



FACULTAD DE ENFERMERÍA Y PODOLOGÍA
DEPARTAMENTO DE ENFERMERÍA
Estudios de Doctorado: “Doctorado en Enfermería”

**EFFECTO DEL CALZADO EN LA PRESIÓN PLANTAR
Y ACELEROMETRÍA DURANTE LA CARRERA:
CALZADO CONVENCIONAL VS CALZADO
MINIMALISTA**

Doctoranda: Dña. Marta Izquierdo Renau

Directores de tesis: Dra. Dña. Ana Queralt Blasco

Dr. D. Pedro Pérez Soriano

Valencia, Mayo 2017

Dña. **Ana Queralt Blasco**, Contratada Doctora del Dpto. de Enfermería de la Universitat de València

D. **Pedro Pérez Soriano**, Titular de Universidad del Dpto. Educación Física y deportiva de la Universitat de València

CERTIFICA/N:

Que la presente memoria, titulada “**Efecto del calzado en la presión plantar y acelerometría durante la carrera: calzado convencional vs calzado minimalista**”, corresponde al trabajo realizado bajo su dirección por D/Dña. **Marta Izquierdo Renau**, para su presentación como Tesis Doctoral en el Programa de Doctorado en Enfermería de la Universitat de València.

Y para que conste firma/n el presente certificado en Valencia, a 10 de Mayo de 2017.

Fdo. Ana Queralt Blasco

Fdo. Pedro Pérez Soriano

AGRADECIMIENTOS

En la realización de una tesis doctoral el trabajo es posible gracias al esfuerzo no solo personal si no al de personas que te acompañan ayudándote con sus conocimientos o con su presencia para que el trabajo pueda salir adelante. Esta hoja me permite reconocer y agradecer a todas estas personas que a mí me han acompañado en este proceso, aunque no será suficiente el reconocimiento que con mis palabras pueda expresar:

- A mis directores de tesis Dra. Dña. Ana Queralt y Dr. D. Pedro Pérez Soriano por su dedicación, por su paciencia, por enseñarme y compartir sus conocimientos.
- A Vicent y Héctor, por su ayuda en el trabajo de campo, por compartir conmigo tardes de frío y humedad, y por su capacidad de resolver los problemas surgidos a pie de pistas.
- A los corredores minimalistas que han participado y han hecho posible que este estudio salga adelante.
- A mis padres, por apoyarme en mi vida profesional y ayudarme en la personal para poder desarrollarme.
- A mi hermana, por estar siempre cuando más la necesito escuchándome y animándome.
- A Roberto, por creer en mí, por su paciencia infinita y por estar a mi lado en los momentos de dificultad.
- A Blanca, por dejarme formar parte de su vida.
- A Martina, por cederme su tiempo.

RESUMEN

La carrera es un ejercicio que supone un elevado número de impactos potencialmente lesivos para el corredor, fundamentalmente debido a la magnitud de éstos y a las presiones elevadas que se producen en la planta de pie. Dado que las mejoras y avances en el calzado deportivo no han permitido reducir el número de lesiones, desde hace unos años, ha surgido una tendencia de correr descalzo o con calzado minimalista con el fin de minimizar estas lesiones. Sin embargo, a día de hoy, no existe evidencias suficiente que afirmen menor lesión con este tipo de calzado.

El presente trabajo se ha dividido en tres estudios. El primer estudio tiene como objetivo valorar la fiabilidad y repetibilidad de la plataforma S-plate® (Medicapteurs, Balma France) en la obtención de registros de presión plantar tanto estática como dinámica. Cuarenta sujetos caminaron por un pasillo de 5 metros donde se realizaron adquisiciones con la plataforma. Se realizaron 5 registros en estática y 5 en dinámica (10 pasos en total, 5 en cada pie), y se repitieron las mismas medidas una semana posterior. Se valoró la presión máxima, la presión media y el área de contacto en estática como en dinámica; además, en estática se valoró el peso soportado por cada pie. Con los datos obtenidos se hallaron los coeficientes de correlación intraclase así como el coeficiente de variación para valorar la fiabilidad y repetibilidad tanto intra como intersesión. Los resultados del estudio indican que la plataforma S-Plate® proporciona medidas fiables y repetibles para el análisis de las presiones plantares.

El segundo y tercer estudio tienen como objetivo valorar el efecto del calzado minimalista vs convencional respecto a los impactos (registrados mediante técnicas de acelerometría) y las presiones plantares (registrados mediante plataforma de presiones) durante la carrera, así como el posible efecto de la fatiga. Para ello, veintiún sujetos experimentados en la carrera con calzado minimalista, corrieron con dos tipos de calzado (calzado minimalista y calzado convencional) durante 30 minutos al 80% de la velocidad aeróbica máxima individual. En el segundo estudio se valoró la longitud y frecuencia de zancada, así como diversos parámetros obtenidos mediante la aceleración registrada en tibia y cabeza. En el tercer estudio las variables de investigación fueron las presiones plantares. Los resultados del segundo estudio mostraron diferencias significativas en la longitud y frecuencia de zancada, ratio de aceleración de tibia y

cabeza, así como en el pico de impacto de aceleración tibial entre ambos calzados, siendo mayores los impactos con el calzado minimalista (pero no bajo la condición de fatiga). Los resultados obtenidos en el tercer estudio pusieron de manifiesto un aumento de la presión plantar máxima con el uso de calzado minimalista, de forma que de ambos estudios se concluye que el tipo de calzado empleado durante la carrera repercute tanto en los impactos de aceleración como en las presiones plantares.

ABSTRACT

Running is an exercise involving a high number of foot-ground impacts, potentially damaging to the runner, due to the magnitude of these impacts and the elevated pressures that occur in the sole of the foot. Since the improvements and advances made in sports shoes have not allowed a reduction in the number of injuries, a trend has been emerging for some years to run barefoot or with minimalist footwear, to minimize these injuries. However, to date, there is insufficient evidence to affirm or refute that this type of running is less harmful.

This work has been divided into three studies. The first study aims to assess the reliability and repeatability of the platform S-plate® (Medicapteurs, Balma France) to obtain measurements in relation to plantar foot pressures both static and dynamic. Forty subjects walked through a 5-meter circuit while the acquisitions were made with the platform. Five acquisitions were made in static and five in dynamics (10 steps in total, 5 in each foot), and the same measurements were repeated one week later. The maximum pressure, the mean pressure and the contact area were evaluated in static as well as in dynamics; in addition, in static the weight supported by each foot was evaluated. The intraclass correlation coefficients as well as the coefficient of variation were used to evaluate the reliability and repeatability both intra and intersession. The results of the study indicate that the S-Plate platform provides reliable and repeatable measurements for the analysis of plantar pressures.

The second and third study aim to evaluate the effect of minimalist vs conventional footwear on impacts (measured with accelerometry) and plantar pressures during the run as well as the possible effect of fatigue. To this end, twenty-one subjects experimented running with minimalist footwear, with two types of footwear (minimalist footwear and conventional footwear) for 30 minutes at 80% of the individuals' maximum aerobic speed. The second study assessed the length and frequency of stride, as well as the acceleration of the tibia and the head. In the third study the subject variables of investigation were the plantar pressures.

The results of the second study showed significant differences in the length and frequency of stride, tibia and head acceleration ratio, as well as the peak tibia acceleration impact between both types of footwear, with minimalist footwear having greater impacts (not however, lowering the fatigue condition). The results obtained in the third study showed an increase of the maximum plantar pressure with the use of minimalist footwear, therefore concluding that in both studies the type of footwear used during running has repercussions both on acceleration impacts and on plantar pressures.

INDICE

Capítulo 1. Justificación del tema seleccionado	21
1.1. Biomecánica de la carrera	23
1.2. La carrera descalzo o minimalista. Diferencias entre la carrera con calzado convencional y calzado minimalista.....	29
1.3. El calzado de carrera: calzado convencional vs calzado minimalista.....	34
1.4. Riesgo de lesión derivados del calzado en la carrera.....	37
1.5. La aceleración de la extremidad inferior durante la carrera	41
1.5.1. Aceleración y carrera descalza o minimalista.....	43
1.5.2. Influencia de la fatiga en la aceleración durante la carrera.....	46
1.6. La presión plantar durante la carrera	48
1.6.1. Presión plantar y carrera descalza o calzado minimalista.....	50
1.6.2. Influencia de la fatiga en la presión plantar durante la carrera	52
Capítulo 2. Objetivos e hipótesis.....	57
2.1. Hipótesis	57
2.2. Objetivos generales	57
2.3. Objetivos específicos.....	58
Capítulo 3. Estudios.....	61
3.1. Estudio 1. “Fiabilidad y repetibilidad intra e intersesión de la plataforma S-Plate®”	61
3.1.1. Introducción.....	61
3.1.2. Material y métodos.....	62
3.1.2.1. Diseño del estudio	62
3.1.2.2. Sujetos	67
3.1.2.3. Variables.....	68
3.1.2.4. Recogida y análisis de datos	69
3.1.3. Resultados.....	70
3.1.4. Discusión	73
3.1.5. Limitaciones del estudio	76
3.2. Estudio 2. “Impacto de aceleración durante la carrera con calzado convencional vs minimalista en presencia de fatiga”	77
3.2.1. Introducción.....	77
3.2.2. Material y métodos.....	79
3.2.2.1. Diseño del estudio	79

3.2.2.2. Instrumental y metodología de instrumentación.....	82
3.2.2.3. Sujetos	84
3.2.2.4. Variables	85
3.2.2.5. Recogida y análisis de datos	87
3.2.3. Resultados.....	88
3.2.4. Discusión	96
3.2.5. Limitaciones del estudio 2.....	102
3.3. Estudio 3. “Análisis de la carrera con calzado minimalista vs calzado convencional: influencia sobre la presión plantar”	104
3.3.1. Introducción.....	104
3.3.2. Material y métodos.....	106
3.3.2.1. Diseño del estudio	106
3.3.2.2. Instrumental y metodología de instrumentación.....	106
3.3.2.3. Sujetos	107
3.3.2.4. Variables	109
3.3.2.5. Recogida y análisis de datos	110
3.3.3. Resultados.....	111
3.3.4. Discusión	120
3.3.5. Limitaciones del estudio 3.....	127
Capítulo 4. Conclusiones	131
Capítulo 5. Bibliografía.....	135
ANEXOS	153

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Fases de la marcha vs carrera	24
Figura 2. Contacto inicial pie-suelo, de arriba abajo: patrón de carrera de RP (a y b), carrera de AP (c y d) y patrón de carrera MP (e y f)	25
Figura 3. Fuerzas de reacción del suelo durante la carrera de RP, MPy AP respectivamente	28
Figura 4. a. Abebbe bikila juegos olímpicos roma (1960). b. Zola budd mundial de atletismo sudafrica (1984).....	29
Figura 5. Posición EEII con el CM y con CC	33
Figura 6. Posición EEII con el CM y con CC	33
Figura 7. Comportamiento del arco longitudinal interno en un apoyo de AP y otro de RP.....	34
Figura 8. CC de carrera	35
Figura 9. Ejemplos de CM todos con un mínimo del 80% en la escala "minimalist index "	36
Figura 10. Segmentos anatómicos que presentan dolor o lesión durante el uso de CM	38
Figura 11. Segmentos anatómicos que han experimentado mejoría de lesión o dolor desde el uso de CM	39
Figura 12. Posición acelerómetros en tibia y cabeza durante la carrera	41
Figura 13. Representación del patrón típico del registro de acelerometría en tibia y cabeza durante la carrera	42
Figura 14. Diferencias en el pico de aceleración tibial durante la fase de apoyo de la carrera. mc: calzado control movimiento y ct: calzado amortiguación	44
Figura 15. Efecto del calzado en el pico de aceleración tibial durante la carrera	45
Figura 16. Distribución de la presión plantar antes y después de la carrera	53
Figura 17. Plataforma S-plate® (Medicapteurs, Francia)	63
Figura 18. Esquema disposición pasillo de marcha y fotocélulas en aula b-0	64
Figura 19. Disposición plataforma y fotocélulas en aula b-0	64
Figura 20. Diseño experimental estudio 1	66
Figura 21. Estudio dinámico	67
Figura 22. Porcentaje hombres y mujeres estudio 1	68
Figura 23. Diseño experimental estudio 2	80
Figura 24. Recorrido de la prueba y puntos de referencia para el marcaje del ritmo	81
Figura 25. Ejemplos de calzado minimalista y calzado convencional utilizado en las pruebas	82
Figura 26. Equipo de acelerometría. 1. tableta. 2. acelerómetro. 3. receptor	83
Figura 27. Instrumentación acelerómetros en tibia y cabeza	84

Figura 28. Representación de las variables analizadas en un registro de acelerometría en tibia y cabeza.1. pico máximo aceleración tibia, 2. pico máximo aceleración cabeza, 3. magnitud tibia, 4. magnitud cabeza, 5.tiempo entre máximos, 6. ratio tibia, 7. ratio cabeza	86
Figura 29. Efecto del calzado-tiempo en la frecuencia de zancada CM vs CC	89
Figura 30. Diferencia longitud de zancada CM vs CC	90
Figura 31. Diferencia entre el máximo impacto en tibia CM vs CC	91
Figura 32. Diferencia magnitud tibia entre CM vs CC	92
Figura 33. Diferencia ratio tibia CM vs CC	94
Figura 34. Diferencia ratio cabeza entre CM vs CC	95
Figura 35. Disposición plataforma s-plate (medicapteurs, francia) estudio 3	107
Figura 36. Registro pisada plataforma de presión	107
Figura 37. a. Mapa de presiones plantares con CM. b. Mapa de presiones plantares con CC ..	112
Figura 38. Efecto del tipo de calzado en la presión máxima y media	113
Figura 39. Efecto del tipo de calzado en la velocidad del centro de presiones	113
Figura 40. Efecto del tipo de calzado en la superficie de contacto	114
Figura 41. Efecto del tipo de calzado en la presión máxima y media en corredores de AP.....	115
Figura 42. Efecto del tipo de calzado en la superficie de contacto en corredores de AP	115
Figura 43. Efecto del tipo de calzado en la presión máxima y media en corredores de MP	116
Figura 44. Efecto del tipo de calzado en la presión media y máxima en corredores de talón ..	117
Figura 45. Efecto del tipo de calzado en el porcentaje de fuerza relativa en corredores de talón.....	118
Figura 46. Efecto de la fatiga en la presión máxima con CC yCM.....	119
Figura 47. Efecto de la fatiga en la fuerza relativa con CC y CM.....	120

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Principales diferencias biomecánicas entre la carrera de RP, MP y AP.....	27
Tabla 2. Ventajas e inconvenientes de la CD	31
Tabla 3. Principales diferencias entre la CD o minimalista vs carrera con CC.....	32
Tabla 4. Resumen de estudios que hacen referencia a al aceleración durante la CD o con CM. CDT: carrera descalza con contacto inicial de talón.	44
Tabla 5. Resumen de estudios que hacen referencia al efecto de la fatiga en la aceleración durante la carrera.	47
Tabla 6. Resumen de los estudios que hacen referencia a la presión plantar en CD o minimalista.	51
Tabla 7. Descripción muestra estudio 1.	68
Tabla 8. Repetibilidad intrasesión de las variables estáticas.	71
Tabla 9. Repetibilidad intrasesión de las variables dinámicas.	72
Tabla 10. Repetibilidad intersesión para variables estáticas y dinámicas.	73
Tabla 11. Descripción muestra estudio 2.	84
Tabla 12. Frecuencia de zancada.....	88
Tabla 13. Longitud de zancada.....	89
Tabla 14. Máximo impacto aceleración tibia.....	91
Tabla 15. Magnitud tibia.....	92
Tabla 16. Ratio tibia.....	93
Tabla 17. Ratio cabeza.....	95
Tabla 18. Magnitud cabeza.....	96
Tabla 19. Porcentaje de atenuación.....	96
Tabla 20. Longitud y frecuencia de zancada de diferentes estudios comparando la CD o minimalista con el CC.....	98
Tabla 21. Descripción muestra estudio 3.	108
Tabla 22. Efecto del calzado en todos los sujetos analizados sin intervención del patrón de carrera.....	112
Tabla 23. Efecto del calzado en corredores de AP.....	114
Tabla 24. Efecto del calzado en corredores de MP.	116
Tabla 25. Efecto del calzado en corredores de RP.....	117
Tabla 26. Efecto de la fatiga por tipo de calzado en todos los corredores según tipo de calzado.....	119
Tabla 27. Presión máxima de diferentes estudios valorando CM vs CC.	122

INDICE DE ABREVIATURAS

AP: antepié

BW: peso corporal (body weight)

BW/s: peso corporal por segundo

CC: calzado convencional

CCI: coeficiente de correlación intraclase

CD: carrera descalza

CDT: carrera descalza con patrón talonador

CM: calzado minimalista

cm²: centímetro cuadrado

CT: calzado de amortiguación

CoV: coeficiente de variación

dB: decibelio

ES_D: tamaño del efecto para T-Student

ES_F: tamaño del efecto para ANOVA

F: fuerza

g: gramos

G: unidad de medida de gravedad estándar

g/s: unidades de medida de gravedad estándar/ segundo

Hz: hercio

IC 95%: intervalo de confianza al 95%

Kg: kilogramo

Km: kilometro

kN: kilo newton

Kpa: kilo pascal

m: metro

m*: masa efectiva

m/s²: metros/ segundo al cuadrado

MC: calzado con control de movimiento

min: minutos

mm: milímetro

MP: mediopié

ms: milisegundo

N: newton

NICA: unidades de medida de superficie de contacto normalizadas con talla de calzado

Pa: pascal

P.Máx: presión máxima

P.Med: presión media

RP: retropié

SD: desviación estándar

Sup. Cto: superficie de contacto

T: tiempo

VAM: velocidad aeróbica máxima

Vel. CoP: velocidad centro de presiones

VO_{2max}: cantidad máxima de oxígeno

z/s: zancadas o pasos por segundo

μA: microamperio



CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN

1. Capítulo 1. Justificación del tema seleccionado

La carrera es un deporte cada vez más practicado como método de mantenerse en forma y adoptar hábitos de vida saludables, así como de acercar la competición a los deportistas populares. Al igual que ha ido en aumento la práctica de este deporte, han aumentado tanto en el ámbito nacional como mundial, las carreras populares y su participación.

Con el auge de la carrera ha ido en aumento el estudio e investigación en este ámbito a través de diferentes ciencias como son la salud, la ingeniería y la tecnología, la educación física o la psicología, con el fin de que los deportistas que lo practican puedan mejorar su rendimiento deportivo.

El número de lesiones que sufren los corredores también ha ido en aumento, bien sea por la alta participación y el alto nivel de exigencia de las carreras populares, por un mal programa de entrenamiento, muchas veces realizado por el propio corredor en base a lo que lee en revistas y/o webs especializadas, y no por un profesional de la educación física, por una técnica de carrera inadecuada o por una mala elección del calzado de carrera para la propia biomecánica del corredor.

En mi experiencia como podóloga he visto muchos de estos corredores ya lesionados que acuden a consulta en busca de una solución a su lesión que les permita incorporarse a su rutina deportiva con la mayor brevedad de tiempo posible y con garantías de que esta no vuelva a producirse. A veces acuden por propia iniciativa, otras derivados por otros profesionales de la salud (ciencias de la actividad física y el deporte, fisioterapia, medicina, etc.). De la mejor forma posible, intento solucionar sus problemas, unas veces lo consigo sólo con un tratamiento podológico, otras no, y cada día que pasa, me doy cuenta que en tratamiento de las lesiones del corredor entra a formar parte un cuadro multidisciplinar extenso (médico, fisioterapeuta, preparador físico, nutricionista, podólogo...) que trabaja para poder dar la mejor solución a esta.

De unos años a esta parte ha ido introduciéndose, primero en Estados Unidos y un poco más tarde en España, una nueva modalidad de carrera, el “*Barefoot running*”

(*carrera descalza (CD)*) o “*Minimalist running*” (*carrera con calzado minimalista (CM)*). Dos publicaciones son las promotoras de este estilo de carrera, el libro “*Born to run*” de Mc. Dougall y la publicación de un artículo del antropólogo Daniel Liebermann en una de las revistas de mayor impacto en el ámbito científico “*Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners*”. A través de la lectura de estas dos publicaciones surge la duda en muchos corredores de si correr con calzado de última tecnología con sistemas de amortiguación y/o control de movimiento puede resultar más lesivo que correr desprovisto de calzado o con calzado con suela muy fina y altamente flexible, como se hacía décadas antes de que apareciesen las primeras zapatillas de carrera modernas allá por los años 70. Son muchas las publicaciones científicas las que intentan dar respuesta, o al menos acercarse a ella, de si correr con calzado convencional (CC) de carrera es más o menos efectivo y lesivo que correr con CM o desprovisto de calzado. Este trabajo intenta aportar un granito de arena más a esta cuestión, donde los diferentes estudios que conforman esta tesis intentan valorar las diferencias biomecánicas entre la carrera con CC y la carrera con CM en un grupo de corredores experimentados en este tipo de carrera minimalista.

Se han realizado dos estudios. En el primero de ellos se ha valorado el comportamiento de la aceleración de impactos con los dos tipos de calzados (CC y CM), y en el segundo estudio se ha analizado cómo responde la presión plantar y variables relacionadas con esta ante la carrera con este tipo de calzados, haciendo servir para ello la plataforma S-Plate de Medicauteurs® perteneciente al departamento de Enfermería de la Facultad de Enfermería i Podología de la Universidad de Valencia.

En el planteamiento inicial de esta tesis se partió de la falta de validación del instrumento del que se disponía en el departamento, dado que únicamente estaba validado para la realización de estudios de posturología. y se decidió, en un primer lugar, valorar la repetibilidad y fiabilidad de éste para corroborar que es un instrumento útil para realizar investigación y poder hacer uso de él en los otros dos estudios complementarios que componen esta tesis.

1.1. Biomecánica de la carrera

La marcha humana y la carrera son, en definitiva, una sucesión de pasos. Se considera un ciclo de marcha al intervalo temporal entre el inicio del contacto de un pie en el suelo y el siguiente contacto del mismo pie durante la marcha o la carrera (1). El ciclo de marcha (figura 1) puede dividirse en dos grandes fases: **fase de apoyo**, en la que el pie está en contacto con el suelo y **fase de oscilación**, cuando el pie no se encuentra apoyado y se prepara para el próximo contacto. A su vez, la **fase de apoyo** puede subdividirse en tres momentos: contacto inicial, repuesta a la carga y despegue, mientras que la **fase de oscilación** puede subdividirse en: pre-oscilación, oscilación inicial, oscilación media y oscilación final (2). Mientras caminamos, durante la fase de apoyo de un ciclo de marcha, se producen dos momentos llamados de doble apoyo en el que ambos pies se encuentran en contacto con el suelo. A diferencia de la marcha, en la carrera estos periodos de doble apoyo son inexistentes, en cambio se producen dos momentos de fase aérea en el que ninguno de los dos pies se encuentra en contacto con el suelo (1).

La proporción temporal de un ciclo de carrera es de 35% fase de apoyo y 65% fase de oscilación aproximadamente, pero estos porcentajes pueden variar en función de la velocidad aumentando el tiempo que la extremidad inferior se encuentra en fase de oscilación y disminuyendo el tiempo de contacto, de forma que, durante una carrera a alta velocidad la proporción de estos tiempos puede ser 30% fase de apoyo y 70% fase de oscilación (3).

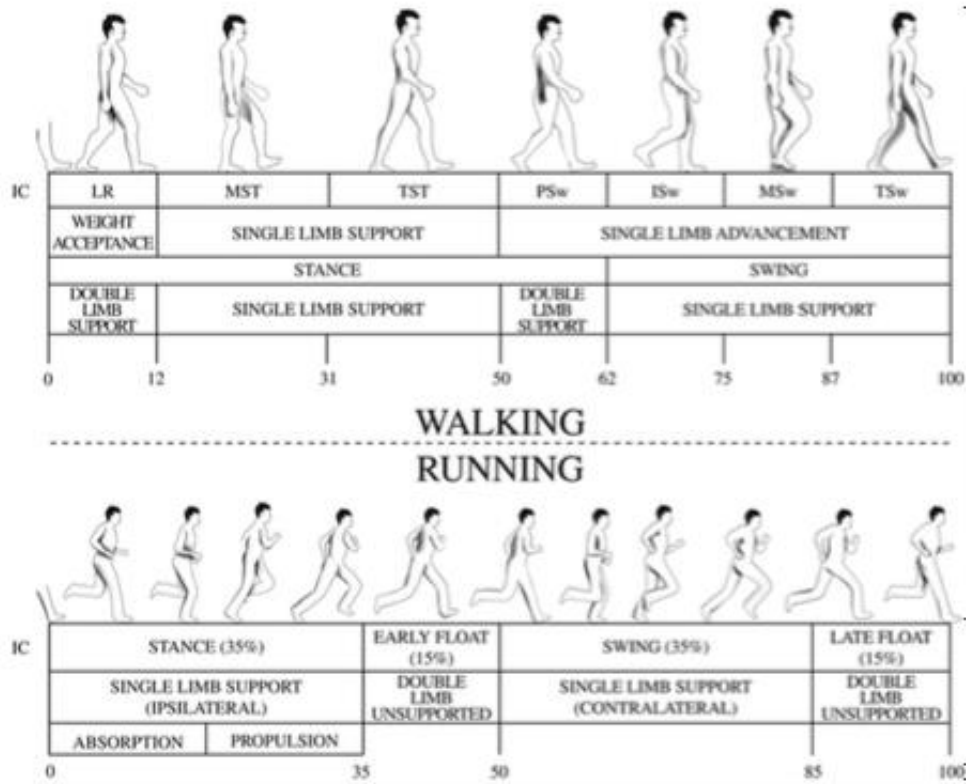


Figura 1. Fases de la marcha vs carrera (3)

En relación a la primera fase de la marcha, **fase de contacto inicial**, existen tres patrones de carrera en función de la zona anatómica donde esta se realiza (contacto pie-suelo) (4–7) (figura 2):

1. **Patrón de retropié (RP)**, cuando el contacto inicial pie-suelo se realiza con el talón o el tercio posterior de la planta del pie.
2. **Patrón de antepié (AP)**, cuando el contacto inicial pie-suelo se realiza con la zona metatarsal o mitad distal de la planta del pie y no existe apoyo del talón alguno en este momento del paso.
3. **Patrón de mediopié (MP)**, cuando el contacto inicial pie-suelo se realiza con el talón y la zona del quinto metatarsiano simultáneamente.

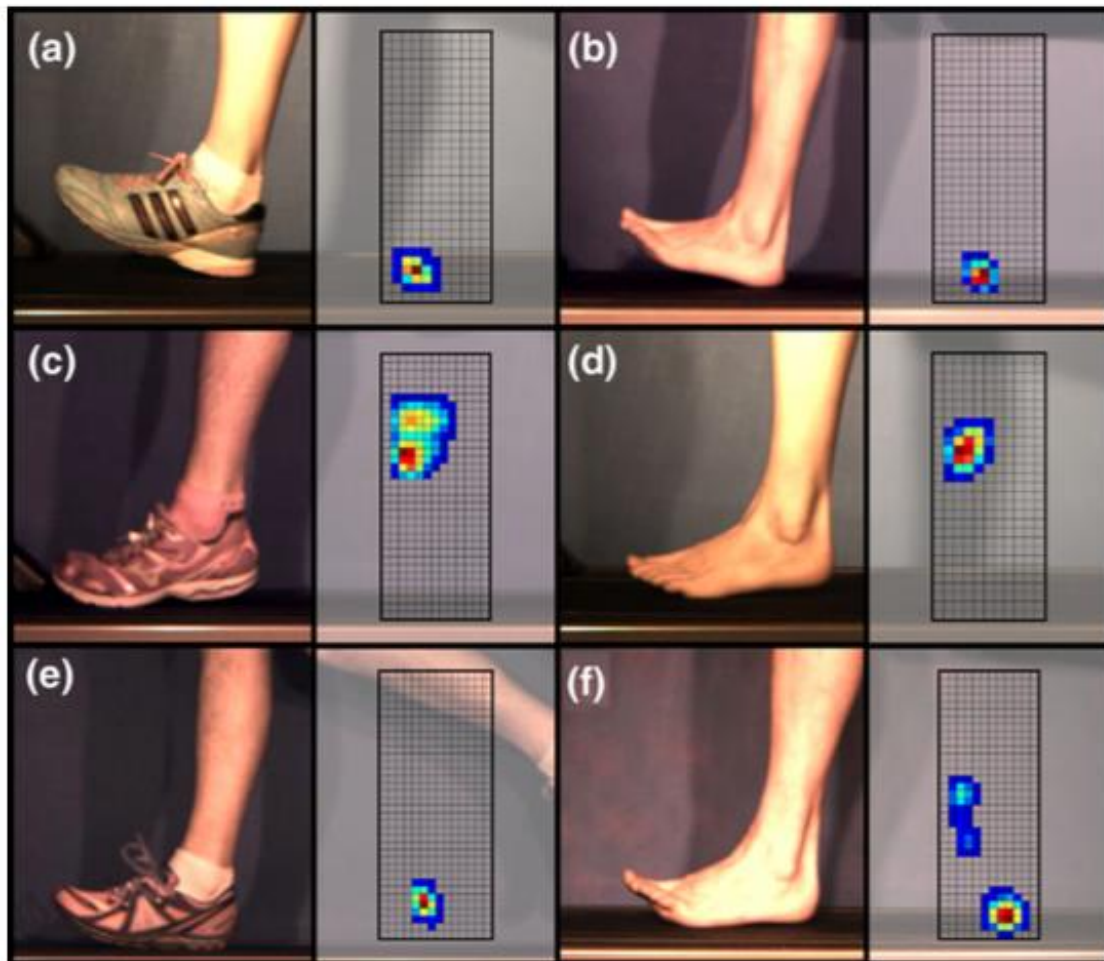


Figura 2. Contacto inicial pie-suelo, de arriba abajo: patrón de carrera de RP (a y b), carrera de AP (c y d) y patrón de carrera MP (e y f) (8).

Se estima que el 75% de la población que corre calzado lo hace con un patrón de carrera de RP, el 24% con un patrón de carrera de MP y sólo un 1% realiza un patrón de carrera de AP; sin embargo, en condiciones descalzas, se produce un cambio el patrón de carrera, aumentando el patrón de AP o MP (9). Existe cierta controversia respecto a qué tipo de carrera es mejor. En este sentido, mientras que autores como Larson (5) no observaron relación con el tipo de contacto inicial y los tiempos de carrera, otros como Kasmer et al. (10) encontraron menor tendencia con un patrón talonador entre los mejores corredores clasificados durante la carrera, y otros como Ogueta et al. (11) observaron que corredores talonadores presentaron mejor economía de carrera. La tendencia es a clasificar al corredor en función de su patrón de carrera principal, aunque existen factores que pueden modificar este patrón de carrera como la superficie de carrera, el tipo de calzado o la velocidad de carrera (5,12–14). Respecto al calzado

como factor de modificación del patrón de carrera cabe señalar que a mayor grosor de talón existe una tendencia a apoyar más de RP mientras que en calzados con menos grosor de suela o CM, incluso en la CD se tiende a apoyar más de MP-AP (15). En este sentido, Lieberman et al. observaron que existía un porcentaje de corredores descalzos que variaba el patrón de apoyo durante la carrera respecto a la que realizaban corredores habitualmente calzados (72% vs 32%).

El **patrón de carrera de RP** se caracteriza por que el corredor contacta con el suelo por la zona lateral-media del talón, posicionando el pie por delante de la cadera y rodilla. La rodilla, se encuentra en una posición extendida y el segmento tobillo-pie en una posición dorsiflexionada y supinada, desde esta posición irá plantaflexionando a medida que la articulación subastragalina va pronando durante la fase de apoyo medio. Esta pronación ayuda a la absorción de las fuerzas de reacción del suelo durante esta fase y a que el pie se adapte al terreno. A medida que esto sucede se produce una dorsiflexión del tobillo hasta que, al inicio de la fase de despegue, este vuelve a plantaflexionar, perdiendo el contacto talón-suelo y donde el pie volverá a supinar, convirtiéndose en una palanca rígida para poder realizar la propulsión (16–19).

En el **patrón de carrera de AP y MP**, el contacto pie-suelo se produce con la zona del AP (generalmente cuarta y quinta cabeza metatarsal) y en talón-metatarso respectivamente. A diferencia del patrón de carrera de RP las articulaciones de la rodilla y el tobillo se encuentran en una posición más flexionada, y una vez se produce el contacto inicial pie-suelo, tiene lugar una eversión y dorsiflexión del pie (3,16,19).

En la siguiente tabla (tabla 1) se resumen las principales diferencias de estos tres tipos de patrón de carrera (RP, MP y AP) durante la carrera calzada (20).

PARÁMETRO	RP	MP	AP
Ángulo pie contacto inicial	Mayor dorsiflexión	RP>MP	Menor dorsiflexión
Ángulo rodilla contacto inicial	Menor flexión		Mayor flexión
Eversión RP			Mayor
Rango movimiento dorsiflexión tobillo	Menor	RP<MP	Mayor
Rango movimiento flexión rodilla	Mayor	RP>MP	Menor
Pico de ángulo de flexión rodilla	Mayor		Menor
Ratio carga vertical	Mayor		Menor
Pico impacto contacto inicial	Mayor		Menor

Tabla 1. Principales diferencias biomecánicas entre la carrera de RP, MP y AP. Adaptado de: "Almeida MO, Davis IS, Lopes AD. Biomechanical differences of foot-strike patterns during running: a systematic review with meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther* 2015; 10 (45): 738-755" (20).

Según diversos autores (12,18,21), esta mayor plantaflexión del tobillo junto con una posición más flexionada de rodilla y cadera que se produce en el patrón de carrera de AP y en el de MP, provoca una reducción del pico de impacto de las fuerzas de reacción del suelo, y fundamentalmente durante la fase de contacto inicial. En cambio, con un patrón de carrera de RP, se produce un elevado pico de impacto en este mismo momento (3 veces el peso del cuerpo aproximadamente) y otro segundo pico de impacto en la fase de apoyo medio, todavía mayor que el primero. Los corredores de MP-AP solo presentan un pico de impacto, siendo este mucho más suave que en los de RP (3) (figura 3). Esta reducción de la magnitud de la carga permitirá reducir las vibraciones que, debidas a este pico de impacto inicial, se transmiten a través del cuerpo pudiendo ocasionar lesiones por sobrecarga (18).

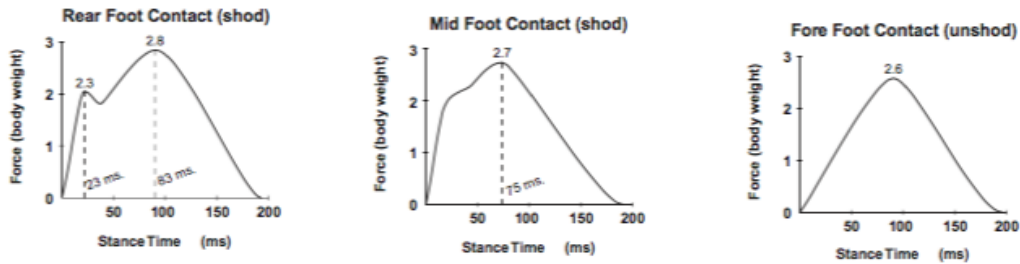


Figura 3. Fuerzas de reacción del suelo durante la carrera de RP, MP y AP respectivamente (3).

