

VNIVERSITAT VALÈNCIA



PROGRAMA DE DOCTORADO 1393/2007

PROGRAMA DE DOCTORADO EN CIENCIAS DE LA ACTIVIDAD FÍSICA Y EL DEPORTE

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

“ANÁLISIS DE VARIABLES BIOMECÁNICAS PARA LA PREVENCIÓN Y CUIDADO DEL PIE DIABÉTICO DURANTE UN PROGRAMA DE ACTIVIDAD FÍSICA EN MARCHA NÓRDICA”

TESIS DOCTORAL

Dña. INMACULADA APARICIO APARICIO

Dirigida por:

Dr. D. PEDRO PÉREZ SORIANO

Dr. D. SALVADOR LLANA BELLOCH

Valencia, Mayo de 2017

UNIVERSIDAD DE VALENCIA



PROGRAMA DE DOCTORADO 1393/2007

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTES



TESIS DOCTORAL

“ANÁLISIS DE VARIABLES BIOMECÁNICAS PARA LA PREVENCIÓN Y CUIDADO DEL PIE DIABÉTICO DURANTE UN PROGRAMA DE ACTIVIDAD FÍSICA EN MARCHA NÓRDICA”

Inmaculada Aparicio Aparicio

DIRECTORES DE TESIS

Dr. D. Pedro Pérez Soriano

Dr. D. Salvador Llana Belloch

INFORME DIRECTORES TESIS

D. Pedro Pérez Soriano, profesor titular en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia, y

D. Salvador Llana Belloch, profesor titular en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia,

Informan que la presente tesis doctoral dirigida bajo su tutela en este Departamento por parte de Dña. Inmaculada Aparicio Aparicio y con título *“ANÁLISIS DE VARIABLES BIOMECÁNICAS PARA LA PREVENCIÓN Y CUIDADO DEL PIE DIABÉTICO DURANTE UN PROGRAMA DE ACTIVIDAD FÍSICA EN MARCHA NÓRDICA”* es apta para su defensa.

Valencia, a 31 de Mayo de 2017



Fdo. Dr. D. Pedro Pérez Soriano



Fdo. Dr. D. Salvador Llana Belloch

La presente tesis ha sido depositada en el Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia, por Dña. Inmacualda Aparicio Aparicio con NIF 73572967-S

Valencia, Mayo de 2017

A mi familia, por ayudarme en todo lo que me propongo

“El éxito en la vida no se mide por lo que logras,
sino por los obstáculos que superas”

Agradecimientos

El trabajo que a continuación se presenta es fruto del esfuerzo, la dedicación y el sacrificio de varios años; los cuales solo han sido posibles gracias al apoyo, el ánimo y la ayuda de un grupo de personas, sin las cuales este trabajo no hubiera visto la luz. A todos ellos me gustaría expresarles mi más sincera gratitud:

Al Dr Pedro Pérez Soriano, por el gran apoyo mostrado durante todo el trabajo. Gracias por haberme guiado durante mi etapa como estudiante de esta facultad. Y de forma más constante durante el presente trabajo. Por darme ánimos incesantes para su ejecución. Miles gracias por tu ayuda incansable y tu comprensión.

Al Dr Salvador Llana Belloch, por sus constantes consejos a la hora de la realización de esta tesis doctoral, así como sus ánimos para llevarla a cabo. Ha sido importante su experiencia y conocimiento.

A Lurbel y Aitex, por aportar parte de su conocimiento en la innovación del calcetín “Regenactiv®” y por facilitarnos los calcetines para la realización del trabajo de investigación.

A todos los miembros del GIBD “Grupo de investigación en Biomecánica aplicada al Deporte” del Departamento de Educación Física y Deportiva de la Universidad de Valencia, por ser compañeros durante esta etapa.

A la “Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte De la Universidad de Valencia, por su educación, material y apoyo humano recibido durante todos mis años

universitarios, tanto de licenciatura, como de Máster, así como todo el proceso de Doctorado.

A todos los participantes del estudio, que de forma voluntaria participaron. Por su constancia, y su entendimiento, por su interés en formar parte del proyecto y por completar en un amplio porcentaje todo el proceso. Sin su esfuerzo y sus ganas de aprender este estudio no sería posible.

A todos mis compañeros de Aitex, por ayudarme a crecer profesionalmente. Porque a raíz de esta tesis comenzó mi andadura profesional de investigación en el Instituto Tecnológico Textil.

A todos mis amigos y mis jugadores de Badminton, por su apoyo incondicional y constante entendimiento.

A Miki, por su paciencia y su apoyo incondicional. Por estar siempre ahí, y haberme animado hasta el final a llevar este proyecto a cabo. Por ayudarme a conseguir todos mis retos.

Y lo más importante, mi familia: mi abuela, mis tíos y tías, mis primos y muy especialmente a mis padres y hermana, Conchín, Toni y Laura. Sin ellos esto no sería posible, por apoyarme a lo largo de toda mi vida en los retos planteados y por animarme a conseguirlos con todo el apoyo necesario. Me han enseñado que todo se consigue con trabajo, me han guiado a tener constancia y esfuerzo. Soy todo lo que soy en la vida gracias a ellos.

Publicaciones

ARTÍCULOS

Aparicio, I., Giménez, J.V., Pérez-Soriano, P., Martínez-Nova, A., Macián, C. y Llana, S. (2012). Evaluación de tecnología Regeneractiv® en calcetines durante la marcha nórdica. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 28, 101-110.

Pérez-Soriano, P., Encarnación-Martínez, A., Aparicio-Aparicio, I., Vicente Giménez, J., y Llana-Belloch, S. (2014). Nordic walking: a systematic review. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 33, 26-45.

CONGRESOS

Aparicio I, Gimenez JV, Llana-Belloch S y Pérez-Soriano P. (Marzo de 2016). Cambios en la pedobarografía de adultos mayores tras un programa de entrenamiento en Nordic Walking. *I International Congress on Successful Aging y Exercise Training*. Valencia,

Aparicio, I., Giménez, J.V., Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S. y Lucas-Cuevas, A. (Julio de 2014). Analysis of impact deceleration in adults over 50 years during walking and nordic walking. *19th anual Congress of the European College of Sport Science*. Amsterdam.

