

Universidad San Jorge

Facultad de ciencias de salud

Grado de Fisioterapia

Proyecto Final

**Influencia del contacto inicial sobre la
pronación y el impacto en la carrera a
velocidad confortable: estudio piloto.**

Autor del proyecto: Laurence Amandine Gonthier

Director del proyecto: Luis Enrique Roche Seruendo

Zaragoza, 17 de mayo de 2019



Declaración del alumno:

Este trabajo constituye parte de mi candidatura para la obtención del título de Grado Universitario en Fisioterapia de la Universidad San Jorge y no ha sido entregado previamente (o simultáneamente) para la obtención de cualquier otro título.

Este documento es el resultado de mi propio trabajo, excepto donde de otra manera esté indicado y referido.

Doy mi consentimiento para que se archive este trabajo en la biblioteca universitaria de Universidad San Jorge, donde se puede facilitar su consulta.

Firma:

Fecha: 17/05/2019



Dedicatoria y agradecimientos:

Me gustaría agradecer a todas las personas de cerca y de lejos que me han seguido y sostenido durante mi grado de fisioterapia.

Agradezco más especialmente a las personas que me han ayudado a la construcción y a la realización de mi trabajo de fin de estudio.

A mis amigas, pilares y motivación durante toda la formación: Maïlys, Estelle, Marion y Charline que han sido presentes para escucharme, soportarme y estimularme durante estos cuatro años. También para todos los buenos momentos que pasamos juntos.

Gracias a mis padres y a mis hermanos por su gran apoyo a pesar de la distancia y por todo el amor que he recibido. Sin ellos no habría podido estudiar lo que quería hacer. Aunque no estaba fácil estar lejos, he podido ir hacia el final gracias a ellos, son una gran parte de mi motivación.

A mi novio primero por su amor, por su presencia, por creer en mi y también por su gran apoyo durante mis periodos difíciles.

Y, por último, agradezco a mi tutor Luis Enrique Roche Seruendo por su disponibilidad, su simpatía y su profesionalismo. También para el tiempo que ha dedicado a aconsejar y ayudarme con el proyecto.

ÍNDICE

RESUMEN	5
ABSTRACT	6
1. INTRODUCCIÓN	7
2. METODOLOGIA	8
2.1. Enfoque experimental del problema	8
2.2. Sujetos.....	9
2.3. Procedimiento	9
2.4. Materiales y mediciones	10
2.5. Análisis estadístico	11
3. RESULTADOS	11
4. DISCUSION.....	12
5. LIMITACIONES	12
6. CONCLUSION.....	15
7. APLICABILIDAD PRACTICA Y PROSPECTIVAS DE FUTURO	16
8. BIBLIOGRAFIA	17

RESUMEN

Introducción y objetivo. Con frecuencia los corredores se lesionan por implicación de la biomecánica del pie, por ejemplo, con una pronación aumentada o un impacto que implica sobrecarga en el sistema óseo o muscular. Diferentes estudios examinan varias variables relacionadas entre sí o con las lesiones, pero pocos exploran la conexión existente entre la pronación y el impacto con el contacto inicial durante la carrera. Este estudio tiene como objetivo aclarar si el tipo de contacto inicial puede tener influencia sobre la pronación y las variables relacionadas con el impacto durante la carrera.

Metodología. Veinte corredores, todos recreacionales y con una velocidad confortable de 12 km/h, corrieron sobre un tapiz rodante durante 3 minutos. Se registró el rango de pronación desde el contacto inicial hacia el apoyo medio del pie, el impacto general, el impacto vertical y horizontal (o de frenada). Estos valores se obtuvieron usando un sensor IMU (inertial measurement unit) wearable denominado Runscribe™. Además, los corredores fueron clasificados según análisis por clúster según su ángulo de contacto inicial posterior y anterior.

Resultados. Los resultados muestran que los corredores que tiene el contacto inicial posterior presentan una mayor pronación $4,79^\circ$ ($t=4,609$; $p < 0.001$), un menor impacto general de 1,65 g's ($t=2,475$ y $p < 0.05$) y el impacto horizontal con 2,57 g's menor ($t=-3,725$; $p < 0.01$) que los corredores con un apoyo anteriorizada. Sin embargo, no mostraron diferencias significativas en el impacto vertical ($t= 0,195$ y $p > 0.05$).

Conclusión. En corredores amateurs, corriendo en tapiz rodante a velocidad confortable, se muestra que correr con un apoyo más posterior implica un impacto general y vertical menor y una pronación mayor.

Palabras claves. Carrera; Contacto inicial; Pronación; Impacto.