Un correcto ciclo de carrera es esencial para absorber el impacto producido por las fuerzas de reacción del suelo y minimizar el riesgo de lesión, pero un exceso de pronación o supinación puede alterar esta absorción de impacto produciendo una sobrecarga en estructuras musculo-ligamentosas y osteo-articulares (2).

Una vez finaliza la fase de apoyo se inicia la **fase de oscilación**. Justo entre la fase de apoyo y la fase de oscilación se produce el momento o fase de vuelo, donde ningún pie se encuentra en contacto con el suelo. Durante la oscilación inicial se produce una flexión de rodilla y una hiperextensión de cadera. Estos movimientos son seguidos de una flexión de cadera y mayor flexión de rodilla durante la fase de oscilación media y final, los cuales permiten impulsarse hacia delante (3).

La marcha y la carrera se diferencian fundamentalmente en el periodo de doble apoyo podal que no se produce en la carrera, donde sí que se observa una fase de vuelo. Durante la carrera se clasifican tres tipos de contacto inicial pie-suelo: RP, MP y AP. El tipo de calzado empleado para la carrera puede alterar la forma de realizar este tipo de contacto inicial, y por lo tanto condicionar la magnitud del impacto.

1.2. La carrera descalzo o minimalista. Diferencias entre la carrera con calzado convencional y calzado minimalista

La especie humana ha caminado y corrido descalza desde sus orígenes hace millones de años para desarrollar actividades que garantizaran su supervivencia y evolución, como la caza o la pesca (15). Desde que los hombres empezaron a calzarse con el fin de buscar protección para sus pies, el calzado ha evolucionado mucho, y más aún en el campo del deporte, en el que a día de hoy se realiza una gran inversión de recursos en estudios para que este pueda ofrecer el máximo rendimiento a los deportistas e intentar garantizar un mínimo riesgo de lesión.

Desde hace unos años, y justificándose en que el uso de calzado deportivo actual no demuestra un descenso significativo de las lesiones en corredores (4,22,23), existe una nueva corriente que consiste en correr descalzo o con CM (ver apartado 3) volviendo a una forma primitiva de carrera. Esta modalidad de carrera, aunque parece bastante nueva en la actualidad, no lo es en corredores populares y de élite de antaño. Algunos de los ejemplos más destacados son Abebe Bikila que ganó una medalla olímpica de oro en 1960 realizando la prueba del maratón descalzo en los Juegos Olímpicos de Roma o Zola Budd que batió el record mundial de los 5000 metros en Sudáfrica el año 1984 (24) (figura 4).

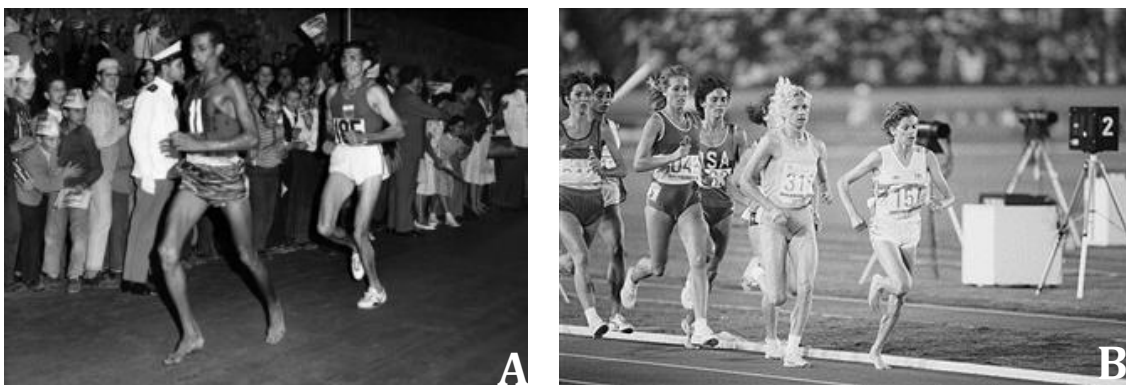


Figura 4. A. Abebbe Bikila Juegos Olímpicos Roma (1960). B. Zola Budd Mundial de atletismo Sudáfrica (1984). Fuente: www.libertaddigital.com / www.gettyimages.com

El número de personas que practican esta modalidad va en aumento, debido a que escuchan anécdotas sobre correr descalzo, leen información en revistas especializadas/populares o blogs de esta temática, quieren probar otras formas más naturistas de vivir o porque el calzado de carrera moderno y/o las ortesis plantares no han ayudado a mejorar sus lesiones (4,25,26). En una encuesta realizada por la Universidad de Virginia por Hryvniak et al. (27) en 509 corredores con algún tipo de experiencia en correr descalzo, el 60% se inició en esta técnica con el fin de mejorar su eficacia, un 53% probó para intentar recuperarse de algún tipo de lesión y un 52% debido a la publicidad que últimamente se le ha dado a esta modalidad a través de libros, blogs o revistas (27).

Son muchas las diferencias entre correr calzado y descalzo o con CM, una de las principales es el patrón de carrera desarrollado en cada una de las modalidades. Correr con CC induce a realizar un contacto inicial pie-suelo con el talón mientras que cuando se corre descalzo o con CM se ve favorecido un primer contacto pie-suelo con el AP o MP. Lieberman et al. (15) observaron en 2010, en un estudio realizado con atletas calzados y descalzos el 100% de los atletas que habitualmente corrían calzados realizaba un contacto pie-suelo con el talón y el 83% seguía con este patrón cuando se le hacía correr descalzo, mientras que en el grupo de atletas que corrían descalzos, el 75% realizaba un contacto inicial de AP pero cambiaba a talón cuando se le hacía correr con calzado. Según este autor, un cambio en el patrón de carrera de RP a un patrón de AP-MP reduce el impacto de las fuerzas de reacción del suelo, pudiendo reducir el riesgo de lesión en estos corredores (15). Estos resultados son bastante coincidentes con los de Larson (5) que en el año 2011, durante la carrera “New York City Barefoot Run”, observó que casi el 80% de los corredores descalzos realizaban el contacto pie-suelo con el AP o MP, pero el porcentaje de participantes que realizaban este tipo de patrón de carrera disminuía cuando se trataba de corredores que usaban CM (52.4%) (5).

Los “corredores descalzos” o “minimalistas” defienden los beneficios que se obtienen con esta modalidad deportiva, pero no todo son ventajas en esta forma de correr, también existen posibles riesgos derivados de esta técnica. Los autores Jenkins y Cauthon (24) realizaron una revisión sistemática de los beneficios e inconvenientes de

esta técnica de correr descalzo, y en la siguiente tabla (tabla 2) se reflejan las principales ventajas e inconvenientes que, según estos autores existen en la CD.

VENTAJAS	INCONVENIENTES
Alteración del paso: disminución longitud, posición más flexionada de cadera, rodilla y tobillo al contacto inicial.	Lesiones debidas a detrimentos de superficie de carrera: piedras, cristales, objetos punzantes, etc.
Reducción fuerzas de impacto debido al cambio de un contacto inicial de talón a un contacto inicial de AP o MP.	Lesiones térmicas por temperaturas extremas en la superficie de carrera (calor y frío).
Aumento economía de carrera. Reducción consumo oxígeno y gasto energético durante carrera.	Aumento de las fuerzas de impacto si se produce un contacto inicial con el talón.
Disminución riesgo de lesión. Disminución factores lesivos en pruebas de laboratorio.	Aumento transmisión de la carga a la musculatura de la espalda.
Aumento fuerza musculatura intrínseca del pie.	

Tabla 2. Ventajas e inconvenientes de la CD (24).

Esta misma revisión hace referencia al CM e indica que en los estudios analizados se observa que el uso de este calzado comporta prácticamente los mismos cambios cinemáticos que la CD, por lo que este tipo de calzado parece ser efectivo imitando este tipo de carrera, además ofrece una mínima protección al pie (22,24,28).

En la siguiente tabla se realiza un resumen de las principales diferencias de la CD con CM y con CC (tabla 3).

AUTORES	PARÁMETRO	CD	CM	CC
De Wit (2003)(21) Divert (2005)(29) Warne (2014)(30) Bonacci (2013)(31) Mc Callion (2014)(32)	Cadencia	Aumento	Aumento	Disminución
De Wit (2003)(21) Divert (2005) (29) Warne (2014) (30) Bonacci (2013)(31)	Longitud paso	Disminuye	Disminuye	Aumenta
De Wit (2003)(21) Gillinov (2015)(28) Divert (2005)(29) Warne (2014)(30) Bonacci (2013)(31) Mc Callion (2014)(32) Perl (2012)(33)	Fase de apoyo	Disminuye	Disminuye	Aumenta
Mc Callion (2014)(32)	Fase de oscilación	Disminuye	Disminuye	Aumenta
Larson (2014)(5) Lieberman (2010)(15) Gillinov (2015)(28)	Contacto inicial	MP-AP	MP-AP	RP
Lieberman (2010)(15) Bonacci (2013)(31) Perl (2012)(33) Paulson (2014)(34)	Posición extremidad inferior	Mayor flexión cadera, rodilla y tobillo al contacto inicial	Mayor flexión cadera, rodilla y tobillo al contacto inicial	Mayor extensión cadera y rodilla y dorsiflexión tobillo al contacto inicial
Hatala (2013)(13) Lieberman (2010)(15) Divert (2005)(29) Squadrone (2009)(35)	Fuerza de impacto	Disminuye	Disminuye	Aumenta
Paulson (2014)(34) Squadrone (2009)(35) Hanson (2011)(36) Divert (2008)(37) Fuller (2016)(38)	Economía de carrera	Mayor	Mayor	Menor

Tabla 3. Principales diferencias entre la CD o minimalista vs carrera con CC.

De las diferencias señaladas en la tabla anterior, cabe destacar el cambio de patrón de carrera que se produce en la mayoría de ocasiones cuando se corre con CM y que se ha comentado en líneas anteriores. En la condición calzada, el contacto inicial suele realizarse con el talón y la extremidad completamente en extensión, concentrándose en este instante la fuerza de impacto que debe ser absorbida por los sistemas de amortiguación de la propia zapatilla (15). Durante la CD o con CM, la extremidad en ese mismo instante se encuentra más flexionada, y a ser la zona anterior del pie la primera en contactar con el suelo permite que en la fase de contacto inicial se produzca una mayor absorción del impacto en esta primera fase (15,33,34) (figuras 5 y 6).

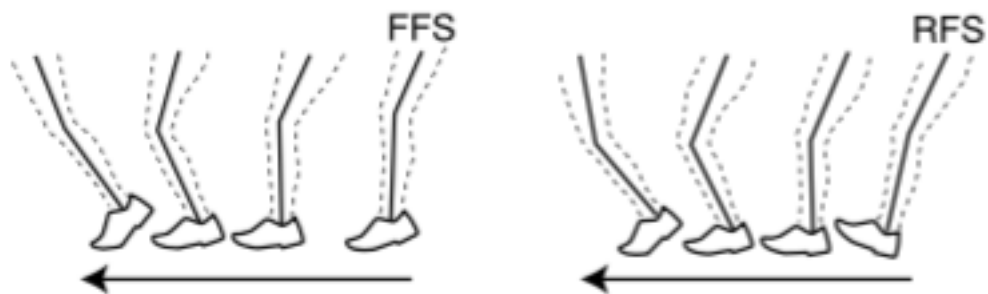


Figura 5. Posición EEII con el CM y con CC (33).



Figura 6. Posición EEII con el CM y con CC. Foto cedida por participante del estudio.

Otro aspecto a tener en cuenta es el comportamiento de la musculatura plantaflexora de la pierna y la musculatura intrínseca de la planta del pie, el tríceps sural

controla el descenso del talón que se produce durante el paso, implicándose directamente en la absorción del impacto (a diferencia del patrón talonador, donde el impacto es absorbido por el tejido óseo y articular). Además de la absorción del impacto, este tipo de contacto inicial produce una activación del ciclo contráctil de esta musculatura y de la del arco longitudinal del pie, mejorando el almacenamiento y la restitución de la energía elástica (33,39) (figura 7).

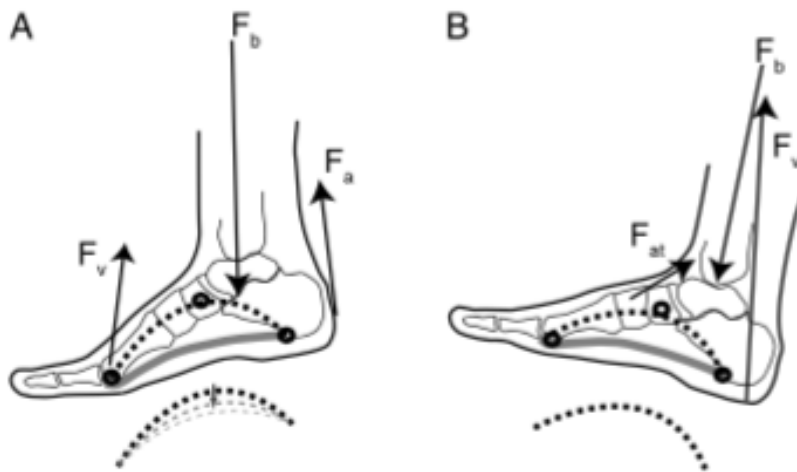


Figura 7. Comportamiento del arco longitudinal interno en un apoyo de AP y otro de RP (33).

Son bastantes las diferencias que existen entre la carrera calzada y la CD o con CM. Entre estas cabe destacar el cambio de patrón de carrera que se produce en la fase de contacto inicial. Este cambio en el patrón de talón, tradicionalmente realizado en la carrera calzada, a un patrón de MP-AP es uno de los factores por los que determinados autores justifican la CD o con CM como menos lesiva que la carrera tradicional.

1.3. El calzado de carrera: calzado convencional vs calzado minimalista

La práctica de la carrera se ha venido realizando durante miles de años sin ningún tipo de calzado o con calzado de suela muy fina tipo sandalias/ mocasines cuyo

único fin era proteger al pie de posibles detrimentos de la superficie de carrera, del frío o el calor (4). Fue en la década de los 70 cuando las zapatillas de carrera se crearon tal y como las conocemos ahora, con amortiguación en la suela, elevación de zona del talón, sistemas de estabilización y de control del movimiento (22). Desde entonces hasta ahora, este calzado se encuentra en constante evolución debido a la gran inversión económica que las marcas deportivas realizan para desarrollar estudios con el fin de mejorar este y el rendimiento del corredor. Este tipo de calzado ofrece beneficios a los corredores tales como protección de la planta del pie en superficies duras y de detrimentos que puedan haber en ellas (17), además de una mayor amortiguación en la pisada y funciones de control de movimiento con el fin de proteger al corredor de las lesiones (22,40). A pesar del desarrollo tecnológico empleado en la investigación y desarrollo del calzado de carrera, el porcentaje de lesiones no disminuye significativamente (4,16,22) siendo este uno de los principales motivos por los que surge la corriente de correr descalzo o con CM (4,22,23).

Se diferencian tres tipos de CC de carrera que el deportista elige en función del tipo de pie que presenta y sus necesidades (figura 8): zapatillas de estabilidad (para corredores de pie neutro), zapatillas de amortiguación (para corredores de pie supinado) y zapatillas con control del movimiento (para corredores de pie pronado). Una adecuada elección del calzado en función del tipo de pie puede reducir el riesgo de lesiones en esta práctica deportiva, aunque algunos autores opinan que no existe una clara evidencia científica (40,41).



Figura 8. CC de carrera.

Desde hace unos años existe en el mercado un aumento de las zapatillas que intentan imitar la condición de correr descalzo, son las llamadas zapatillas minimalistas. De entre las más conocidas se encuentran las zapatillas Vibram® Five Fingers, Nike® Free y New Balance® Minimus. Este tipo de calzado (figura 9) se caracteriza por poseer una delgada suela muy flexible que no ofrece casi ningún tipo de amortiguación ni control del movimiento sobre el pie aumentando la demanda de la musculatura del pie y del tobillo y haciendo cambiar al corredor en la mayoría de ocasiones el patrón de carrera (42).

Muchas son las marcas comerciales y la literatura científica que en la actualidad usan el término de CM sin ningún tipo de consenso, por lo que el trabajo de Esculier et al. (43) definió este calzado como *“Calzado que proporciona una mínima interferencia con el movimiento natural del pie debido a su alta flexibilidad, baja diferencia de altura entre el talón y los dedos, peso y grosor de suela bajos, y ausencia de dispositivos de control de movimiento y estabilidad”* y creó una escala de calificación del grado de minimalismo de este tipo de calzado (ver anexo I).



Figura 9. Ejemplos de CM todos con un mínimo del 80% en la escala "Minimalist Index".

La diferencia entre el CC y CM radica en que este último carece de sistemas de amortiguación y control de movimiento. Existe controversia al respecto, ya que ciertos autores destacan que esta ausencia de elementos de control y amortiguación en el calzado proporciona una forma de correr más natural y mejorará el riesgo de lesión del corredor.

1.4. Riesgo de lesión derivados del calzado en la carrera

La carrera es una actividad en la que se producen un alto número de impactos pie-suelo, 600 veces por kilómetro aproximadamente, por lo que la extremidad inferior es uno de los segmentos del cuerpo más susceptible a sufrir lesiones por sobreuso, especialmente si entre los entrenamientos no se respetan un mínimo periodo de descanso o recuperación (12,44). Entre las principales lesiones que se producen en la carrera, las más frecuentes son el síndrome de estrés medial de la tibia, la tendinopatía de Aquiles, la fascitis plantar y la tendinopatía patelofemoral (20).

Las lesiones relacionadas con esta actividad, bien sean osteo-articulares, musculo-tendinosas o dérmicas pueden verse favorecidas por factores extrínsecos o intrínsecos. Dentro de los factores extrínsecos encontramos errores en la técnica de carrera (4,6,12), tipo de superficie donde se realiza la actividad (45,46), tipo de calzado de carrera utilizado (47), sexo del corredor, distancia de carrera (18) o presencia de fatiga (48,49). Respecto a los factores intrínsecos dos de los más estudiados y asociados a las lesiones de carrera son la pronación del pie y las fuerzas de impacto (50).

En la revisión bibliográfica realizada por Gallant & Pierrynowski (51) se cita que, según los defensores de la teoría de correr con calzado, las altas fuerzas de impacto que se producen en la carrera, sobre todo en el contacto inicial, y el movimiento anormal de la articulación subastragalina, sobre todo cuando existe un aumento de la pronación, son los responsables de las lesiones producidas en carrera, y el uso de calzado con amortiguación en su mediasuela y con control de movimiento ayuda a reducir este riesgo de lesión. En el lado opuesto, para los defensores de la teoría de

correr descalzo, los factores que pueden llegar a desencadenar estas lesiones son la atrofia de la musculatura intrínseca del pie, la disminución de la propiocepción y la pérdida de una forma natural de carrera provocada por el uso de CC, con mucha amortiguación y control de movimiento. La práctica de la CD o minimalista puede ayudar, según los defensores de esta teoría a mejorar estos tres factores y reducir el riesgo de lesión.

Cohler & Casey (25) realizaron una encuesta donde el 31% de los encuestados efectuó un cambio al CM con el fin de intentar disminuir el riesgo de lesión, pero el 29% de los encuestados refirió haber sufrido algún tipo de lesión o dolor con el uso de este calzado. La siguiente gráfica muestra los resultados de este estudio respecto a la localización de las lesiones que habían sufrido debido a este cambio (figura 10).

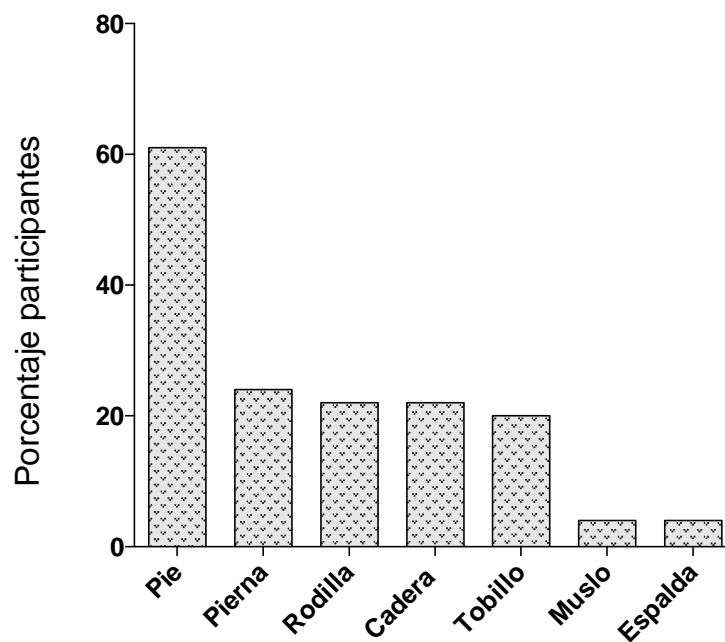


Figura 10. Segmentos anatómicos que presentan dolor o lesión durante el uso de CM. Adaptado de: Cohler MH, Casey E. *A survey of runners' attitude toward and experiences with minimally shod running.* *PM R* 2015; 7: 831-835.(25).

A todos los encuestados que optaron por el uso del CM se les preguntó si con este cambio habían mejorado alguna lesión o dolor y un 34% respondió que sí. Los segmentos anatómicos que más habían reducido dolor se muestran en la siguiente figura (figura 11).

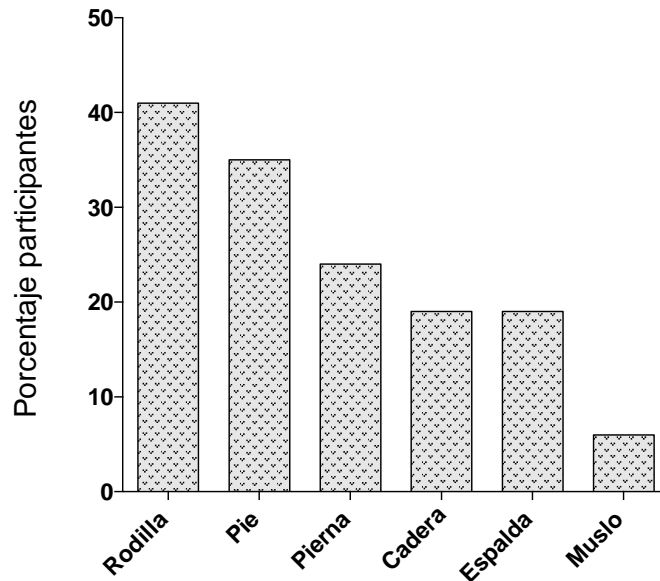


Figura 11. Segmentos anatómicos que han experimentado mejoría de lesión o dolor desde el uso de CM, adaptado de: *Cohler MH, Casey E. A survey of runners' attitude toward and experiences with minimally shod running. PM R 2015; 7: 831-835 (25).*

En líneas similares a este estudio se encuentra el trabajo realizado por Hryvniak et al. (27) en corredores que habían probado la técnica de correr descalzo, donde sólo el 31% de los encuestados refirió lesionarse y las localizaciones de estas lesiones fueron pie (22%) y tobillo (9%). Además un 69% de los participantes señaló que las lesiones previas a correr descalzo habían mejorado cuando habían realizado la transición. (27).

Como se ha observado en estas dos encuestas realizadas, y en base a otros estudios (52,53), las patologías más comunes en CD o minimalista se producen en el pie, tobillo y pierna. Estas patologías se deben a un aumento de la presión plantar y las fuerzas de impacto, y entre ellas encontramos: fracturas por estrés en metatarsianos, calcáneo y tibia (39,54), tendinopatías aquíleas, sobrecargas de la musculatura posterior de la pierna y ruptura de fascia plantar (52,53). A día de hoy, existe mucha controversia al respecto y no hay evidencia científica suficiente para afirmar que el CM pueda o no reducir el riesgo a sufrir lesiones derivadas de la carrera (51). Si bien, el cambio de CC a CM o a CD induce un cambio de patrón de carrera de RP a AP-MP (12), se podría hipotetizar que este cambio podría reducir el riesgo de lesión y no el efecto del calzado, ya que estudios como el de Dauoud & col (18) observaron que en patrón de carrera de AP resulta menos lesivo que el patrón de carrera de retropié.

Se postula que parte de la disminución del número de lesiones en corredores minimalistas se basa en el fortalecimiento de la musculatura del pie (55,56). Tras un programa de entrenamiento de 6 meses con CM, Chen et al. (55) observaron que musculatura intrínseca del pie y extrínseca de la pierna aumentó su volumen, debido a una sollicitación mayor, ya que este tipo de calzado carece de amortiguación y soporte de arco longitudinal interno y a la mayor tensión y fuerza que se genera en la musculatura plantarflexora de la pierna. Tanto la musculatura intrínseca plantar como la extrínseca son en parte responsable del control del arco longitudinal interno por lo que un debilitamiento de esta podría favorecer la aparición de problemas tales como la fascitis plantar. En este sentido, Johnson et al. (56) comprobaron que tras un periodo de entrenamiento de 10 semanas con CM, la sección transversal del músculo abductor del Hallux aumentó. Este músculo ayuda al control del arco longitudinal interno, y el uso de este tipo de calzado aumenta la demanda de éste para controlar este arco debido a la falta de soporte de éste que proporciona el CC.

A pesar que son muchos autores los que citan una posible reducción del riesgo de lesión en la CD o con CM (55,56), se debe tener en cuenta que la mayoría de estos trabajos hacen referencia a corredores no experimentados en la CD o con CM, por lo que futuros estudios observacionales en poblaciones de corredores minimalistas adaptados a esta técnica de carrera son necesarios para poder confirmar o refutar que esta forma de correr reduce o no el riesgo de lesionarse por esta práctica deportiva (53,55–58).

El aumento de las fuerzas de impacto repetidas durante la carrera, así como el debilitamiento de la musculatura intrínseca plantar son factores que puede aumentar el riesgo de lesión durante la carrera. A día de hoy no existe literatura suficiente para justificar que la CD o con CM resulta menos lesiva.

1.5. La aceleración de la extremidad inferior durante la carrera

La aceleración es una magnitud derivada que relaciona el cambio de velocidad de un cuerpo y el tiempo en el cual se produce (59). Su unidad de medida es el m/s^2 aunque en muchas ocasiones se expresa en unidades de gravedad estándar (G) que en la superficie terrestre equivalen a 9,81 metros por segundo al cuadrado (m/s^2) (60).

Uno de los instrumentos que nos permite medir la aceleración, es el acelerómetro. Éste es un instrumento de baja masa que fijado a un segmento corporal, en carrera suele ser tibia y cabeza (figura 12), permite registrar las aceleraciones/deceleraciones de estos segmentos durante la actividad deportiva. Además, en el caso de la carrera, nos permite analizar el impacto que se produce en la primera fase de apoyo (contacto pie-suelo) y su transmisión entre ambos segmentos (61), como queda representado en la figura 13 que refleja un patrón típico de colocación de los acelerómetros durante la carrera.



Figura 12. Posición acelerómetros en tibia y cabeza durante la carrera (62).

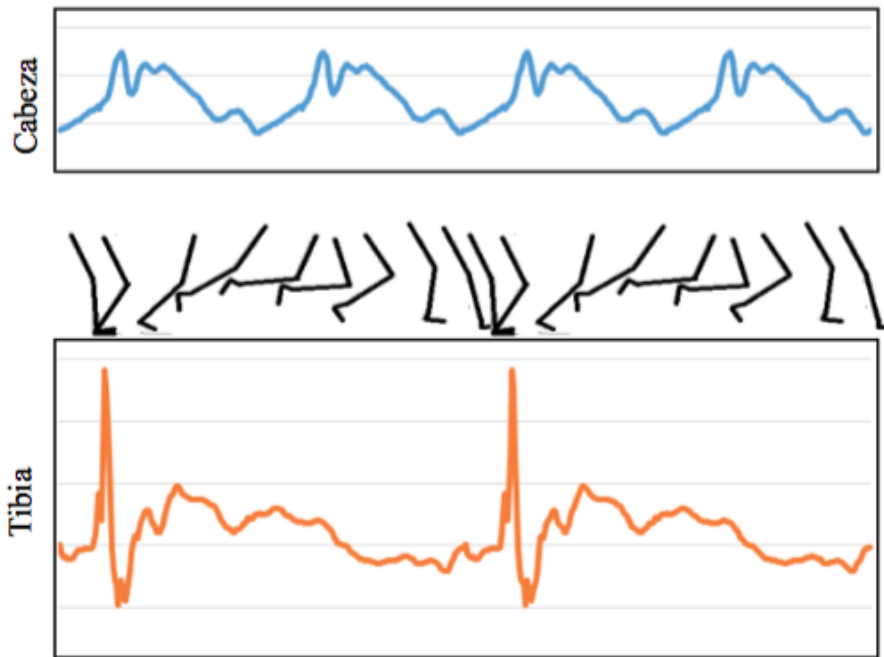


Figura 13. Representación del patrón típico del registro de acelerometría en tibia y cabeza durante la carrera (60).

Como se ha analizado anteriormente, durante la carrera se producen repetidos impactos pie-suelo que repercuten en la extremidad inferior (15). Gran parte de estas fuerzas de impacto son debidas a la rápida deceleración de la pierna tras el contacto inicial (3) y son transferidas a través del cuerpo humano por los diferentes segmentos del sistema esquelético (tobillo, tibia, rodilla, fémur, etc.) y estructuras del tejido blando hasta la cabeza (63). Con el fin de evitar la afectación del sistema vestibular y visual por una deceleración excesiva de la cabeza, y minimizar el riesgo de lesiones derivadas durante la carrera, esta transferencia de impactos debe ser atenuada, y generalmente esta atenuación se produce por factores tales como: la deformación de la grasa plantar, el material del calzado deportivo, la oscilación de estructuras musculo-ligamentosas y óseas del cuerpo, la activación muscular o cambios en las posiciones articulares (64). Además estos picos de impacto u ondas de choque generadas justo después del contacto pie-suelo, sobre todo en un patrón talonador de carrera, pueden aumentar la vibración de los tejidos blandos, y más aún en presencia de fatiga (65).

Respecto al tipo de contacto inicial, tal y como se ha comentado en el apartado 1 (ver apartado 1 Biomecánica de la carrera), el hecho de que la rodilla y la cadera se encuentren en una posición más flexionada durante la carrera de MP y AP implica una

reducción de este pico de impacto respecto a la carrera de RP (figura 3) (12,18,21,64), disminuyendo el riesgo a sufrir lesiones por sobrecarga (18,64). Sin embargo, Gruber et al. (64) demostraron que aunque la carrera de talón proporciona un mayor impacto, también posee una mayor atenuación de este.

La velocidad de carrera es otro factor que puede alterar los impactos durante esta actividad. Estudios como los de Mercer et al. (66) demuestran que el pico de aceleración tibial y a nivel de cabeza es mayor conforme aumenta la velocidad de carrera, aunque también se observa un incremento en la atenuación de estos impactos a mayor velocidad.

Por último, la superficie de carrera también produce un efecto en los picos de impacto a nivel tibial y de cabeza. García-Pérez et al. (60) observaron una disminución de estos picos y de la ratio durante la carrera en cinta rodante respecto a una superficie externa, aunque no observaron cambio alguno en la atenuación de dichos impactos. Comparando estos valores en otras superficies (pista vs cinta rodante) Bigelow et al. (67) no encontraron diferencias en el pico de aceleración vertical en cinta rodante vs pista (tartán).

Elevadas magnitudes del impacto, así como mayores picos de aceleración y ratio en tibia y cabeza, poseen una relación con las lesiones por sobrecarga durante la carrera. Factores como la técnica de carrera, el calzado y la fatiga pueden alterar estas variables.

1.5.1. Aceleración y carrera descalza o minimalista

Como se ha comentado en líneas anteriores, la acelerometría es una técnica que nos permite analizar el impacto en el primer momento del paso, el contacto inicial. En relación a la severidad de estos impactos en función del tipo de calzado, Butler et al. (68) compararon el efecto sobre estos impactos con dos tipos de calzado (CC de amortiguación y CC con control de movimiento), observando una reducción del pico de aceleración tibial con el calzado con mayor amortiguación (figura 14).

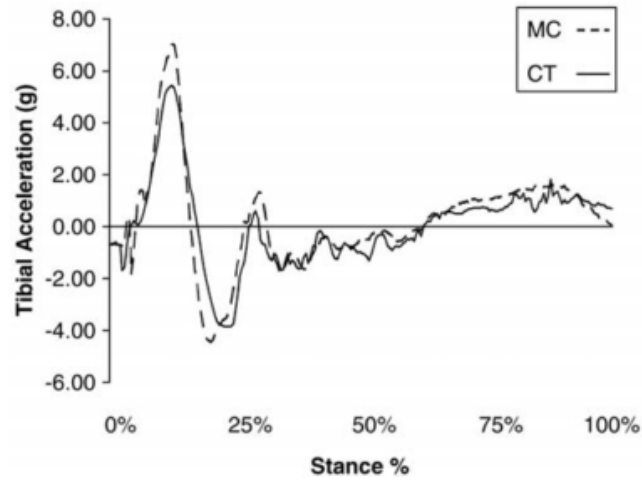


Figura 14. Diferencias en el pico de aceleración tibial durante la fase de apoyo de la carrera. MC: calzado control movimiento y CT: calzado amortiguación (68).

Pero son pocos los estudios (tabla 4) que comparen la aceleración durante la carrera con CC vs CD (62,69–71), y sólo uno que compara este tipo de calzado con el CM (72).

ESTUDIO	PARÁMETRO	CD	CDT	CC	CM
Lucas-Cuevas (2016) (70)	Pico aceleración tibial (g)	4.72	5.54	4.56	-
	Ratio tibial (g/s)	364.1	423.2	345.7	-
Thompson (2016) (62)	Pico aceleración tibial (g)	11.27	13.55	11.32	-
Mc Nair (1994) (71)	Pico aceleración tibial (g)	14	-	10	-
Chambon (2014) (72)	Pico aceleración tibial (g)	12.4	-	10.9	11.0
	Ratio tibial (gs ⁻¹)	1270	-	1069	1233

Tabla 4. Resumen de estudios que hacen referencia a al aceleración durante la CD o con CM. CDT: carrera descalza con contacto inicial de talón.

Enders et al. (69) compararon la amortiguación de las vibraciones causadas por los impactos durante la carrera con/sin calzado con un contacto inicial de RP y de AP en ambas condiciones: los resultados mostraron una mayor amortiguación cuando cada

participante adoptaba su patrón de carrera preferido, sin influencia del uso o no de calzado, a diferencia de Lucas-Cuevas et al. (70) que sí que observaron diferencias con el uso o no del calzado de carrera aumentando el pico de aceleración tibial, la magnitud y el ratio a este nivel durante la CD en corredores descalzos talonadores (CDT) (tabla 4). Estos autores sugieren que la carrera descalza puede aumentar el riesgo de lesión respecto a la condición calzada (70). Contrarios a estos resultados, Thompson et al. (62) observaron un pico de aceleración menor durante la CD con un contacto inicial de MP-AP respecto a las otras condiciones (carrera de talón descalza y carrera de talón calzada). Según estos autores, esta situación puede deberse a la reducción en la longitud de paso en la condición descalza y a la posición plantaflexionada que adopta el pie al inicio del contacto en un patrón de MP-AP, permitiendo una mejor amortiguación del impacto de aceleración.

Coincidiendo con el estudio de Lucas-Cuevas se encuentran los resultados obtenidos por McNair et al. (71), donde encontraron picos de aceleración tibial mayores durante la CD en comparación con la calzada (estudio realizado con cuatro tipos de CC de carrera diferente) gracias a la capacidad de absorción de impacto del calzado (figura 15).