Aparicio I., Giménez J.V., Pérez-Soriano, P., Priego, J. y Lucas-Cuevas, A. (Junio de 2014). Regenactiv technology assessment in socks for Nordic walkers. *IV NSCA International Conference. Human Performance Development through Strength and Conditioning*. Murcia.

Aparicio, I., Giménez, J.V., Lucas-Cuevas, A.G., García-Pérez, J.A., Pérez-Soriano, P. y Llana-Belloch, S. (Junio de 2013). Nordic walking and plantar pressure. Is it beneficial for diabetics? *18th Anual Congress of Sport Science*. Barcelona.

ÍNDICE GENERAL

ÍNDICE DE TABLAS	XI
ÍNDICE DE FIGURAS	XIII
ABREVIATURAS.....	XVII
RESUMEN	XIX
1. INTRODUCCIÓN	3
1.1. Actividad física y salud	5
1.2. Poblaciones especiales: diabetes	8
1.2.1. Concepto de diabetes y tipología.....	8
1.2.2. Complicaciones relacionadas con la diabetes.....	9
1.3. Marcha y actividad física	12
1.4. Biomecánica de la marcha	15
1.4.1. Concepto	15
1.4.2 Fases.....	17
1.4.3. Registro de presión plantar.....	22
1.4.4. Impactos.....	34
1.4.5. Parámetros perceptuales. Análisis del confort	40
1.4.6. Hidratación.....	42
1.5. Marcha Nórdica o “Nordic Walking” (NW)	43
1.5.1. Definición	43
1.5.2. Materiales	44
1.5.3. Técnica Nordic Walking.....	48
1.5.4. Evidencia científica en Nordic Walking	52
1.5.4.1. Fisiología y percepción de esfuerzo durante la práctica del NW	52
1.5.4.2. Aplicación en la prevención y/o rehabilitación.....	57
1.5.4.3. Parámetros biomecánico en la práctica del Nordic Walking	61
1.6. Objetivos	77
1.7. Plan de trabajo	80
2. METODOLOGÍA.....	85
2.1. Diseño experimental	85
2.1.1. Participantes.....	86
2.1.2. Protocolo.....	87
2.1.3. Protocolo de entrenamiento.....	91

2.1.4. Especificaciones del test de laboratorio 1 y 2	92
2.1.5. Pasillo de marcha y determinación de la velocidad	94
2.2. Análisis de la presión plantar	96
2.2.1. Instrumental de medida	96
2.2.2. Diseño de experiencias.....	98
2.2.3. Tratamiento de datos.....	99
2.3. Análisis de acelerometría	103
2.3.1. Instrumental de medida.....	103
2.3.2. Diseño de experiencia	104
2.3.4. Tratamiento de datos.....	105
2.4. Análisis de la hidratación y confort percibido.....	109
2.4.1. Características del calcetín Regenactiv®	109
2.4.2. Instrumental de medida.....	110
2.4.3. Diseño de experiencias.....	111
2.4.4. Tratamiento de datos.....	113
3. RESULTADOS	117
3.1. Efecto de la población.....	117
3.2. Presión plantar	117
3.2.1. Estadísticos en las variables analizadas respecto al tipo de marcha y efecto del entrenamiento	117
3.2.1.1. Tiempo de apoyo.....	117
3.2.1.2. Máximo de la presión media.....	120
3.2.1.3 Tiempo del Máximo de la presión media.....	122
3.2.1.4. Integral	124
3.2.1.5. Presión relativa.....	126
3.2.2. Estadísticos en las variables analizadas respecto a la velocidad en cada tipo de marcha.....	128
3.2.2.1. Tiempo de apoyo.....	128
3.2.2.2. Máximo de la presión media.....	129
3.2.2.3 Tiempo del Máximo de la presión media.....	131
3.2.2.4. Integral presión-tiempo	133
3.2.2.5. Distribución presión media máxima por zonas.....	134
3.2.3. Estadísticos en la interacción marcha * velocidad en las variables analizadas	136
3.2.3.1. Máximo de la presión media.....	136
3.2.3.2. Integral presión-tiempo	139

3.2.3.3. Presión relativa.....	141
3.3. Acelerometría.....	143
3.4. Resultados en el confort e hidratación del calcetín.....	146
3.4.1. Confort	146
3.4.2. Hidratación.....	147
4. DISCUSIÓN.....	151
4.1. Análisis de las variables de presión plantar	151
4.2. Acelerometría.....	167
4.3. Hidratación y confort del calcetín	171
5. CONCLUSIONES	177
5.1. conclusiones del estudio	177
5.2. Limitaciones del Estudio.....	179
5.3. Futuras líneas de investigación	180
6. BIBLIOGRAFÍA.....	183
7. ANEXOS	235
ANEXO 1. Consentimiento informado.....	235
ANEXO 2. Hoja informativa	236
ANEXO 3. Cuestionario confort e hidratación.....	237
ANEXO 4. Hoja de seguimiento de las mediciones	238

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Valores de los parámetros de la marcha.	19
Tabla 2. Media (\pm DE) de pico de presión y de presión media.....	24
Tabla 3. Distribución de presión al caminar a 110 pasos/minuto.....	24
Tabla 4. Presiones máximas (kPa) en el pie a tres velocidades de marcha.	25
Tabla 5. Presiones máximas (kPa) en el pie a tres velocidades de marcha.	25
Tabla 6. Tiempo en el que se alcanzan las máximas presiones por zonas en el ciclo marcha.....	26
Tabla 7. Tiempo de contacto medio por zonas del pie en tres velocidades.	27
Tabla 8. Picos y media de presión descalzo y calzado durante la marcha en tres velocidades en adultos mayores.	30
Tabla 9. Representación de las zonas de análisis de presión plantar de los diferentes estudios, velocidades de marcha empleadas y sistema de medición.....	33
Tabla 10. Valores típicos de fuerzas de impacto y aceleraciones durante diversas actividades.....	39
Tabla 11. Resumen de las escalas de confort.....	41
Tabla 12. Longitud bastones según altura.....	46
Tabla 13. Resumen de estudios desde la perspectiva fisiológica relacionados con el Nordic Walking en personas sanas.....	53
Tabla 14. Diferencias entre diferentes parámetros de gasto energético entre NW y M tras recorrer una distancia de 1000m	56
Tabla 15. Resumen de estudios experimentales revisados sobre tratamiento/prevención de patologías y enfermedades	57
Tabla 16. Resumen revisión literatura estudios biomecánicos.....	62
Tabla 17. Cadencia, tiempo y longitud de zancada y paso en M y NW	66
Tabla 18. Estudio acelerometría, análisis del efecto de la experiencia	75
Tabla 19. Descripción de los participantes (Media \pm DE).....	86
Tabla 20 Variables de presión plantar analizadas en el estudio.	101
Tabla 21. Variables analizadas en el sistema de impactos de acelerometría en tibia.	108
Tabla 22. Tiempo de apoyo a V1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).....	118
Tabla 23. Tiempo de apoyo a V2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).....	119