ABSTRACT

Introduction and objective. It's common for runners to be injured because of the biomechanics of the foot, for example, with increased pronation or an impact involving overload on the bone system or muscles. Different studies examine several variables related to each other or to injuries, few explore the connection between pronation and impact with initial contact during the race. The purpose of this study is to see if the type of initial contact can influence pronation and the variables related to impact during running.

Methodology. Twenty runners ran on a treadmill. Participants should be amateurs, accustomed to running at 12 km/h for 3 minutes. The range of motion of the pronation from initial contact to midfoot support, shock, vertical and horizontal (or braking) impact was recorded. They were measured using a wearable IMU (inertial measurement unit) sensor called Runscribe. In addition, the runners were classified according to cluster analysis according to their posteriorized and anteriorized initial contact angle.

Results. The results show that runners with posteriorized initial contact have a higher pronation of 4.79° ($t=4.609$; $p < 0.001$), a lower overall impact of 1.65 g's ($t=2.475$ and $p < 0.05$) and a lower horizontal impact with 2.57 g's ($t=-3.725$; $p < 0.01$) than runners with anterior support. However, they showed no differences in vertical impact ($t= 0.195$ and $p > 0.05$).

Conclusion. In amateur runners, running on treadmill at a comfortable speed shows that running with a posteriorized contact implies a lower shock and vertical impact and a higher pronation.

Keywords. Running; Initial contact; Pronation; Shock.

1. INTRODUCCIÓN

La carrera es una actividad básica de locomoción humana que implica la coordinación de las extremidades. La marcha tiene una fase de doble apoyo, a diferencia de la carrera que incluye una fase aérea con un período en el que los pies están en el aire al mismo tiempo. La carrera no tiene una fase de doble apoyo, sino que existe una proyección aérea del cuerpo de manera consecutiva a cada fase de apoyo unipodal.⁽¹⁾

A su vez, correr se considera también una actividad deportiva común en el mundo y se puede hacer en una distancia corta o larga. Del año 2001 al año 2012, la cantidad de corredores de ruta ha aumentado (de 866.000 a 1.594.000)⁽²⁾. Las carreras de corta distancia tienen una participación más importante.⁽³⁾

Esta actividad tiene varios efectos beneficiosos sobre la salud y la mejora del rendimiento deportivo⁽⁴⁾. Aunque este deporte recreativo ha demostrado ser positiva para la salud en términos generales, el riesgo de lesionarse también existe. Hoy en día, las lesiones son frecuentes al correr con una incidencia que oscila entre 19% y 79%.⁽⁵⁾ En los corredores de distancia, por ejemplo, las lesiones ocurren sobretodo en las extremidades inferiores y son más comunes en la rodilla, luego en la parte inferior de la pierna (por ejemplo, por sobreuso) y la cadera.⁽⁶⁾ De hecho, en una revisión se encontró que las tasas de lesiones están entre el 26 y el 92% para las extremidades inferiores. Se sitúan entre el 7,2 y el 50% para la rodilla, entre el 9 y el 32% para la pierna y entre el 5,7 y el 39% para la cadera.⁽⁷⁾ Los tipos de lesiones más comunes son: la periostitis tibial, el dolor en las espinillas, el síndrome de estrés tibial medio, la periostitis, el síndrome compartimental y la fractura por estrés⁽⁸⁾, el síndrome femoropatelar, el síndrome de la cintilla tibial y la fascitis plantar.⁽⁹⁾⁽¹⁰⁾

Existe varios factores de riesgo en relación con las lesiones las cuales se pueden ocasionar por alteraciones en el estilo de correr o por una nueva técnica. También los corredores pueden lesionarse por culpa de la biomecánica del pie; por ejemplo, con el impacto de talón y el aumento de la pronación del pie (particularmente una mayor eversión).⁽⁸⁾ Debido al impacto, la tibia es el hueso que se lesiona con más frecuencia con un 35-49% de las fracturas por sobrecarga.⁽¹¹⁾

Existen diferentes tipos de contacto inicial en la biomecánica de carrera. El contacto con el talón, es decir con la parte atrás del pie, el contacto con el ante pie, es decir con la parte delantera del pie y también el contacto con el medio pie.⁽¹²⁾ Según un estudio prospectivo, las lesiones por estrés repetitivas son 2 veces más frecuente en los corredores con contacto de talón que los corredores con contacto ante pie.⁽¹³⁾ Puede ser por el uso del calzado o por la biomecánica del pie del corredor. Los que usan zapatillas de correr tiene un contacto más posterior. Está demostrado en un estudio que el complejo musculotendinoso del tríceps sural y tendón de

Aquiles se utilizan más en relación con el esfuerzo durante el contacto del ante pie. Debido a lo mencionado anteriormente, puede ser un riesgo de lesión si el músculo no está preparado correctamente para esa carga.⁽¹⁴⁾