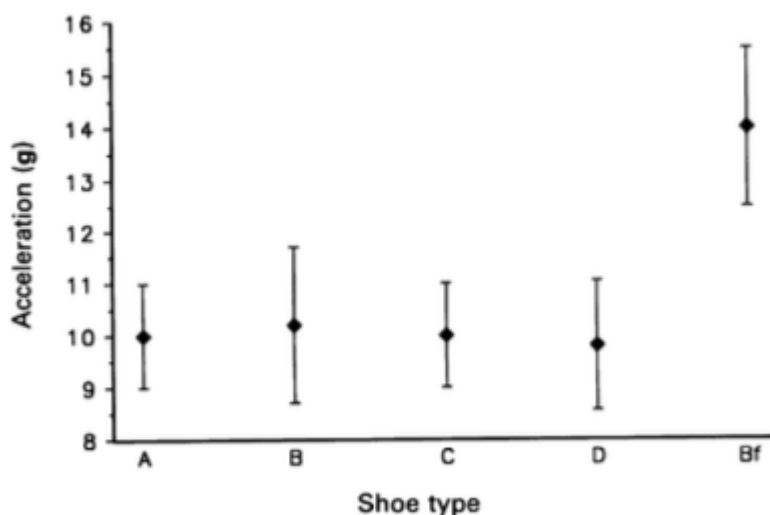


Figura 15. Efecto del calzado en el pico de aceleración tibial durante la carrera (71).

El único estudio conocido que compara variables de acelerometría corriendo descalzo, con CM y con CC es el realizado por Chambon et al. (72) y, aunque no se observaron diferencias significativas en el pico de aceleración tibial ni en la ratio entre las diferentes condiciones, sí se refleja una tendencia a la disminución de ambas variables conforme aumentaba el grosor de la suela, estando en concordancia con los estudios anteriormente citados en los que estos valores son mayores en ausencia de calzado (70,71).

1.5.2. Influencia de la fatiga en la aceleración durante la carrera

Cómo influye la fatiga en los impactos de aceleración durante la carrera genera una cierta controversia entre los diferentes autores. En líneas generales la tendencia observada es que la fatiga aumenta los impactos de aceleración a nivel tibial (44,60,73). Aunque cabe esperar resultados como los obtenidos por Derrick et al. (44), donde bajo la condición de fatiga aumentan los picos de aceleración tibial y la atenuación, con el fin de mantener estable la aceleración a nivel de cabeza, autores como García-Pérez (81) observaron esta tendencia sólo a nivel de impactos en tibia, sin observar diferencias significativas en la atenuación de estos impactos. En contraposición, existen otros trabajos donde no se observa diferencia alguna en el impacto de aceleración tibial en esta situación (66,74–76).

La atenuación de los impactos es de suma importancia en presencia de fatiga para evitar riesgo de lesión. En este aspecto también se observa cierta controversia. Autores como Mercer et al. (66) y Clansey et al. (75), y en contraposición al estudio de Derrick et al. (44), observaron que la fatiga producía una disminución de esta atenuación aunque esta condición no afectaba a los picos de aceleración tibial. Esta disminución de la atenuación, podría ser debida a que el cuerpo fatigado disminuye su capacidad de absorción de los impactos producidos durante la carrera, aumentando el riesgo a sufrir lesiones por sobrecarga (fracturas de estrés, osteoartritis, etc.) (63).

Como se ha podido observar, no existe una clara evidencia de cómo la fatiga puede afectar a la aceleración durante la carrera, y posiblemente estas diferencias se deban al protocolo de fatiga empleado en cada estudio (74,76) (tabla 5).

ESTUDIO	FATIGA	DURACIÓN CARRERA	RESULTADO
García-Pérez (2014) (60)	85% VAM	30 minutos (min)	Ratio impacto tibial disminuye en pista (interacción fatiga-aceleración influenciada por la superficie)
Mizrahi (2000) (73)	Velocidad 5% más de umbral anaeróbico	30 minutos	Aumento pico de aceleración en tibia
Mercer (2010) (66)	Test incremental de carrera	5-7 minutos después de prueba máximo esfuerzo	Fatiga disminuye atenuación y no afecta a los picos de aceleración tibial
Derrick (2002) (44)	Carrera en cinta a velocidad exhaustiva (hallada en test de carrera de 3200 m a máximo esfuerzo)	15.7±1.7 minutos	Aumento pico aceleración tibial y de atenuación con fatiga
Giandolini (2016) (74)	Carrera de montaña 110 km	19h:35m:21s±04:00:15	No se observan cambios en el pico de aceleración tibial pre y postfatiga
Abt (2011) (76)	Velocidad de carrera hasta la frecuencia cardíaca que corresponda al umbral ventilatorio (Protocolo Astrand modificado)	17.8±5.7 minutos	No se observó diferencias significativas en pico aceleración tibial y cabeza ni en la atenuación
Clansey (2012) (75)	Carrera a velocidad correspondiente al umbral de lactato	Dos test de 20 minutos Tiempo total 40 minutos	No se observa diferencias en picos de aceleración tibial pero sí en picos de aceleración de cabeza

Tabla 5. Resumen de estudios que hacen referencia al efecto de la fatiga en la aceleración durante la carrera.

Aunque en la tabla 3, se ha observado la existencia de estudios que postulan que la CD o con CM disminuye las fuerzas de impacto (13,15,77), cabe señalar que no se ha encontrado evidencias que estudien el efecto de la fatiga en las variables de aceleración durante este tipo de carrera.

Existe cierta controversia respecto a cómo afecta la fatiga a las variables relacionadas con la acelerometría durante la carrera. No existen estudios sobre como la CD o con CM en presencia de fatiga puede afectar a estas variables.

1.6. La presión plantar durante la carrera

La presión es una magnitud que describe la cantidad de fuerza aplicada sobre un área determinada. En la presión plantar esta área es toda la superficie plantar o un área concreta de esta. Su unidad de medida es el Pascal (Pa), sin embargo al hacer referencia a la presión plantar se suele usar el Kilo Pascal (Kpa) (78).

Alrededor de los años 80 aparecieron los sistemas de medición de la presión plantar, herramienta útil en el campo de la investigación biomecánica que complementaba a otros sistemas ya existentes como las plataformas de fuerza o la electromiografía (79). Estos instrumentos pueden ser de dos tipos: plataformas o plantillas instrumentadas, y se utilizan para cuantificar la presión entre pie-suelo y zapato-pie respectivamente tanto en estática como en dinámica (61). Como se explica en el primer estudio, este tipo de sistemas son una herramienta de trabajo más en el ámbito tanto clínico como asistencial de muchas disciplinas como las ciencias sanitarias o las relacionadas con la actividad física (80–83).

Tal y como se ha comentado en líneas anteriores, el estudio de las presiones plantares y sus variables relacionadas se utiliza en diversos campos de las ciencias relacionadas con la salud y el deporte, en el caso de la carrera, la investigación en esta variable se dirige a comprender la etiología de las lesiones por sobreuso (79), ya que las fuerzas repetidas sobre las diferentes estructuras osteo-articulares combinadas con el efecto de la fatiga durante esta actividad, es uno de los principales factores de estas lesiones. Junto con la fatiga existen otros factores que pueden influir sobre la presión plantar, y por lo tanto en algún tipo de lesión como son: el tipo de calzado (84,85), el patrón de carrera del corredor en el contacto inicial (86,87), el tipo de pie del corredor, el uso de soportes plantares para la carrera (88) o la superficie por donde se desarrolla

(45,46). Respecto a la influencia sobre la presión plantar en función del tipo de calzado y la fatiga en carrera, se analizará posteriormente, analizándose en este apartado cómo puede afectar a esta variable el resto de factores citados anteriormente.

En relación con el tipo de contacto inicial, existe un aumento de la presión a nivel metatarsal en corredores que adoptan un patrón de carrera de AP, mientras que esta aumenta en la zona de talón en corredores talonadores (87). El aumento de esta variable se debe a las fuerzas de impacto asociadas a cada patrón de carrera, así pues en la carrera de AP, la mayor fuerza de impacto y en consecuencia la mayor presión recae en esta zona anatómica, causa principal de la fractura de estrés metatarsal, mientras que en aquellos que adoptan un patrón de carrera talonador se produce un aumento de la presión en esta zona anatómica haciéndola susceptible a sufrir fractura por estrés de calcáneo (86).

Diversos estudios confirman que el uso de ortesis plantares mejoran la distribución de la presión durante la carrera (88) y que elementos de amortiguación aplicados en el soporte a nivel del AP reducen la presión en esta zona, pudiendo minimizar el riesgo de patologías como las metatarsalgias (89). Dixon et al. (90) observaron que el uso de soportes plantares durante la carrera reducía el movimiento y la velocidad de eversión del RP tras el contacto inicial, pudiendo disminuir las presiones plantares a nivel medial, así como también reducir la carga en la zona media de las extremidades inferiores y las lesiones en este segmento.

Otro aspecto influyente en la presión plantar es la superficie de carrera, donde superficies de carrera más blandas, como la hierba, pueden favorecer una reducción de la presión plantar en comparación con superficies más duras como la goma o el asfalto (45). Del mismo modo, la presión plantar también puede verse alterada con el uso de la cinta rodante, muy empleada en la realización de estudios de investigación, existiendo una disminución de esta respecto a otras superficies de carrera, debido a una alteración de los parámetros biomecánicos durante la fase de apoyo (reducción de la fuerza propulsiva y la fuerza de impacto) (46).

Son varios los factores que pueden alterar la presión plantar y su distribución durante la carrera. Entre estos encontramos el tipo de contacto inicial, el uso de ortesis plantares, la superficie de carrera, el tipo de calzado empleado y la presencia de fatiga.

1.6.1. Presión plantar y carrera descalza o calzado minimalista

Como se ha citado anteriormente, existe mucha controversia en relación a si la CD o con CM puede disminuir el riesgo de sufrir lesiones durante la práctica de esta actividad deportiva (52). Si bien es cierto, este tipo de carrera induce a un cambio de patrón de carrera más anterior (AP-MP) (5,15) y este modo de correr provoca un aumento de la presión plantar en AP (86,87) pudiendo verse favorecida la predisposición a sufrir fracturas de estrés metatarsales (53,54).

Son pocos los trabajos donde se estudia las variables relacionadas con la presión plantar con el uso de CM o en su defecto en la CD. Se resume en la siguiente tabla los principales estudios encontrados (tabla 6).

ESTUDIO	N	EXPERIENCIA EN CD O MINIMALISTA	CONTROL TIPO PISADA	INSTRUMENTO MEDICIÓN PRESIÓN	PRESIÓN MÁXIMA
Squadrone et al. (2009)(35)	8	Corredores experimentados CD/CM/CC	No	Cinta instrumentada (Zebris FMD-T)	Mayor con CC en: Talón, MP y hallux
Warne et al. (2014)(30)	10	Corredores no experimentados corren con CM vs CC	No	Plantillas (Novel Pedar X)	Mayor con CM en zona metatarsal
De Wit et al. (2000)(21)	9	Corredores no experimentados corren con CC vs CD	Talonadores	Plataforma (Footscan)	Mayor CD
Bergstra et al. (2015)(91)	18	Corredoras no experimentadas corren con CM vs CC	No	Plantillas (Novel)	Mayor con CM en zona AP
Kerzonek et al. (2014)(86)	30	Corredoras no experimentadas en minimalismo corren con CM (talonadores vs no talonadores)	No	Plantillas (Novel)	Mayor en no talonadores
Lussiana et al. (2016)(92)	13	Corredores no experimentados corren con CM vs CC	Talonadores	Plantillas (Novel)	Moderadamente mayor con CM en presencia de fatiga
Kasmer et al. (2014)(10)	4	Corredores experimentados corren con CM vs CC	Corredores de AP	Plantillas (Novel)	Mayor en AP CM que con CC sin fatiga Aumento en talón con CM con fatiga
Mei et al. (2015)(93)	18 CD 20 no experimentados CC	18 corredores experimentados en CD y 20 no experimentados	No	Plantillas (Novel)	Mayos en los corredores hab. Calzados corriendo descalzos
Wiegerinck et al. (2009)(85)	37	Corredores corrieron con CC y racing flats	No	Plantillas (Novel)	Mayor con racing flats
Szulc et al. (2016)(39)	9	Corredores no experimentados CD/CM/CC	No	Plataforma (Win-Pod)	Mayor en AP durante la carrera con CM y CD, mientras que con CC es mayor en talón

Tabla 6. Resumen de los estudios que hacen referencia a la presión plantar en CD o minimalista.

Como se observa en la tabla, la mayoría de los trabajos demuestran un aumento de esta variable con el uso del CM o en la CD, especialmente en la zona anterior del pie.

Sin embargo, existe cierta controversia respecto a la población estudiada (sujetos sin experiencia en CD o minimalista), y al tipo de patrón de carrera empleado (sin emplear el mismo patrón de carrera en ambos tipos de calzado).

De todos los estudios citados el único que no empleó un CM o la CD fue el trabajo de Wiegerinck et al. que empleó una zapatilla de carrera y observaron que a mayor grosor de suela existe una clara tendencia a disminuir la presión plantar (calzado entrenamiento: 407.26 ± 91.72 kpa vs zapatilla de carrera: 446.56 ± 77.25 kpa), especialmente a nivel del AP (calzado entrenamiento: 323.76 ± 96.63 kpa vs zapatilla de carrera: 358.83 ± 95.48 kpa), deduciendo que a mayor grosor de suela menores valores de presión plantar.

Son pocos los estudios que reflejan el comportamiento de la presión plantar en carrera con calzado minimalista respecto al calzado convencional. Aunque muchos presentan una disminución de la misma con el uso de este tipo de calzado existen diferencias metodológicas entre ellos ya que, o bien no se tiene en cuenta el patrón de pisada de los participantes, o la experiencia de estos en la carrera con calzado minimalista.

1.6.2. Influencia de la fatiga en la presión plantar durante la carrera

Respecto al efecto que la fatiga produce sobre la presión plantar, aunque autores como Hohmann et al. (94) observan que ésta condición no influye sobre la presión plantar, son muchos los estudios donde se observa un aumento de esta presión en presencia de fatiga, sobre todo a nivel metatarsal. Autores como Karagounis et al. (95) o Nagel et al. (48) observaron que tras la realización de una carrera de larga distancia (246 kilómetros (km) y 42 km respectivamente) la presión aumentaba en esta zona, disminuyendo significativamente a nivel de dedos, como se puede observar en la figura 16. La fatiga muscular que se produce durante este tipo de actividades asociado a un incremento en la duración de la fase propulsiva provoca un aumento de la tensión por compresión a nivel metatarsal, aumentando el riesgo de fractura (84,96,97).

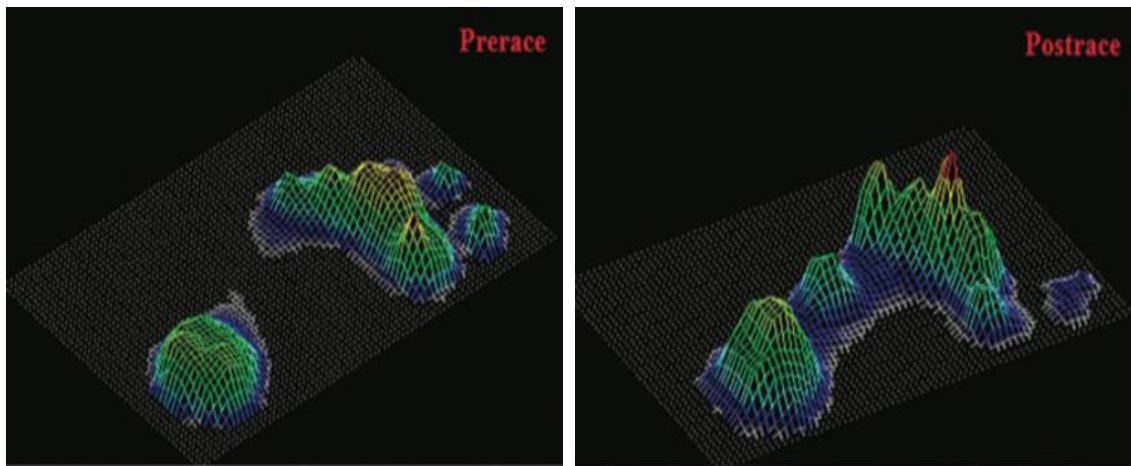


Figura 16. Distribución de la presión plantar antes y después de la carrera (95).

Este aumento de presión en la zona metatarsal se confirma en otros estudios como el de Willems et al. (84), donde además observaron un aumento de esta en la zona del MP y en la zona medial del talón que parece indicar que existe un aumento de la pronación del pie debido a la fatiga del músculo tibial posterior (46). Por ello, podría resultar beneficioso en la prevención de lesiones el fortalecimiento de la musculatura que controla este movimiento o el uso de ortesis plantares con elementos destinados a controlar los momentos pronadores (88,97).

El patrón de presión en presencia de fatiga puede variar en función del tipo de pie, de modo que pies con arcos longitudinales más bajos (pies pronados) tienen tendencia a aumentar la carga a nivel medial del pie, relacionando esta carga con lesiones como el síndrome patelofemoral (96,98), esguinces por inversión y fracturas por estrés de radios mediales, mientras que en pies con arcos longitudinales altos (pies supinados) se observa una tendencia a sobrecargar la zona lateral del pie exponiéndolo a fracturas de estrés de columna lateral (4° y 5° radio) y a lesiones por sobrecarga de la pierna como la tendinopatía aquilea (96).

Respecto al efecto del CM en presencia de fatiga, sólo se conocen dos estudios. Estos trabajos muestran resultados contradictorios respecto a los anteriormente citados ya que en ellos se observa una tendencia a la disminución de la presión en ambos tipos de calzado (10,92). Kasmer et al. (10) observaron en presencia de fatiga mayor presión

en la zona medial y lateral del antepié con el CM, en comparación al CC, así como de la zona lateral del talón, predisponiendo a estos corredores a un aumento del riesgo de fracturas por estrés si no se respetan los tiempos de adaptación a este tipo de carrera con el fin de que el cuerpo pueda realizar una adecuada adaptación ósea, muscular y neuromuscular (54,99).

La presión plantar tiende a aumentar en presencia de fatiga, sobre todo a nivel de las cabezas metatarsales en carrera con CC. La presencia de fatiga en la carrera con CM parece reducir esta variable, aunque en ambos estudios donde se valora el uso de este tipo de calzado también se observa esta misma reducción con el uso de CC.



CAPÍTULO 2. OBJETIVOS E HIPÓTESIS

2. Capítulo 2. Objetivos e hipótesis

Analizada la literatura científica más relevante sobre la temática abordada, se presentan a continuación, la hipótesis y los objetivos planteados en la siguiente tesis doctoral.

2.1. Hipótesis

En la mayoría de población el cambio de calzado de carrera comporta un cambio en el patrón de pisada durante el ejercicio de la carrera. Este cambio de patrón no se contempla en la mayoría de estudios realizados con calzado de carrera convencional y minimalista, pudiéndose utilizar diferentes tipos de patrón en la pisada en función del calzado empleado. Por tanto, a través de este trabajo se plantean diferentes hipótesis:

1. La plataforma S-Plate® es un instrumento fiable y proporciona medidas repetibles para el estudio de la presión plantar tanto en estática como en dinámica.
2. El uso del calzado convencional durante la carrera permite una disminución del impacto en comparación con el calzado minimalista, conservando el mismo patrón de carrera.
3. El calzado convencional producirá una disminución de la presión plantar en comparación con el calzado minimalista siendo el contacto inicial pie-suelo el mismo en ambas condiciones.
4. El efecto de la fatiga incrementará el impacto y la presión, independientemente de la condición de calzado.

2.2. Objetivos generales

En esta tesis se plantearon dos objetivos principales. El **primer objetivo** fue analizar la repetibilidad y fiabilidad de la plataforma S-Plate® (Medicapteurs Francia). El **segundo objetivo** fue valorar los efectos del calzado de carrera (calzado minimalista y calzado convencional) sobre diferentes variables relacionadas con la aceleración del impacto y la presión plantar.

2.3. Objetivos específicos

Como **objetivos específicos** encontramos:

1. Evaluar los índices de correlación intraclase y coeficiente de variación inter- e intrasesión de la plataforma S-Plate® (Medicaptureurs® Francia).
2. Describir los efectos del calzado minimalista vs convencional sobre los parámetros espaciotemporales de la carrera: longitud y frecuencia de zancada.
3. Determinar el efecto que ambos calzados tienen en variables de acelerometría durante el impacto pie/suelo, tales como: magnitud, pico de aceleración máxima y ratio en tibia /cabeza, así como la atenuación en función del calzado.
4. Contrastar el efecto del calzado minimalista vs convencional sobre la presión máxima y media en carrera.
5. Valorar el efecto de ambos tipos de calzado sobre la velocidad del centro de presiones y la carga relativa durante la ejecución del paso.
6. Comparar el efecto de ambos tipos de calzado sobre el tiempo de contacto y la superficie de contacto durante la carrera.
7. Analizar el comportamiento del calzado minimalista y convencional en condiciones de fatiga sobre las variables espaciotemporales, de aceleración y presión plantar.



3. Capítulo 3. Estudios

A continuación se presentaran los tres estudios que componen esta tesis. Cada uno de ellos responde a unos objetivos diferentes, pero todos mantienen una misma línea argumental, y a través de ellos se presentan resultados obtenidos en este trabajo.

3.1. Estudio 1. “Fiabilidad y repetibilidad intra e intersesión de la plataforma S-Plate®”¹

El siguiente estudio nace de la necesidad de trabajar con un instrumento de baropodometría para poder llevar a cabo los otros dos estudios (estudio 2 y 3) de forma rigurosa. Como se ha comentado en la introducción, disponíamos de la Plataforma S-Plate® perteneciente al departamento de Enfermería y Podología de la Universidad de Valencia, y se decidió valorar su fiabilidad y repetibilidad intra e intersesión con el fin de poder usarla en investigación.

3.1.1. Introducción

Son muchas las ramas de las ciencias de la salud que estudian el pie y su repercusión con todo el aparato locomotor. En el estudio de este segmento corporal una variable de suma importancia es la presión plantar. Esta se analiza en diferentes campos de la salud y del deporte con la finalidad de conocer cuáles son sus parámetros de normalidad y como puede esta presión influir en la aparición de lesiones, sobre todo de la extremidad inferior (80,81).

¹ Adaptado y ampliado de: Izquierdo-Renau M, Pérez-Soriano P, Ribas-García V, Queralt A. Intra and intersession repeatability and reliability of S-Plate® pressure platform. *Gait Posture* 2017; 52: 224-226. (ver anexo II)

Los sistemas de medición de la presión plantar, tipo plataformas o plantillas instrumentadas, se usan para cuantificar la presión entre pie-suelo y zapato-suelo respectivamente tanto en estática como en dinámica (61). El uso de estos sistemas en el ámbito clínico va en aumento, introduciéndose como una herramienta de exploración más en el caso de las valoraciones de pie diabético, la biomecánica deportiva, la cirugía o la rehabilitación entre otros (83).

Debido al uso extensivo de estos sistemas es de suma importancia que las plataformas y plantillas de presiones plantares demuestren su capacidad de realizar mediciones fiables repetidas, sobre todo si se utilizan en el campo de la investigación (100).

Existe una amplia variedad en el mercado de plataformas de presiones plantares. Una de las más utilizadas en el ámbito de la podología clínica es la plataforma S-plate (Medicapteurs® Francia). Esta plataforma se ha usado preferiblemente en el campo de la investigación en posturología (101) y ocasionalmente en diversos estudios donde se medía la presión plantar dinámica (102,103). Tras una búsqueda exhaustiva en diferentes bases de datos, no se han encontrado artículos de validación de dicha plataforma, por lo que el objetivo de nuestro estudio ha sido comprobar la repetibilidad y fiabilidad de esta plataforma para medir presiones plantares tanto en estática como en dinámica.

3.1.2. Material y métodos

3.1.2.1. Diseño del estudio

El sistema de medición de presiones que se utilizó para la realización de ambos estudios y sobre el cual se quería comprobar la fiabilidad y repetibilidad, fue la plataforma S-Plate® (Medicapteurs Francia) (figura 17). Dicha plataforma permite la captación de las presiones plantares tanto estáticas como dinámicas. Su tamaño es de 610x580x40 milímetros (mm) (largo/ancho/altura), con un peso total de 6.6 kilogramos (kg). Consta de 1600 sensores resistivos de un tamaño de 10x10 mm cada sensor repartidos en una superficie de 400x400 mm. El rango de presión que pueden captar

estos sensores oscilan entre 0.4 newtons (N) y 100 N a una frecuencia máxima de adquisición de 100 hercios (Hz).

Esta plataforma va unida a un ordenador personal, mediante un cable USB, en el que se encuentra instalado el software del programa S-Plate.

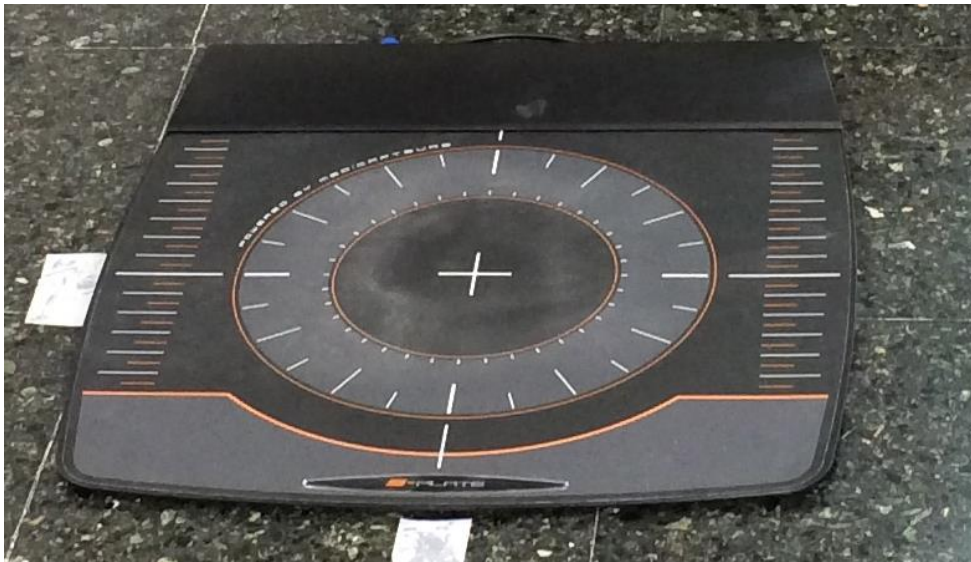


Figura 17. Plataforma S-Plate® (Medicapteurs, Francia)

El presente estudio se llevó a cabo en el aula B-0 de la Facultad de Enfermería y Podología de la Universidad de Valencia. En este aula se creó un pasillo de marcha de cinco metros (m) donde se situó al centro la plataforma. Además se utilizó un sistema electrónico de fotocélulas (Chronojump® Bosco system, Velleman PEM10D, 100 Hz), con el fin de medir la velocidad de paso de cada participante. Dichas fotocélulas se colocaron a una distancia de dos metros de separación entre ellas, como se muestra en el siguiente esquema (figuras 18 y 19).

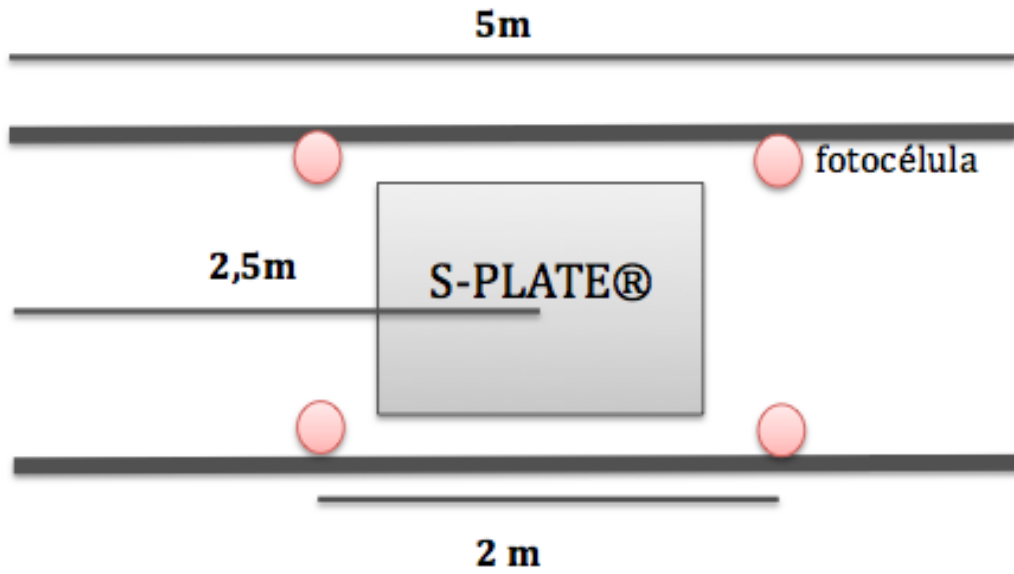


Figura 18. Esquema disposición pasillo de marcha y fotocélulas en aula B-0.



Figura 19. Disposición plataforma y fotocélulas en aula B-0.

Cada uno de los sujetos participantes acudió dos días, separados entre ellos una semana, para proceder con el estudio. Estas sesiones se realizaron a la misma hora aproximadamente y se le señaló a los participantes que llevaran en ambas ropa similar.

En cada sesión se pesó y talló a cada uno de los sujetos con la báscula TANITA BC-418 MA.

El estudio constó en la realización de dos tipos de adquisiciones diferentes: **bipedestación estática y bipedestación dinámica**. De cada una de estas adquisiciones se realizaron cinco ensayos por sesión/día con el fin de lograr un alto grado de confianza de los datos obtenidos en una misma sesión (104,105). El procedimiento a seguir en cada una de las adquisiciones fue:

Adquisición estática: Con el fin de obtener un ángulo y base de marcha lo mas natural posible se situó al sujeto en el centro de la plataforma, mirando al frente y con los brazos situados a ambos lados del cuerpo y se le hizo dar unos pasos sobre sí mismo durante quince segundos (83). Una vez en la posición adecuada se realizó la captación de la presión plantar estática, repitiendo todo el proceso cinco veces/sesión. Si durante la adquisición el participante se movió o cambió de posición se repitió otra vez el proceso.

Adquisición dinámica: Antes de realizar las adquisiciones dinámicas se hizo caminar al sujeto por el pasillo de marcha creado en el aula para que se familiarizase con la plataforma. Cada participante camino a su propia velocidad, similar a la de su marcha habitual (104). Se realizó la captación de un paso correcto de cada pie (izquierdo/derecho) por cada ensayo, y se hizo caminar al sujeto hasta la correcta obtención de los cinco ensayos/día (figura 20 y 21).

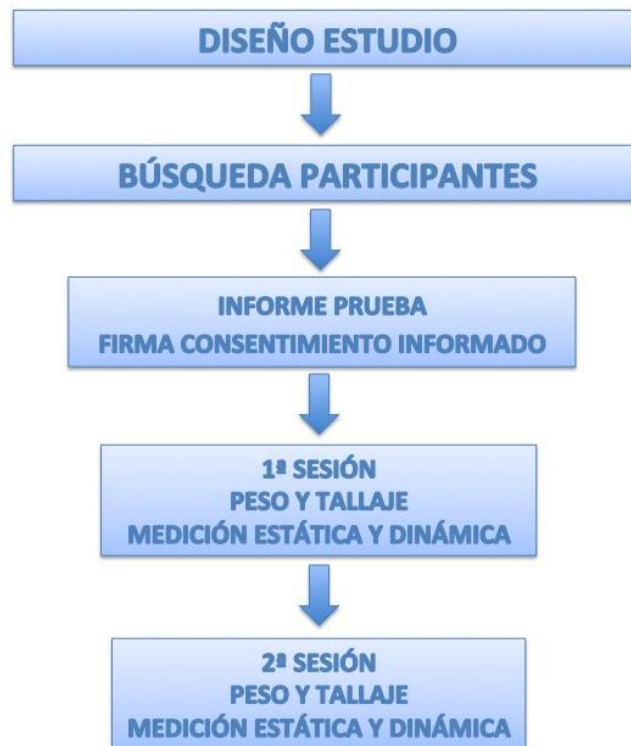


Figura 20. Diseño experimental estudio 1.



Figura 21. Estudio dinámico.

Este estudio se presentó al Comité Ético de la Universidad de Valencia el cual dio su aprobación el 22 de Mayo de 2014 (número de procedimiento H1394189640550) (ver anexo III).

3.1.2.2. Sujetos

En la realización de este estudio participaron cuarenta sujetos (23 mujeres y 17 hombres) de edades comprendidas entre 19 y 61 años (tabla 7 y figura 22). Cada uno de los participantes firmó por escrito un consentimiento informado (ver anexo IV), necesario para poder contribuir a esta investigación, además de cumplir con los siguientes **criterios de inclusión**:

- Edad comprendida entre 18-65 años.

- No presentar ningún tipo de alteración u anomalía en la extremidad inferior que pudiese afectar su marcha normal (dolor, cirugía previa o deformidad, congénita o adquirida).
- Conformidad firmada de participación en el estudio.

	Media	SD
Edad (años)	28,78	±11,43
Peso (kg)	68,24	±13,53
Talla (m)	1,68	±0,09

Tabla 7. Descripción muestra estudio 1. Media y desviación estándar (SD)

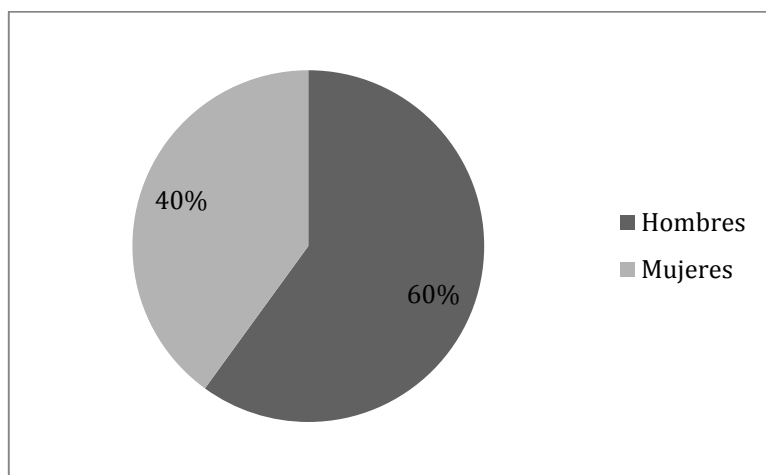


Figura 22. Porcentaje hombres y mujeres estudio 1.

3.1.2.3. Variables

Las variables a analizar en este estudio se clasificaron en variables tanto para la adquisición estática y como para la adquisición dinámica. Las variables para la **adquisición estática** (cuantitativas continuas) fueron :

-**Presión** (kpa). La presión es la unidad de fuerza que se ejerce por unidad de superficie. En este estudio se analizó la **presión máxima** como punto con el valor más alto de presión de cada superficie plantar, y la **presión media** como promedio de todos los puntos de cada una de las superficies plantares donde la plataforma registra presión.

-**Superficie de apoyo** (centímetro cuadrado (cm²)). Se obtuvo el valor de toda el área de contacto de ambos pies con la plataforma así como de cada pie (izquierdo y derecho).

-**Peso** (kg). Se valoró la totalidad del peso corporal que recaía en cada uno de los pies (izquierdo y derecho).

Para la **adquisición dinámica** las variables (cuantitativas continuas) que se evaluaron para cada pie fueron:

-**Presión** (kpa). En dinámica se analizó la **presión máxima**, como el valor máximo de fuerza por unidad de superficie que se produce durante el paso para cada pie (izquierdo y derecho). También se estudió la **presión media** como promedio de todas las presiones generadas durante el transcurso de un paso, tanto como para el pie izquierdo como para el derecho.