Tabla 24. Instante de la fase de apoyo en que se produce el máximo de la presión media (%) a V1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).....	122
Tabla 25. Instante de la fase de apoyo en que se produce el máximo de la presión media (%) a V2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).....	123
Tabla 26. Presión relativa (%) a V1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).....	126
Tabla 27. Presión relativa (%) a V2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).....	127
Tabla 28. Tiempo de apoyo por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW) y según velocidad.....	128
Tabla 29. Máximo de la presión media (KPa) por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de.....	130
Tabla 30. TPx (%) por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW) y según velocidad.	132
Tabla 31. Integral (KPa/s) por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW) y según velocidad.....	133
Tabla 32. Presión relativa (%) por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW) y según velocidad.....	134
Tabla 33. Distribución de la presión de cada zona respecto a la pisada total, según velocidades y condiciones de marcha sin error ni DE.	135
Tabla 34. Resultados interacción marcha*velocidad de la presión media.	137
Tabla 35. Resultados interacción marcha*velocidad de la integral presión-tiempo... ..	140
Tabla 36. Resultados interacción marcha*velocidad de la presión relativa (%).....	142
Tabla 37. Resultados de las comparaciones en las cuales existieron diferencias significativas.	143
Tabla 38. Resumen de las comparaciones por zonas y variables.....	161
Tabla 39. Interacciones en Px, en zonas con diferencia significativa.....	165

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1. División funcional del ciclo de marcha.	16
Figura 2 Ciclo de la marcha.....	17
Figura 3. Ciclo de la marcha.....	20
Figura 4. Fase de contacto inicial.	21
Figura 5. Fase inicial de apoyo.....	21
Figura 6. Fase media de apoyo.....	21
Figura 7. Fase final de apoyo.	21
Figura 8. Fase previa a la oscilación.	21
Figura 9. Fase inicial de oscilación.....	21
Figura 10. Fase media de oscilación.	21
Figura 11. Fase final de oscilación.	21
Figura 12. Ejemplo de fuerzas de reacción vertical del suelo durante las fases de la marcha.....	35
Figura 13. Plataforma dinamométrica.....	36
Figura 14. Izquierda: Acelerómetro para el registro de absorción de impactos. Derecha: Ajustes del acelerómetro a la tuberosidad tibial.	36
Figura 15. Media de aceleración durante el ciclo de la marcha.....	37
Figura 16. Fuerza y tiempo del impacto de talón registrado mediante plataforma de fuerzas durante la marcha.....	38
Figura 17. Bastones típicos de NW.....	44
Figura 18. Empuñadura y dragonera bastón NW y técnica de agarre.	45
Figura 19. Punteras de goma para el bastón de NW.....	45
Figura 20. Técnica INWA.....	49
Figura 21 Coordinación general marcha nórdica.	49
Figura 22. Consideraciones para el apoyo del bastón.....	50
Figura 23. Apoyo del pie durante la marcha nórdica.	50
Figura 24. Representación gráfica de la Técnica Alfa.....	51
Figura 25. Consumo de oxígeno (ml/kg/min) marcha con y sin bastones	55
Figura 26. Promedio del momento articular de tobillo en el plano transversos.....	67

Figura 27. Promedio del momento articular de la rodilla en el plano sagital.....	68
Figura 28. Valores medios de fuerza vertical, pronación, velocidad máxima de pronación y aceleración máxima en muñeca en M y NW a 5, 7, 8 km/h.....	70
Figura 29. Promedio de la fuerza de reacción del suelo, fuerza de compresión de la rodilla y fuerza del bastón.	71
Figura 30. Distribución de las presiones plantares en expertos y principiantes bajo dos condiciones de velocidad.	74
Figura 31. Patrones de marcha con bastones..	74
Figura 32. Efecto de la experiencia durante la marcha nórdica.....	76
Figura 33. Efecto de la experiencia en la marcha nórdica.....	76
Figura 34. Primera sesión informativa con los participantes seleccionados.	87
Figura 35. Representación de las fases de todo el protocolo experimental.....	88
Figura 36. Representación del protocolo experimental de laboratorio y de entrenamiento.....	88
Figura 37. Pasillo de marcha sobre el que caminaron los participantes.....	89
Figura 38. Ejemplo descriptivo del test 2	90
Figura 39. Participantes al inicio de la sesión, colocándose adecuadamente los bastones de NW.	92
Figura 40. Pasillo de marcha en el laboratorio de biomecánica.	94
Figura 41. Sistema de análisis de la presión plantar. Biofoot 2001® (IBV/Valencia).	97
Figura 42. Diagrama del Biofoot 2001® Funcionamiento del Sistema de análisis de presión.....	97
Figura 43. Imagen pantalla del ordenador con la extracción de datos del sistema de Biofoot 2001®	98
Figura 44. Representación de diferentes zonas de análisis en el pie.....	100
Figura 45. Equipo de acelerometría. Dos sensores, batería/transmisor, y receptor bluetooth.....	103
Figura 46. Condiciones de estudio generadas.....	104
Figura 47. Condición marcha nórdica, se muestra el acelerómetro colocado en al participante.	105
Figura 48. Representación del diseño experimental.....	106
Figura 49. Representación de las variables sobre el patrón de aceleración.....	106
Figura 50. Diseño y estructura del calcetín Regenactiv®.	109

