.** Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Med Sci Sports Exerc.* 2002;34(6):998-1002.
22. **Cohen J.** A power primer. *Psychol Bull.* julio de 1992;112(1):155-9.
23. **Montgomery G, Abt G, Dobson C, Smith T, Ditroilo M.** Tibial impacts and muscle activation during walking, jogging and running when performed overground, and on motorised and non-motorised treadmills. *Gait Posture.* 2016;49:120-6.
24. **Encarnación-Martínez A, Sanchis-Sanchis R, Pérez-Soriano P, García-Gallart A.** Relationship between muscular extensibility, strength and stability and the transmission of impacts during fatigued running. *Sports Biomech.* 24 de agosto de 2020;0(0):1-17.
25. **Bobbert MF, Yeadon MR, Nigg BM.** Mechanical analysis of the landing phase in heel-toe running. *J Biomech.* 1 de marzo de 1992;25(3):223-34.
26. **Clarke TE, Cooper LB, Hamill CL, Clark DE.** The effect of varied stride rate upon shank deceleration in running. *J Sports Sci.* 1985;3(1):41-9.
27. **Derrick TR, Hamill J, Caldwell GE.** Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Med Sci Sports Exerc.* enero de 1998;30(1):128-35.
28. **Mercer JA, Devita P, Derrick TR, Bates BT.** Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Med Sci Sports Exerc.* 2003;35(2):307-13.
29. **Smeathers JE.** Transient vibrations caused by heel strike. *Proc Inst Mech Eng [H].* 1989;203(4):181-6.
30. **Voloshin A, Wosk J, Brull M.** Force wave transmission through the human locomotor system. *J Biomech Eng.* febrero de 1981;103(1):48-50.
31. **Mercer JA, Bates BT, Dufek JS, Hreljac A.** Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *J Sports Sci.* noviembre de 2003;21(11):911-9.