-**Superficie del paso** (cm²). Se trata de una estimación del área de la superficie plantar que está en contacto con el suelo durante el transcurso del paso.

3.1.2.4. Recogida y análisis de datos

Para llevar a cabo el análisis estadístico de los datos obtenidos en el estudio, primero se calculó la media y la desviación estándar (SD) para cada variable relacionada con la presión plantar. Luego, se procedió al estudio de la homogeneidad y normalidad para comprobar que cumplieran con los supuestos paramétricos. Con el fin de determinar la repetibilidad intra e intersesión se hallaron los coeficientes de correlación intraclase (CCI), usando los modelos [1,1] y [1,k], y el coeficiente de variación (CoV). CoV se calculó como la media normalizada de la desviación estándar y representa la cantidad de variación entre los ensayos. La fiabilidad intersesión fue examinada usando la media de cinco pasos de cada sesión, tanto estáticos como dinámicos, y se calculó el modelo de CCI [1,k]. Todos estos análisis fueron realizados usando el programa SPSS v22 (IBM, Chicago, IL).

3.1.3. Resultados

Como se ha comentado con anterioridad, con el fin de valorar la repetibilidad y la fiabilidad de los datos obtenidos con la plataforma S-plate® se calcularon los coeficientes de correlación intraclase y el coeficiente de variación, obteniendo los resultados que se detallan a continuación.

Fiabilidad y repetibilidad Intrasesión

Tanto los datos descriptivos (media y SD) y la fiabilidad y repetibilidad (CCI y CoV) para las variables estáticas y dinámicas se representan en las tablas 8 y 9 respectivamente. Respecto las variables estáticas en la primera sesión, los CCIs para la fiabilidad de un solo ensayo fueron entre 0.73 y 0.91 y para el promedio de todas las pruebas fue superior a 0.9. En la segunda sesión, los CCIs para la fiabilidad de un solo ensayo oscilaron en un rango de entre 0.69 a 0.95 y para el promedio de todas las pruebas fue también superior a 0.9 (Tabla 8).

	Primera sesión				Segunda sesión			
	Media \pm SD	CCI ^a	CCI ^b	CoV (%)	Media \pm SD	CCI ^a	CCI ^b	CoV (%)
Superficie contacto total (cm ²)	144.7 \pm 32.2	0.91	0.98	6.28	148.5 \pm 33.1	0.95	0.99	4.77
Superficie contacto izquierdo (cm ²)	70.0 \pm 17.0	0.85	0.97	8.88	72.6 \pm 17.5	0.90	0.98	7.68
Superficie contacto derecho (cm ²)	74.5 \pm 16.1	0.85	0.97	8.43	75.9 \pm 16.2	0.88	0.97	7.64
Peso izquierdo (kg)	33.1 \pm 7.3	0.82	0.96	9.18	33.6 \pm 7.5	0.85	0.97	8.40
Peso derecho (kg)	34.8 \pm 7.0	0.80	0.95	8.62	34.4 \pm 6.9	0.82	0.96	8.10
Presión máxima (kPa)	123.7 \pm 20.3	0.73	0.93	8.85	120.9 \pm 17.5	0.69	0.92	8.43
Presión media (kPa)	46.9 \pm 7.1	0.82	0.96	6.37	45.8 \pm 6.7	0.86	0.97	4.88

Tabla 8. Repetibilidad intrasesión de las variables estáticas. ^aCalculado para CCI [1,1], ^bCalculado para CCI [1,k].

En relación con las variables dinámicas, en la primera sesión para un único ensayo los CCIs oscilaron entre 0.61 y 0.93 y los CCIs para el promedio de los ensayos estuvieron encima de 0.85. En la segunda sesión los valores de CCIs para una única prueba fueron entre 0.66 y 0.94, y los CCIs para el promedio de todas fueron superiores a 0.9 (Tabla 9).

	Primera Sesión			Segunda Sesión				
	Media \pm SD	CCI ^a	CCI ^b	CoV	Media \pm SD	CCI ^a	CCI ^b	CoV
Presión máx. izquierdo (kPa)	301.2 \pm 56.6	0.81	0.96	7.90	301.9 \pm 47.5	0.74	0.94	7.87
Presión máx. derecho (kPa)	293.6 \pm 50.1	0.77	0.94	7.71	291.1 \pm 51.1	0.84	0.96	6.99
Presión med. izquierdo (kPa)	108.4 \pm 17.3	0.61	0.89	9.95	104.4 \pm 15.6	0.66	0.91	8.01
Presión med. derecho (kPa)	107.4 \pm 18.5	0.63	0.90	10.61	103.7 \pm 16.6	0.68	0.91	8.72
Superficie contacto izquierdo (cm ²)	46.59 \pm 9.86	0.93	0.99	5.07	48.35 \pm 9.54	0.94	0.99	4.21
Superficie contacto derecho (cm ²)	44.69 \pm 9.56	0.83	0.96	5.26	46.10 \pm 9.12	0.94	0.99	5.20

Tabla 9. Repetibilidad intrasesión de las variables dinámicas. ^aCalculado para CCI [1,1], ^bCalculado para CCI [1,k].

El CoV para los parámetros estáticos y dinámicos, incluidas ambas sesiones, poseen un rango de entre 4.77% a 10.61%, lo que representa un pequeño error que podría haber ocurrido entre los ensayos (Tablas 8 y 9).

Fiabilidad y repetibilidad Intersesión

Los datos descriptivos (promedio general y desviación típica) y la fiabilidad y repetibilidad para las variables estáticas y dinámicas se representan en la tabla 10, respectivamente. Para los parámetros de la estática, los CCIs fueron desde 0.86 a 0.97. En relación a las variables dinámicas, los CCIs oscilaron entre 0.89 y 0.98. En general, para los resultados de fiabilidad intersesión se obtienen de buenos a moderados CCIs.

		Promedio general \pm SD	CCI
Estática	Presión máxima (kPa)	122.3 \pm 17.7	0.86
	Presión media (kPa)	46.3 \pm 6.7	0.93
	Peso izquierdo (kg)	33.4 \pm 7.3	0.97
	Peso derecho (kg)	34.6 \pm 6.8	0.97
	Área de contacto total (cm ²)	146.6 \pm 32.2	0.97
	Área de contacto izquierda (cm ²)	71.3 \pm 16.9	0.96
	Área de contacto derecha (cm ²)	75.2 \pm 15.6	0.96
Dinámica	Presión máxima izquierda (kPa)	301.6 \pm 50.6	0.94
	Presión máxima derecha (kPa)	292.3 \pm 49.0	0.93
	Presión media izquierda (kPa)	106.4 \pm 15.7	0.89
	Presión media derecha (kPa)	105.5 \pm 16.7	0.89
	Área de contacto izquierda (cm ²)	48.11 \pm 9.44	0.98
	Área de contacto derecha (cm ²)	45.40 \pm 8.84	0.97

Tabla 10. Repetibilidad intersesión para variables estáticas y dinámicas.

3.1.4. Discusión

El presente trabajo trata de evaluar el grado de repetibilidad y fiabilidad de la plataforma S-plate® (Medicapteurs) como instrumento de valoración y medición en estudios de baropodometría, tanto a nivel de investigación como uso clínico. Con este fin, tal y como se ha comentado en el apartado de resultados (ver apartado 3.1.3), se calcularon los coeficientes de correlación intraclase y el coeficiente de variación.

El coeficiente de correlación intraclase es una medida de repetibilidad cuyo valor oscila entre 0 y 1, de forma que valores entre 0.8 y 1 indican una repetibilidad buena, valores entre 0.6 y 0.8 repetibilidad aceptable y valores inferiores a 0.6 repetibilidad mala (106). El CoV, nos permite comparar la variabilidad entre la muestra el primer día y el segundo. Se considera un buen CoV entre 0-10%, aceptable entre 10-15% y desechable superior al 15%.

El análisis estadístico se han obtenido valores superiores al 0.75 de CCI para la mayoría de variables estudiadas, comparando los datos obtenidos intrasiones así como inter-siones, demostrando una repetibilidad buena de este instrumento de medición. Los valores más bajos de CCI se han obtenido en el estudio intrasesión para las variables de presión máxima en estática (CCI 0.731) y de presión media en dinámica ($0.675 > CCI < 0.63$). Debido a que no se han obtenido valores de CCI inferiores a 0.6, podemos afirmar que existe una repetibilidad moderada de la plataforma para estas variables.

En el análisis de las variables inter-sesión no se han obtenido ningún valor de $CCI < 0.85$ demostrando el alto grado de repetibilidad entre los diferentes días de este instrumento para el estudio de parámetros relacionados con las presiones plantares tanto en estática como en dinámica.

Este alto grado de confianza de la plataforma en la medición de las variables estudiadas se reafirma con los resultados obtenidos en el CoV, todos por debajo del 11%. EL CoV más bajo corresponde a la variable superficie de contacto pie izquierdo (CoV 4.21%), obtenida en el estudio dinámico intrasesión del 2º día, mientras que el más alto se obtuvo en el estudio dinámico intrasesión del 1º día para la variable presión media derecha (CoV 10.61%).

Coincidiendo con los autores Becerro de Bengoa & col (83), los valores de CCI para medidas únicas en este estudio son menores que los valores promedios tanto en el análisis intrasesión como en el análisis intersesión. Estos autores explican que estos resultados pueden ser debido a pequeños cambios fisiológicos que se producen en la velocidad de marcha, posición corporal o cambios en la actividad muscular en las

diferentes adquisiciones realizadas, siendo inevitables y esperados, por eso no se puede analizar un único ensayo. También señalan que estos pequeños cambios pueden afectar a la presión máxima durante la marcha, obteniendo en su estudio el valor de CCI más bajo (Primera sesión: Presión máxima izquierda CCI^a: 0.359 CCI^b: 0.737/ Segunda sesión: Presión máxima izquierda CCI^a: 0.325 CCI^b: 0.706). Esto difiere ligeramente de los resultados de nuestro trabajo donde se ha obtenido el CCI más bajo para los valores de presión media, pudiendo verse alterados por estos mismos factores (Primera sesión: Presión media izquierda CCI^a: 0.61 CCI^b: 0.89/ Segunda sesión: Presión media izquierda CCI^a: 0.66 CCI^b: 0.91).

Con el fin de obtener resultados consistentes en la medición de las variables estudiadas, en este trabajo se han realizado cinco ensayos para cada una de las condiciones, ya que como justifican otros autores (104,105,107,108) en sus estudios la fiabilidad en este tipo de mediciones aumenta conforme aumentamos el número de ensayos y aunque con tres es suficiente, se decidió realizar cinco repeticiones.

Existen diversos estudios que demuestran la repetibilidad intrasesión e intersesión de diferentes tipos de plataformas de presiones o plantillas instrumentadas en grupos de sujetos sanos o con patología, como por ejemplo los estudios de Gurney et al. y Sicco et al. en pacientes diabéticos con neuropatía, de esta forma se dispone una variedad de instrumentos baropodométricos útiles para poder realizar investigación fiable y de rigor en el ámbito de la presión plantar tanto en sujetos sanos como en sujetos con patología. Gurney et al. (100) comprobaron la repetibilidad de variables relacionadas con las presiones plantares dinámicas en diferentes días con sujetos sanos usando la plataforma EMED AT Novel GmbH®. Usando esa misma plataforma, en otro trabajo estudiaron la repetibilidad inter-sesión de las cargas dinámicas y geometría del pie en pacientes diabéticos con neuropatía periférica (109). A diferencia de nuestro trabajo estos autores seccionaban el pie en 10 áreas, pero los resultados de CCI inter-sesión para la media de estas áreas en ambos trabajos son todas superiores a 0.8 para las variables estudiadas, al igual que en nuestros resultados donde se obtienen CCI inter-sesión para las variables relacionadas con presión en dinámica igual o superiores a 0.9. Esto hace de ambos equipos (EMED AT Novel GmbH® y S-Plate® Medicapteurs),

plataformas de uso fiable para la medición de las presiones dinámicas tanto en el ámbito clínico como en el de la investigación.

Martínez-Nova et al. (110) también obtuvieron valores de $CCI < 0.8$ para la media de 10 áreas del pie en variables como la presión máxima y presión media en medidas intrasesión y coeficientes de variación menores del 7% para ambas variables. El instrumento de medida utilizado por estos autores fueron las plantillas instrumentadas BioFoot/IBV® que miden la interacción del calzado-pie, a diferencia de nuestro estudio en el que se mide la interacción suelo-pie, pero también resultó ser un instrumento con una adecuada exactitud, repetibilidad y fiabilidad para la investigación y el uso clínico.

Los valores de los CCIs y el CoV muestran que la plataforma objeto de este estudio es fiable y proporciona medidas repetibles intra- e intersesión, que la hacen de un instrumento útil para la clínica y la investigación.

3.1.5. Limitaciones del estudio

Como la mayoría de estudios de investigación, este trabajo no está exento de limitaciones que dificultan el proceso de estudio y que es preciso tenerlas en consideración. La primera limitación de este estudio a tener en cuenta es, que a diferencia de otras plataformas o sistemas de análisis de presiones plantares existentes en el mercado y utilizadas por otros autores (104,105,109,110), la plataforma S-plate® no permite realizar el análisis de las presiones automáticamente segmentado en diferentes áreas del pie (normalmente entre 9 áreas: talón medial, talón lateral, mediopie medial, mediopie lateral, antepie medial, antepie medio, antepie lateral, primer dedo y resto de dedos (111)), captando las diferentes variables analizadas en función de la totalidad del pie como un único segmento de forma automática, aunque el sistema sí que permite luego realizar la selección manual de las áreas de interés, pero esta selección manual podría generar un sesgo a nivel de la investigación al ser muy complicado mantener estas selecciones igual a través de todos los pasos analizados.

3.2. Estudio 2. “Impacto de aceleración durante la carrera con calzado convencional vs minimalista en presencia de fatiga”²

Los siguientes estudios (estudio 2 y 3) se plantean desde la curiosidad suscitada de la CD y minimalista. A través de un análisis de la literatura relacionada con esta temática se observó que prácticamente era inexistente el estudio del impacto de aceleración con el CM, motivo por el que se decidió valorar el efecto de estas variables con este tipo de calzado. Para el correcto desarrollo de este estudio fue necesario el empleo de la plataforma de presiones descrita en el estudio 1.

3.2.1. Introducción

La actividad física en general, y la carrera en particular, son ampliamente conocidas por sus beneficios en la salud (112). Sin embargo, el porcentaje de corredores que se lesionan al menos una vez al año puede llegar a ser del 79,3% (113), siendo el 70% de las lesiones por sobreuso (114). Durante la carrera se realizan unos 600 pasos por kilómetro (115), y en cada paso se produce una desaceleración del pie (impacto) que se transmite al resto del cuerpo hasta llegar a la cabeza (116). Por tanto, el elevado número de impactos y el efecto que la fatiga provoca, son de los principales factores de lesión en los corredores (84,117). En consecuencia, variables como la magnitud, la ratio, el pico máximo y la atenuación de estos impactos en el sistema músculo-esquelético ha sido de gran importancia en su relación con la epidemiología en corredores (118).

Con el objetivo de disminuir el índice de lesiones durante la carrera, en los últimos años se ha generado una corriente de correr descalzos y con CM impulsada por dos publicaciones: el libro “*Born to Run*” de McDougall (119) y el artículo “*Foot strike*

² Adaptado y ampliado de estudio “Impact acceleration during running fatigue wearing conventional versus minimalist shoes”, pendiente de envío a European Journal of Sport Science. Autores Izquierdo-Renau M, Ribas-García V, Queralt A, Pérez-Soriano P.

patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners” de Lieberman et al.(15). Esto ha provocado un aumento considerable del número de estudios (18,22,120), que analizan el efecto del calzado sobre la epidemiología de los corredores; sin embargo, no parece haber consenso al respecto.

La presencia o no del calzado afecta a diversos factores técnicos durante la carrera (22), entre ellos, uno de los cambios más importantes es el contacto inicial de RP que se facilita con el CC, promovido por una mayor dorsiflexión del tobillo como consecuencia de las elevadas entresuelas en este tipo de calzado, lo que favorece una menor eficiencia y una mayor probabilidad de lesión (11,15,18,22). Sin embargo, el mayor grosor de la entresuela en el calzado convencional, proporciona una mayor capacidad de amortiguación ante los impactos (121). Por el contrario, el CM no posee esta capacidad de amortiguación, pero sí facilita una adecuada técnica de carrera de AP (15). Otros aspectos relacionados con el tipo de calzado empleado son la longitud y la frecuencia de zancada, así Squadrone y Gallozzi (77) determinaron como con el CM se reduce la longitud de zancada pero aumenta la frecuencia (2.26 ± 0.16 m; 88.3 ± 0.9 zancadas/ min) en comparación con el convencional (2.34 ± 15 m; 86.0 ± 1.1 zancadas/ min). Y aunque no encontraron diferencias significativas en estas variables, comprobaron que corriendo descalzo o con CM, se reducía en 2.8% la cantidad máxima de Oxígeno (VO_{2max}) en comparación con el CC. Sin embargo, existen controversias en esta reducción del VO_{2max} y otros factores sobre los beneficios del CM vs CC (14,122).

En relación a las lesiones en corredores, una de las principales limitaciones al correr descalzo es la alta probabilidad de sufrir cortes, llagas y heridas (22,120), por lo que se recomienda el uso del CM ya que éste evita el contacto del pie directamente con el suelo. También es similar al patrón de carrera al correr descalzo ya que facilita la técnica de AP (77). Además, estos mismos autores (77) observaron que las fuerzas de impacto corriendo descalzo (1.62 ± 0.4 peso corporal (BW)) son mayores que corriendo con CM (1.59 ± 0.5 BW), pero ambas condiciones son menores que corriendo con CC (1.72 ± 0.4 BW). A raíz de estos resultados, se considera que al correr descalzo o con CM se reducen significativamente los impactos respecto a la carrera con CC (15), lo que disminuye las probabilidades de lesionarse por estrés (18). Sin embargo, lo que parece ser común en todos los estudios revisados (15,123) es un contacto inicial de AP que

permite disminuir o eliminar el pico de fuerza de reacción vertical inicial del suelo. Por lo tanto, el principal efecto de los impactos que sufre el corredor vienen dados por el efecto de la técnica, más que por la presencia o no del calzado (14,15).

Con todos estos antecedentes, el objetivo del presente estudio ha sido valorar los efectos del calzado (CM vs CC), sobre los parámetros espaciotemporales de la zancada y la aceleración del impacto durante la carrera con/sin fatiga. Las hipótesis planteadas en este estudio fueron: el CC durante la carrera permite una disminución del impacto en comparación con el CM, conservando el mismo patrón de carrera. También se planteó como hipótesis que el efecto de la fatiga incrementará el impacto, independiente de la condición de calzado.

3.2.2. Material y métodos

3.2.2.1. Diseño del estudio

El segundo estudio llevado a cabo tuvo un diseño intrasujeto de medidas repetidas, en el que se realizaron tres pruebas, con una separación mínima de una semana entre ellas (figura 23). La **primera prueba** fue un test inicial de carrera de 5 minutos en el que cada participante debía correr a su máxima velocidad constante durante este periodo de tiempo. La distancia recorrida en Km se multiplicó por 12 hallando así la velocidad aeróbica máxima (VAM) de cada corredor (46,118). Esta prueba fue realizada por todos los participantes al estudio con su propio CM. La **segunda y tercera prueba** consistió en correr 30 minutos de duración a una intensidad del 80% de la VAM de cada corredor (determinada a través de la primera prueba), una con CM y otra con CC. En ambas pruebas se registró los impactos durante 10 segundos a los 5; 10; 15; 20; 25 y 30 minutos.



Figura 23. Diseño experimental estudio 2.

Todas las mediciones se realizaron sobre un circuito de 450 metros creado en el “Servicio de Educación Física y Deportes” de la Universidad de Valencia en el campus de Blasco Ibáñez (figura 24) (ver anexo V). Previo a la realización de cada una de las pruebas, los participantes realizaron un calentamiento “*ad libitum*” de 10 minutos. Con el fin de determinar de forma individualizada el 80% de la VAM en la pista, se ajustó el ritmo de carrera distribuyendo 10 conos, y mediante un archivo de audio mp3 creado con el programa Audacity 2.0.6[®], se marcaron los tiempo de paso en cada cono para cada uno de los participantes.



Figura 24. Recorrido de la prueba y puntos de referencia para el marcaje del ritmo.

Durante el periodo que duró el estudio, se intentó controlar todos los factores externos e internos que pudieran afectar a las pruebas realizadas. En este sentido, se solicitó a los participantes no realizar ningún tipo de competición y/o actividad física exhaustiva en las 48h anteriores a los test, no se realizaron pruebas en condiciones extremas de temperatura, viento o lluvia que pudiesen afectar tanto al desarrollo de la prueba como a los resultados obtenidos y, en todos los registros, el protocolo de instrumentación fue supervisado siempre por la misma persona; usando en todas las ocasiones el mismo equipo de medición. El orden en la condición de calzado fue randomizado para cada corredor, y los participantes emplearon para la realización de los test sus propios calzados, tanto CC como CM. Las características del CM empleado fue de 0 mm de drop, con un máximo de 4mm de grosor en la suela (80% aproximadamente índice minimalista) (43), mientras que el CC fue una zapatilla neutra con drop a partir de 8mm (figura 25).



Figura 25. Ejemplos de CM y CC utilizado en las pruebas.

3.2.2.2. Instrumental y metodología de instrumentación

Para el análisis de los impactos se analizaron las señales obtenidas mediante dos acelerómetros triaxiales (MEMS in MPU-60X0, Blautic©, Valencia, España) de 2,5 gramos (g) y dimensiones 40x22x12 mm. con una potencia de 500 miliamperios (μ A) y una frecuencia de muestreo de 420Hz (figura 26). Previamente a cada registro, se

analizó con la plataforma de presiones S-Plate® (124) el tipo de contacto de pie inicial para cada corredor.



Figura 26. Equipo de acelerometría. 1. Tableta. 2. Acelerómetro. 3. Receptor.

Los dos acelerómetros se instrumentaron uno en la tibia y el otro en la cabeza (118) (figura 27). El primero se colocó en la zona proximal anteromedial de la tibia de la pierna dominante (aproximadamente al 25% de la distancia entre el maléolo medial y la meseta tibial) a lo largo del eje longitudinal del hueso. El acelerómetro de la cabeza, se colocó en la zona central de la frente del corredor. Una vez fijados en el corredor, se conectaron por cable al transmisor (UL 94 HB, Blautic©, Valencia, España) de dimensiones: 65x105x19 mm conectado por Bluetooth 4.0 a una tableta, con la aplicación AccelSystem© (Blautic©, Valencia, España).



Figura 27. Instrumentación acelerómetros en tibia y cabeza.

3.2.2.3. Sujetos

Diecisiete corredores experimentados en la carrera con CM participaron voluntariamente en el estudio (3 corredores de RP, 10 de MP y 4 de AP) (tabla 11).

	Media	SD
Edad (años)	37.94	±9.64
Talla (m)	1.77	±0.07
Peso (Kg)	73.87	±8.97
IMC (kg/m ²)	23.67	±2.07
Experiencia de carrera (años)	12.83	±10.09
Experiencia de carrera minimalista (años)	2.5	±1.4

Tabla 11. Descripción muestra estudio 2.

Los **criterios de inclusión** para poder participar en el estudio fueron:

- Corredor minimalista habitual.
- Entrenamiento semanal mínimo de 20km/semana.

- No haber sufrido ningún tipo de lesión por sobrecarga en los últimos 6 meses.
- No sufrir ninguna queratopatía dolorosa ni lesión cutánea en la zona del antepié.
- No haber padecido intervenciones osteo-articulares en las extremidades inferiores ni raquis que puedan interferir en la realización de las pruebas.
- Presentar un índice postural del pie de entre -4 y +9 (pie neutro, pronado o supinado).
- Autorización a participar en el estudio mediante firma del consentimiento informado (ver anexo VI).

Todos los participantes firmaron la conformidad a participar en el estudio y los procedimientos de este fueron establecidos acorde a la *Declaración de Helsinki* y aprobado por *Comité Ético de la Universidad de Valencia* (nº H1412433550236) (ver anexo VII).

3.2.2.4. Variables

Las variables de estudio del presente trabajo podemos clasificarlas en dos tipos: independientes y dependientes. Dentro de las *variables independientes* se consideró:

- **Tipo de calzado**, CC de carrera vs CM.
- **Tipo de contacto inicial** de cada participante (RP, MP y AP).
- **Fatiga**: al inicio y al final del test.

Las *variables dependientes* analizadas en el estudio (cuantitativas continuas) fueron:

- **Longitud de zancada** (metros (m)). Se define como el desplazamiento anterior del pie desde que este contacta con el suelo hasta que se produce el contacto con el pie contralateral (1).
- **Frecuencia de zancada** (zancadas/segundo (zancadas/s)). Se trata del número total de pasos que se producen por unidad de tiempo.
- **Aceleración máxima** (Unidades de gravedad estándar (G)). Se define como el pico máximo de aceleración que se produce tanto en cabeza como en tibia.

- **Magnitud del impacto** (G) (variable cuantitativa continua). Se trata de la diferencia entre el pico positivo y negativo de aceleración medido en tibia y en cabeza.
- **Atenuación** (%). Es el porcentaje de aceleración que ha sido absorbida por el cuerpo, diferencia en porcentaje entre el impacto de aceleración desde tibia a cabeza.
- **Ratio de aceleración** (Unidades de gravedad estándar/segundo (G/s)). Explica la pendiente de aceleración que se produce desde el contacto inicial hasta el pico máximo de esta tanto en tibia como en cabeza. Para el estudio de esta variable se analizó las magnitudes comprendidas entre el 30-70% (inicio-final) de dicha pendiente.

En relación a las variables analizadas en las pruebas de acelerometría (figura 28) son de especial interés el pico máximo de aceleración, la magnitud del impacto, la atenuación de este y la ratio debido a su relación con las lesiones (44). Existen diversos factores que pueden modificar estos impactos como son el tipo de contacto inicial (15,18,64), la velocidad de carrera (66), la superficie de carrera (60,67), el calzado y la fatiga (116).

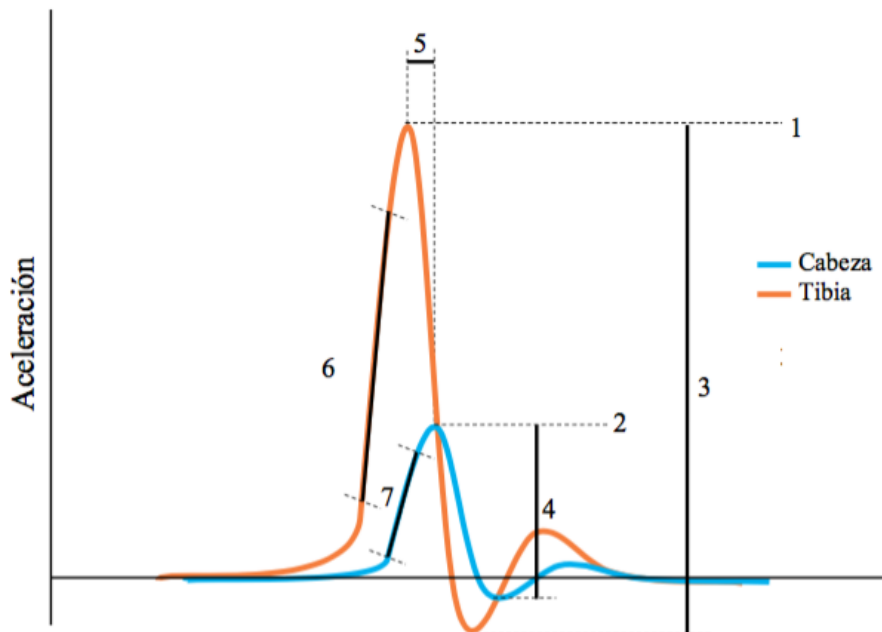


Figura 28. Representación de las variables analizadas en un registro de acelerometría en tibia y cabeza.1. Pico máximo aceleración tibia, 2. Pico máximo aceleración cabeza, 3. Magnitud tibia, 4. Magnitud cabeza, 5. Tiempo entre máximos, 6. Ratio tibia, 7. Ratio cabeza.

3.2.2.5. Recogida y análisis de datos

Todos los pasos de cada participante se clasificaron en función del tipo de contacto inicial del pie (RP/ AP/ MP), siguiendo el protocolo descrito en Nunns et al. (6) (ver anexo VIII).

La señal proporcionada por el acelerómetro durante 10 segundos a los 5, 10, 15, 20, 25 y 30 minutos de cada una de las pruebas permitió realizar un único análisis valorando el efecto del calzado de carrera (CM vs CC) en los sujetos de estudio cómo afecta en estas variables la condición de fatiga.

Las señales proporcionadas por los acelerómetros fueron analizadas empleando el programa Matlab Versión 7.4 (The Math Works Inc., Natick, MA, USA), donde con un filtro paso bajo Chebyshev tipo II (117) de orden 8, con una frecuencia de corte de 120 Hz y con un rizado de la banda atenuada de 40 decibelios (dB) se eliminó el ruido de la señal. A partir de las componentes verticales de las señales se calculó el periodo de la señal (duración del paso) localizando el instante temporal de máxima autocorrelación (84) en la señal.

El análisis estadístico se realizó con el programa IBM® SPSS® Statistics (SPSS®-IBM® Corporation, New York, USA). Se comprobó la Normalidad (Kolmogorov–Smirnov), la Homocedasticidad (Levene) y la Esfericidad (Mauchly). Se realizó un ANOVA de medidas repetidas (2x2); teniendo como factores intrasujetos el calzado (CM/ CC) y el tiempo de fatiga (min 05/min 10/min 15/min 20/min 25/min 30). Finalmente, se realizó una prueba post-hoc de Bonferroni para conocer las comparaciones por pares.

Además se calcularon los tamaños de los efectos utilizando una hoja de cálculo Excel hecha a medida (Microsoft Inc. USA.) Los datos se presentan como media, desviación típica e intervalos de confianza al 95% (IC del 95%). La significación establecida fue cuando $p < 0.05$ y el tamaño del efecto para ANOVA (ES_F) mayor de 0.4, así como el tamaño del efecto para la comparación por pares (ES_D) mayor que 0.8 (125). En relación con el tamaño del efecto, se considera un tamaño del efecto pequeño si es

menor de 0.2-0.3, un tamaño del efecto medio alrededor de 0.5 y un tamaño del efecto grande cuando el valor es mayor de 0.8 (125).

3.2.3. Resultados

Respecto a los aspectos relacionados con la acelerometría, se observaron diferencias significativas entre el CC y CM en relación con las variables espacio-temporales (longitud de zancada y frecuencia de zancada). Considerando el tamaño del efecto, la frecuencia de zancada fue mayor con el CM ($p=0.009$, $ES_F=0.95$) y la longitud de zancada fue significativamente menor con este calzado ($p=0.007$ $ES_F=1$). Teniendo en cuenta la interacción calzado-tiempo las diferencias fueron significativas CM vs CC respectivamente a los 5, 15, 20, 25 y 30 minutos para la frecuencia de zancada, como se puede observar en la tabla 12 y figura 29 (Tiempo (T) 5: CM 1.61 ± 0.11 z/s vs CC 1.57 ± 0.07 z/s; $p=0.040$ /T15: CM 1.62 ± 0.11 z/s vs CC 1.58 ± 0.07 z/s; $p=0.046$ / T20: CM 1.62 ± 0.09 z/s vs CC 1.58 ± 0.07 z/s; $p=0.015$ / T25: CM 1.63 ± 0.10 z/s vs CC 1.57 ± 0.07 z/s; $p=0.009$ / T30: CM 1.634 ± 0.09 z/s vs CC 1.56 ± 0.08 z/s; $p=0.003$) siendo el tamaño del efecto moderado a minuto 5, 15, 20 (T5 $ES_D=0.57$ / T15 $ES_D=0.57$ / T20 $ES_D=0.57$) y fuerte para los dos últimos instantes (T25 $ES_D=0.85$ / T30 $ES_D=1.0$).

Variable	Tiempo	CM		CC		p valor	IC95%
		Media	\pm SD	Media	\pm SD		
Frecuencia de zancada (zancadas/s)	T1	1.61	± 0.11	1.57	± 0.07	0.040*	0.002,0.077
	T2	1.61	± 0.11	1.57	± 0.07	0.059	-0.002, 0.078
	T3	1.62	± 0.11	1.58	± 0.07	0.046*	0.001, 0.077
	T4	1.62	± 0.09	1.58	± 0.07	0.015*	0.010, 0.076
	T5	1.63	± 0.10	1.57	± 0.07	0.009*	0.018, 0.097
	T6	1.64	± 0.09	1.56	± 0.08	0.003*	0.030, 0.118**

Tabla 12. Frecuencia de zancada. Media y SD: Desviación típica.*Diferencia significativa $p<0.05$.

**Diferencia significativa $p<0.05$ y $ES>0.95$.

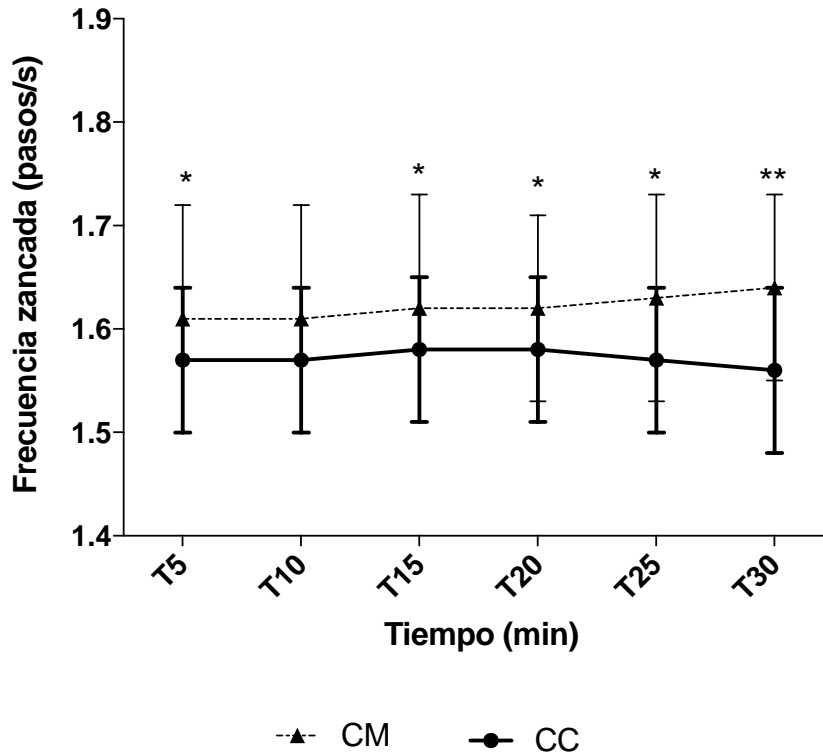


Figura 29. Efecto del calzado-tiempo en la frecuencia de zancada CM vs CC.