Figura 51. Hydrosensor utilizado para la medición de la hidratación.....	110
Figura 52. Participantes colocándose el calcetín Regenactiv®	111
Figura 53. Zonas anatómicas de medición de hidratación.....	112
Figura 54. Participantes rellenando el cuestionario de confort del calcetín.	112
Figura 55. Medición de la hidratación tras la retirada del calcetín.....	112
Figura 56. Gráfica máximo de la presión media v1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).....	120
Figura 57. Gráfica máximo de la presión media v2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).....	121
Figura 58. Integral presión-tiempo a V1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).	124
Figura 59. Integral presión-tiempo a V2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).	125
Figura 60. Efecto del tipo de marcha sobre el pico máximo de aceleración (MaxT) (media y DE).....	144
Figura 61. Efecto del tipo de marcha sobre el ratio de la aceleración (media y DE). ..	145
Figura 62. Valores medios y desviación típica en los parámetros de confort analizados. *Diferencias significativas ($p < 0,05$).	146
Figura 63 Valores medios y desviación típica en la hidratación según zonas pie. * Diferencias significativas ($p < 0,05$)	147
Figura 64. Valores de presión máxima en el pie.	153
Figura 65. A: Px, (diferencias entre Mpost vs Mpre). B: Ilustración gráfica de la Px (Mpost vs NW).	154
Figura 66. Distribución de presión plantar en principiantes y expertos en NW, empleando dos velocidades de marcha.	155
Figura 67. Zonas con una correlación positiva entre Velocidad y Presión Máxima.....	162
Figura 68. Picos de aceleración en tibia y cabeza.	169

ABREVIATURAS

AVD: Actividades vida diaria	cm²: Centímetro cuadrado
AF: Actividad física	P: Presión
NW: Marcha Nórdica o Nordic Walking	F: Fuerza
M: Marcha normal	A: Aceleración
Mpre: Medición Marcha normal antes del entrenamiento	GRF: Fuerzas de reacción del suelo
Mpost: Medición Marcha normal después del entrenamiento	Px: Media de la presión máxima
Pr D: Zona del primer dedo o hallux	TPx: Tiempo hasta la media de la presión máxima
DD: Resto de dedos	I: Integral presión-tiempo
MM: Metatarso medial	PR: Presión relativa
MC: Metatarso central	IBV: Instituto de Biomecánica de Valencia
ML: Metatarso lateral	N.S.: No significativo
AM: Arco medial	cm: Centímetro
AL: Arco lateral	mm: Milímetro
TM: Talón medial	min: Minuto
TL: Talón lateral	DE: Desviación estándar
T: Talón	MMII: Miembros inferiores
Mt: Metatarso	V1: 0,9 ± 0,1m/s
DM: Diabetes Mellitus	V2: 1,5 ± 0,1 m/s
DNP: Diabetes con Neuropatía periférica	FC: Frecuencia cardíaca
max: Máximo	VO2máx: Máximo consumo de Oxígeno
vs: Versus (en contra de)	GE: Gasto energético
IMC: Índice de Masa corporal	FCAFE: Facultat de Ciències de l'Activitat Física i l'Esport.
CSD: Consejo Superior de Deportes	
INWA: <i>International Nordic Walking Association</i>	ALFA: A: andar derecho, L: largos los brazos, F: formar un ángulo con el bastón en el suelo y A: adecuar el paso

RESUMEN

“ANÁLISIS DE VARIABLES BIOMECÁNICAS PARA LA PREVENCIÓN Y CUIDADO DEL PIE DIABÉTICO DURANTE UN PROGRAMA DE ACTIVIDAD FÍSICA EN MARCHA NÓRDICA”

Palabras clave: Presión plantar, acelerometría, confort, hidratación.

Introducción

La realización de la actividad física es recomendable para cualquier tipo de personas. Sin embargo, el tipo y la forma de realización de la actividad física puede suponer un riesgo de lesión en las poblaciones especiales (ejemplo: diabética), fundamentalmente por: un incremento de la presión plantar y las fuerza de impacto. Entre las actividades físicas, el caminar es una de las más frecuentes, sin embargo, nuevas formas de caminar como por ejemplo con el uso de bastones (denominada “*Nordic Walking*” (NW)), así como el desarrollo de prendas textiles deportivas especializadas, pueden suponer un beneficio extra para una práctica física saludable y con menores riesgos de lesión para la población en general, y en especial para la población con “pie diabético”.

El origen de este estudio, está basado fundamentalmente en resultados previos de presión plantar en función del tipo de marcha (normal vs nordic walking), empleando dos velocidades y con niveles de experiencia distintos (principiantes vs expertos en nordic walking) (Pérez-Soriano et al. 2011; Encarnación-Martínez, 2012). En el estudio de Pérez-Soriano et al. (2011) y Encarnación-Martínez (2012), se demuestra la efectividad del NW para reducir la presión plantar (especialmente en la zona de los metatarsianos centrales), incluso cuando se incrementa la velocidad. Pero además, también se observó como la experiencia en el nordic walking permite modificar el patrón de presión, e incluso reducirlo al caminar sin bastones. El incremento de presión plantar en la zona de los metatarsianos es mayor en diabéticos con neuropatía (Veves et al., 2006). Hasta el momento, se desconoce el efecto de la marcha nórdica en poblaciones de mayor edad.

Además, y con el fin de añadir un cuidado mayor al pie durante la práctica de actividad física, se utilizan materiales específicos, como es el caso de los derivados de la quitina para la mejora de la regeneración de la piel.

De esta forma, el principal objetivo del presente trabajo es evaluar el efecto sobre variables biomecánicas de presión plantar y acelerometría, así como en el confort e hidratación de un calcetín, tras la aplicación de un programa de entrenamiento en Marcha Nórdica en adultos mayores con / sin diabetes.

Metodología

La muestra se ha compuesto de un total de 57 participantes ($63,7 \pm 2,5$ años). Se han analizado diferentes parámetros biomecánicos durante la marcha (Normal vs NW) a velocidades $0,9 \pm 0,1$ m/s y a $1,5 \pm 0,1$ m/s. La fase experimental constó de un pre-test, dónde se analizó la marcha normal (Mpre) y un post-test, en el cuál se analizó tanto la marcha normal (Mpost) como NW, transcurriendo un mes durante el cual se realizó un programa de intervención de 12 sesiones en NW. Se midieron variables de presión plantar y acelerometría, justo antes y tras el programa de intervención en NW. Así mismo, se analizaron variables de hidratación y confort respecto al tipo de calcetín (control vs *Regenactiv*[®]).