En cuanto a la pronación del pie, cuando está acentuada implica una mayor carga torsional sobre la tibia.⁽⁸⁾ En estudios retrospectivos y prospectivos de lesión de carrera, un número de factores biomecánicos como la eversión máxima del pie o excursión máxima de la eversión del pie se han identificado como predictores de lesiones a nivel de los miembros inferiores.⁽¹⁵⁾

En lo que se refiere a las variables de acuerdo con el impacto, es decir la fuerza vertical y la fuerza de frenado, un estudio muestra que los corredores de pista tienen riesgo de lesionarse por sobreuso óseo, por la exposición a un gran número de impactos.⁽¹⁶⁾ Con el alto número de contactos pie-suelo experimentados, puede provocar una gran incidencia de lesiones osteoarticulares.⁽¹⁷⁾ Según el estudio de van Mechelen, 1992, de todas las lesiones por correr, las lesiones por uso excesivo debido a la repetición constante del mismo movimiento representan aproximadamente el 50-75%.⁽¹⁸⁾ Además, por la amortiguación de los impactos durante la carrera, puede alterar la mecánica de carrera a través de las flexiones de rodilla, cadera y del tobillo. ⁽¹⁹⁾⁽²⁰⁾

Esta demostrado que el hueso es más débil bajo esfuerzo de cizallamiento que de compresiones.⁽²¹⁾ Debido a esto existe una severidad de impacto en el sentido del frenado y en el plano transversal. El componente transversal ha sido mencionado en la evaluación de la intensidad del choque por Lafortune (1991).⁽²²⁾

Sin embargo, aunque existen diferentes estudios que examinan el tipo de contacto inicial, la pronación y el impacto con las lesiones, pocos estudios exploran la conexión existente ellos durante la carrera. Para ampliar el conocimiento en ese ámbito, el objetivo de este estudio es analizar si el tipo de contacto inicial puede tener influencia sobre la pronación y las variables relacionadas con el impacto durante la carrera.

2. METODOLOGIA

2.1. Enfoque experimental del problema

Se realizó un tipo de estudio transversal que sigue los principios de STROBE para estudios observacionales. Por no saber el comportamiento de las variables estudiadas con el sensor de tipo IMU, se hizo un estudio piloto. Y por ello, no se calculó el tamaño muestral. Tras la realización de un calentamiento los sujetos corrieron durante 3 minutos a una velocidad fija confortable de

12 km/h en un tapiz rodante. Se registraron las variables relacionadas con la pronación, impacto (general, vertical y horizontal) y tipo de contacto inicial a través de un sensor wearable tipo IMU llevado en el calzado.

2.2. Sujetos

Un grupo de 20 participantes, todos hombres y corredores recreacionales de larga distancia participaron de manera voluntaria en el estudio. Todos los sujetos cumplieron a los criterios de inclusión: comprende los corredores de más de 18 años, acostumbrados a correr en tapiz rodante, amateurs (mejor marca personal en carrera de 10 km al menos de 50 minutos en los 12 meses previos al estudio) y que corren al menos 2 veces por semana con una experiencia mínima de 1 año, así como no presentar enfermedad cardiovascular ni lesiones en los últimos 3 meses. Como criterios de exclusión se consideró los que presentan una enfermedad cardíaca, metabólica y / o digestiva. Después haber sido informados sobre el objetivo y el procedimiento del estudio, cada sujeto firmó un consentimiento informado que cumplía con los estándares éticos de la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial (2013); se dejó claro que los participantes eran libres de abandonar el estudio si lo consideraban conveniente en cualquier momento. El estudio fue aprobado por el Comité de Ética de la Universidad de San Jorge (Zaragoza, España).

2.3. Procedimiento

Este estudio se llevó a cabo en marzo de 2019. El reclutamiento se llevó a cabo por el investigador tanto por correo electrónico como por redes sociales explicando a las personas los criterios de selección y objetivos que perseguía el estudio. El lugar de evaluación se hizo en la Universidad San Jorge, en el laboratorio de valoración funcional. Se reclutó a 20 participantes.

Durante la recogida de datos los participantes utilizaron las zapatillas con las que entrenan habitualmente. Anteriormente se realizaron medidas antropométricas, y posteriormente se colocó el sensor IMU wearable en el calzado derecho. Los participantes realizaron un calentamiento estandarizado de 8 minutos (correr a 8km/h al inicio e incremento de 1km/h cada 2 minutos hasta 12km/h). Se ha demostrado en estudios previos en locomoción humana que la acomodación de una nueva condición ocurre a los 6-8 minutos.⁽²³⁾ Tras el calentamiento se realizó un periodo de registro de 3 minutos con la aplicación que controla el wearable Runscribe. La prueba se llevó a cabo sobre un tapiz rodante (HP cosmos Pulsar 4P; HP cosmos Sports & Medical, GmbH, Nußdorf, Germany) a una velocidad constante de 12km/h. Los criterios de inclusión aseguraron que esta velocidad era comfortable para todos los sujetos del estudio.