Respecto a la longitud de zancada, ésta presentó significación estadística a los 5, 15, 20, 25 y 30 minutos y (T5: CM 2.12 ± 0.25 m vs CC 2.17 ± 0.29 m; $p=0.037$ / T15: CM 2.11 ± 0.26 m vs CC 2.15 ± 0.26 m; $p=0.042$ / T20: CM 2.11 ± 0.25 m vs CC 2.16 ± 0.25 m; $p=0.11$ / T25: CM 2.09 ± 0.26 m vs CC 2.16 ± 0.25 m; $p=0.008$ / T30 CM 2.08 ± 0.25 m vs CC 2.18 ± 0.26 m; $p=0.002$) aunque el tamaño del efecto fue pequeño (T5 $ES_D=0.17$ / T15 $ES_D=0.22$ / T20 $ES_D=0.22$ / T25 $ES_D=0.28$ / T30 $ES_D=0.34$) (tabla 13 y figura 30).

Variable	Tiempo	CM		CC		p valor	IC95%
		Media	±SD	Media	±SD		
Longitud de zancada(m)	T5	2.12	±0.25	2.17	±0.29	0.037*	-0.105,-0.004
	T10	2.11	±0.25	2.16	±0.26	0.056	-0.100, 0.001
	T15	2.11	±0.26	2.15	±0.26	0.042*	-0.096,-0.002
	T20	2.11	±0.25	2.16	±0.25	0.011*	-0.097,-0.015
	T25	2.09	±0.26	2.16	±0.25	0.008*	-0.125,-0.023
	T30	2.08	±0.25	2.18	±0.26	0.002*	-0.153,-0.043

Tabla 13. Longitud de zancada. Media y SD: Desviación típica.*Diferencia significativa

$p<0.05$.**Diferencia significativa $p<0.05$ y $ES>0.9$.

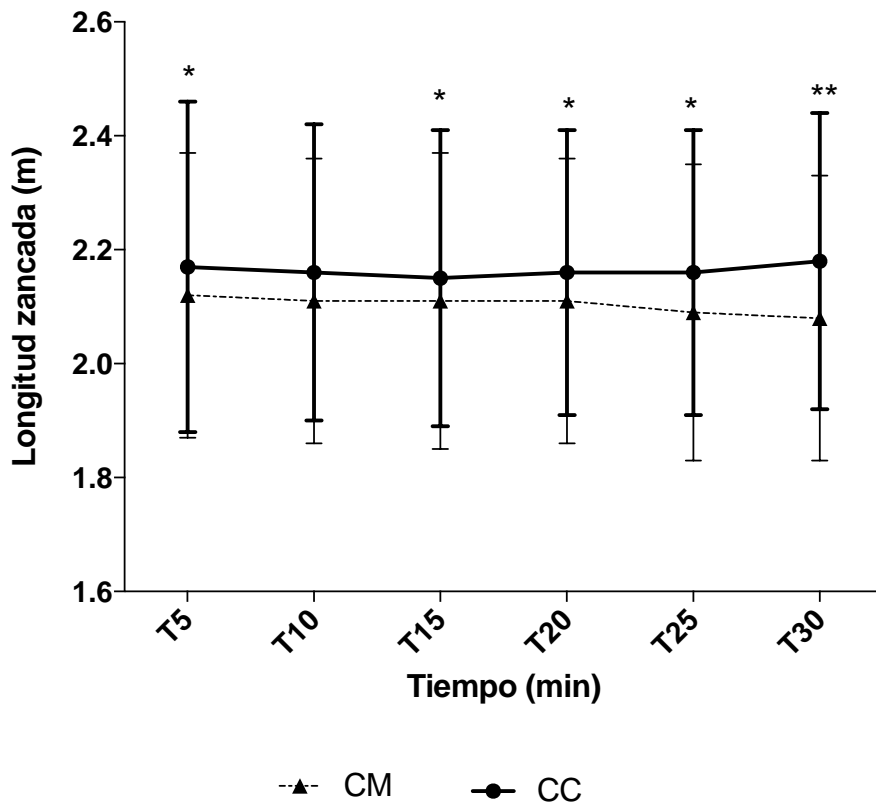


Figura 30. Diferencia longitud de zancada CM vs CC.

Respecto al efecto del calzado en las diferentes variables de impacto analizadas, se observó una tendencia a que el pico de impacto de aceleración en tibia es mayor con el CM ($p=0.025$, $ES_F=0.77$), siendo la interacción calzado-tiempo significativa también para los intervalos de tiempo 5, 10, 20 y 25 (T5: CM 7.91 ± 1.33 G vs CC 6.53 ± 1.64 G; $p=0.013$ / T10: CM 7.85 ± 1.38 G vs CC 6.67 ± 1.91 G; $p=0.033$ / T20: CM 8.16 ± 1.30 G vs CC 6.88 ± 1.96 G; $p=0.013$ / T25: CM 7.97 ± 1.32 G vs 6.97 ± 2.14 G; $p=0.046$), aunque sólo se cumplió el tamaño del efecto en el primer intervalo ($ES_d=0.841$) (tabla 14 y figura 31). El pico máximo de aceleración en cabeza sólo presentó significatividad en el intervalo de tiempo de 20 minutos aunque no cumplió con el tamaño del efecto (T20: CM 2.55 ± 0.36 G vs CC 2.43 ± 0.29 G; $p=0.025$).

Variable	Tiempo	CM		CC		p valor	IC95%
		Media	±SD	Media	±SD		
Máximo tibia (G)	T5	7.91	±1.33	6.53	±1.64	0.013*	0.346, 2.412**
	T10	7.85	±1.38	6.67	±1.91	0.033*	0.115, 2.247
	T15	7.87	±1.51	6.85	±1.93	0.053	0.018, 2.066
	T20	8.16	±1.30	6.88	±1.96	0.013*	0.332, 2.223
	T25	7.97	±1.32	6.97	±2.14	0.046*	0.021, 1.962
	T30	7.95	±1.60	6.91	±2.04	0.066	-0.081, 2.168

Tabla 14. Máximo impacto aceleración tibia. Media y SD: Desviación típica.*Diferencia significativa p<0.05. **Diferencia significativa p<0.05 y ESd>0.77.

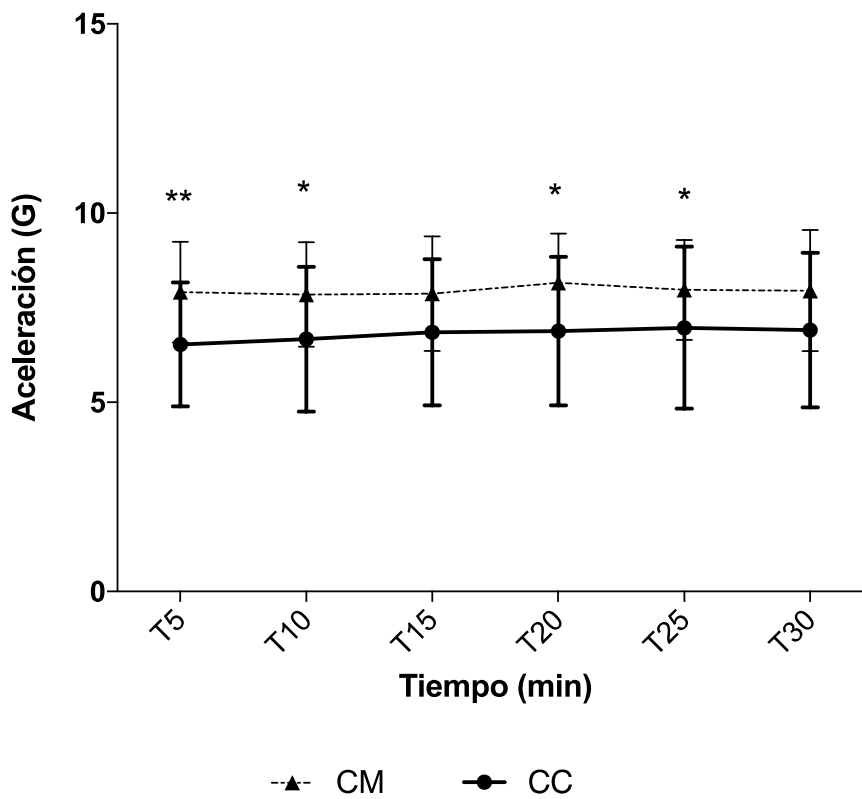


Figura 31. Diferencia entre el máximo impacto en tibia CM vs CC.

La magnitud en tibia también fue mayor para la condición minimalista ($p=0.013$, $ES_F=0.89$), y aunque la interacción calzado-tiempo presentó significación en todos los instantes, sólo cumplió con el tamaño del efecto deseado en el primer momento (T5: $ES_d=0.87$) (T5: CM 13.35 ± 2.22 G/s vs CC 11.21 ± 2.46 G/s; $p=0.004$ / T10: CM 13.00 ± 2.62 G/s vs CC 11.38 ± 3.22 G/s; $p=0.022$ / T15: CM 13.08 ± 2.89 G/s vs CC 11.56 ± 3.48 G/s; $p=0.040$ / T20: CM 13.33 ± 2.51 G/s vs CC 11.64 ± 3.43 G/s; $p=0.015$ / T25:

CM $13.07 \pm 2,37$ G/s vs CC $11.68 \pm 3,60$ G/s; $p=0.025$ / T30: CM 13.19 ± 3.00 G/s vs CC 11.74 ± 3.29 G/s; $p=0.035$) (tabla 15 y figura 32).

Variable	Tiempo	CM		CC		p valor	IC95%
		Media	\pm SD	Media	\pm SD		
Magnitud tibia (G/s)	T5	13.35	± 2.22	11.21	± 2.46	0.004*	0.839, 3.451**
	T10	13.00	± 2.62	11.38	± 3.22	0.022*	0.276, 2.968
	T15	13.08	± 2.89	11.56	± 3.48	0.040*	0.081, 2.965
	T20	13.33	± 2.51	11.64	± 3.43	0.015*	0.401, 2.978
	T25	13.07	± 2.37	11.68	± 3.60	0.025*	0.206, 2.589
	T30	13.19	± 3.00	11.74	± 3.29	0.035*	0.119, 2.799

Tabla 15. Magnitud tibia. Media y SD: Desviación típica.*Diferencia significativa $p<0.05$. **Diferencia significativa $p<0.05$ y $ESd>0.89$.

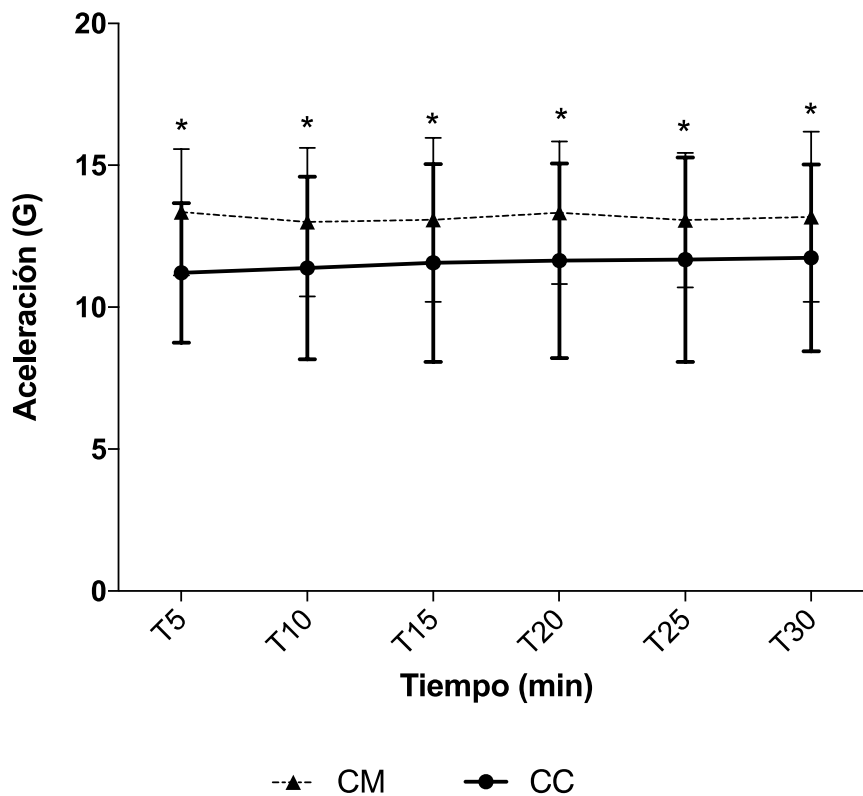


Figura 32. Diferencia magnitud tibia entre CM vs CC.

Semejante comportamiento se observó en la ratio tibia y cabeza, significativamente mayor con el CM ($p=0.012$, $ES_F=0.904$) y ($p=0.001$, $ES_F=1.38$)

respectivamente como se puede observar en las tablas 16 y 17 y en las figuras 33 y 34. La interacción calzado-tiempo en la ratio de la tibia fue significativa en todos los instantes (T5: CM 786.6 ± 193.86 G/s vs CC 516.1 ± 238.47 G/s; $p=0.009$ / T10: CM 777.8 ± 184.75 G/s vs CC 518.4 ± 261.69 G/s; $p=0.012$ / T15: CM 776.5 ± 202.07 G/s vs CC 539.6 ± 265.40 G/s; $p=0.021$ / T20: CM 824.6 ± 170.49 G/s vs CC 532.2 ± 282.61 G/s; $p=0.006$ / T25: CM 786.9 ± 198.66 G/s vs 543.9 ± 301.74 G/s; $p=0.016$ / T30: CM 786.7 ± 236.8 G/s vs CC 534.8 ± 294.45 G/s; $p=0.034$) pero sólo cumplió con el tamaño del efecto deseado en los cuatro primeros momentos (T5 ESd=1.083/ T10 ESd=1.00/ T15 ESd=0.923/ T20 ESd=1.036).

Variable	Tiempo	CM		CC		p valor	IC95%
		Media	±SD	Media	±SD		
Ratio tibia 3070 (G/s)	T5	786.6	±193.8 6	516.1	±238.4 7	0.009*	82.00, 459.00**
	T10	777.8	±184.7 5	518.4	±261.6 9	0.012*	68.00, 450.00**
	T15	776.5	±202.0 7	539.6	±265.4 0	0.021*	44.00, 430.00**
	T20	824.6	±170.4 9	532.2	±282.6 1	0.006*	104.00, 481.00**
	T25	786.9	±198.6 6	543.9	±301.7 4	0.016*	55.00, 431.00
	T30	786.7	±236.8 0	534.8	±294.4 5	0.034*	22.00, 482.00

Tabla 16. Ratio tibia. Media y SD: Desviación típica.*Diferencia significativa a $p<0.05$.**Diferencia significativa a $p<0.05$ y $ESd>0.904$.

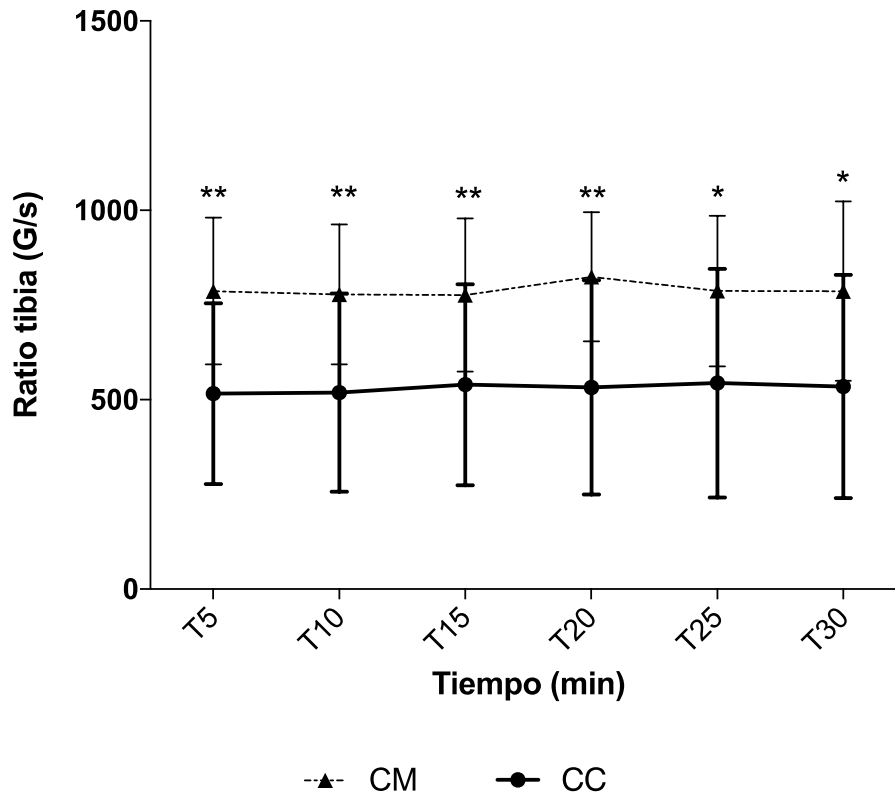


Figura 33. Diferencia ratio tibia CM vs CC.

La ratio en cabeza presentó significación y cumplió con el tamaño del efecto en los minutos 10, 15 y 30 (T5: CM 124.0 ± 49.87 G/s vs CC 76.9 ± 27.33 G/s; $p=0.001$ / T10: CM 120.7 ± 44.13 G/s vs CC 73.3 ± 23.65 G/s; $p=0.000$ / T15: CM 122.8 ± 46.93 G/s vs CC 74.7 ± 25.61 G/s; $p=0.000$ / T20: CM 125.2 ± 50.44 G/s vs CC 77.4 ± 25.94 G/s; $p=0.004$ / T25: CM 121.8 ± 45.52 G/s vs CC 77.0 ± 28.34 G/s; $p=0.002$ / T30: CM 126.0 ± 51.70 G/s vs CC 75.4 ± 27.21 G/s; $p=0.003$) (T10 ESd=2.5/ T15 ESd=2.5/ T30 ESd=3).

Variable	Tiempo	CM		CC		p valor	IC95%
		Media	±SD	Media	±SD		
Ratio cabeza 3070 (G/s)	T5	124.0	±49.87	76.9	±27.33	0.001*	24.00, 70.00
	T10	120.7	±44.13	73.3	±23.65	0.000*	29.00, 66.00**
	T15	122.8	±46.93	74.7	±25.61	0.000*	27.00, 69.00**
	T20	125.2	±50.44	77.4	±25.94	0.004*	19.00, 77.00
	T25	121.8	±45.52	77.0	±28.34	0.002*	20.00, 70.00
	T30	126.0	±51.70	75.4	±27.21	0.003*	22.00, 79.00**

Tabla 17. Ratio cabeza. Media y SD: desviación típica.*Diferencia significativa $p < 0.05$.**Diferencia significativa $p < 0.05$ y $ES_d > 1.38$.

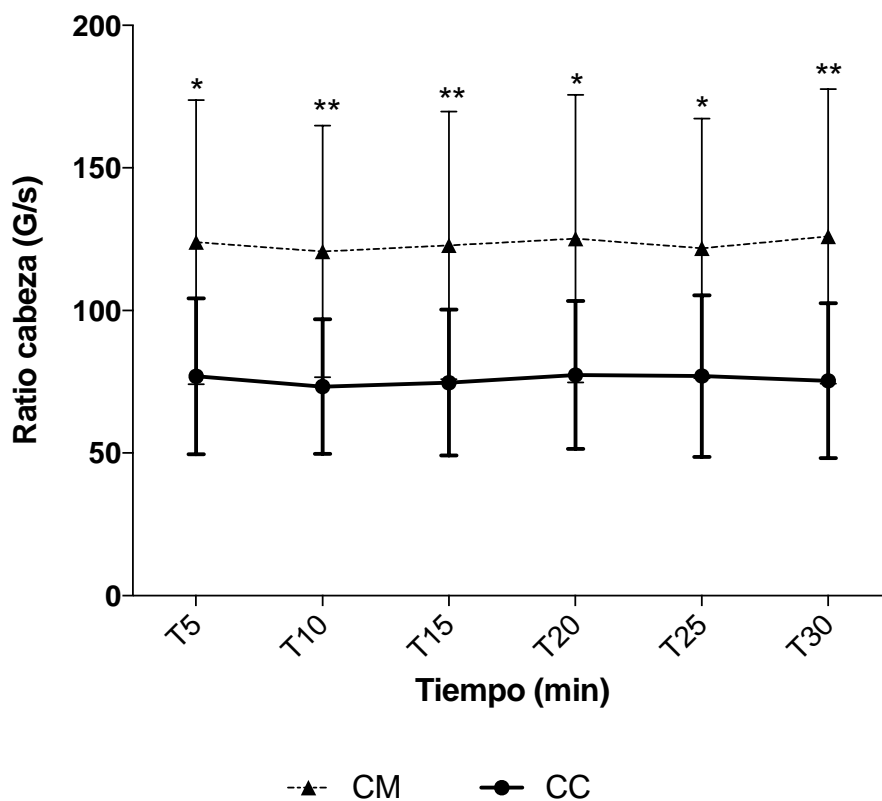


Figura 34. Diferencia ratio cabeza entre CM vs CC.

Las variables magnitud cabeza y atenuación aunque presentaron significación estadística no cumplían con el tamaño del efecto siendo este moderado o pequeño (tablas 18 y 19).

Variable	Tiempo	CM		CC		p valor	IC95%
		Media	±SD	Media	±SD		
Magnitud cabeza (G/s)	T5	2.65	±0.42	2.65	±0.43	0.988	-0.133, 0.131
	T10	2.61	±0.42	2.62	±0.44	0.889	-0.141, 0.124
	T15	2.62	±0.42	2.61	±0.45	0.818	-0.099, 0.123
	T20	2.67	±0.44	2.56	±0.37	0.039*	0.007, 0.208
	T25	2.55	±0.46	2.58	±0.41	0.569	-0.132, 0.076
	T30	2.62	±0.46	2.56	±0.37	0.325	-0.065, 0.179

Tabla 18. Magnitud cabeza. Media y SD: Desviación típica.*Diferencia significativa $p < 0.05$. **Diferencia significativa $p < 0.05$ y $ESd > 2.2$.

Variable	Tiempo	CM		CC		p valor	IC95%
		Media	±SD	Media	±SD		
Atenuación (%)	T5	67,02	±6,01	58,74	±12,34	0,015*	1.923, 14.635**
	T10	67,04	±6,17	59,50	±14,14	0,046*	0.143, 14.928
	T15	66,96	±6,18	60,51	±13,96	0,079	-0.885, 13.796
	T20	67,94	±5,29	61,29	±12,97	0,063	-0.434, 13.740
	T25	68,06	±6,31	61,17	±14,26	0,067	-0.563, 14.327
	T30	67,37	±6,26	61,27	±12,70	0,088	-1.082, 13.278

Tabla 19. Porcentaje de atenuación. Media y SD: Desviación típica.*Diferencia significativa $p < 0.05$. **Diferencia significativa $p < 0.05$ y $ESd > 0,676$.

3.2.4. Discusión

El efecto del CM y CC sobre parámetros espacio-temporales de la zancada y la aceleración en corredores experimentados en el minimalismo ha sido el principal objetivo de este estudio, donde se ha controlado el tipo de contacto del pie o patrón de carrera en ambas condiciones. Del mismo modo, también se ha analizado la influencia de la fatiga sobre estos diferentes parámetros. Cabe señalar que son prácticamente inexistentes los estudios que han analizado la acelerometría con CM o en CD (70,72).

Entre las posiciones a favor del CM vs CC, se justifica la aparición de un menor número de lesiones con el CM, especialmente musculo-esqueléticas (22,126), sin embargo no existe evidencia científica suficiente para poder contrastarlo (127). La mayoría de los estudios previos (15,18,22), no tienen en consideración la premisa de

que cada calzado facilita un contacto inicial del pie distinto, pero debido a que las diferencias entre individuos son elevadas, no es apropiado limitar la CD o con CM únicamente a un patrón de AP, ni la carrera con CC a un patrón de RP (14). Tal y como Franklin et al. (121) sugieren, el hecho de estar acostumbrado o no al tipo calzado puede afectar a la técnica de carrera y por consiguiente modificar el patrón de carrera. Del mismo modo, dos variables a considerar como son la superficie de carrera (60) y la fatiga (44,67) pueden afectar a la transmisión de los impactos.

En el presente estudio, se ha controlado el tipo de pisada de los corredores (RP, MP y AP) (6), la familiarización de los corredores experimentados con el tipo de calzado empleado (CM y CC) (14,121), los registros se han llevado a cabo al aire libre (a diferencia de muchos estudios que realizan las pruebas en laboratorios (60)), y se ha realizado un protocolo de fatiga con la finalidad de valorar su efecto sobre las variables analizadas (44,67). Cabe destacar que todos los registros analizados se realizaron sobre una superficie de carrera tipo tartán.

Los resultados parecen indicar el cumplimiento de la primera hipótesis planteada en el estudio, *el uso del calzado convencional durante la carrera permite una disminución del impacto en comparación con el calzado minimalista*, dado que con un mismo contacto inicial durante la carrera, el uso de CC reduce la aceleración de impacto en comparación con el CM ya que, variables como pico máximo de aceleración en tibia, magnitud de aceleración en tibia y ratios de aceleración en tibia y en cabeza son menores con CC en comparación con el CM. En el resto de variables analizadas no se encontraron diferencias significativas entre ambos tipos de calzado. Por otro lado, no se cumple la segunda hipótesis planteada, *el efecto de la fatiga incrementará el impacto, independientemente de la condición de calzado*, dado que no se observan diferencias por el efecto de la fatiga en las variables del estudio y en ambas condiciones de calzado.

En este sentido, los resultados obtenidos en este trabajo, muestran como el tipo de calzado de carrera tiene una repercusión directa en el comportamiento de las variables espaciotemporales: **frecuencia y longitud de zancada** (figura 29 y figura 30). Este resultado coincide con otros estudios donde se observa una reducción de la longitud de paso y un aumento de la frecuencia de zancada con el fin de mantener la

velocidad de carrera con el uso de un CM o en la CD (21,29,31,32,35,37,70,128) (tabla 20). La longitud de zancada disminuye con el uso del CM con el fin de aminorar los impactos que se producen en la carrera y aumentar la atenuación de estos, posiblemente absorbidos por el sistema músculo-esquelético (35,44,128). La velocidad de carrera puede afectar también a la longitud de zancada aumentándola a medida que incrementa y provocando también un aumento en la frecuencia (66). Esta frecuencia de zancada es inversamente proporcional a la duración del paso por la velocidad de carrera. Tal y como se podrá observar en los resultados del siguiente estudio, la duración del paso tiende a ser menor con el uso del CM, por lo que manteniendo una velocidad constante como en el presente trabajo, la frecuencia de zancada aumenta con el uso de este tipo de calzado (32).

ESTUDIO	LONGITUD (m)			FRECUENCIA (zancadas/min)		
	CD	CM	CC	CD	CM	CC
Estudio	-	2.12	2.17	-	96.6	94.2
McCallion (2014)	-	-	-	89.0	86.1	84.7
Squadrone (2015)	2.3	2.34	2.38	86.8	85.4	83.4
Bonacci (2013)	2.94	3.00	3.04	187.74	183.90	181.30
Squadrone (2009)	2.19	2.29	2.34	91.2	88.3	86.0
De wit (2000)	1.85	-	1.92	181.1	-	171.0

Tabla 20. Longitud y frecuencia de zancada de diferentes estudios comparando la carrera descalza o minimalista con el calzado convencional. Resultados a diferentes velocidades.

Otro factor que puede alterar la frecuencia de zancada es la masa de la zapatilla, como determina el trabajo de Divert et al. (37) en el que bajo diferentes condiciones de carrera (descalzo, calcetín con peso de 50 gr, calcetín con peso de 150 gr, calcetín con peso de 350 gr, zapatilla convencional de peso 150 gr y zapatilla convencional de peso 350 gr) se observó que conforme aumentaba la masa disminuía la frecuencia de carrera. Teniendo esto en consideración los diferentes tipos de CC utilizados en este estudio,

todos tienen un mayor peso que el CM, por lo que parece lógico pensar que la frecuencia de carrera se vea afectada y aumentada en el CM.

Aunque no se observen diferencias en ambas variables por el efecto de la fatiga, parece ser que ésta provoca un aumento de las diferencias entre ambos calzados, ya que en ambas variables en el minuto 25 (longitud zancada: $p=0.008$ y frecuencia de zancada: $p=0.009$) y 30 (longitud: $p=0.002$ y frecuencia: $p=0.003$) la significatividad aumenta. Existe estudios en condición de fatiga donde se ha observado una disminución de la longitud del paso y un aumento de la frecuencia (10,129). Si bien la fatiga provoca una disminución de la longitud del paso, y en nuestro trabajo donde se mantuvo una velocidad constante durante la prueba, el resultado esperado es que la frecuencia se viera incrementada. Seguramente un mayor número de participantes o un aumento del tiempo de fatiga hubiese aportado a nuestro estudio significación en el efecto de la fatiga en estos parámetros espacio-temporales.

La longitud y la frecuencia de zancada se ven alterados por el uso del CM originando una disminución y un aumento de esta, respectivamente.

En relación a la severidad de los impactos, Squadrone et al. (35) observaron que los picos de impacto en la CD (1.62 ± 0.4 BW) son mayores que con el CM (1.59 ± 0.5 BW), pero ambas condiciones son menores que con el uso de CC (1.72 ± 0.4 BW). Según estos autores, los cambios en la zancada que se producen en la CD y con CM ayudan a reducir este impacto. Derrick et al. (44) justifica en su estudio que una mayor flexión de rodilla en el momento del impacto permite una disminución de las fuerzas de impacto y un aumento del pico de aceleración tibial, ya que disminuye la masa efectiva de la extremidad. En este sentido se podría hipotetizar que la disminución de la masa efectiva (m^*) del calzado minimalista respecto al convencional ($CM < m^* < CC$) puede disminuir las fuerzas de impacto y aumentar los picos de aceleración en tibia (44), estando en concordancia con nuestro estudio donde se observa que estos valores del **pico máximo de aceleración en tibia** son mayores con el uso del CM (figura 32) (CC: 6.53 ± 1.64 G vs CM: 7.91 ± 1.33 G; $p=0.013$). En este sentido Lucas-Cuevas et al. (70) también demuestran un mayor pico máximo de aceleración en tibia durante la carrera descalza ($p=0.036$) bajo una misma condición de patrón de carrera (talonadores), pero a

diferencia de nuestro estudio los participantes no tenían experiencia alguna en este tipo de carrera (Lucas-Cuevas: CD (no experimentados) vs CC/ Estudio: CM (experimentados) vs CC).

Sólo se ha podido encontrar un estudio que contemple esta variable en las mismas condiciones de calzado que nuestro estudio (CM vs CC), aunque no controla la experiencia de carrera minimalista entre los participantes ni la fatiga, posiblemente por eso, los resultados de este estudio difieren con los nuestros no encontrando diferencia alguna en el pico de aceleración ni en la ratio de aceleración tibial entre ambos calzados (72).

En presencia de fatiga no se han observado alteraciones del pico máximo de aceleración. García-Pérez et al. (60) tampoco observaron modificación alguna de esta variable en carrera, pero a diferencia de nuestro trabajo sus participantes sólo corrieron con calzado convencional (Estudio: CC pre-fatiga 6.53 vs post-fatiga 6.91/ CM pre-fatiga 7.91 vs post-fatiga 7.95/ García-Pérez et al. : CC pre-fatiga: 24.6 G vs post-fatiga 22.2 G). Flynn et al. (130) sí que observaron, en presencia de fatiga localizada en el músculo tibial anterior y el gastrocnemio, una disminución de esta variable (Tibial anterior: pre-fatiga 13.28 G vs post-fatiga 12.09/ Gastrocnemio: pre-fatiga 13.21 G vs post-fatiga 11.95 G) mostrando un aumento de la capacidad de atenuación del impacto a nivel de la pierna durante la marcha.

La **magnitud del impacto tibial** (figura 32), como se ha podido observar en el apartado de resultados es mayor con el uso del CM, presentando una significación menor de 0.05 aunque no cumple con el tamaño del efecto deseado. Este aumento de la magnitud es acorde y complementa la información de los resultados obtenidos en el pico de aceleración máxima donde hemos podido observar un mayor valor con este tipo de calzado. Bajo la misma condición de contacto inicial, Lucas-Cuevas et al. (70) demostraron que se producía un aumento de este valor en corredores descalzos respecto a la carrera convencional, en corredores no experimentados aumentando el riesgo a sufrir algún tipo de lesión por impacto, como por ejemplo fracturas de estrés en la extremidad inferior.

El uso del CM provoca un aumento del pico de aceleración máxima y magnitud de la tibia, pudiendo verse aumentado el riesgo a sufrir lesiones. No se ha demostrado interacción alguna entre estas variables y la presencia de fatiga.

No se han contemplado diferencias ni en el **pico de aceleración máxima** ni en la **magnitud** a nivel de **cabeza**. Esta situación se debe a la **atenuación del impacto** que se produce por diversos factores como el calzado, uso de soportes plantares o medias compresivas (118,131), la velocidad del corredor (66), la superficie de carrera (60), cambios en la longitud de zancada y el comportamiento de las estructuras osteoarticulares y músculo-ligamentosas del cuerpo (66,130). En nuestro estudio existe una mayor atenuación en carrera con el uso del CM, al igual que en el estudio de Lucas-Cuevas et al. (70) donde este parámetro fue mayor en la CD en comparación con la carrera calzada en corredores de talón (CD 59.38 % vs CC 50.22 %). Como bien citan estos autores, esta situación se debe a un aumento del pico de aceleración tibial y a los mecanismos empleados por el propio cuerpo para mantener constante la aceleración de la cabeza con el fin de proteger el sistema vestibular y visual (70,118).

Se podría pensar que la mayor atenuación que se produce en la CD o con CM se debiese a la escasez de grosor en la suela y la falta de elementos de amortiguación en el calzado, pero según la revisión realizada por Fong Yan et al. (42) muestra la baja evidencia de los efectos del calzado con amortiguación en la atenuación de impactos. Aunque no se ha encontrado ningún efecto de la fatiga, ciertos estudios demuestran que la fatiga aumenta el pico de impacto tibial y consecuentemente la atenuación de este (44,67).

Pese a las diferencias observadas en el pico de aceleración y la magnitud tibial entre el CC y el CM, no se observan diferencias respecto a estas dos variables en la cabeza. Esto se debe a la mayor atenuación del impacto con CM, debido a que el pico de aceleración y la magnitud tibial con este calzado aumentan.

Una de las variables más estudiadas debido a la relación directa con el riesgo de lesión es la **ratio de aceleración en tibia y cabeza** (figura 33 y figura 34 respectivamente), ya que relaciona la aceleración con el tiempo en el que se producen

estos impactos (60,70). Los resultados de este estudio respecto a estas variables demuestran un aumento con el uso de CM (Ratio tibia- CM: 786.6 ± 193.86 G/s vs CC 516.1 ± 238.47 G/s; $p=0.009$ / Ratio cabeza- CM: 124.0 ± 49.87 G/s vs CC: 76.9 ± 27.33 G/s; $p=0.001$). Este aumento del ratio con el CM coincide en parte con los resultados obtenidos por Lieberman et al. (15), donde se observan grandes diferencias en las ratios de carga con un mismo contacto inicial de talón en CD (463.1 ± 141.0 peso corporal por segundo (BW/s)) y al correr con CC (69.7 ± 28.7 BW/s); pero a diferencia de nuestro estudio, estos autores no encontraron diferencias en el pico máximo de aceleración, ni hicieron uso en las mediciones del CM. Las condiciones de estudio empleadas por estos autores, sobre una plataforma de fuerza, difieren de las empleadas en nuestra investigación (al aire libre, superficie de tartán, con y sin fatiga), así que los valores en nuestro estudio del pico máximo de aceleración en tibia y las ratios de aceleración fueron mayores con CM en comparación al CC. En el estudio de Lucas-Cuevas et al. (70), realizado en corredores de talón con y sin CC de carrera, existe también una disminución de estos valores en presencia de calzado, aunque sólo presenta significación la ratio de aceleración tibial, confirmando que la rapidez de transmisión de la carga con el CM o CD puede ser más lesivo para el sistema músculo-esquelético.