Resultados

En el análisis de **presión plantar**, se encontraron valores de la media de Presión máxima (Px) más elevados en PrD, ML, AM, AL en Mpre respecto a Mpost y NW. Sucede al contrario en las zona MM, MC, TM ($p < 0,01$). El % de tiempo en relación a la duración total (Tpx) de la pisada muestra diferencias significativas ($p < 0,01$) en T, MM, MC y ML, siendo la Mpre mayor a la Mpost y al NW. El incremento de la velocidad genera un aumento de la Px de forma significativa en PrD, AM, TM, TL ($p < 0,01$).

En el análisis de **acelerometría**, la variable MaxT (valor máximo de aceleración) se han obtenido diferencias significativas entre los tres tipos de marcha, $p < 0,05$. La variable MaxT muestra diferencias ($p = 0,002$) entre Mpre ($3,02 \pm 0,65$ G) y Mpost ($1,88 \pm 0,33$ G) y Mpre ($3,02 \pm 0,65$ G) y NW ($1,83 \pm 0,38$ G) ($p = 0,002$); siendo mayor el MaxT durante la Mpre en ambos casos. La variable RT (ratio de aceleración) muestra diferencias significativas revelando valores inferiores en el RT en la tibia en Mpost ($0,037 \pm 0,007$ G/s) respecto a la Mpre ($0,084 \pm 0,004$ G/s;) $p = 0,002$. Al mismo tiempo se obtuvieron valores significativamente menores en NW ($0,37 \pm 0,012$ G/s) respecto a Mpre ($0,084 \pm 0,004$ G/s) $p = 0,006$.

En el **confort** percibido, se han mostrado diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en las variables denominadas «comodidad» y «adaptabilidad». En este sentido, los participantes otorgaron un 90% de comodidad y un 68,7% de adaptabilidad en el calcetín Regenactiv® vs al 80% y 59,3% de comodidad y adaptabilidad respectivamente, en el calcetín placebo.

Los resultados obtenidos por la **hidratación** de los calcetines en las zonas del pie analizadas, muestran diferencias significativas ($p < 0,05$) en la zona 3, y en la zona 4. En este sentido, los resultados muestran como el calcetín Regenactiv® permite aportar un 9,1 % y un 8,3 % más de hidratación en la cabezas metatarsales del quinto dedo y primer dedo respectivamente.

Discusión y Conclusión

Tras el programa de intervención, Px se ve reduce en las zonas MM, CM y MH, y Tpx disminuye tras el entrenamiento en MM, CM, LM and H tanto en el NW como en la Mpost. Esto se puede considerar beneficioso para la población diabética, ya que especialmente la zona metatarsal es la que tiene un mayor riesgo de ulceración debido al incremento de PP (Pai et al., 2010). Se observa una adaptación en el patrón de presión ya que disminuye Px y TPx en las zonas nombradas en NW y Mpost por lo que el patrón de marcha parece verse modificado. Al ser zonas de predisposición de

úlceras, se puede considerar al NW como una alternativa importante a la hora de practicar actividad física en diabéticos.

En cuanto al análisis de la absorción de impactos, MaxT y RT disminuyeron tras el período de entrenamiento en NW. Referente a MaxT se redujo en un 37,72% en Mpost y en 39,58% en la condición de marcha nórdica, en relación al patrón de marcha antes del período de entrenamiento. En cuanto a RT se redujo en 56.27% en Mpost and 56.49% en marcha nórdica comparado con Mpre (Willson et al., 2001). Así, la experiencia en NW, puede llegar a ser un factor que determina valores de impacto en la marcha (Pérez-Soriano et al., 2011).

Respecto a los datos del calcetín, los resultados obtenidos en el presente estudio confirman que calcetines tejidos con tecnología Regenactiv®, permiten aportar un mayor confort e hidratación al pie. Concretamente, una mayor percepción en el confort proporcionado por el calcetín en cuanto a la comodidad y adaptabilidad, así como un ligero incremento de la hidratación proporcionada a las cabezas del 1º y 5º metatarsiano.

En conclusión, tanto los resultados obtenidos de presión plantar, como los de acelerometría sugieren que el entrenamiento en NW puede modificar el patrón de marcha, disminuyendo impactos y presión plantar, lo que permite sugerir al NW como una actividad saludable para la práctica de actividad física en determinadas poblaciones especiales

1. INTRODUCCIÓN



1. INTRODUCCIÓN

La actividad física (AF) relacionada con la salud es un concepto relevante en la sociedad, son ampliamente conocidos los beneficios que puede aportar la AF en la mejora de la salud, en la prevención y tratamiento de enfermedades.

Concretamente la marcha, el salir a caminar, es un tipo de AF utilizado por multitud de personas para realizar ejercicio físico, tanto personas sanas como poblaciones especiales. Dentro de esas poblaciones especiales se encuentra la población diabética. Para esta enfermedad se recomienda la AF y concretamente la marcha, ya que por lo general son personas de edad adulta las que la padecen. Sin embargo, no se puede dejar de lado las complicaciones que pueden aparecer secundarias a esta enfermedad, como es el denominado pie diabético. Resulta controvertido pues, la recomendación de la AF y sin embargo zonas de elevada presión pueden provocar alteraciones como úlceras. De ahí que se necesite investigar acerca de la disminución de esas zonas de presión. Una de las bases podría ser nuevas formas de marcha, como es la Marcha Nórdica o Nordic Walking (NW).

La marcha nórdica es una actividad de carácter cíclico, cada vez más popularizada en nuestra sociedad. Pese a su corta trayectoria como actividad físico-deportiva reglada, esta práctica está extendida, ya que aporta diferentes beneficios. Parte de dichos beneficios han sido estudiados en la literatura científica, coincidiendo en que durante la marcha nórdica se incrementan casi todos los parámetros relacionados con el consumo energético y la intensidad de ejecución (FC, VO₂máx, GE, etc.), en comparación con la marcha.