2.4. Materiales y mediciones

Antropometría. Para fines descriptivos, se registró la edad, la altura y el peso utilizando un estadiómetro de precisión y una báscula (SECA 222 y 634, respectivamente, SECA Corp. de Hamburgo, Alemania).

Biomecánica. El sensor Runscribe™ fue lanzado en 2015 y se basa en un giroscopio de 9 ejes (giroscopio de 3 ejes, acelerómetro de 3 ejes, magnetómetro de 3 ejes), es un sensor tipo IMU (inertial measurement unit) wearable que se coloca sobre los cordones de las zapatillas y puede ser utilizado durante la carrera. Se usa gracias a una aplicación en el teléfono por bluetooth o en modo de autoregistro con almacenamiento en la memoria propia del sensor. Runscribe™ proporciona información sobre la biomecánica de la pisada analizando variables como: el impacto general y el movimiento (tipo de contacto y excursión de pronación).

El impacto general corresponde a la cantidad total de choque por paso, se mide en Gs y es combinación de los impactos vertical y horizontal (imagen 1): $IG = \sqrt{(IV^2 + IH^2)}$ (IG: Impacto Global, IV: Impacto Vertical, IH: Impacto Horizontal). El impacto vertical es un componente vertical de una aceleración, se relaciona con la fuerza vertical en el suelo durante el contacto inicial. El impacto horizontal corresponde a un componente horizontal de una aceleración, tiene relación con la fuerza de frenado experimentadas en el contacto inicial. Según el software propio del sensor IMU, se considera tres tipos de contactos iniciales que se categoriza como: retropié de 0 a 6, mediopie de 6 a 12 y de antepie de 12 a 16. Existe tres categorías de tipo de contacto: talón, medio pie y ante pie. Finalmente, la excursión de la pronación es el rango total del movimiento angular en el plano frontal, se mide en grados, desde el contacto inicial hasta el apoyo medio que corresponde a la máxima pronación.

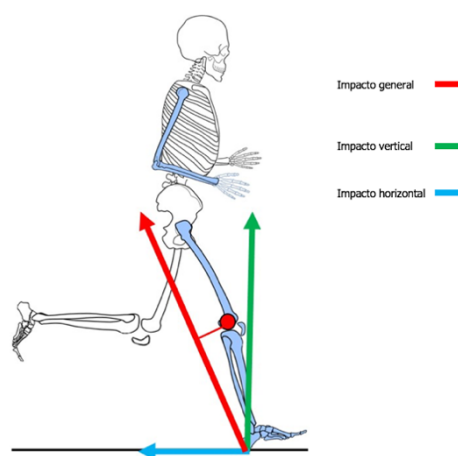


Imagen 1. Variables en relación con el impacto.

2.5. Análisis estadístico

Las estadísticas descriptivas se representan como media (mean) y desviación estándar (DS). Se ha realizado las pruebas de normalidad y de igualdad y homogeneidad de varianzas en todos los datos antes de analizarles (prueba de Shapiro Wilk y prueba Levene). Se aplicó un análisis por Clúster por agrupación de acuerdo con el tipo de contacto inicial, dividiendo la muestra en corredores con contacto inicial posteriorizado (CPost) y corredores con contacto inicial anteriorizado (CAnt). Se realizó un t-test para muestras independientes para comparar los subgrupos (pronación, choque, fuerza vertical y fuerza de frenado).

3. RESULTADOS

Tabla 1. Características de los participantes (media, DS)

Variables	Todos los sujetos	CPost (n=11)	CAnt (n=9)	Valor de p
Edad	35,91 (2,08)	37,46 (2,91)	34,01 (3,01)	0,42
Altura	170,10 (1,85)	170,00 (2,45)	170,22 (2,99)	0,95
Peso	64,95 (2,27)	64,73 (2,86)	65,22 (3,84)	0,92

DS: Desviación estándar; CPost: Contacto inicial posteriorizado; CAnt: Contacto inicial anteriorizado.

Se ha realizado el análisis del clúster por la media agrupada de los participantes según el tipo de contacto inicial, obteniendo un grupo que durante la carrera contacta de manera posterior (CPost, n=1, centro del clúster=6,331) y un grupo que contacta de manera anterior (CAnt, n=9, centro del clúster=13,215).