Tanto la ratio de aceleración a nivel tibial como a nivel de cabeza es mayor en la carrera con el CM, indicando un mayor riesgo de lesión en este tipo de carrera.

Por tanto, parece ser que con el mismo contacto inicial, se producen mayores impactos en la carrera con CM, manteniéndose estas diferencias entre ambos calzados independientemente de la fatiga del corredor.

3.2.5. Limitaciones del estudio 2

Al igual que en el primer estudio, en este también encontramos una serie de limitaciones que podría interferir en la investigación. La principal limitación que nos hemos encontrado en este estudio es la dificultad de encontrar una muestra más amplia que seguramente mejoraría nuestros resultados y nos permitiría ver mayores diferencias existentes entre ambos tipos de calzado estudiados. En relación a la muestra también

cabe mencionar que otra posible limitación sería la tipología de los corredores, todos adaptados a la carrera con CM. Sin embargo, el diseño experimental del estudio requería de este tipo de corredores, siendo recomendable en próximos trabajos analizar cómo responden a estas mismas variables corredores habitualmente calzados y/o en transición al CM pero siempre considerando el mismo patrón de carrera.

Otra posible limitación en el estudio, pudiera ser la falta de algún tipo de ayuda o financiación que nos hubiese permitido la estandarización de los calzados utilizados por los participantes, de forma que todos los sujetos hubiesen empleado el mismo tipo de calzado de carrera tanto en la condición minimalista como en la convencional. Por este motivo, todos los sujetos de este estudio corrieron con su propio CC y con su propio CM con el fin de interferir lo mínimo la técnica de carrera, aunque se tuvo en cuenta y se comprobó que todo el CC fuese un tipo de zapatilla neutra con un drop superior a 8 mm, así como que el CM cumpliera con todos los parámetros que definen este tipo de calzado según Esculier et al. (43).

3.3. Estudio 3. “Análisis de la carrera con calzado minimalista vs calzado convencional: influencia sobre la presión plantar”³

El estudio número 3 responde a las mismas necesidades que el estudio número 2, con la excepción que tras la revisión detallada de la literatura, se observó que pese a la existencia de estudios en los que se analizaban la presión plantar con CM vs CC, estos estudios o bien no tenían en cuenta el patrón de carrera de los participantes, cambiando en función de la condición de calzado, o bien no tenían en cuenta la experiencia de los participantes con este tipo de calzado. Al igual que en el anterior estudio se empleó la plataforma S-Plate®, objeto de investigación del primer estudio.

3.3.1. Introducción

Durante la carrera se producen un elevado número de impactos (600 impactos por km aproximadamente) (15), siendo la extremidad inferior altamente susceptible a sufrir lesiones osteo-articulares, músculo-tendinosas y dérmicas (4,6,15). Entre los posibles factores desencadenantes de estas lesiones está el calzado deportivo (47), la fatiga (48), la praxis deportiva (120) o el tipo superficie (45,46).

En los últimos años se ha analizado la modalidad de CD o con CM (15,21,24,31,33,35,70,128), mostrándose diferencias con respecto al CC, tales como: contacto inicial con CM mayoritariamente con AP-MP (15,70), menor longitud de zancada y mayor cadencia (30,31,77), menor eversión en la fase de contacto y menor rango de movimiento articular en las extremidades inferiores (flexión y aducción de rodilla, y rotación externa de cadera) (21,22,24,77), así como menor consumo de oxígeno y economía de carrera con CM o descalzo (21,33,36,37,77).

³Adaptado y ampliado de estudio “Running analysis with minimalist vs conventional footwear: Influence on plantar pressure”, pendiente de envío a Sports Biomechanics. Autores Izquierdo-Renau M, Ribas-García V, Queralt A, Pérez-Soriano P.

Pese a la existencia de poca evidencia científica, algunos autores postulan como este tipo de carrera comporta un menor riesgo de lesión (22,126). Sin embargo, mientras que en la carrera con CC la rodilla es uno de los segmentos más lesionados (patologías como dolor patelofemoral y el síndrome de la banda iliotibial (126)), con el uso de CM las lesiones más frecuentes se producen en el pie, especialmente inducidas por microtraumatismos repetitivos y el incremento de la presión plantar, produciendo edema de médula ósea y en el peor de los casos fractura metatarsal (54,99), o un aumento de la carga a nivel de la musculatura posterior (70) responsable de patologías como la tendinitis aquilea y ruptura de fascia plantar (54,58,87,132). Todas estas lesiones, son provocadas por el cambio de patrón de carrera que supone la transición del CC al CM (133).

Otro factor a considerar, además del calzado y la técnica de carrera, es la influencia de la fatiga durante la carrera (88). En fatiga, aumenta el tiempo de contacto disminuyendo la economía de carrera (92), aumenta la frecuencia y disminuye la longitud de zancada (10,129). La presión plantar también se ve alterada por la fatiga, reduciéndose en la zona digital y aumentando en las cabezas metatarsales (46,48).

Dado que la presión plantar puede verse alterada en función del calzado y la presencia de fatiga, no son muchos los estudios que han analizado la influencia de este tipo de calzado sobre la presión plantar (10,21,30,77,91–93). Además, en la mayoría de estos no se considera el patrón de pisada (29,30,35,91,93) o la experiencia de los participantes en CD o con CM en las variables analizadas (21,30,86,91–93). Por tanto, el objetivo del presente trabajo ha sido valorar los efectos del calzado de carrera (CM vs CC) y analizar el comportamiento de estos calzados en condiciones de fatiga sobre la presión plantar en corredores experimentados en la carrera minimalista. Las hipótesis planteadas fueron: a) El CC producirá una disminución de la presión plantar en comparación con el CM siendo el contacto inicial pie-suelo el mismo en ambas condiciones, y b) El efecto de la fatiga incrementará la presión plantar, independientemente de la condición de calzado.

3.3.2. Material y métodos

3.3.2.1. Diseño del estudio

Al igual que el segundo estudio, este trabajo presenta un diseño intrasujeto de medidas repetidas, en el que se realizaron tres pruebas, las mismas y en idénticas condiciones que en el estudio anterior (ver apartado 3.2.2.1 y figura 23). La primera permitió determinar la velocidad que cada participante debía llevar en ambas pruebas posteriores, en las que se registró las pisadas del pie dominante en cada vuelta al circuito (una con CC y la otra con CM). El orden de la condición de calzado también fue randomizado y los participantes utilizaron su propio calzado al igual que en el estudio 2 (figura 25).

Todas las mediciones se realizaron sobre el mismo circuito que el estudio anterior (ver apartado 3.2.2.1 figura 24) y el calentamiento previo a la realización de estas sirvió a los participantes para familiarizarse a pisar en la plataforma. El ritmo de carrera de cada participante se ajustó con el archivo audio mp3 creado para el estudio número 2.

3.3.2.2. Instrumental y metodología de instrumentación

El instrumental empleado para la realización de la valoración de las presiones plantares y sus variables derivadas fue la plataforma S-Plate® (Medicapteurs Francia), cuyas características se encuentran explicadas en el apartado de material y métodos del estudio 1 (ver apartado 3.1.2.1) (imagen 17) (124). En relación a la pisada sobre la plataforma, todos los corredores lo hicieron con su pierna dominante y se eliminaron todos los pasos realizados con pierna no dominante y/o que el pie no recayera en su totalidad sobre la superficie de la plataforma (figuras 35 y 36).



Figura 35. Disposición plataforma S-Plate® (Medicapteurs, Francia) estudio 3.



Figura 36. Registro pisada plataforma de presión.

3.3.2.3. Sujetos

En la consecución del presente estudio participaron 21 sujetos (3 corredores de RP, 14 de MP y 4 de AP), cuyas características quedan recogidas en la tabla 21, todos ellos del género masculino con el fin de evitar sesgos de género en la biomecánica de la carrera (47).

	Media	SD
Edad (años)	38	±9.84
Talla (m)	1.76	±0.07
Peso (Kg)	72.67	±8.58
IMC (kg/m²)	23.37	±2.29
Experiencia de carrera (años)	10.45	±9.33
Experiencia de carrera minimalista (años)	2.3	±1.18

Tabla 21. Descripción muestra participantes estudio 3.

Los **criterios de inclusión** en el estudio fueron los mismos que en el estudio anterior:

- Corredor minimalista habitual.
- Entrenamiento semanal mínimo de 20km/semana.
- No haber sufrido ningún tipo de lesión por sobrecarga en los últimos 6 meses.
- No sufrir ninguna queratopatía dolorosa ni lesión cutánea en la zona del antepié.
- No haber padecido intervenciones osteo-articulares en las extremidades inferiores ni raquis que puedan interferir en la realización de las pruebas.
- Presentar un índice postural del pie de entre -4 y +9 (pie neutro, pronado o supinado).
- Autorización a participar en el estudio mediante firma del consentimiento informado (ver anexo VI).

La firma del consentimiento informado y el número de procedimiento de la aprobación del estudio por el *Comité Ético de la Universidad de Valencia* fue el mismo que en el estudio número 2 (nº H1412433550236) (ver anexo VII).

3.3.2.4. Variables

Las variables de estudio del presente trabajo, al igual que el anterior, han sido clasificadas en independientes y dependientes. Dentro de las *variables independientes* se han considerado:

- **Tipo de calzado**, calzado CC vs CM.
- **Tipo de contacto inicial** de cada participante (RP MP y AP).
- **Fatiga**: al inicio y al final del test.

Respecto a las **variables dependientes** (cuantitativas continuas) se analizó:

- **Presión plantar media** (kpa). Como se ha comentado en este mismo apartado pero del estudio anterior, se trata del promedio de todas las presiones generadas por el pie dominante durante el transcurso del paso en la carrera.
- **Presión máxima** (kpa). Esta variable como bien se ha definido en el estudio 1 (ver apartado 3.1.2.4) se trata del máximo valor de fuerza por unidad de superficie que se produce durante el paso en la carrera.
- **Tiempo de contacto** (milisegundo (ms)). Esta variable se define como el tiempo que el pie está apoyando en la plataforma desde el primer contacto pie-suelo hasta el momento del despegue.
- **Velocidad del centro de presiones** (metros/segundo (m/s)). Se trata de la relación entre el desplazamiento del centro de presiones a través del eje longitudinal del pie y el tiempo que emplea en dicho desplazamiento.
- **Fuerza relativa o carga relativa** (%). Esta variable se define como el porcentaje del promedio de fuerza que ejerce el pie en el plano sagital durante el transcurso del paso.
- **Superficie de apoyo** (cm²). Tal y cómo se ha comentado en las variables dinámicas del primer estudio (ver apartado 3.1.2.4), está se define como el promedio de área del pie que permanece en contacto con el suelo durante la progresión del paso.

3.3.2.5. Recogida y análisis de datos

Se clasificaron todos los pasos válidos registrados en la plataforma de presiones en función del tipo de contacto inicial del pie (RP/MP/AP) (6) (ver anexo VIII) y a partir de esta clasificación se llevaron a cabo tres tipos de análisis diferenciados:

1. Análisis de todos los sujetos diferenciando por tipo de calzado (CM vs CC), clasificando a cada corredor según su patrón de carrera y eliminando los pasos cuyo patrón de carrera fuera distinto al predominante (pero sin discernir el tipo de contacto inicial en el análisis). Para realizar este análisis se hizo el promedio de entre 3 y 5 pasos válidos por sujeto en cada una de las dos condiciones.
2. Análisis de todos los sujetos, diferenciando tipo de calzado (CM vs CC) y el tipo de contacto inicial (RP,MP y AP). Debido a la variabilidad del contacto inicial de los pasos realizados durante el test en algunos sujetos, estos se pudieron incluir en más de una condición, pero siempre se comparó pasos con el mismo tipo de contacto inicial, descartando en cada momento aquellos que no correspondían a ese mismo patrón. Para la consecución de este análisis se utilizó al menos un paso válido por sujeto para cada una de las condiciones (CM vs CC y apoyo de RP, MP o AP).
3. Análisis de todos los sujetos (clasificados según su tipo de contacto inicial, como en el primer tipo de análisis descrito), valorando el efecto de la fatiga pre/post test de carrera en cada una de las condiciones (CM vs CC) pero sin distinguir para este análisis el contacto inicial. Para esta observación se utilizó el primer y último paso válido de cada sujeto correspondiente a su patrón de carrera predominante, y en cada una de las dos condiciones estudiadas.

Para el análisis estadístico se utilizó el programa IBM® SPSS® Statistics (SPSS®-IBM® Corporation, New York, USA), comprobando la Normalidad de los datos (Kolmogorov–Smirnov), la Homocedasticidad (Levene) y la Esfericidad (Mauchly). Se

realizó una prueba T para muestras relacionadas en aquellas variables que cumplieron la normalidad, y un test de Wilcoxon para las variables que no la cumplieron. El nivel de significación estadística estimado fue de $p < 0.05$.

3.3.3. Resultados

Este tercer estudio trata de observar en un primer lugar, el comportamiento que tiene el CM vs el CC de carrera bajo las mismas circunstancias de patrón de carrera en aspectos relacionados con la presión plantar. En segundo lugar se valora cómo afecta el uso de ambos tipos de calzado a las variables relacionadas con la presión plantar bajo la condición de fatiga.

Respecto a los **aspectos relacionados con la presión plantar**, en el análisis de sujetos clasificados según el tipo de patrón de carrera y en función del calzado, pero sin distinguir el tipo de contacto inicial, se observaron diferencias significativas ($p < 0,05$) (tabla 22) en la presión máxima (CM 175.04 ± 50.77 kpa vs CC 154.45 ± 39.09 kpa; $p=0.033$) (figura 37 y 38), velocidad del centro de presiones (CM 0.18 ± 0.11 m/s vs CC 0.20 ± 0.10 m/s; $p=0.028$) (figura 39) y superficie de contacto (CM 55.11 ± 18.12 cm² vs CC 59.82 ± 14.79 cm²) (figura 40). La variable fuerza no mostró diferencias significativas pero sí cierta tendencia a reducción de esta con el CM (CM 55.69 ± 9.21 % vs CC 57.34 ± 9.66 %; $p=0.073$). A diferencia de la presión máxima donde se observan diferencias significativas ($p=0.033$) no se observó ninguna diferencia en los valores de presión media ($p=0.821$) (figura 38).

Variable	CM		CC		Valor p
	Media	±SD	Media	±SD	
P. Med (Kpa)	85.49	±35.92	84.52	±39.28	0.821
P.Máx (Kpa)	175.04	±50.77	154.45	±39.09	0.033*
Tiempo (ms)	199.84	±61.53	200.80	±60.54	0.279
Vel.CoP (m/s)	0,18	±0.11	0.20	±0.10	0.028*
F (%)	55.69	±9.21	57.34	±9.66	0.073
Sup. Cto (cm ²)	55.11	±18.12	59.82	±14.79	0.040*

Tabla 22. Efecto del calzado en todos los sujetos analizados sin intervención del patrón de carrera. Presión media (P.Med), presión máxima (P.Máx),Tiempo de contacto (Tiempo), Velocidad del centro de presiones (Vel. CoP), Fuerza relativa (F), Superficie de contacto (Sup.Cto) *Diferencia significativa p<0.05.

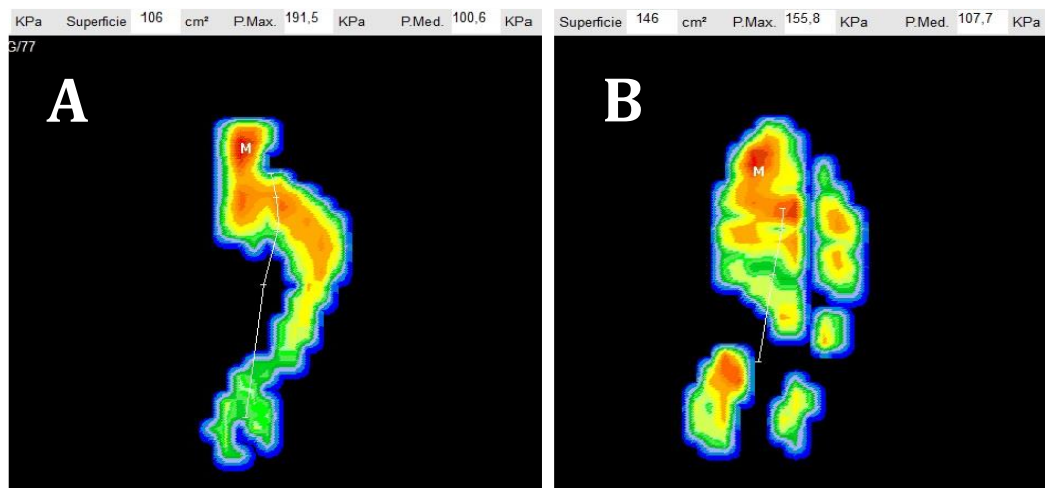


Figura 37. A. Mapa de presiones plantares con CM. B. Mapa de presiones plantares con CC.

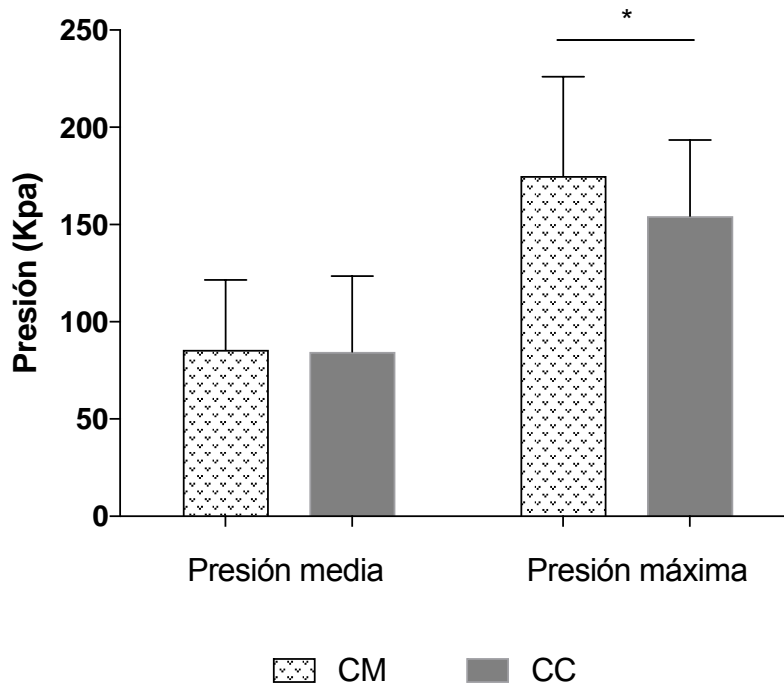


Figura 38. Efecto del tipo de calzado en la presión máxima y media.

*Diferencia significativa $p < 0.05$.

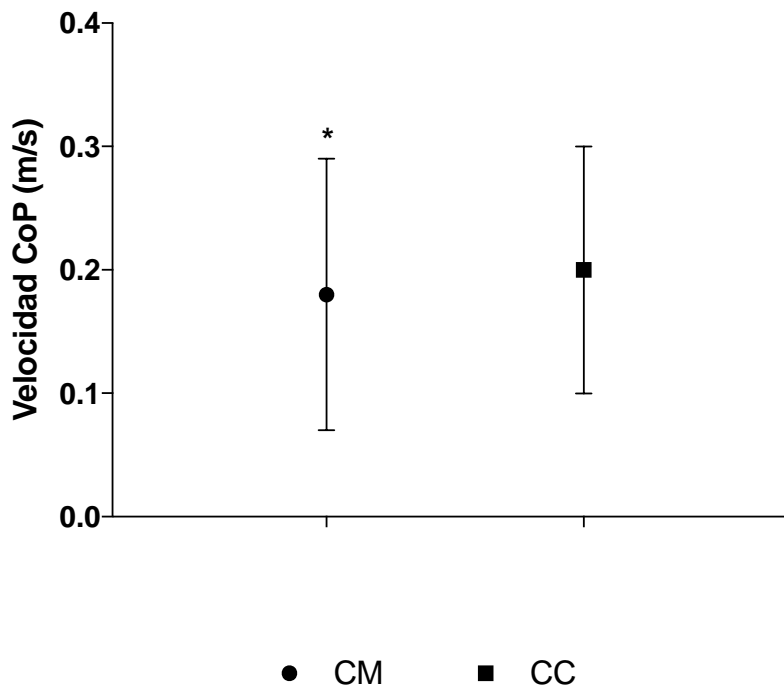


Figura 39. Efecto del tipo de calzado en la velocidad del centro de presiones.

*Diferencia significativa $p < 0.05$.

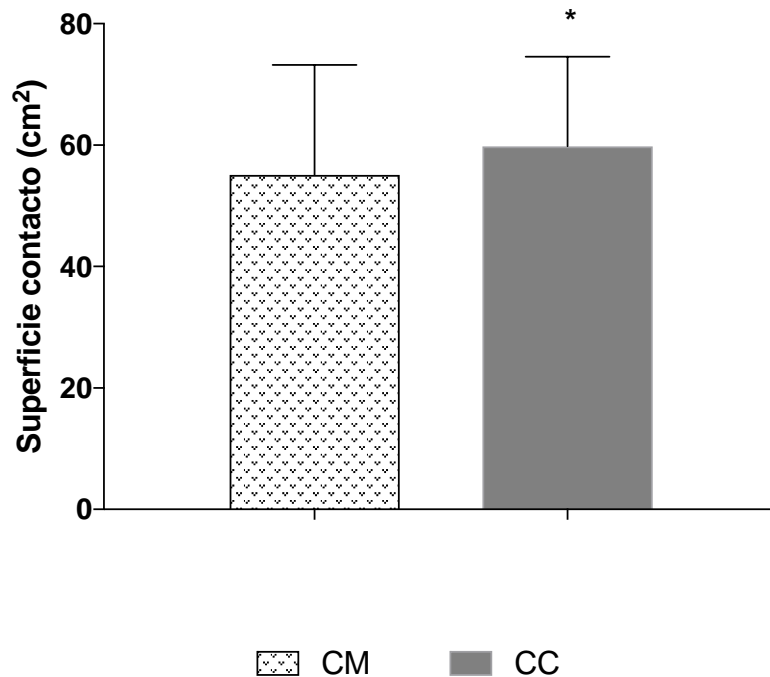


Figura 40. Efecto del tipo de calzado en la superficie de contacto.

*Diferencia significativa $p < 0.05$.

En relación con los pasos analizados que tenían un patrón de AP, aunque sólo se observó diferencias significativas para la variable de superficie de contacto (CM $47.43 \pm 5.75 \text{ cm}^2$ vs CC $57.70 \pm 7.98 \text{ cm}^2$; $p=0.043$), se observó una tendencia en la reducción de la presión máxima del pie con el CC que se aproxima a la significatividad (CM $192.02 \pm 36.40 \text{ kpa}$ vs CC $156.63 \pm 34.79 \text{ kpa}$; $p=0.080$) (tabla 23) (figuras 41 y 42).

Variable	CM		CC		Valor p
	Media	±SD	Media	±SD	
P. Med (Kpa)	108.88	±42.86	96.34	±17.18	0.686
P.Máx (Kpa)	192.02	±36.40	156.63	±34.79	0.080
Tiempo (ms)	195.86	±49.64	201.00	±49.16	0.352
Vel.CoP (m/s)	0.25	±0.12	0.25	±0.12	0.893
F (%)	59.00	±734	58.20	±9.73	0.893
Sup. Cto (cm ²)	47.43	±5.75	57.70	±7.98	0.043*

Tabla 23. Efecto del calzado en corredores de antepié. Presión media (P.Med), presión máxima (P.Máx),Tiempo de contacto (Tiempo), Velocidad del centro de presiones (Vel. CoP), Fuerza relativa (F), Superficie de contacto (Sup.Cto). *Diferencia significativa $p < 0.05$.

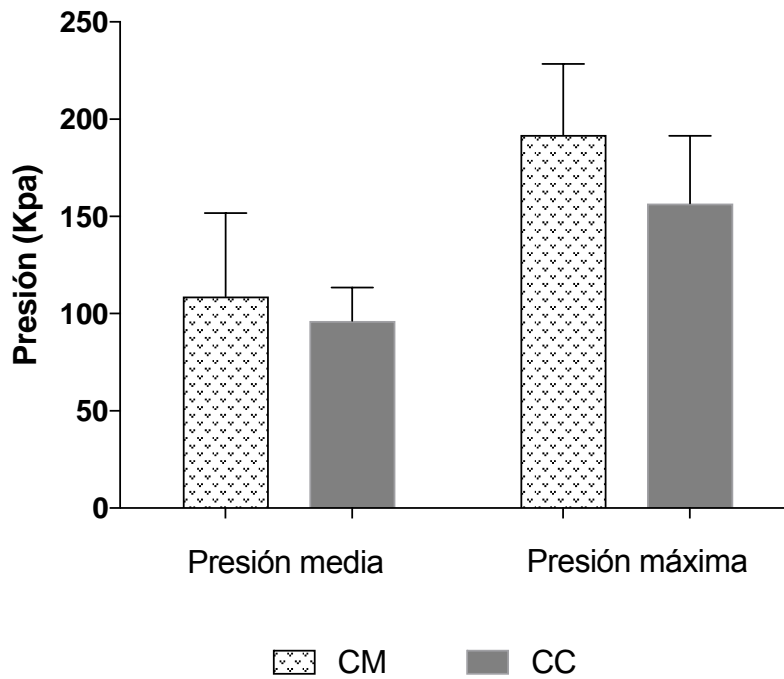


Figura 41. Efecto del tipo de calzado en la presión máxima y media en corredores de antepié. *Diferencia significativa $p < 0.05$.

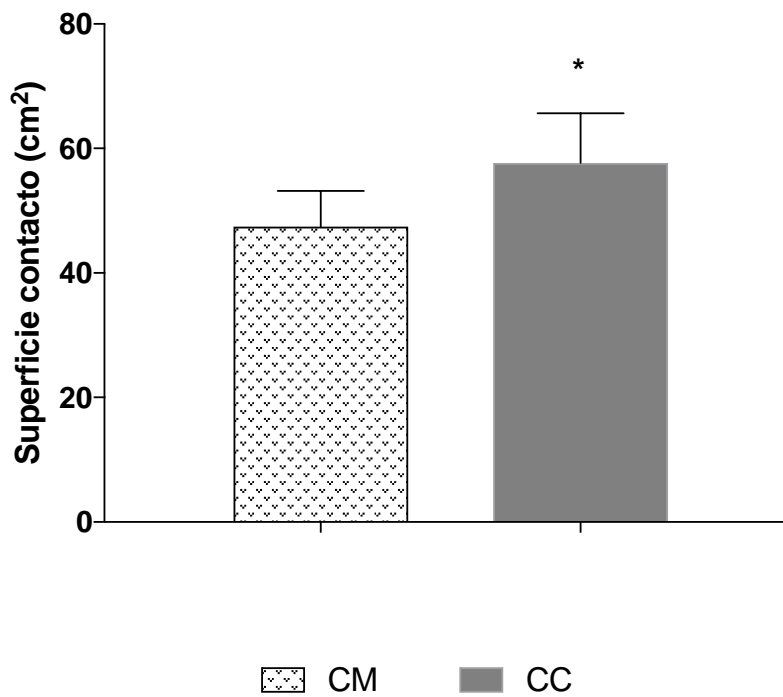


Figura 42. Efecto del tipo de calzado en la superficie de contacto en corredores de antepié. *Diferencia significativa $p < 0.05$.

Para los pasos con contacto inicial de mediopié sólo se observó diferencias significativas ($p < 0.05$) en la variable presión máxima (CM $173,52 \pm 53,51$ kpa vs CC $159,36 \pm 37,90$ kpa; $p = 0,041$) (tabla 24 y figura 43) .

Variable	CM		CC		Valor p
	Media	±SD	Media	±SD	
P. Med (Kpa)	82,71	±37,39	85,15	±30,01	0,638
P.Máx (Kpa)	173,53	±53,52	159,36	±37,90	0,041*
Tiempo (ms)	199,12	±53,93	191,84	±55,92	0,109
Vel.CoP (m/s)	0,17	±0,09	0,21	±0,12	0,084
F (%)	55,62	±8,91	58,02	±8,95	0,198
Sup. Cto (cm ²)	57,46	±19,33	57,69	±13,84	0,433

Tabla 24. Efecto del calzado en corredores de mediopié. Presión media (P.Med), presión máxima (P.Máx), Tiempo de contacto (Tiempo), Velocidad del centro de presiones (Vel. CoP), Fuerza relativa (F), Superficie de contacto (Sup.Cto) *Diferencia significativa $p < 0.05$.

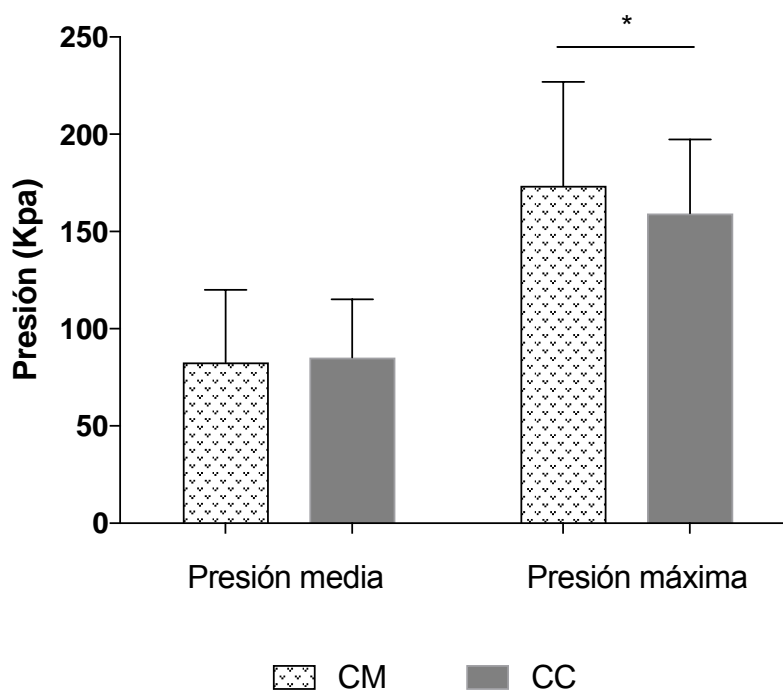


Figura 43. Efecto del tipo de calzado en la presión máxima y media en corredores de mediopié. *Diferencia significativa $p < 0.05$.

Respecto al análisis de los pasos con contacto inicial de RP no se observaron diferencias significativas ($p < 0.05$) a nivel de la presión máxima y media (figura 44) pero sí una clara tendencia a la reducción de la fuerza o carga relativa con el uso del CM (CM 50.37 ± 5.99 % vs CC 59.11 ± 3.92 %; $p = 0.063$) (tabla 25) (figura 45), que al igual que se observaba en la tabla 21 (donde se analizan todos los participantes del estudio), tiende a ser menor con el CM.

Variable	CM		CC		Valor p
	Media	±SD	Media	±SD	
P. Med (Kpa)	64.85	±21.96	80.14	±23.32	0.176
P.Máx (Kpa)	157.75	±32.65	158.11	±33.03	1.00
Tiempo (ms)	258.80	±42.74	240.67	±32.30	0.176
Vel.CoP (m/s)	0.18	±0.08	0.19	±0.05	0.735
F (%)	50.37	±5.99	59.11	±3.92	0.063
Sup. Cto (cm ²)	64.14	±17.98	70.70	±17.31	0.176

Tabla 25. Efecto del calzado en corredores de talón. Presión media (P.Med), presión máxima (P.Máx), Tiempo de contacto (Tiempo), Velocidad del centro de presiones (Vel. CoP), Fuerza relativa (F), Superficie de contacto (Sup.Cto) *Diferencia significativa $p < 0.05$.

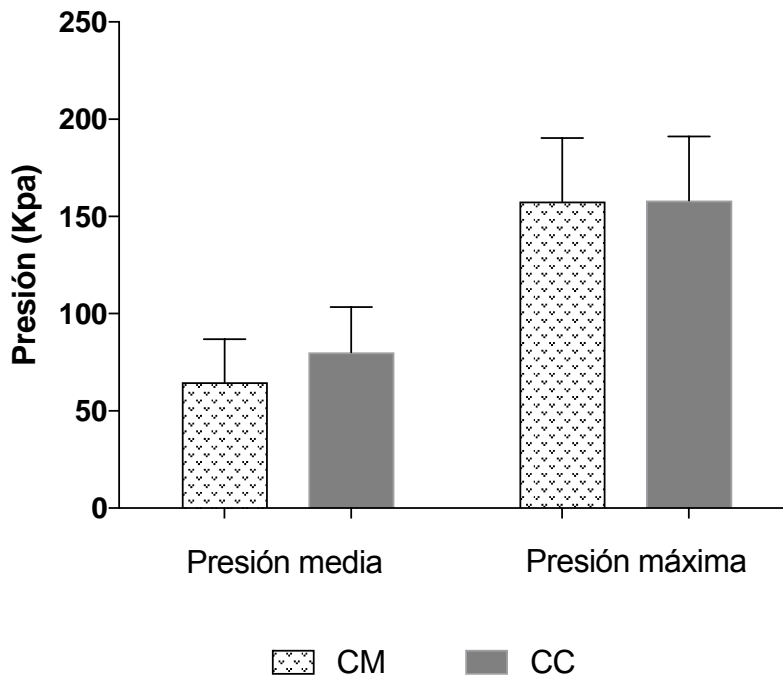


Figura 44. Efecto del tipo de calzado en la presión media y máxima en corredores de talón. *Diferencia significativa $p > 0.05$.

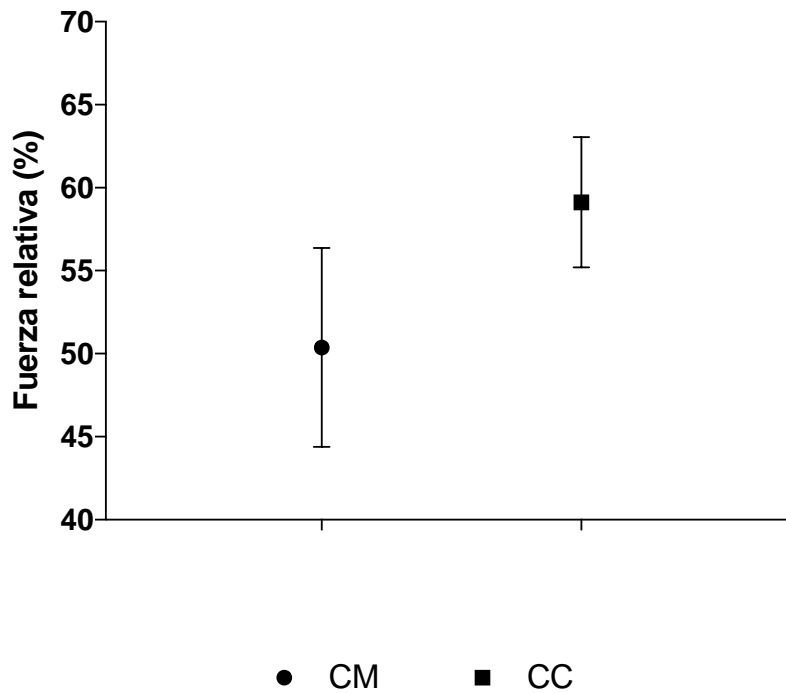


Figura 45. Efecto del tipo de calzado en el porcentaje de fuerza relativa en corredores de talón. *Diferencia significativa $p < 0.05$.