Principalmente ha sido estudiada desde el ámbito fisiológico, y en menor medida en el campo biomecánico, como se presentará en el apartado de evidencias científicas, siendo cada vez mayor el número de estudios que relacionan los beneficios del NW con diferentes patologías.

Del mismo modo, durante la marcha nórdica se observa un incremento de la longitud y de la velocidad de la zancada, un incremento de la actividad muscular de los miembros superiores y una reducción de la percepción del esfuerzo. Todos estos aspectos serán repasados en los siguientes apartados junto con la descripción técnica de dicha modalidad.

Tras la lectura y descripción del estado actual de conocimiento científico, se desprenden las ideas objeto de estudio de la presente Tesis Doctoral, aspecto que se abordará directamente en apartados específicos.

Así, el presente apartado de introducción muestra la importancia de la AF y salud, se describen aspectos básicos de la diabetes y sus complicaciones, así como la importancia de la marcha como ejercicio físico para mejora salud y para poblaciones especiales, y de forma más concreta, los parámetros biomecánicos de la marcha normal, presión plantar, acelerometría, y parámetros perceptuales de confort, e hidratación. Se realiza un análisis exhaustivo de la marcha nórdica (técnica, materiales y evidencia científica), actualizando el estado del conocimiento entorno a dicha actividad. Y por último, presenta las líneas de estudio que se abordan en la presente tesis doctoral con una declaración de objetivos que cierra el actual apartado.

1.1. ACTIVIDAD FÍSICA Y SALUD

La inactividad física ha sido identificada como el cuarto factor de riesgo de mortalidad más importante en todo el mundo, representando un 6% de las defunciones registradas a nivel mundial (Hallal et al., 2012; Kohl et al., 2012; OMS, 2010, 2017). Es superada únicamente por la hipertensión (13%), el consumo de tabaco (9%) y el exceso de glucosa en sangre (6%) (OMS, 2009).

Según los datos que ofrece la Organización Mundial de la Salud (OMS) (2010), el riesgo de mortalidad se incrementa entre un 20% y un 30% al no practicar suficiente ejercicio físico (entendiendo como insuficiente menos de 150 minutos semanales de actividad aeróbica moderada, en períodos de 10 minutos de duración como mínimo). Además, a la inactividad física se le asocian diversas enfermedades no transmisibles como enfermedades cardiovasculares, diabetes, cáncer, hipertensión, exceso de glucosa en sangre, depresión o sobrepeso, que suponen el mayor problema de salud pública en la mayoría de países de todo el mundo (Brown, Trost, Bauman, Mummery, y Owen, 2004; Mathers, Fat, y Boerma, 2008; OMS, 2017; Rodríguez-Romo et al., 2011; Warburton, Nicol, y Bredin, 2006). De hecho, se ha estimado que constituye la principal causa de aproximadamente el 21-25% de los cánceres de mama y colon, el 27% de la diabetes y el 30% de las cardiopatías isquémicas (OMS, 2009).

La inactividad física ha sido reconocida, junto al sedentarismo, como una pandemia mundial (Hallal et al., 2012; Kohl et al., 2012) que afecta a la salud de la sociedad en general (Varo-Cenarruzabeitia et al., 2003). Al menos el 60% de la población mundial no realiza suficiente actividad física (OMS, 2017), lo que representa una amenaza constante para la salud pública (Varo-Cenarruzabeitia y Martínez-González, 2006). Este alto nivel de inactividad es consecuencia de diferentes barreras con las que se encuentra la población en general (American College of Sports Medicine, 2013; Bauman, Sallis, Dzewaltowski, y Owen, 2002), entre las que destaca en gran medida la falta de tiempo, y en segundo lugar el desinterés por el ejercicio (CSD, 2015). Sin embargo, este problema preocupa especialmente en algunas poblaciones de alto riesgo, como son los jóvenes, las mujeres y los adultos mayores (OMS, 2017).

No obstante, el interés por la actividad deportiva ha ido aumentando considerablemente, como también su práctica (García-Ferrando y Llopis-Goig, 2011). En concreto, entre la población residente en España, el incremento de la práctica deportiva en las tres últimas décadas ha sido del 15%, ya que ha pasado de una tasa del 25% en 1980 al 40% en 2010 (García-Ferrando y Llopis-Goig, 2011). Y según datos más actuales de la Encuesta de Hábitos Deportivos en España 2015, casi la mitad de la población de 15 años en adelante practicó deporte en 2015, el 53,5%, de forma periódica u ocasional (CSD, 2015).

Las motivaciones más frecuentes que llevan a la población a practicar actividad física residen en querer estar en forma, la diversión o entretenimiento, y motivos de salud (CSD, 2015). Así bien, hay que mencionar que existe gran evidencia científica de la eficacia de la actividad física regular en la mejora del estado de salud y la calidad de vida (Landi et al., 2007; Rebollo Roldán, 2008; Riebe et al., 2015; Salinas Martínez, Cocca, Mohamed, y Viciano Ramírez, 2010; Talbot, Morrell, Metter, y Fleg, 2002; Warburton et al., 2006). Además de disminuir el riesgo de padecer enfermedades no transmisibles, como las anteriormente citadas, a nivel físico genera otros beneficios como: mejorar el estado muscular y cardiorrespiratorio, mejorar la salud ósea y funcional, reducir el riesgo de caídas y fracturas, mejorar el equilibrio energético y el control de peso, o prevenir la osteoporosis (OMS, 2010; Pate et al., 1995; Varo-Cenarruzabeitia, Martínez Hernández, y Martínez-González, 2003; Warburton et al., 2006). Igualmente, presenta múltiples beneficios a nivel mental y social como: disminuir la depresión, la ansiedad, el enfado, el estrés (Márquez, 1995); incrementar la confianza, la estabilidad emocional, la independencia, el estado de ánimo (Campos y Huertas, 2007); prevenir enfermedades mentales o neurodegenerativas (Márquez, 1995; Ramírez, Vinaccia, y Ramón, 2004); favorecer la cooperación, la amistad, la convivencia, la responsabilidad social, el respeto (Gutiérrez, 1995); o reducir las conductas antisociales y la falta de habilidades sociales (Ramírez et al., 2004).