Ya que contamos con 20 participantes (<25), usamos la prueba de Shapiro Wilk. Las pruebas de normalidad muestran una distribución normal ($p \geq 0,05$). La tabla 1 muestra las características antropométricas de todos los participantes entre los dos subgrupos en relación con el contacto inicial. No existe diferencias significativas entre los dos subgrupos ($p \geq 0,05$) para las variables edad, altura y peso.

El análisis muestra que el impacto general es menor de 1,65 Gs con un valor de t igual a 2,475 y con un $p < 0,05$ en los corredores que tienen el contacto posteriorizado. También para el impacto horizontal es menor de 2,57 Gs con un valor de t igual a 3,725 y un valor de $p < 0,01$ en el mismo grupo. Respecto a la pronación, correr de retropié muestra una angulación mayor con una diferencia de 4,79° con un t de 4,609 y un valor de $p < 0,001$. Correr de antepié no ha mostrado un impacto vertical menor con un t de 0,195 y un p de 0,848 con lo cual es superior a

0,05. Las diferencias estadísticas entre los dos grupos (Tabla 2) se encontraron en el impacto, la fuerza de frenado y la pronación.

Tabla 2. T-test entre las variables (impacto, pronación, fuerza vertical, fuerza de frenado y pronación) y el tipo de contacto inicial en dos grupos.

Variables	CPost (n=11)	CAnt (n=9)	DM	Valor de p
Impacto	14,422 (0,467)	16,071 (0,464)	1,649	0,023*
Fuerza vertical	11,728 (0,314)	11,633 (0,383)	0,095	0,848
Fuerza de frenado	8,155 (0,448)	10,728 (0,533)	2,573	0,002*
Pronación	-15,852 (0,616)	-11,063 (0,870)	4,788	<0,001*

DS: Desviación estándar; CPost: Contacto inicial posteriorizado; CAnt: Contacto inicial anteriorizado; DM: Diferencia de media.

*Existe una diferencia entre los dos grupos.

4. DISCUSION

El objetivo de este estudio fue determinar la influencia del tipo de contacto inicial con la pronación y las variables relacionadas con el impacto durante la carrera. De acuerdo con los resultados, los corredores que contactan de manera posterior tienen una pronación mayor que en el grupo que corren con un contacto inicial anterior. En lo que se refiere al impacto, correr de manera posterior implica menos impacto general y menos impacto horizontal. Respecto al impacto vertical, correr con un contacto anteriorizado no implique menos impacto vertical que correr con un contacto posteriorizado.

En cuanto al impacto, un estudio previo de 2014⁽²⁴⁾ tenía como objetivo comparar la fuerza de reacción vertical del suelo y la ratio de carga durante la fase de impacto en los tres planos y movimiento. El estudio expone que el deportista que corre con un contacto posterior debe cambiar su manera de contactar el suelo hacia un contacto de ante pie. El grupo que solía correr con el contacto inicial de ante pie tenía una mayor fuerza de reacción al suelo y tasa de carga en comparación con el otro grupo. Correr con un contacto posterior redujo significativamente sus picos de impactos resultantes y verticales, y también su tasa de carga cuando se cambió su forma

de correr. Dado que las fuerzas altas de impacto de cizallamiento suplementarias y una resistencia menor al cizallamiento del hueso, el riesgo de lesión puede aumentar.⁽²⁴⁾ En este estudio resulta que las fuerzas de impacto posterior y medial ocurren cuando corre con el contacto inicial anteriorizado, en comparación con los que corren con un contacto posteriorizado, lo cual es consistente con los hallazgos de otros estudios.⁽²⁵⁾⁽²⁶⁾⁽²⁷⁾

En la misma línea que nuestro estudio, existe dos grupos (n=30) en relación con el tipo de contacto inicial, uno donde el contacto inicial habitual es de medio pie o retropié y el otro con el ante pie, los corredores corrieron a una velocidad confortable para el estudio y en el cual el calentamiento también se llevó a cabo sobre un tapiz rodante. En comparación con nuestro estudio, se incluyeron mujeres en ambos grupos, todos los participantes contaban con la misma marca y modelo de zapatillas y éste se llevó a cabo sobre el suelo en una distancia de 30 metros. El registro de datos se hizo con marcadores en relación con un sistema de captura de movimiento de ocho cámaras (Vicon MX; Vicon, Centennial, CO) y una plataforma de fuerza adyacente (AMTI, Watertown, MA) a diferencia de nuestro estudio, donde utilizamos el sensor tipo IMU (inertial measurement unit) wearable que se coloca directamente en el calzado.⁽²⁴⁾