En el examen realizado para analizar el comportamiento de ambos calzados ante la presencia de fatiga sólo se observaron diferencias significativas ($p < 0.05$) en la presión máxima con CM (1° paso 179.88 ± 46.50 kpa vs último paso 166.93 ± 51.81 kpa) (tabla 26 y figura 46), y fuerza, (1° paso 55.76 ± 14.88 % vs último paso 51.00 ± 15.21 %) (tabla 25 y figura 47), siendo menor con el CM.

Variable	Calzado	1er. paso		Último paso		Valor p
		Media	±SD	Media	±SD	
P. Med (Kpa)	CM	78.40	±27.72	78.20	±33.39	0.957
	CC	74.25	±16.86	84.01	±39.75	0.195
P.Máx (Kpa)	CM	179.88	±46.50	166.93	±51.81	0.043*
	CC	151.36	±29.96	156.83	±33.13	0.245
Tiempo (ms)	CM	189.50	±41.61	200.50	±47.18	0.229
	CC	192.50	±50.25	195.00	±48.83	0.720
Vel. CoP (m/s)	CM	0,22	±0.16	0.18	±0.09	0.279
	CC	0.22	±0.10	0.21	±0.09	0.709
F (%)	CM	55.76	±14.88	51.00	±15.21	0.048*
	CC	54.70	±14.31	55.23	±16.49	0.940
Sup. Cto (cm ²)	CM	56.52	±15.66	55.78	±16.90	0.911
	CC	62.82	±14.16	62.38	±17.20	0.823

Tabla 26. Efecto de la fatiga por tipo de calzado en todos los corredores según tipo de calzado. Presión media (P.Med), presión máxima (P.Máx),Tiempo de contacto (Tiempo), Velocidad del centro de presiones (Vel. CoP), Fuerza relativa (F), Superficie de contacto (Sup.Cto) *Diferencia significativa p<0.05.

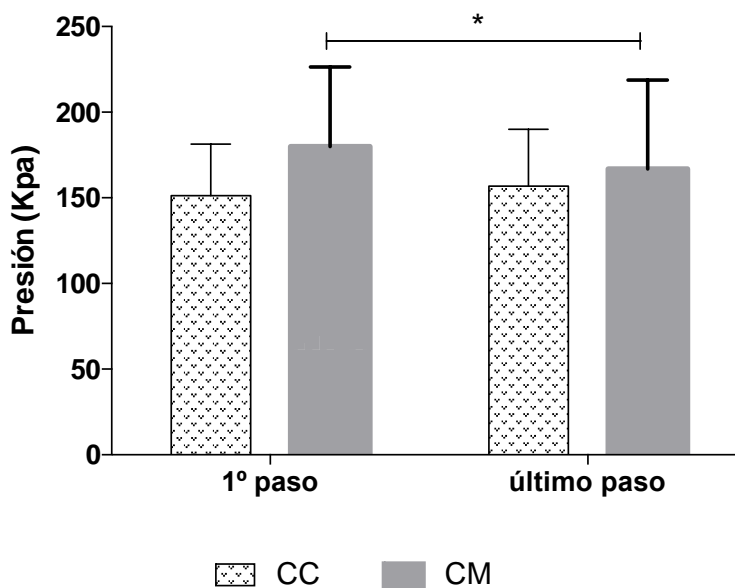


Figura 46. Efecto de la fatiga en la presión máxima con CC y CM.

*Diferencia significativa p<0.05.

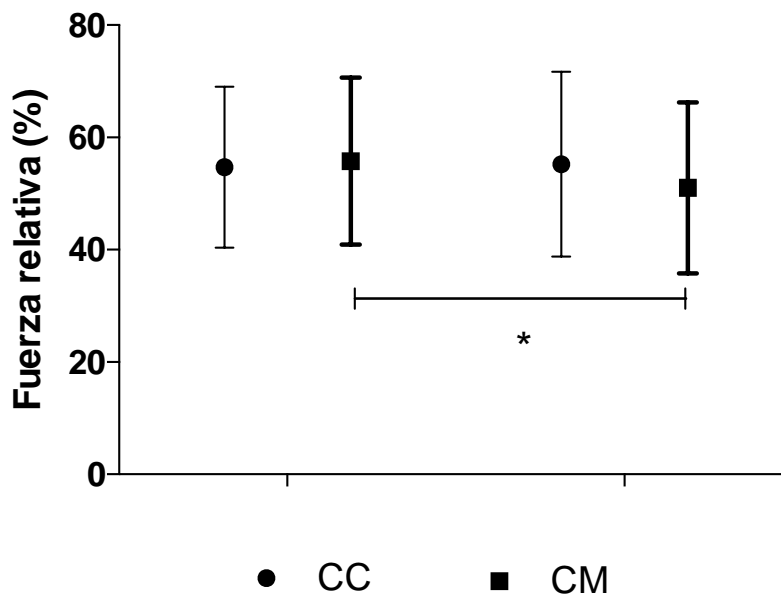


Figura 47. Efecto de la fatiga en la fuerza relativa con CC y CM.

*Diferencia significativa $p < 0.05$.

3.3.4. Discusión

Analizar el efecto del CM vs CC y de la fatiga sobre las presiones plantares ha sido el principal objetivo de este estudio, donde como en el estudio anterior se ha controlado el tipo de contacto inicial pie-suelo en ambas condiciones.

Como se ha comentado con anterioridad, se justifica el uso del CM con una reducción de las lesiones durante la carrera pero no existe evidencia científica suficiente (22,126). No son muchos los estudios que analicen las presiones plantares con CM y en gran parte de los estudios en los que se analiza el efecto del calzado en los corredores, el tipo de pisada en ambas condiciones es diferente, como se ha comentado en líneas anteriores, por lo que se desconoce si las diferencias significativas en los resultados son asociadas al tipo de técnica empleada al pisar (RP, MP o AP), o al tipo de calzado (30,77,86,91,93). El factor tipo de pisada se ha tratado de controlar en la realización de este estudio en todo momento.

En líneas generales a través de esta investigación se ha podido observar un diferente comportamiento en ambos tipos de calzado a nivel de las presiones plantares. A continuación se detallarán los principales resultados obtenidos en las diferentes variables, relacionándolos con los obtenidos en otros estudios similares.

Se observa en todos los tipos de análisis realizados a excepción del análisis de los sujetos corredores de RP y AP, el cumplimiento de la primera hipótesis inicialmente planteada, *el calzado convencional producirá una disminución de la presión plantar en comparación con el calzado minimalista siendo el contacto inicial pie-suelo el mismo en ambas condiciones*, aunque en parte no se puede afirmar lo mismo en la segunda hipótesis planteada, *el efecto de la fatiga incrementará la presión, independientemente de la condición de calzado*, ya que como se ha observado en los resultados y se justificará en líneas posteriores, a través de este trabajo se ha podido observar que la fatiga no produce el mismo efecto inicialmente planteado en la condición de carrera minimalista.

La **presión máxima** (figura 38) presenta una disminución con el uso de CC, al igual que otros estudios (30,85,91,92) (tabla 22), como el realizado por Warne et al. (30) (tabla 27) donde también se observó una disminución de la presión con este calzado tras un periodo de familiarización a la carrera minimalista de cuatro semanas (presión máxima media CM 477.02 ± 48.41 kpa vs CC 283.39 ± 19.99 kpa), aunque este fue realizado con plantillas instrumentadas y a diferencia de medir la interacción calzado-suelo, medía la interacción pie-calzado. Es muy probable que este incremento de la **presión máxima** con el CM se deba a la ausencia de elementos amortiguadores en este tipo de zapatillas y, posiblemente, en corredores con un patrón de carrera de AP-MP donde la carga es mayor en la zona anterior del pie, sea uno de los desencadenantes de lesiones por estrés, como las fracturas metatarsales (54,58,91,99,132).

En esta línea, contemplando no sólo el calzado, sino además el tipo de apoyo en ambas condiciones, la **presión máxima** en nuestro estudio también es mayor con CM en los tres tipos de pasos (figuras 41,43 y 44) (RP CM 192.02 ± 36.40 kpa vs CC 156.63 ± 34.79 kpa / MP: CM 173.53 ± 53.52 kpa vs CC 159.36 ± 37.9 kpa / AP: CM 157.75 ± 32.65 kpa vs CC 158.11 ± 33.03 kpa) y, aunque sólo es significativa en los sujetos con

un patrón de carrera de MP ($p=0.041$), existe una clara tendencia a este aumento de ésta en los corredores de AP ($p=0.080$). En líneas similares se encuentran los trabajos de Kasmer et al. (10) o Kerzonek et al. (134) (tabla 26), donde se obtuvieron picos de presión máxima con CM en corredores no talonadores mayores respecto a los talonadores. Este aumento de la presión máxima en corredores de AP-MP respecto a talonadores, puede estar motivado por un aumento de la flexión plantar de los corredores minimalistas/descalcistas al inicio del contacto, con el objetivo de reducir impactos en la zona del talón (21,35).

ESTUDIO	INSTRUMENTO MEDICIÓN	PRESIÓN MÁXIMA (Kpa)		
		CD	CM	CC
Estudio	Plataforma	-	175.04	154.45
Warne (2014)(30)	Plantilla instrumentada	-	477.02	283.39
Lussiana (2016)(92)	Plantilla instrumentada	-	93.00	84.00
Wiegerinck (2009)(85)	Plantilla instrumentada	-	446.56	407.26
Bergstra (2015)(91)	Plantilla instrumentada	-	464.00	291.00

Tabla 27. Presión máxima de diferentes estudios valorando CM vs CC. Diferencias en interfaz de medición, experiencia de carrera y patrón de carrera.

La carrera con CC reduce la presión máxima del pie, seguramente gracias a los elementos de amortiguación incluidos en la mediasuela de este tipo de calzado, reducción que no se observa con el uso de un CM.

Considerando la variable **tiempo de contacto**, se puede apreciar un aumento de éste cuando los participantes corrieron con el CC (CM 199.84 ± 61.53 ms vs CC 200.80 ± 60.54 ms), aunque no presentó significación estadística alguna ($p=0.279$). Estos valores se asemejan a los obtenidos por Mc Callion et al. (32), donde los participantes, que no estaban experimentados en la carrera con CM, obtuvieron un mayor tiempo de contacto con el CC (CM 198 ± 33 ms vs CC 211 ± 30 ms; $p<0.05$). Según este autor, y con fundamentación en el estudio de Divert et al. (37), parte de este aumento del tiempo

de contacto con CC puede deberse al incremento de la masa de este tipo de calzado, sobre todo a nivel de la mediasuela, tardando más en deformarse para dar el paso. Esta afirmación se confirma en el estudio realizado por Chambon et al. (72), en el cual observaron un incremento del 5% de la fase de contacto cuando se comparaba un calzado de 16mm de grosor de mediasuela con la CD o con CM sin mediasuela (0mm), demostrando que, a más grosor, se necesita un mayor tiempo para deformar este elemento del calzado y se ralentiza el avance de los segmentos del pie hacia el suelo tras el contacto inicial. La reducción del tiempo de contacto del paso con el CM es otro mecanismo para intentar de atenuar las cargas y las presiones elevadas que se producen con este tipo de calzado desprovisto de cualquier elemento de amortiguación (92).

En el análisis diferenciado según el tipo de contacto inicial, esta variable mostró una clara tendencia ser menor con el CM sólo en los corredores de AP, ya que un menor ángulo de dorsiflexión del tobillo en el primer momento de la fase de contacto, permite reducir este tiempo (72,93). En esta línea del análisis del tiempo de contacto entre los tres diferentes tipos de pasos, aunque no es objeto de nuestro estudio, se observa un aumento de este en los pasos de RP en ambos tipos de calzado respecto a los otros patrones de carrera, estando en concordancia con el trabajo de Ogueta-Alday et al. (11) en el que observaron un mayor tiempo de contacto en corredores de RP de alrededor de un 10%, presentando estos una mayor economía de carrera que corredores de AP-MP a velocidades de carrera submáximas (57%-81% de VO_{2max}).

El grosor de la mediasuela y la técnica de carrera puede influir en la duración de la fase de contacto pie-suelo durante la carrera, presentando un aumento de este valor a mayor grosor de ésta y a mayor ángulo de dorsiflexión del tobillo en el momento del contacto inicial. La reducción de este tiempo con el uso del CM es un mecanismo de atenuación de las cargas que se producen en este tipo de carrera.

En cuanto a la **velocidad del centro de presiones** (figura 39), los resultados obtenidos mostraron diferencias entre ambos calzados ($p=0.028$), mayor en el CC respecto al CM (CC 0.20 ± 0.10 m/s vs CM 0.18 ± 0.11 m/s). Este incremento puede estar motivado por la velocidad de carrera (135,136) y en este sentido, los participantes

que tenían una mayor velocidad de carrera durante el estudio presentaron mayores magnitudes de esta variable que corredores con menor velocidad de carrera (Velocidad carrera=15.32 m/s - Vel.CoP Mean: CM 0.44 m/s vs CC 0.45 m/s) (Velocidad carrera=11.28 m/s - Vel.CoP Mean: CM 0.10 m/s vs CC 0.15 m/s).

Según De Cock et al. (137), la velocidad del centro de presiones aumenta debido a la rapidez con la que se produce la transición del peso desde la zona del RP hacia la zona del AP durante la fase de apoyo medio. En este sentido, una mayor dorsiflexión de tobillo en la fase de contacto pie-suelo con CC provocaría una transferencia de carga entre el talón y la zona metatarsal más brusca en comparación con el CM, motivo por el cual se elevaría la velocidad del centro de presiones durante la carrera con CC.

Como se ha podido observar, el tiempo de contacto durante la carrera con CC es mayor, al igual que la velocidad del centro de presiones. Pese a que seguramente esperaríamos que conforme aumenta el tiempo de contacto la velocidad del centro de presiones disminuyese, debemos valorar que la superficie de contacto con el CC también aumenta, y con ella el desplazamiento que debe recorrer el centro de presiones siendo un posible motivo por el que observamos este aumento de velocidad de este. En este sentido, De Cock et al. (137) observaron que el desplazamiento longitudinal del centro de presiones durante la CD era mayor en hombres que en mujeres, seguramente por que el largo del pie y el ancho era mayor en hombres, pero después de escalar (normalizar) estas magnitudes (ancho y largo) ya no se encontraban diferencias.

La velocidad de carrera y la posición de la articulación tibio-astragalina en el momento del contacto inicial pueden alterar la velocidad del centro de presiones, siendo mayor a más velocidad y con el uso de CC.

Considerando los resultados del **porcentaje de fuerza** aplicado durante el paso, estos no muestran diferencias significativas al correr con CM respecto al CC, aunque sí una clara tendencia a que es menor con el uso del CM ($p=0.073$) y más en los corredores talonadores (figura 45) ($p=0.063$). Squadrone & Gallozi (35) si que observaron que corredores experimentados en el descalcismo, obtuvieron mayores magnitudes de fuerza de impacto corriendo con CC que corriendo con CM o descalzos

en el momento del contacto inicial (pico de fuerza de impacto CD 1.62 ± 0.4 BW vs CM 1.59 ± 0.5 BW vs CC 1.72 ± 0.4 BW) al igual que en el momento del impulso (pico de fuerza de empuje CD 2.43 ± 0.5 BW vs CM 2.49 ± 0.5 BW vs CC 2.46 ± 0.6 BW).

Los resultados obtenidos por Lieberman et al. (15) también demostraron picos de fuerza vertical aproximadamente 3 veces menores en corredores descalzos corriendo de AP que en corredores calzados corriendo de RP (Pico de fuerza de impacto CC talón 1.89 ± 0.72 BW vs CD talón 1.74 ± 0.45 BW vs CD antepié 0.58 ± 0.21 BW), realizando esta medición con una plataforma de fuerza a diferencia de nuestro trabajo en la que se empleó una plataforma de presiones, en la que la fuerza se halla a través de un cálculo indirecto de la presión. La reducción de la fuerza en la condición minimalista o descalza tiene la finalidad de evitar las molestias y reducir el estrés mecánico que este tipo de carrera produce durante repetidos pasos (29). Esta reducción puede deberse a la reducción de la dorsiflexión del tobillo en el contacto inicial con este tipo de calzado, y a los ajustes que se producen en la zancada descalza o con CM (menor longitud de paso y aumento de la frecuencia de paso) que suponen una mayor absorción del impacto por parte del sistema músculo-esquelético a cada paso (21,29,35).

El tipo de calzado tiene un claro efecto en la fuerza aplicada durante la carrera, aunque en nuestro estudio no presente significación. Esta disminución de la fuerza en la carrera minimalista se relaciona con un menor riesgo de lesión.

La última variable relacionada con la presión plantar analizada es **la superficie de contacto**. Ésta resultó ser menor con el CM (figura 40) (CM: 55.11 ± 18.12 cm² vs CC: 59.82 ± 14.79 ; $p=0.040$). Existen muy pocos estudios que contemplen la superficie de contacto, como el realizado por Mei et al (93) que en líneas generales observaron una disminución del área de contacto en corredores descalcistas vs corredores calzados, pero esta disminución sólo fue significativa en la zona de los dedos y en la zona del MP de los corredores habitualmente calzados cuando corrían descalzos. En el análisis según el tipo de contacto inicial realizado en nuestro estudio, los resultados muestran una menor superficie de contacto con el CM en los pasos de AP (figura 42) (CM: 47.43 ± 5.75 cm² vs CC: 57.70 ± 7.98 cm²; $p=0.043^*$). Este resultado puede deberse a la menor dimensión de la suela (amplitud, longitud y grosor) de este calzado respecto al

convencional, coincidiendo con los resultados de Wiegerinck et al (85) que aunque sin significatividad, fue menor la superficie de contacto con el uso de calzado ligero de carrera, el cual posee una menor dimensión de la suela en comparación con el CC pero sin ser tan extremo como el CM (CC: 0.93 ± 0.06 NICA vs RF: 0.92 ± 0.05 NICA $p=0.125$) (las unidades de medida de la superficie de contacto en este estudio a diferencia del nuestro fueron normalizadas con la talla de la zapatilla de cada participante).

La mayor dimensión de la suela del CC de carrera está directamente relacionada con el aumento de la superficie de contacto que se produce cuando se corre con este tipo de calzado.

Teniendo en cuenta la condición de **fatiga** sobre las variables de presión analizadas, únicamente la **presión máxima** y el **porcentaje de fuerza** fueron estadísticamente significativas con el calzado minimalista (figura 46 y 47) ($p=0.043^*/p=0.048^*$ respectivamente). Autores como Nagel et al. (48) o Karagounis et al. (95) observaron que la presión máxima puede verse aumentada por el efecto de la fatiga durante la carrera, incrementándose la carga en la zona metatarsal. Así, los resultados de nuestro estudio se encuentran en líneas similares, mostrando un aumento de la **presión máxima** con CC de carrera (1er. paso $151.36 \text{ Kpa} \pm 29.96$ vs último paso $156.83 \text{ kpa} \pm 33.13$) a medida que la fatiga aumenta, aunque sin presentar significatividad alguna ($p=0.245$). Sin embargo, con el CM sucede el efecto contrario, encontrándose una disminución significativa en presencia de fatiga (CM: 1er.paso $179.88 \pm 46.50 \text{ kpa}$ vs último paso $166.93 \pm 51.81 \text{ kpa}$; $p= 0.043^*$). Del mismo modo, el **porcentaje de fuerza** también se reduce en la condición de CM (CM: 1er. paso $55.76 \pm 14.88 \%$ vs último paso $51.00 \pm 15.21 \%$; $p=0.048^*$), mientras que con CC no se hace evidente y tiende a aumentar (CC: 1° paso $54.70 \pm 14.31 \%$ vs último paso $55.23 \pm 16.49 \%$; $p=0.940$). La disminución de la presión máxima y de la fuerza con el uso del CM en presencia de fatiga se observa también en el trabajo de Lussiana et al. (92), en el que se trató de analizar los cambios cinéticos y cinemáticos ocurridos en la carrera con este calzado conforme aumenta la duración de la carrera (tiempo de carrera analizado 50 minutos), aunque difiere de nuestro estudio en la interfaz de medición, ya que en nuestro caso se midió la interacción suelo-calzado mientras que estos autores midieron la interacción

pie-calzado mediante las plantillas instrumentadas X-Pedar Mobile System (Novel GmbH, Munich, Germany) y en la variable de fuerza donde se midió la fuerza máxima y no la carga relativa. Tanto la presión (CM: 1er. paso 93 ± 12 kpa vs último paso 91 ± 12 kpa) como la fuerza (CM: 1er. paso 1.41 ± 0.14 kilo newton (kN) vs último paso 1.34 ± 0.11 kN) analizadas en dicho estudio, permitió a estos autores hipotetizar que, durante la carrera con este tipo de calzado, se producía una forma de correr más suave a medida que el cansancio aumentaba protegiendo al corredor del dolor o del riesgo de lesión derivado de elevados impactos (92).

La condición de fatiga provoca un efecto contrario al planteado al principio de este trabajo cuando se corre con CM, disminuyendo la presión y la carga relativa.

3.3.5. Limitaciones del estudio 3

Las limitaciones del presente estudio son las mismas que en el estudio 2, estando relacionadas con el tamaño de la muestra y la falta de ayuda o recursos económicos en la posible estandarización del calzado.



CAPÍTULO 4. CONCLUSIONES

4. Capítulo 4. Conclusiones

Tras la realización de estos tres estudios, se observa que se cumplen las tres primeras hipótesis planteadas *“La plataforma S-Plate® es un instrumento fiable y proporciona medidas repetibles para el estudio de la presión plantar tanto en estática como en dinámica”*, *“El uso del calzado convencional durante la carrera permite una disminución del impacto en comparación con el calzado minimalista, conservando el mismo patrón de carrera”* y *“El calzado convencional producirá una disminución de la presión plantar en comparación con el calzado minimalista siendo el contacto inicial pie-suelo el mismo en ambas condiciones”*. En cambio, no se cumple la cuarta hipótesis *“El efecto de la fatiga incrementará el impacto y la presión, independientemente de la condición de calzado”*.

Las conclusiones generales a las que se llega después del análisis detallado de los resultados y la discusión son:

1. La plataforma S-plate® proporciona datos fiables y repetibles de presiones plantares, tanto en estática como en dinámica.
2. El calzado minimalista produce un efecto directo en el incremento del impacto y la presión plantar versus el calzado convencional durante la carrera. ▽

Respecto a las conclusiones que responden a los objetivos específicos planteados en esta tesis se puede afirmar que:

1. Los valores obtenidos en los índices de correlación intraclase y el coeficiente de variación intra e intersesión, demuestran la fiabilidad y repetibilidad de la plataforma S-Plate® para el estudio de las presiones plantares.
2. La carrera con calzado minimalista provoca una disminución de la longitud de zancada y un aumento de la frecuencia (acentuada en condición de fatiga).

3. La magnitud del impacto durante la carrera es mayor con el uso de un calzado minimalista en comparación al convencional al igual que el valor de la ratio en tibia y cabeza, sin embargo la atenuación de este impacto es menor con el calzado convencional.
4. El calzado minimalista tiene un efecto directo sobre la presión plantar máxima produciendo que ésta aumente en carrera.
5. El uso del calzado minimalista disminuye la velocidad del centro de presiones, probablemente favorecido por la menor dorsiflexión del pie al inicio del contacto y una reducción de la carga relativa en los pasos con un patrón de talón.
6. Se observa un aumento del tiempo y la superficie de contacto con el calzado convencional, posiblemente relacionado con la mayor dimensión de la suela y el tiempo que ésta tarda en deformarse.
7. La condición de fatiga no tiene efecto significativo sobre las variables espaciotemporales (frecuencia y amplitud), así como en las variables de acelerometría analizadas, pero si se produce un incremento de la presión plantar con calzado convencional pero no con el calzado minimalista, en el que se observa una disminución de esta y de la carga relativa.



CAPÍTULO 5. BIBLIOGRAFÍA

5. Capítulo 5. Bibliografía

1. Mademli L MG. La marcha humana y la carrera. In: Pérez-Soriano P, Llana Belloch S, editors. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*. First. Badalona: Paidotribo; 2015. p. 401–23.
2. Gallo RA, Plakke M, Silvis ML. Common leg injuries of long-distance runners: anatomical and biomechanical approach. *Sports Health* [Internet]. 2012 Nov;4(6):485–95. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24179587>
3. Lohman EB, Balan Sackiriyas KS, Swen RW. A comparison of the spatiotemporal parameters, kinematics, and biomechanics between shod, unshod, and minimally supported running as compared to walking. *Phys Ther Sport*. 2011;12(4):151–63.
4. Lieberman DE. What we can learn about running from barefoot running: an evolutionary medical perspective. *Exerc Sport Sci Rev* [Internet]. 2012 Apr;40(2):63–72. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22257937>
5. Larson P. Comparison of foot strike patterns of barefoot and minimally shod runners in a recreational road race. *J Sport Heal Sci*. 2014;3(2):137–42.
6. Nunns M, House C, Fallowfield J, Allsopp A, Dixon S. Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities. *J Biomech*. 2013;46(15):2603–10.
7. Ogueta-Alday A, Gracia-López J. Factores que afectan al rendimiento en carreras de fondo. *RICYDE Rev Int Ciencias del Deport*. 2016;12(45):278–308.
8. Santuz A, Ekizos A, Arampatzis A. A Pressure Plate-Based Method for the Automatic Assessment of Foot Strike Patterns During Running. *Ann Biomed Eng*. 2016;44(5):1646–55.
9. Williams DSB, Green DH, Wurzinger B. Changes in lower extremity movement and power absorption during forefoot striking and barefoot running. *Int J Sports Phys Ther* [Internet]. 2012 Oct [cited 2016 Aug 15];7(5):525–32. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3474309/>
10. Kasmer ME, Ketchum NC, Liu XC. The effect of shoe type on gait in forefoot strike runners during a 50-km run. *J Sport Heal Sci* [Internet]. 2014;3(2):122–30.

- Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.005>
11. Ogueta-Alday A, Rodríguez-Marroyo JA, García-López J. Rearfoot striking runners are more economical than midfoot strikers. *Med Sci Sports Exerc.* 2014 Mar;46(3):580–5.
 12. Lieberman DE, Castillo ER, Otarola-Castillo E, Sang MK, Sigei TK, Ojiambo R, et al. Variation in Foot Strike Patterns among Habitually Barefoot and Shod Runners in Kenya. *PLoS One* [Internet]. 2015 Jan 8 [cited 2016 Dec 30];10(7):e0131354. Available from: <http://dx.doi.org/10.1371/journal.pone.0131354>
 13. Hatala KG, Dingwall HL, Wunderlich RE, Richmond BG. Variation in Foot Strike Patterns during Running among Habitually Barefoot Populations. *PLoS One* [Internet]. 2013 Jan [cited 2016 Aug 15];8(1). Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3541372/>
 14. Nigg B, Enders H. Barefoot running – some critical considerations. *Footwear Sci* [Internet]. 2013 Mar;5(1):1–7. Available from: <http://www.tandfonline.com/doi/abs/10.1080/19424280.2013.766649>
 15. Lieberman DE, Venkadesan M, Werbel WA, Daoud AI, D’Andrea S, Davis IS, et al. Foot strike patterns and collision forces in habitually barefoot versus shod runners. *Nature* [Internet]. 2010 Jan;463(7280):531–5. Available from: <http://dx.doi.org/10.1038/nature08723>
 16. Tom N, Novacheck T. Review paper: The biomechanics of running. *Gait Posture.* 1998;7:77–95.
 17. Rodgers MM. Dynamic Biomechanics of the Normal Foot and Ankle During Walking and Running. *Phys Ther* [Internet]. 1988 Dec 1 [cited 2016 Dec 30];68(12):1822–30. Available from: <http://ptjournal.apta.org/content/68/12/1822>
 18. 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.
 19. Czerniecki JM. Foot and Ankle Biomechanics in Walking and Running: A Review. *Am J Phys Med Rehabil* [Internet]. 1988;67(6). Available from: http://journals.lww.com/ajpmr/Fulltext/1988/12000/Foot_and_Ankle_Biomechanics_in_Walking_and.3.aspx
 20. Almeida MO, Davis IS, Lopes AD. Biomechanical Differences of Foot-Strike

- Patterns During Running: A Systematic Review With Meta-analysis. *J Orthop Sports Phys Ther*. 2015 Oct;45(10):738–55.
21. De Wit B, De Clercq D, Aerts P. Biomechanical analysis of the stance phase during barefoot and shod running. *J Biomech* [Internet]. 2000 Mar;33(3):269–78. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/10673110>
 22. Altman AR, Davis IS. Barefoot running: biomechanics and implications for running injuries. *Curr Sports Med Rep* [Internet]. 2012 Oct;11(5):244–50. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22965347>
 23. Vormittag K, Calonje R, Briner WW. Foot and ankle injuries in the barefoot sports. *Curr Sports Med Rep* [Internet]. 2009 Oct;8(5):262–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19741354>
 24. Jenkins DW, Cauthon DJ. Barefoot running claims and controversies: a review of the literature. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2011 Jun;101(3):231–46. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21622635>
 25. Cohler MH, Casey E. A Survey of Runners' Attitudes Toward and Experiences With Minimally Shod Running. *PM&R* [Internet]. 2015 Aug [cited 2016 Jul 6];7(8):831–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25758530>
 26. Walton PD, French DP. What do people think about running barefoot/with minimalist footwear? A thematic analysis. *Br J Health Psychol* [Internet]. 2016 May [cited 2016 Jul 6];21(2):451–68. Available from: <http://onlinelibrary.wiley.com/doi/10.1111/bjhp.12180/abstract>
 27. Hryvniak D, Dicharry J, Wilder R. Barefoot running survey: Evidence from the field. *J Sport Heal Sci* [Internet]. 2014;3(2):131–6. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.008>
 28. Gillinov SM, Laux S, Kuivila T, Hass D, Joy SM. Effect of Minimalist Footwear on Running Efficiency: A Randomized Crossover Trial. *Sports Health* [Internet]. 2015 May;7(3):256–60. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26131304>
 29. Divert C, Mornieux G, Baur H, Mayer F, Belli A. Mechanical comparison of barefoot and shod running. *Int J Sports Med* [Internet]. 2005 Sep;26(7):593–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/16195994>
 30. Warne JP, Kilduff SM, Gregan BC, Nevill AM, Moran KA, Warrington GD. A 4-week instructed minimalist running transition and gait-retraining changes

- plantar pressure and force. *Scand J Med Sci Sports* [Internet]. 2014 Dec;24(6):964–73. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24004458>
31. Bonacci J, Saunders PU, Hicks A, Rantalainen T, Vicenzino BGT, Spratford W. Running in a minimalist and lightweight shoe is not the same as running barefoot: a biomechanical study. *Br J Sports Med* [Internet]. 2013 Apr;47(6):387–92. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23314887>
32. Mc Callion C, Donne B, Fleming N, Blanksby B. Acute differences in foot strike and spatiotemporal variables for shod, barefoot or minimalist male runners. *J Sports Sci Med* [Internet]. 2014 May [cited 2016 Jul 6];13(2):280–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pmc/articles/PMC3990880/>
33. Perl DP, Daoud AI, Lieberman DE. Effects of footwear and strike type on running economy. *Med Sci Sports Exerc* [Internet]. 2012 Jul;44(7):1335–43. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22217565>
34. Paulson S, Braun WA. Mechanical and physiological examination of barefoot and shod conditions in female runners. *Int J Sports Med* [Internet]. 2014 Aug;35(9):789–93. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24577857>
35. Squadrone R, Gallozzi C. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J Sport Med Phys Fit* [Internet]. 2009 Mar;49(1):6–13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19188889>
36. Hanson NJ, Berg K, Deka P, Meendering JR, Ryan C. Oxygen cost of running barefoot vs. running shod. *Int J Sports Med* [Internet]. 2011 Jun;32(6):401–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/21472628>
37. Divert C, Mornieux G, Freychat P, Baly L, Mayer F, Belli A. Barefoot-shod running differences: Shoe or mass effect? *Int J Sports Med*. 2008;29(6):512–8.
38. Fuller JT, Amado A, Emmerik REA van, Hamill J, Buckley JD, Tsiros MD, et al. The effect of footwear and footfall pattern on running stride interval long-range correlations and distributional variability. *Gait Posture* [Internet]. 2016 Feb;44:137–42. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27004647>
39. Szulc P, Waszak M, Bartkowiak M, Tomczak M, Boch-Kmieciak J, Cieslik K.