En este sentido, estos beneficios son aún más evidentes en los adultos mayores (mayores de 65 años) (Chodzko-Zajko, 2006; Montoya, 2005; Musich, Wang, Hawkins, y Greame, 2016; Salinas Martínez et al., 2010) población de riesgo, con necesidades especiales, y en creciente aumento (Clark, Manini, Fielding, y Patten, 2013). Según

datos de la Unión Europea (Salinas Martínez et al., 2010), Europa es uno de los continentes que más envejecen, pudiendo alcanzar el 37% de personas mayores en 2050. Datos similares a los que se predicen en España (Imsero, 2004). Este tema es de gran interés, pues la promoción de programas de actividad física para este sector de la población puede reducir en gran medida los gastos de la sanidad pública (Lee y Buchner, 2008; Nelson et al., 2007), además de mejorar la calidad de vida de este colectivo contribuyendo en la salud pública en general.

Tal es la importancia de realizar actividad física regular y en niveles adecuados, que diversas instituciones de referencia como la OMS, el American College of Sport Medicine (ACSM) y la American Heart Association (AHA) han propuesto recomendaciones mínimas de ejercicio físico para alcanzar los beneficios nombrados. Dichas instituciones recomiendan para adultos sanos de 18 a 65 años: 30 minutos de actividad física aeróbica de intensidad moderada (como caminar rápido) cinco días a la semana; o 20 minutos de actividad aeróbica de intensidad vigorosa (como correr) tres días a la semana; o una combinación de ambos tipos de trabajo (Haskell et al., 2007). Además, también se recomienda realizar ejercicios de fortalecimiento muscular de los grandes grupos musculares como mínimo dos días a la semana (Haskell et al., 2007; OMS, 2017). Cabe puntualizar que las recomendaciones para adultos mayores son similares a las de adultos, pero se añaden ejercicios de mejora de la flexibilidad y el equilibrio, con el fin de evitar caídas, y cuyos fines sean preventivos y terapéuticos (Musich et al., 2016; Nelson et al., 2007; OMS, 2017).

Si bien, entre todos los tipos de actividad física, la marcha es junto a una alimentación equilibrada, la indicación de salud más frecuente actualmente (OMS, 2010; Vílchez Barrera y Calvo-Arencibia, 2016). De hecho, la ACSM recomienda a la población sedentaria que quieran iniciarse en la práctica de ejercicio, realizar caminatas rápidas regulares, especialmente en poblaciones especiales, y concretamente en la población diabética (Riebe et al., 2015).

1.2. POBLACIONES ESPECIALES: DIABETES

1.2.1. Concepto de diabetes y tipología

La diabetes (DM) es una enfermedad crónica que aparece cuando el páncreas no produce insulina suficiente o cuando el organismo no utiliza eficazmente la insulina que produce. La insulina es una hormona que regula el azúcar en la sangre (OMS, 1999). El efecto de la diabetes no controlada es la hiperglucemia (aumento del azúcar en la sangre), que con el tiempo daña gravemente muchos órganos y sistemas, especialmente los nervios y los vasos sanguíneos. La OMS calcula que el número de personas con diabetes ha aumentado de 108 millones en 1980 a 422 millones en 2014 (OMS, 2016).

Casi la mitad de las muertes por diabetes ocurren en pacientes de menos de 70 años, siendo el 55% mujeres. Dentro de la población española la prevalencia de diabetes oscila entre el 0,6 y 9,7% cuando el grupo de edad está comprendido entre los 20-54 años, sin embargo aumenta hasta el 20,8% en personas mayores de 74 años (Fuller, 1992), y entre los factores de riesgo en esta afección, la obesidad es uno de los factores directamente relacionados. La OMS (2016) expone que se puede tratar la diabetes y evitar o retrasar sus consecuencias con dieta, actividad física, medicación y exámenes periódicos para detectar y tratar sus complicaciones (OMS, 2016).

Existen diferentes tipos de diabetes:

Diabetes de tipo 1

La diabetes de tipo 1 (también llamada insulino dependiente, juvenil o de inicio en la infancia) se caracteriza por una producción deficiente de insulina y requiere la administración diaria de esta hormona (OMS, 1999). Se desconoce aún la causa de la diabetes de tipo 1 y no se puede prevenir con el conocimiento actual.

Diabetes de tipo 2

La diabetes de tipo 2 (también llamada no insulino dependiente o de inicio en la edad adulta) se debe a una utilización ineficaz de la insulina (OMS, 1999). Este tipo representa la mayoría de los casos mundiales (OMS, 1999) y se debe en gran medida a un peso corporal excesivo y a la inactividad física.

Diabetes gestacional

La diabetes gestacional se caracteriza por hiperglucemia (aumento del azúcar en la sangre) que aparece durante el embarazo y alcanza valores que, pese a ser superiores a los normales, son inferiores a los establecidos para diagnosticar una diabetes (OMS, 2013).

Del conjunto de complicaciones en la población diabética, los problemas podológicos constituyen una parte importante (Scarlet, Conner, y Monastersky, 1976; Veves, Giurini, y LoGerfo, 2006), encontrándose estos problemas con mayor frecuencia en pacientes diabéticos tipo II, de los cuales el 50% son mayores de 60 años (Masson, Veves, Fernando, y Boulton, 1989). Además, se estima que entre el 20% y el 50% de las hospitalizaciones por diabetes son a causa de complicaciones en el pie (Kumar et al., 1994), siendo **la neuropatía** una de las causas más frecuentes, y especialmente en la mujer que ha superado la edad cronológica de los cincuenta años (Viadé, 2006).

1.2.2. Complicaciones relacionadas con la diabetes

Una de las principales consecuencias de la diabetes es el inicio de la neuropatía periférica diabética (DNP) (Shenoy, 2012). La prevalencia de DNP oscila entre el 13 y el 68% en las poblaciones de diabetes (Fernando et al., 2013; Susan van, Beulens, Yvonne T. van der, Grobbee, y Nealb, 2010).