En lo que se refiere al impacto y la pronación, una revisión sistemática de 2015 tuvo como propósito identificar los factores de riesgo para las lesiones al correr con la intención de reconocer las etiologías que las producen y poder guiar al corredor en la prevención, puso en relación el pico de fuerza de impacto y la pronación. Se dice que por causa de la pronación y de una inadecuada estabilización, la acumulación de la fuerza del pico de impacto implica riesgo de lesión por sobre uso. La pronación y la estabilización puede variar y depender del patrón del contacto inicial del pie del corredor y también de la morfología del arco del pie y del sexo.⁽²⁸⁾ En esta revisión, en cuanto a la pronación, un estudio de 2008⁽²⁹⁾ tiene como propósitos "*investigar los cambios en la fuerza plantar en las personas que corren con zapatos de control de movimiento y comparar las mediciones pedográficas obtenidas en dos condiciones de prueba de calzado (uso de zapatos de control de movimiento y uso de zapatos neutros) al principio y al final de una sesión de carrera de 1,5 km*". Resulta que la fuerza plantar en el pie medial no aumentó con el kilometraje de correr no con zapatos de control de movimiento, pero si con zapatos neutros. Los calzados con control de movimiento ayudan a prevenir las lesiones en los corredores recreativos con un grado de pronación inferior a 6 grados durante la carrera, y desarrollan menos fuerza plantar. Al igual que nuestro estudio, han utilizado la cinta para correr por la estabilidad y la facilidad de control de las diferentes variables, también los corredores corrieron con una velocidad confortable 2,78m/s (10 km/hora). En comparación con nuestro estudio, las participantes eran todas mujeres (n = 25), los grupos se dividieron por tipos de calzado (neutros / estandarizados de control de desgaste de pie). El análisis se llevó a cabo mediante un sistema de movimiento tridimensional VICON con 3 cámaras durante la carrera.⁽²⁹⁾

Además en una revisión sistemática de Hreljac⁽³⁰⁾, sugiere que la pronación atenúa las fuerzas de impacto durante un largo periodo de tiempo y resulta que un nivel alto parece ser favorable durante la carrera. El objetivo del estudio fue *"revisar el estado actual de los conocimientos relacionados con las lesiones por sobrecarga, con especial énfasis en el efecto de las fuerzas de impacto"*.⁽³⁰⁾ En muchos estudios identificaron que los corredores lesionados son a menudo sobre pronadores en comparación con los corredores no lesionados. Aunque en el estudio de Messier et al⁽³¹⁾ han puesto en relación la pronación con una lesión en concreto, el síndrome de dolor femoropatelar, no se encontraron diferencias entre el grupo lesionado y el grupo sin lesión en cuanto a la pronación.⁽³¹⁾⁽³²⁾ La relación entre la posición del retropié respecto a la pronación y la aparición de lesiones durante la carrera no está clara. Hreljac⁽³⁰⁾ puso de manifiesto que la pronación atenúa las fuerzas de impacto a largo plazo permitiendo una protección durante el funcionamiento.⁽³³⁾ De acuerdo con nuestro estudio, existe relación del impacto con la pronación pero la relación entre la posición del retropié respecto a la pronación y la aparición de lesiones en carrera no está clara.

Dos estudios de 2007⁽³⁴⁾⁽³⁵⁾ han investigado sobre la posible relación entre la mecánica del pie y las lesiones por uso excesivo. Estos dos estudios son contradictorios, los mecanismos de lesión relacionados con la carrera y la excesiva pronación del pie no tiene respuesta definitiva. El primero tiene como propósito examinar los factores de riesgo relacionados con la marcha para el dolor en la parte inferior de las piernas relacionado con el ejercicio durante la carrera en una población joven y activa. La evaluación se hizo mediante mediciones de presión plantar y cinemática de la marcha en 3 dimensiones (3D). Resulta que los participantes que desarrollan el dolor tienen un patrón de carrera alterado, muestran una mayor excursión de pronación y sugiere que es un factor que puede causar las lesiones relacionadas con la carrera.⁽⁸⁾⁽³⁴⁾ En comparación con nuestro estudio, los sujetos incluyen hombres y mujeres, proporcionan el mismo calzado neutro, y la cinemática de marcha en 3D toma en cuenta otras articulaciones.