- Distribution of plantar pressure during jogging barefoot or in minimalistic shoes in persons who used to run in cushioned shoes. *J Sports Med Phys Fitness*. 2016 Mar;57(5).
40. Richards CE, Magin PJ, Callister R. Is your prescription of distance running shoes evidence-based? *Br J Sports Med*. 2009 Mar;43(3):159–62.
 41. Cheung RTH, Ng GYF. Influence of different footwear on force of landing during running. *Phys Ther*. 2008 May;88(5):620–8.
 42. Fong Yan A, Sinclair PJ, Hiller C, Wegener C, Smith RM. Impact attenuation during weight bearing activities in barefoot vs. shod conditions: A systematic review. *Gait Posture* [Internet]. 2013;38(2):175–86. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.gaitpost.2012.11.017>
 43. Esculier J-F, Dubois B, Dionne CE, Leblond J, Roy J-S. A consensus definition and rating scale for minimalist shoes. *J Foot Ankle Res* [Internet]. 2015;8:42. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26300981>
 44. Derrick TR, Dereu D, McLean SP. Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Med Sci Sport Exerc*. 2002 Jun;34(6):998–1002.
 45. Tessutti V, Ribeiro AP, Trombini-Souza F, Sacco ICN. Attenuation of foot pressure during running on four different surfaces: asphalt, concrete, rubber, and natural grass. *J Sports Sci* [Internet]. 2012;30(14):1545–50. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22897427>
 46. García-Pérez JA, Pérez-Soriano P, Llana S, Martínez-Nova A, Sánchez-Zuriaga D. Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: influence of fatigue. *Gait Posture* [Internet]. 2013 Sep;38(4):929–33. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23746487>
 47. Queen RM, Abbey AN, Wiegerinck JI, Yoder JC, Nunley JA. Effect of shoe type on plantar pressure: a gender comparison. *Gait Posture* [Internet]. 2010 Jan [cited 2016 Dec 30];31(1):18–22. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19765995>
 48. Nagel A, Fernholz F, Kibele C, Rosenbaum D. Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: a barefoot walking investigation of 200 marathon runners. *Gait Posture* [Internet]. 2008 Jan;27(1):152–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17276688>
 49. Escamilla-Martínez E, Martínez-Nova A, Gómez-Martín B, Sánchez-Rodríguez

- R, Fernández-Seguín LM. The effect of moderate running on foot posture index and plantar pressure distribution in male recreational runners. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2013;103(2):121–5. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23536502>
50. Nigg BM, Baltich J, Hoerzer S, Enders H. Running shoes and running injuries: mythbusting and a proposal for two new paradigms: “preferred movement path” and “comfort filter”. *Br J Sports Med*. 2015 Oct;49(20):1290–4.
51. Gallant JL, Pierrynowski MR. A theoretical perspective on running-related injuries. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2014 Mar;104(2):211–20. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24725045>
52. Grier T, Canham-Chervak M, Bushman T, Anderson M, North W, Jones BH. Minimalist Running Shoes and Injury Risk Among United States Army Soldiers. *Am J Sports Med* [Internet]. 2016 Jun [cited 2016 Jul 6];44(6):1439–46. Available from: <http://ajs.sagepub.com/content/44/6/1439>
53. Cauthon DJ, Langer P, Coniglione TC. Minimalist shoe injuries: three case reports. *Foot (Edinb)* [Internet]. 2013 Sep;23(2–3):100–3. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23664740>
54. Giuliani Jeffrey, Masini Brendan, Alitz Curtis OLBD. Barefoot-simulating footwear associated with metatarsal stress injury in 2 runners. *Orthopedics*. 2011;34(7):e3020–323.
55. Chen TL-W, Sze LKY, Davis IS, Cheung RTH. Effects of training in minimalist shoes on the intrinsic and extrinsic foot muscle volume. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2016 Jul;36:8–13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27195735>
56. Johnson AW, Myrer JW, Mitchell UH, Hunter I, Ridge ST. The Effects of a Transition to Minimalist Shoe Running on Intrinsic Foot Muscle Size. *Int J Sports Med* [Internet]. 2016 Feb;37(2):154–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26509371>
57. Ryan M, Elashi M, Newsham-West R, Taunton J. Examining injury risk and pain perception in runners using minimalist footwear. *Br J Sports Med* [Internet]. 2014 Aug;48(16):1257–62. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24357642>
58. Salzler MJ, Bluman EM, Noonan S, Chiodo CP, de Asla RJ. Injuries observed in

- minimalist runners. *Foot Ankle Int* [Internet]. 2012 Apr;33(4):262–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22735197>
59. Aguado X. Unidades de medida. In: Pérez-Soriano P, Llana Belloch S, editors. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*. First. Badalona; 2015. p.41-66.
 60. García-Pérez JA, Pérez-Soriano P, Llana Belloch S, Lucas-Cuevas ÁG, Sánchez-Zuriaga D. Effects of treadmill running and fatigue on impact acceleration in distance running. *Sport Biomech*. 2014 Jul;13(3):259–66.
 61. Pérez-Soriano P, Llana S. Herramientas y técnicas de instrumentación en biomecánica deportiva. In: Pérez-Soriano P, Llana Belloch S, editors. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*. First. Badalona: Paidotribo; 2015. p. 381–97.
 62. Thompson M, Seegmiller J, McGowan CP. Impact Accelerations of Barefoot and Shod Running. *Int J Sports Med*. 2016;37(5):364–8.
 63. A.S. Voloshin. Impact propagation and its effects on the human body. Vladimir Zatsiorsky, editor. *Biomechanics in Sport: Performance Enhancement and Injury Prevention*. Blackwell Science Ltd; 2000.
 64. Gruber AH, Boyer KA, Derrick TR, Hamill J. Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *J Sport Heal Sci* [Internet]. 2014;3(2):113–21. Available from: <http://dx.doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>
 65. Friesenbichler B, Stirling LM, Federolf P, Nigg BM. Tissue vibration in prolonged running. *J Biomech*. 2011 Jan;44(1):116–20.
 66. Mercer JA, Vance J, Hreljac A, Hamill J. Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *Eur J Appl Physiol*. 2002;87(4–5):403–8.
 67. Bigelow EMR, Elvin NG, Elvin AA, Arnoczky SP. Peak impact accelerations during track and treadmill running. *J Appl Biomech*. 2013 Oct;29(5):639–44.
 68. Butler RJ, Davis IS, Hamill J. Interaction of arch type and footwear on running mechanics. *Am J Sports Med*. 2006;34(12):1998–2005.
 69. Enders H, von Tscharnier V, Nigg BM. The effects of preferred and non-preferred running strike patterns on tissue vibration properties. *J Sci Med Sport* [Internet]. 2014;17(2):218–22. Available from:

- <http://dx.doi.org/10.1016/j.jsams.2013.03.015>
70. Lucas-Cuevas AG, Priego Quesada JI, Giménez JV, Aparicio I, Jimenez-Perez I, Pérez-Soriano P. Initiating running barefoot: Effects on muscle activation and impact accelerations in habitually rearfoot shod runners. *Eur J Sport Sci* [Internet]. 2016;16(8):1145–52. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27346636>
 71. McNair PJ, Marshall RN. Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *Br J Sports Med*. 1994 Dec;28(4):256–60.
 72. Chambon N, Delattre N, Guéguen N, Berton E, Rao G. Is midsole thickness a key parameter for the running pattern? *Gait Posture* [Internet]. 2014;40(1):58–63. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24636223>
 73. Mizrahi J, Verbitsky O, Isakov E, Daily D. Effect of fatigue on leg kinematics and impact acceleration in long distance running. *Hum Mov Sci* [Internet]. 2000;19(3):139–51. Available from: www.elsevier.com/locate/humov
 74. Giandolini M, Gimenez P, Temesi J, Arnal PJ, Martin V, Rupp T, et al. Effect of the Fatigue Induced by a 110-km Ultramarathon on Tibial Impact Acceleration and Lower Leg Kinematics. *PLoS One*. 2016;11(3):e0151687.
 75. Clansy AC, Hanlon M, Wallace ES, Lake MJ. Effects of fatigue on running mechanics associated with tibial stress fracture risk. *Med Sci Sports Exerc*. 2012 Oct;44(10):1917–23.
 76. 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*. 2011;25(6):1479–85.
 77. Squadrone R, Gallozzi C. Biomechanical and physiological comparison of barefoot and two shod conditions in experienced barefoot runners. *J Sports Med Phys Fitness* [Internet]. 2009 Mar;49(1):6–13. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19188889>
 78. Morey G. Dinámica. In: Pérez-Soriano P, Llana-Belloch S, editors. *Biomecánica básica aplicada a la actividad física y el deporte*. First. Badalona: Paidotribo; 2015. p. 131–47.
 79. Mann R, Malisoux L, Urhausen A, Meijer K, Theisen D. Plantar pressure measurements and running-related injury: A systematic review of methods and possible associations. *Gait Posture* [Internet]. 2016;47:1–9. Available from:

- <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636216300017>
80. Firth J, Turner D, Smith W, Woodburn J, Helliwell P. The validity and reliability of PressureStat for measuring plantar foot pressures in patients with rheumatoid arthritis. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2007 Jun;22(5):603–6. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17374423>
 81. Deschamps K, Birch I, Mc Innes J, Desloovere K, Matricali GA. Inter- and intra-observer reliability of masking in plantar pressure measurement analysis. *Gait Posture* [Internet]. 2009 Oct;30(3):379–82. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19647431>
 82. Ferber R, Webber T, Everett B, Groenland M, Sawacha Z. Validation of Plantar Pressure Measurements for a Novel In-Shoe Plantar Sensory Replacement Unit. *J Diabetes Sci Technol* [Internet]. 2013;7(5):1176–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24124942>
 83. Becerro de Bengoa Vallejo R, Losa Iglesias ME, Zeni J, Thomas S. Reliability and repeatability of the portable EPS-platform digital pressure-plate system. *J Am Podiatr Med Assoc* [Internet]. 2013 Jun;103(3):197–203. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23697724>
 84. Willems TM, De Ridder R, Roosen P. The effect of a long-distance run on plantar pressure distribution during running. *Gait Posture*. 2012;35(3):405–9.
 85. Wiegerinck JI, Boyd J, Yoder JC, Abbey AN, Nunley JA, Queen RM. Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed. *Gait Posture* [Internet]. 2009 Apr;29(3):514–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/19147359>
 86. Kernozek TW, Meardon S, Vannatta CN. In-shoe loading in rearfoot and non-rearfoot strikers during running using minimalist footwear. *Int J Sports Med* [Internet]. 2014 Dec;35(13):1112–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24977946>
 87. Kernozek TW, Vannatta CN, Gheidi N, Kraus S, Aminaka N. Plantar loading changes with alterations in foot strike patterns during a single session in habitual rear foot strike female runners. *Phys Ther Sport*. 2016 Mar;18:32–7.
 88. Lucas-Cuevas AG, Pérez-Soriano P, Llana-Belloch S, Macián-Romero C, Sánchez-Zuriaga D. Effect of custom-made and prefabricated insoles on plantar loading parameters during running with and without fatigue. *J Sports Sci*

- [Internet]. 2014;32(18):1712–21. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24823258>
89. Hahni M, Hirschmuller A, Baur H. The effect of foot orthoses with forefoot cushioning or metatarsal pad on forefoot peak plantar pressure in running. *J Foot Ankle Res.* 2016;9:44.
 90. Dixon SJ, McNally K. Influence of orthotic devices prescribed using pressure data on lower extremity kinematics and pressures beneath the shoe during running. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* 2008 Jun;23(5):593–600.
 91. Bergstra SA, Kluitenberg B, Dekker R, Bredeweg SW, Postema K, Van den Heuvel ER, et al. Running with a minimalist shoe increases plantar pressure in the forefoot region of healthy female runners. *J Sci Med Sport [Internet].* 2015 Jul;18(4):463–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25024135>
 92. Lussiana T, Hébert-Losier K, Millet GP, Mourot L. Biomechanical changes during a 50-minute run in different footwear and on various slopes. *J Appl Biomech.* 2016;32(1):40–9.
 93. Mei Q, Fernandez J, Fu W, Feng N, Gu Y. A comparative biomechanical analysis of habitually unshod and shod runners based on a foot morphological difference. *Hum Mov Sci.* 2015;42:38–53.
 94. Hohmann E, Reaburn P, Tetsworth K, Imhoff A. Plantar Pressures During Long Distance Running: An Investigation of 10 Marathon Runners. *J Sports Sci Med.* 2016 Jun;15(2):254–62.
 95. Karagounis P, Prionas G, Armenis E, Tsiganos G BP. The impact of the Spartathlon ultramarathon race on athletes' plantar pressure patterns. *Foot Ankle Spec.* 2009;2(4):173–8.
 96. Anbarian M, Esmaeili H. Effects of running-induced fatigue on plantar pressure distribution in novice runners with different foot types. *Gait Posture.* 2016 Jul;48:52–6.
 97. Fourchet F, Kelly L, Horobeanu C, Loepelt H, Taiar R, Millet G. High-intensity running and plantar-flexor fatigability and plantar-pressure distribution in adolescent runners. *J Athl Train [Internet].* 2015 Feb;50(2):117–25. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25531143>
 98. Rice H, Nunns M, House C, Fallowfield J, Allsopp A, Dixon S. High medial

- plantar pressures during barefoot running are associated with increased risk of ankle inversion injury in Royal Marine recruits. *Gait Posture*. 2013 Sep;38(4):614–8.
99. Ridge ST, Johnson AW, Mitchell UH, Hunter I, Robinson E, Rich BSE, et al. Foot bone marrow edema after a 10-wk transition to minimalist running shoes. *Med Sci Sports Exerc* [Internet]. 2013 Jul;45(7):1363–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23439417>
 100. Gurney JK, Kersting UG, Rosenbaum D. Between-day reliability of repeated plantar pressure distribution measurements in a normal population. *Gait Posture* [Internet]. 2008 May;27(4):706–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/17693087>
 101. Fisher AR, Bacon CJ, Mannion JVH. The effect of cervical spine manipulation on postural sway in patients with nonspecific neck pain. *J Manipulative Physiol Ther* [Internet]. 2015 Jan;38(1):65–73. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/25467613>
 102. Sano H, Shionoya K, Ogawa R. Foot loading is different in people with and without pincer nails: a case control study. *J Foot Ankle Res* [Internet]. 2015;8:43. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/26300982>
 103. Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Rodriguez-Sanz D. Static and dynamic plantar pressures in children with and without sever disease: a case-control study. *Phys Ther* [Internet]. 2014 Jun;94(6):818–26. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24481597>
 104. Hughes J, Pratt L, Linge K, Clark P, Klenerman L. Reliability of pressure measurements: the EM ED F system. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 1991 Feb;6(1):14–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23916339>
 105. Hafer JF, Lenhoff MW, Song J, Jordan JM, Hannan MT, Hillstrom HJ. Reliability of plantar pressure platforms. *Gait Posture* [Internet]. 2013 Jul;38(3):544–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/23454044>
 106. Shrout PE, Fleiss JL. Intraclass correlations: uses in assessing rater reliability. *Psychol Bull* [Internet]. 1979 Mar;86(2):420–8. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/18839484>

107. van der Leeden M, Dekker JHM, Siemonsma PC, Lek-Westerhof SS, Steultjens MPM. Reproducibility of plantar pressure measurements in patients with chronic arthritis: a comparison of one-step, two-step, and three-step protocols and an estimate of the number of measurements required. *Foot Ankle Int* [Internet]. 2004 Oct;25(10):739–44. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15566706>
108. Bus SA, de Lange A. A comparison of the 1-step, 2-step, and 3-step protocols for obtaining barefoot plantar pressure data in the diabetic neuropathic foot. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* [Internet]. 2005 Nov;20(9):892–9. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/15996799>
109. Gurney JK, Marshall PWM, Rosenbaum D, Kersting UG. Test-retest reliability of dynamic plantar loading and foot geometry measures in diabetics with peripheral neuropathy. *Gait Posture* [Internet]. 2013 Jan;37(1):135–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/22819069>
110. Martínez-Nova A, Cuevas-García JC, Pascual-Huerta J, Sánchez-Rodríguez R. BioFoot® in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. *Foot* [Internet]. 2007 Dec [cited 2016 Jul 5];17(4):190–6. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0958259207000338>
111. Pérez-Soriano P, Llana-Belloch S, Encarnación-Martínez A, Martínez-Nova A, G M-K. Nordic Walking Practice Might Improve Plantar Pressure Distribution. *Res Q Exerc Sport* [Internet]. 2011 Dec [cited 2016 Jul 5];82(4):593–9. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02701367.2011.10599795>
112. Williams PT. Relationship of running intensity to hypertension, hypercholesterolemia, and diabetes. *Med Sci Sports Exerc.* 2008;40(10):1740–8.
113. Van Gent RN, Siem D, Van Middelkoop M, Van Os AG, Bierma-Zeinstra SMA, Koes BW, et al. Incidence and determinants of lower extremity running injuries in long distance runners: A systematic review. *Sport en Geneeskd.* 2007 Aug;40(4):16–29.
114. Hreljac A, Marshall RN, Hume PA. Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Med Sci Sports Exerc.* 2000 Sep;32(9):1635–41.
115. Guo L-Y, Su F-C, Yang C-H, Wang S-H, Chang J-J, Wu W-L, et al. Effects of Speed and Incline on Lower Extremity Kinematics During Treadmill Jogging in Healthy Subjects. *Biomed Eng Appl Basis Commun.* 2006;18(2):73–9.

116. Whittle MW. Generation and attenuation of transient impulsive forces beneath the foot: a review. *Gait Posture*. 1999;10(3):264–75.
117. Glauber MD, Cavanagh PR. Rearfoot strikers have smaller resultant tibial accelerations at foot contact than non-rearfoot strikers. *J Foot Ankle Res* [Internet]. 2014;7(1):A93. Available from: <http://dx.doi.org/10.1186/1757-1146-7-S1-A93>
118. Lucas-Cuevas AG, Priego-Quesada JI, Aparicio I, Giménez J V., Llana-Belloch S, Pérez-Soriano P. Effect of 3 Weeks Use of Compression Garments on Stride and Impact Shock during a Fatiguing Run. *Int J Sports Med*. 2015;36(10):826–31.
119. McDougall C. *Born to Run*. Knopf Doubleday Publishing Group; 2009. 305 p.
120. Murphy K, Curry EJ, Matzkin EG. Barefoot running: does it prevent injuries? *Sports Med*. 2013 Nov;43(11):1131–8.
121. Franklin S, Grey MJ, Heneghan N, Bowen L, Li F-X. Barefoot vs common footwear: A systematic review of the kinematic, kinetic and muscle activity differences during walking. *Gait Posture*. 2015 Sep;42(3):230–9.
122. Kahle A, Brown GA, Shaw I, Shaw BS. Mechanical and physiological analysis of minimalist versus traditionally shod running. *J Sports Med Phys Fitness*. 2016 Jun;56(9):974-9.
123. Goss DL, Gross MT. A review of mechanics and injury trends among various running styles. *US Army Med Dep J*. 2012 Sep;62–71.
124. Izquierdo-Renau M, Pérez-Soriano P, Ribas-García V, Queralt A. Intra and intersession repeatability and reliability of the S-Plate® pressure platform. *Gait Posture* [Internet]. 2016 Dec 2;52:224–6. Available from: <http://linkinghub.elsevier.com/retrieve/pii/S0966636216306877%5Cnhttp://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27936441>
125. J C. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Lawrence Erlbaum, editor. London; 1988.
126. Altman AR, Davis IS. Prospective comparison of running injuries between shod and barefoot runners. *Br J Sports Med* [Internet]. 2016 Apr;50(8):476–80. Available from: <http://bjsm.bmj.com/content/50/8/476.full.pdf>
127. Grier T, Canham-Chervak M, Bushman T, Anderson M, North W, Jones BH. Minimalist Running Shoes and Injury Risk. *Am J Sports Med*. 2016;44(6):1439–46.

128. Squadrone R, Rodano R, Hamill J, Preatoni E. Acute effect of different minimalist shoes on foot strike pattern and kinematics in rearfoot strikers during running. *J Sports Sci* [Internet]. 2015 Jul [cited 2016 Jul 6];33(11):1196–204. Available from: <http://dx.doi.org/10.1080/02640414.2014.989534>
129. Girard O, Millet GP, Slawinski J, Racinais S, Micallef JP. Changes in running mechanics and spring-mass behaviour during a 5-km time trial. *Int J Sports Med*. 2013;34(9):832–40.
130. Flynn JM, Holmes JD, Andrews DM. The effect of localized leg muscle fatigue on tibial impact acceleration. *Clin Biomech*. 2004;19(7):726–32.
131. O’Leary K, Vorpahl KA, Heiderscheid B. Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2008;98(1):36–41.
132. Cheung RTH, Rainbow MJ. Landing pattern and vertical loading rates during first attempt of barefoot running in habitual shod runners. *Hum Mov Sci* [Internet]. 2014 Apr;34:120–7. Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/24556474>
133. Firminger CR, Edwards WB. The influence of minimalist footwear and stride length reduction on lower-extremity running mechanics and cumulative loading. *J Sci Med Sport* [Internet]. 2016 Mar; Available from: <http://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27107980>
134. Kernozek TW, Vannatta CN, Gheidi N, Kraus S, Aminaka N. Plantar loading changes with alterations in foot strike patterns during a single session in habitual rear foot strike female runners. In 2016. p. 32–7.
135. Chiu M-C, Wu H-C, Chang L-Y. Gait speed and gender effects on center of pressure progression during normal walking. *Gait Posture*. 2013;37(1):43–8.
136. Chiu M-C, Wu H-C, Chang L-Y, Wu M-H. Center of pressure progression characteristics under the plantar region for elderly adults. *Gait Posture*. 2013;37(3):408–12.
137. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, Witvrouw E, De Clercq D. The trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait Posture* [Internet]. 2008 May [cited 2016 Jul 5];27(4):669–75. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207002500>
138. De Cock A, Vanrenterghem J, Willems T, Witvrouw E, De Clercq D. The

trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait Posture* [Internet]. 2008 May [cited 2016 Jul 5];27(4):669–75. Available from: <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0966636207002500>



ANEXOS

ANEXO I. ESCALA “INDICE MINIMALISTA”

MINIMALIST INDEX

A) **Weight:** According to the scale, what is the weight of the shoe?

- 5 = less than 125g
- 4 = from 125g to less than 175g
- 3 = from 175g to less than 225g
- 2 = from 225g to less than 275g
- 1 = from 275g to less than 325g
- 0 = 325g and more

Weight = **grams**

Weight subscore =

B) **Stack height:** According to the caliper, what is the height of the shoe as measured in the middle of the heel?

- 5 = less than 8 mm
- 4 = from 8 mm to less than 14 mm
- 3 = from 14 mm to less than 20 mm
- 2 = from 20 mm to less than 26 mm
- 1 = from 26 mm to less than 32 mm
- 0 = 32 mm and more

Stack height = **mm**

Stack height subscore =

C) **Heel to toe drop:** According to the caliper, what is the height of the shoe under the metatarsal heads? Then, subtract this value from the stack height to obtain the heel to toe drop.

Stack height **mm**

- Height at forefoot **mm**

= Heel to toe drop **mm**

Heel to toe drop subscore =

D) **Stability and motion control technologies:** Which of these technologies can you observe on the shoe?

- Multi-density midsole
- Thermoplastic medial post
- Rigid heel counter
- Elevated medial insole under arch
- Supportive tensioned medial upper
- Medial flare

- 5 = None
- 4 = 1 device
- 3 = 2 devices
- 2 = 3 devices
- 1 = 4 devices
- 0 = 5 or 6 devices

Stability and motion control technologies subscore =

E) Flexibility

Longitudinal flexibility: Using a pinch grip with thumb, index and middle fingers from both hands, apply a superiorly-directed force to the anterior and posterior parts of the shoe. How would you rate longitudinal flexibility?

- 2.5 = Minimal resistance to longitudinal bending (the shoe can be rolled on itself more than 360 degrees)
- 2.0 = Slight resistance to longitudinal bending (anterior tip of shoe sole reaches posterior tip of shoe sole in a maximal bending of 360 degrees)
- 1.5 = Moderate resistance to longitudinal bending (anterior tip of shoe sole doesn't reach posterior tip of shoe sole, but anterior and posterior parts of the shoe can form an angle of at least 90 degrees)
- 1.0 = High resistance to longitudinal bending (anterior and posterior parts of the shoe can form an angle between 45 and 90 degrees)
- 0.5 = Very high resistance to longitudinal bending (longitudinal deformation is possible, but anterior and posterior parts of the shoe form a maximum angle of 45 degrees)
- 0 = Extreme resistance to longitudinal bending (longitudinal forces don't significantly change the orientation of the anterior part of the shoe relative to the posterior part)

Torsional flexibility: Using a pinch grip with thumb, index and middle fingers from both hands, apply a medially-directed torsional force (pronation) to the anterior part of the shoe. How would you rate torsional flexibility?

- 2.5 = Minimal resistance to torsion (anterior part of the shoe is turned 360 degrees; anterior outsole faces inferiorly after a complete twist while posterior outsole faces inferiorly)
- 2.0 = Slight resistance to torsion (anterior part of the shoe is turned at least 180 degrees but less than 360 degrees; anterior outsole faces at least superiorly while posterior outsole faces inferiorly)
- 1.5 = Moderate resistance to torsion (anterior part of the shoe is turned more than 90 degrees but less than 180 degrees; anterior outsole faces at least laterally while posterior outsole faces inferiorly)
- 1.0 = High resistance to torsion (anterior part of the shoe is turned more than 45 degrees but less than 90 degrees; anterior outsole can't face laterally while posterior outsole faces inferiorly)
- 0.5 = Very high resistance to torsion (torsional deformation is possible, but anterior part of the shoe reaches less than 45 degrees)
- 0 = Extreme resistance to torsion (torsional forces don't significantly change the orientation of the anterior part of the shoe relative to the posterior part)

Flexibility subscore (sum of torsional and longitudinal) =

Sum of subscores = _____ x 4 = _____ % (Total MI score)

ANEXO II. ESTUDIO PUBLICADO EN REVISTA GAIT & POSTURE

Gait & Posture 52 (2017) 224–226



Contents lists available at ScienceDirect

Gait & Posture

journal homepage: www.elsevier.com/locate/gaitpost



Short communication

Intra and inter-session repeatability and reliability of the S-Plate® pressure platform



Marta Izquierdo-Renau^a, Pedro Pérez-Soriano^b, Vicent Ribas-García^b, Ana Queralt^{a,*}

^a Department of Nursing, Faculty of Nursing and Chiropody, University of Valencia, C/Jaume Roig, s/n, 46010, Valencia, Spain

^b Department of Physical and Sports Education, Faculty of Physical Activity and Sport Sciences, University of Valencia, C/Gascó Oliag, 3, 46010, Valencia, Spain

ARTICLE INFO

Article history:

Received 27 June 2016

Received in revised form 28 November 2016

Accepted 1 December 2016

Keywords:

Plantar pressure

Static

Dynamic

ABSTRACT

Aim: The aim of this study was to assess the repeatability and reliability of the S-Plate® pressure platform in a group of healthy subjects.

Material and methods: Forty subjects, free from physical conditions that would affect normal gait, walked along a five-meter corridor while data were recorded from the pressure platform. A total of 10 steps (five each side) were obtained as well as five static trials; the same measurements were repeated one week later. Peak and mean plantar pressures and contact area were recorded for both dynamic and static trials. Additionally, weight supported on each limb was documented during static trials. To assess intrasession and inter-session repeatability and reliability, the intraclass correlation coefficients (ICCs) and coefficient of variation (CoV) were calculated.

Results: Taking the ICC values into account, every static and dynamic variable analysed showed moderate to excellent reliability and the CoV values were all below 12%.

Conclusion: Measurements of either static or dynamic plantar pressure variables with the S-Plate® pressure platform show good repeatability and reliability, and so it is useful for comparing steps within and between sessions.

© 2016 Elsevier B.V. All rights reserved.

ANEXO III. INFORME FAVORABLE COMITÉ ÉTICO DE LA UNIVERSIDAD DE VALENCIA PARA EL ESTUDIO I.

VNIVERSITAT
E VALÈNCIA
Vicerectorat d'Investigació i Política Científica

D. Fernando A. Verdú Pascual, Profesor Titular de Medicina Legal y Forense, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

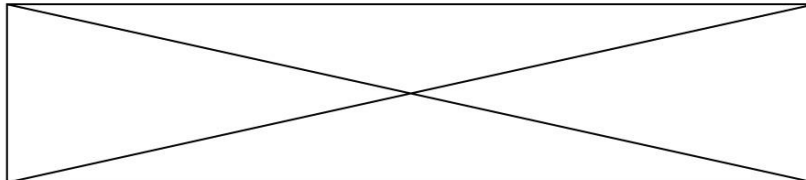
Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 14 de mayo de 2014, una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral titulado:

“Validación plataforma de pressions s-plate”, número de procedimiento H1394189640550,

Cuya doctoranda es Dña. Marta Izquierdo Renau,

ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a veintidós de mayo de dos mil catorce.



Carrer: Blasco Ibáñez, 13
VALÈNCIA 46071

Telèfon: (96) 386 41 09
Fax: (96) 398 32 21
e-mail: vicerec.investigacio@uv.es

ANEXO IV. CONSENTIMIENTO INFORMADO ESTUDIO 1.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Estudio para la validación plataforma de presiones S-plate Medicauteurs®

INFORMACIÓN

Desde la Facultad de Enfermería y Podología, se está desarrollando una investigación para validar la plataforma de presiones S-plate y comprobar su fiabilidad en los estudios de presiones plantares tanto estáticos como dinámicos. Los ensayos de la citada investigación consisten en la realización de 5 adquisiciones estáticas y 10 dinámicas con el/la participante caminando descalzo/a.

Se le informa que la prueba se realizará en el Aula B0 de la Facultad de Enfermería y Podología de Universidad de Valencia, ubicada en la primera planta de esta facultad, situada en la c/ Jaume Roig s/n, de Valencia.

RIESGOS

No existen riesgos asociados a la realización de las pruebas de este estudio.

BENEFICIOS

Los resultados obtenidos de la investigación serán de gran utilidad para poder utilizar esta plataforma en futuras investigaciones. Los resultados estarán en todo momento a su disposición.

CONFIDENCIALIDAD

Los datos personales de los/as voluntarios/as serán recogidos en el estudio pero no serán publicados en ningún informe, memoria o artículo. Los datos serán confidenciales y estarán controlados exclusivamente por miembros del equipo de investigación.

CONTACTOS

Si tuviera alguna cuestión que plantear acerca del estudio puede dirigirse a: Marta Izquierdo Renau (marizre@uv.es) en la Facultad de Enfermería y Podología (Universidad de Valencia).

PARTICIPACIÓN

Su participación en este estudio es voluntaria y, por tanto, puede comunicar su deseo de no continuar en cualquier momento.

CONSENTIMIENTO

Después de leer este documento, declaro que las condiciones expuestas son satisfactorias y declaro mi disposición a participar en este estudio.

Fdo. _____

DNI _____

Fecha _____

ANEXO V. SOLICITUD USO INSTALACIONES DEPORTIVAS DE LA UNIVERSIDAD DE VALENCIA.

VNIVERSITAT VALÈNCIA  Facultat d'Infermeria i Podologia

VNIVERSITAT VALÈNCIA  Facultat de Ciències de l'Activitat Física i de l'Esport

SOLICITUD UTILIZACIÓN DE INSTALACIONES DEPORTIVAS

Att. D. José Campos Granell
Director del Servicio de Deportes.
Universitat de Valencia

Valencia, 23 Junio 2014

Dña. Marta Izquierdo Renau, con DNI 53223633T , PDI en el departamento de Enfermería y Podología, y doctoranda por la Universidad de Valencia,

EXPONE:

Que con motivo de la previsión de realización, de unos test con corredores para la fase experimental de la Tesis doctoral, dirigida por la Dra. Dña. Ana Queralt (Dpto. Enfermería y Podología) y el Dr. D. Pedro Pérez (Dpto. Educación Física y Deportiva),

SOLICITA:

Hacer uso de las instalaciones deportivas del Campus Blasco Ibáñez, para llevar a cabo durante los meses de octubre, noviembre, diciembre de 2014, y enero 2015 las pruebas objeto de la investigación que estoy llevando a cabo para la realización de mi tesis doctoral. Estas pruebas constarán de hacer correr durante 30 minutos, dos días a corredores, los cuales serán citados uno a uno para realizar dichas pruebas. En este sentido, durante los test, solo habrá un corredor en la pista, siendo mínima la ocupación de la instalación, y deseando no interferir en la actividad normal y uso de las instalaciones.

Quedo a la espera de su consideración.

Muchas gracias.

Atentamente,

Fdo. Dña. Marta Izquierdo Renau

Departament d'Infermeria, Facultat d'Infermeria i Podologia

C/ Jaume Roig S/N

Telf. 96 398 32 71

46010 València

ANEXO VI. CONSENTIMIENTO INFORMADO ESTUDIO 2 Y 3.

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Estudio comparativo de las presiones plantares en fatiga y acelerometría en carrera con calzado de amortiguación y calzado minimalista.

INFORMACIÓN

Desde la Facultad de Enfermería y Podología juntamente con la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia, a través de su Departamento de Educación Física y Deportiva, está desarrollando una investigación en la que se comparan las variables biomecánicas más relevantes de la carrera con calzado de amortiguación y con calzado minimalista.

Los ensayos de la citada investigación consisten en una exploración previa del pie y una serie de tests realizados sobre pista. Los datos se registrarán mediante un sistema de análisis de presión plantar y acelerometría, que registrarán el patrón de presiones plantar y la aceleración en diversos puntos del aparato locomotor.

Se le informa que la prueba se realizará en las instalaciones deportivas del Campus de Blasco Ibáñez de la Universidad de Valencia, ubicadas en C/ Menéndez Pelayo núm. 19.

RIESGOS

La prueba puede implicar algún tipo de lesión por sobrecarga durante el entrenamiento por lo que si aparece el sujeto deberá cesar de la participación en este estudio.

BENEFICIOS

Los resultados obtenidos de la investigación serán de gran utilidad para la prescripción del tipo de calzado adecuado para la carrera a los grupos de población que practiquen este deporte. Los resultados estarán en todo momento a su disposición.

CONFIDENCIALIDAD

Los datos personales de las voluntarias serán recogidos en el estudio pero no serán publicados en ningún informe, memoria o artículo. Los datos serán confidenciales y estarán controlados exclusivamente por miembros del equipo de investigación.

CONTACTOS

Si tuviera alguna cuestión que plantear acerca del estudio puede dirigirse a: Marta Izquierdo Renau (marizre@uv.es) en la Facultad de Enfermería y Podología (Universidad de Valencia).

PARTICIPACIÓN

Su participación en este estudio es voluntaria y, por tanto, puede comunicar su deseo de no continuar en cualquier momento.

CONSENTIMIENTO

Después de leer este documento, declaro que las condiciones expuestas son satisfactorias y declaro mi disposición a participar en este estudio.

Valencia, a ____ de _____ de 20__

Fdo. _____

DNI _____

ANEXO VII. INFORME FAVORABLE COMITÉ ÉTICO DE LA UNIVERSIDAD DE VALENCIA PARA EL ESTUDIO 2 Y 3.

VNIVERSITAT
ED VALÈNCIA Vicerectorat
d'Investigació i Política Científica

D. Fernando A. Verdú Pascual, Profesor Titular de Medicina Legal y Forense, y Secretario del Comité Ético de Investigación en Humanos de la Comisión de Ética en Investigación Experimental de la Universitat de València,

CERTIFICA:

Que el Comité Ético de Investigación en Humanos, en la reunión celebrada el día 20 de noviembre de 2014, una vez estudiado el proyecto de tesis doctoral titulado:

“Presions plantars i accelerometria en corredors minimalistes”, número de procedimient H1412433550236,

Cuya doctoranda es Dña. Marta Izquierdo Renau, ha acordado informar favorablemente el mismo dado que se respetan los principios fundamentales establecidos en la Declaración de Helsinki, en el Convenio del Consejo de Europa relativo a los derechos humanos y cumple los requisitos establecidos en la legislación española en el ámbito de la investigación biomédica, la protección de datos de carácter personal y la bioética.

Y para que conste, se firma el presente certificado en Valencia, a veintisiete de noviembre de dos mil catorce.

FERNANDO
ALEJO|VERDU|
PASCUAL
2014.12.01
08:22:59 +01'00'

ANEXO VIII. MÉTODO UTILIZADO PARA LA CLASIFICACIÓN DE LOS PASOS REALIZADOS EN ESTUDIO 2 Y 3.



Biomechanical characteristics of barefoot footstrike modalities

Michael Nunns^{a,*}, Carol House^b, Joanne Fallowfield^b, Adrian Allsopp^b, Sharon Dixon^a

^a Exeter Biomechanics Research Team, University of Exeter, UK

^b Institute of Naval Medicine, Gosport, UK



Table 1
Description of footstrike classifications used in the study.

Category	Description
HS (heel strikers)	Only heel contact made in the first two frames of stance.
MS (midfoot strikers)	Initial contact made with the midfoot region of the foot, or several regions within the first two frames of contact.
FS (forefoot strikers)	Initial contact with the forefoot before making contact with the rest of the foot (after at least two frames following contact).
TR (toe runners)	Contact made only with forefoot during stance.
Mixed	Demonstrate more than one footstrike type either between or within feet.

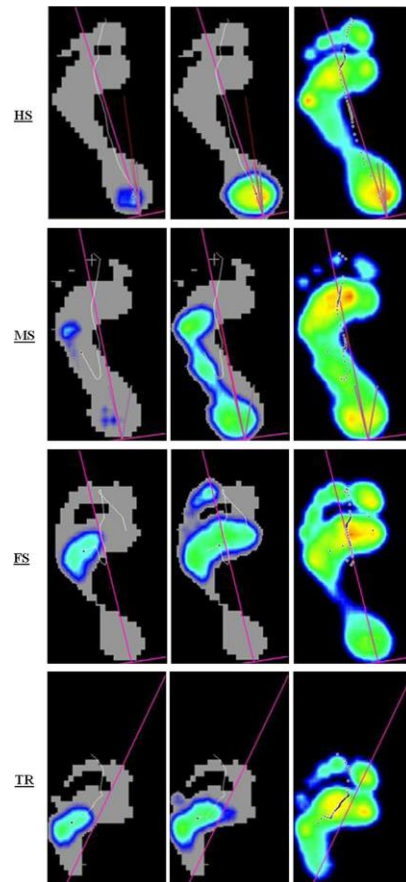


Fig. 1. Sample images for each footstrike type. From left to right: snapshots for frame 1, frame 2 and peak pressure for total stance phase.