El otro es un estudio prospectivo intenta determinar los factores de riesgo relacionados con la marcha para el dolor patelofemoral. Un grupo de 36 corredores que han desarrollado dolor femoropatelar y presentan una pronación reducida y un contacto posteriorizado supinado en comparación con el grupo control, que se constituye por 48 corredores. Las personas que desarrollaron dolor en la parte anterior de la rodilla tienen un tipo de contacto inicial con una pronación menor en comparación con el grupo control. El estudio ha incluido hombres y mujeres, han utilizado el RsScan International para las mediciones, y el estudio se hizo durante 6 semanas de entrenamiento. Aunque en nuestro estudio se hizo solo con hombres en una única sesión.⁽³⁵⁾

En cuanto al exceso de pronación, McClay et al⁽³⁶⁾ comparan la cinemática tridimensional de corredores que exhiben una pronación excesiva del retropié con los que tienen una pronación

normal del retropié. El exceso de la pronación puede ser causa de varias lesiones a nivel de la rodilla y del tobillo. En efecto es el problema biomédico que se cita de manera más frecuente con respecto a las lesiones de las extremidades inferiores. Los participantes (n=18) están divididos en dos grupos por el tipo de pronación (pronadores excesivos con más de 18 grados y pronadores normales entre 8 y 15 grados)⁽³⁷⁾. En los corredores, un aumento de la pronación del retropié se relaciona con muchas lesiones de la rodilla, pero esta articulación no ha sido estudiada en este estudio al igual que en el nuestro. La intervención se ha hecho en una cinta corriendo a una velocidad de 3.35 m/s⁽³⁶⁾. En comparación con nuestro estudio, se calculó la cinemática tridimensional y para la intervención se utilizó un sistema de análisis de movimiento (Motion Analysis Corp., Santa Rosa, CA, USA) a diferencia que en nuestro estudio, donde hemos utilizado un sensor de tipo IMU.

5. LIMITACIONES

Existen algunas limitaciones en este estudio. Los participantes corrieron a una velocidad confortable sobre un tapiz rodante, lo que permite la estabilidad y facilita el control de las diferentes variables. La recogida de datos se hizo en una sesión en 3 minutos, por lo que no se hace seguimiento alguno de los participantes.

En cuanto a las diferentes variables, no se han considerado a las mujeres, el tipo de calzado que cada participante llevaba y la biomecánica de las articulaciones adyacentes. De hecho, todas estas variables pueden influir sobre la biomecánica y las relaciones que pueden tener entre el contacto inicial, la pronación y las variables en relación con el impacto. Desde un punto de vista metodológico, falta información sobre la validez y la precisión en cuanto al instrumento utilizado. Finalmente, no se ha calculado el tamaño muestral porque no hay estudios realizados con este sensor de tipo IMU.

6. CONCLUSION

En los corredores que corren con un contacto inicial posteriorizado en un tapiz rodante a velocidad confortable, los impactos general y horizontal son menores, y la pronación es mayor que los que corren de manera anteriorizada. En cuanto al impacto vertical, no se encontraron diferencias en las variables biomecánicas entre el grupo que corre con un contacto posteriorizado y el que contacta con un apoyo anteriorizado. Concluimos que el tipo de contacto inicial tiene influencia sobre el impacto y la pronación.

7. APLICABILIDAD PRACTICA Y PROSPECTIVAS DE FUTURO

Desde un punto de vista fisioterapéutico, se podría profundizar sobre la acentuación de la pronación, a nivel del retropié, del mediopie y/o del antepie y ponerlo en relación con el tipo de contacto inicial, las variables relacionadas con el impacto y la aparición de las lesiones de los corredores con el fin de prevenirlas. Se podría establecer diseños prospectivos de calidad, con un elevado número de participantes y controlar la aparición de lesiones teniendo en cuenta estas variables. También para los investigadores podría resultar beneficioso llevar a cabo estudios en lugares naturales de carrera para una mejor comprensión de la interacción entre el entorno y la biomecánica. En estos lugares se podría analizar la biomecánica con un sensor de tipo IMU como el que hemos utilizado en este estudio localizado directamente en el calzado del corredor.

8. BIBLIOGRAFIA

1. McMahon TA, Valiant G, Frederick EC. Groucho running. *J Appl Physiol.* 1987;62(6):2326–37.
2. Scheerder, J., Breedveld, K., & Borgers J. In *Running across Europe: The rise and size of one of the largest sport markets.* In: Scheerder, J., Breedveld, K., & Borgers J, Macmillan., . *Who is doing a run with the running boom?: The growth and governance of one of Europe's most popular sport activities.* 2015. p. 1–28.
3. 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):1–14.
4. Buchheit M, Laursen PB. High-Intensity Interval Training, Solutions to the Programming Puzzle. *Sport Med.* 2013;43(5):313–38.
5. Van Gent RN, Siem D, Van Middeloop M, Van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. *Sport en Geneeskd.* 2007;40(4):16–29.
6. Noehren B, Hamill J, Davis I. Prospective evidence for a hip etiology in patellofemoral pain. *Med Sci Sports Exerc.* 2013;45(6):1120–4.
7. Mucha MD, Caldwell W, Schlueter EL, Walters C, Hassen A. Hip abductor strength and lower extremity running related injury in distance runners: A systematic review. *J Sci Med Sport.* 2017;20(4):349–55.
8. Willems TM, De Clercq D, Delbaere K, Vanderstraeten G, De Cock A, Witvrouw E. A prospective study of gait related risk factors for exercise-related lower leg pain. *Gait Posture.* 2006;23(1):91–8.
9. Noehren B, Davis I HJ. ASB clinical biomechanics award winner 2006. 37 Prospect study Biomech factors Assoc with iliotibial band Syndr. 2007;22:951–6.
10. JOSPT. Orthopaedic Section Abstracts: Poster Presentations. *J Orthop Sports Phys Ther.* 2014;44(1):75–158.
11. Barnes A, Wheat J, Milner C. Association between foot type and tibial stress injuries: A systematic review. *Br J Sports Med.* 2008;42(2):93–8.
12. Altman AR, Davis IS. Prospective comparison of running injuries between shod and barefoot runners. *Br J Sports Med.* 2016;50(8):476–80.
13. Daoud AI, Geissler GJ, Wang F, Saretsky 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.
14. Perl DP, Daoud AI, Lieberman DE. Effects of footwear and strike type on running economy. *Med Sci Sports Exerc.* 2012;44(7):1335–43.
 15. Dunn MD, Claxton DB, Fletcher G, Wheat JS, Binney DM. Effects of running retraining on biomechanical factors associated with lower limb injury. *Hum Mov Sci [Internet].* 2018;58(January 2017):21–31.
 16. Giandolini M, Horvais N, Rossi J, Millet GY, Samozino P, Morin JB. Foot strike pattern differently affects the axial and transverse components of shock acceleration and attenuation in downhill trail running. *J Biomech.* 2016;49(9):1765–71.
 17. Hoffman MD, Krishnan E. Health and exercise-related medical issues among 1,212 ultramarathon runners: Baseline findings from the Ultrarunners Longitudinal TRACKing (ULTRA) Study. *PLoS One.* 2014;9(1).
 18. Mechelen W van. Running Injuries. *A Rev Epidemiol Lit.* 1992;Volume 14(Issue 5):pp 320–335.
 19. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E. Fatigue-induced changes in decline running. *Clin Biomech.* 2001;16:207–212.
 20. Chu JJ, Caldwell GE. Stiffness and damping response associated with shock attenuation in downhill running. *J Appl Physiol.* 2004;20:291–308.
 21. Turner CH, Wang T, Burr DB. Shear strength and fatigue properties of human cortical bone determined from pure shear tests. *Calcif Tissue Int.* 2001;69(6):373–8.
 22. Lafortune MA. Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *J Biomech.* 1991;24:877–886.
 23. Schieb D. Kinematic accommodation of novice treadmill runners. *Res Q Exerc Sport.* 1986;57:1–7.
 24. 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.
 25. A. Lafortune PRC. Ground reaction forces in distance running. 1980;Volume 13(Issue 5):397–406.
 26. Carrie A. Laughton , Irene McClay Davis JH. Effect of Strike Pattern and Orthotic Intervention on Tibial Shock during Running. 2003;19(2):153–68.
 27. Thorstensson JNA. Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. 1989;136(2):217–27.

28. Gijon-Nogueron G, Fernandez-Villarejo M. Risk Factors and Protective Factors for Lower-Extremity Running Injuries. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2015;105(6):532–40.
29. Cheung RT, Ng GY. Influence of Different Footwear on Force of Landing During Running. *Phys Ther.* 2008;88(5):620–8.
30. Hreljac A. Impact and Overuse Injuries in Runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2004;36(5):845–9.
31. Etiologic_factors_associated_with_selected_running.12-2.pdf.
32. Etiologic_factors_associated_with_patellofemoral.3-2.pdf.
33. W. van M. Can running injuries be effectively prevented? *Sport Med.* 1995;19(3):161–5.
34. Willems TM, Witvrouw E, De Cock A, De Clercq D. Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Med Sci Sports Exerc.* 2007;39(2):330–9.
35. Thijs, Youri PT, Tiggelen, Damien Van PT; Roosen, Philip PT, Clercq, Dirk De PE, PhD‡; Witvrouw EP. A Prospective Study on Gait-related Intrinsic Risk Factors for Patellofemoral Pain. *Clin J Sport Med.* 2007;17(6):437–45.
36. Irene McClay, McClay KM. A comparison of three-dimensional lower extremity kinematics during running between excessive pronators and normals. 1998;13(3):195–203.
37. Clarke, T. E., Frederick EC et al. The study of rearfoot movement in running. *Sport Shoes Play.* 1984;166–89.