La DNP es una complicación importante de la diabetes y es significativa en la morbilidad y mortalidad (Boulton, Gries, y Jervell, 1998; Cook y Simonson, 2012). El resultado final de DNP puede ser catastrófico para los pacientes, ya que esto conduce

a la ulceración de los pies y consecuentemente a un mayor riesgo de amputación de extremidades, costes significativos de la atención de la salud, reducción de la calidad de vida y reducción de la movilidad (Boulton, Vileikyte, Ragnarson-Tennvall, y Apelqvist, 2005).

La neuropatía periférica afecta a los componentes sensorial, motor y autonómico del sistema nervioso, manifestándose como una pérdida de sensación protectora, disfunción intrínseca del músculo del pie y anhidrosis del pie (Shenoy, 2012). Estas manifestaciones a menudo conducen a deformidades óseas y áreas de alta presión plantar que resultan en descomposición de la piel y ulceración (Boulton et al., 2005). Se cree **que la mayoría de las úlceras diabéticas del pie se desarrollan como resultado de la acción repetitiva del estrés mecánico durante la marcha**, en presencia de neuropatía periférica o pérdida de la sensación protectora (Armstrong et al., 2004).

Las amputaciones de extremidades inferiores en personas con diabetes generalmente son precedidas de ulceración de los pies, lo que sugiere que una mejor comprensión de los mecanismos de desarrollo de úlceras son de vital importancia (Singh, Armstrong, y Lipsky, 2005). Esto incluye una mejor comprensión de los componentes biomecánicos (Formosa, Gatt, y Chockalingam, 2013). Se ha postulado que los cambios relacionados con DNP en las extremidades inferiores pueden conducir a variaciones funcionales de la marcha., predominantemente relacionados con la reducción del rango de movimiento de las articulaciones (Andersen, 2012; Cavanagh, Ulbrecht, y Caputo, 2000), la reducción de la activación muscular, los cambios en la mecánica de la marcha (Andersen, 2012), y una fase de apoyo más larga (Fernando et al., 2013). Además, los cambios en los parámetros espacio temporales de la marcha llevan a un aumento de la cinética (específicamente la fuerza de reacción vertical del suelo y los momentos de la articulación). **Los cambios biomecánicos resultantes de DNP pueden traducirse en un aumento de las presiones plantares en el pie, lo que contribuye a la patogénesis y desarrollo de las úlceras en los pies, especialmente en el antepié** (van Deursen, 2004; Cavanagh, Ulbrecht, y Caputo, 2000). En particular, la primera articulación metatarsofalángica ha sido presentada como un sitio de disfunción biomecánica que conduce a elevadas presiones plantares durante la

marcha, promoviendo la ulceración en este sitio (Turner, Helliwell, Burton, y Woodburn, 2007).

Sobre patrones de actividad en pacientes con ulceración en pie diabético, los pacientes deberían controlar como proceder a la liberación de carga durante la marcha. Por tanto, resulta relevante determinar que factores durante la biomecánica de la marcha y la actividad física son importantes en este tipo de población.

1.3. MARCHA Y ACTIVIDAD FÍSICA

La marcha, también denominada más popularmente como andar o caminar, es una actividad rítmica, dinámica y aeróbica que aporta múltiples beneficios para el sistema musculoesquelético y sin apenas efectos negativos (Morris y Hardman, 1997). Es definida según Inman, Ralston, y Todd (1981) como “un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia delante, siendo su peso soportado alternativamente por ambas piernas”.

Resulta una actividad cada vez más popular debido a que es muy económica, sencilla, accesible para gran parte de la población, puede practicarse casi en cualquier lugar, y su riesgo de lesión es muy bajo (Grant, Machaczek, Pollard, y Allmark, 2017; Hardman, 2001; Morgulec-Adamowicz, Marszałek, y Jagustyn, 2011). Según los resultados de la última encuesta del Consejo Superior de Deportes (CSD), el 70,6% de la población suele practicar esta actividad, siendo el hábito de andar o caminar más frecuente entre las mujeres (74%) que entre los hombres (67%) (CSD, 2015). Además, hay que puntualizar que mientras que las tasas de práctica deportiva suelen reducirse con la edad, este hábito se incrementa con ella, alcanzando sus valores más elevados en el grupo de edad de 55 a 64 años (CSD, 2015).

También es el tipo de actividad física de intensidad moderada más practicada (Lee y Buchner, 2008). Sin embargo, no comenzó a incluirse como forma saludable de actividad física hasta los años noventa (United States Department of Health and Human Services, 1996). Previamente a esta fecha, únicamente las actividades de intensidad vigorosa como correr se consideraban beneficiosas para mejorar la aptitud física y la salud (Laporte et al., 1984).

Los estudios demuestran que caminar de forma regular genera beneficios tanto físicos como mentales (De Moor, 2013). Según la revisión de Hanson y Jones (2015) produce mejorías significativas en la presión arterial sistólica y diastólica, la frecuencia cardíaca en reposo, la grasa corporal, el IMC, el colesterol total, el VO₂max, la depresión y la calidad de vida, además de hacer a las personas más físicamente activas. La marcha también parece estar asociada con un menor riesgo de demencia (Abbott et al., 2004), y en el caso de las personas con enfermedades cardiovasculares o

diabetes, caminar regularmente puede ayudar a reducir los riesgos de mortalidad (Gregg, Gerzoff, Caspersen, Williamson, y Narayan, 2003; Smith, Wingard, Smith, Kritz-Silverstein, y Barrett-Connor, 2007; Tanasescu, Leitzmann, Rimm, y Hu, 2003). En esta última patología en particular, la diabetes tipo 2, la marcha es uno de los tipos de actividad física más eficaz en el control de la glucemia y la prevención de las complicaciones secundarias (Jekal et al., 2008).

Así mismo, para que la marcha genere beneficios de salud sustanciales, la recomendación mínima que se propone es la siguiente: practicarla con una frecuencia mínima de al menos 5 días a la semana, una duración mínima de 30 minutos al día, en períodos de al menos 10 minutos seguidos, y a una intensidad como mínimo moderada (Lee y Buchner, 2008). Concretamente la OMS recomienda para la mayoría de los adultos una velocidad de marcha de entre 4 y 7 km/h.

Normalmente la mayoría de la población es capaz de alcanzar una intensidad del 70% de su frecuencia cardíaca máxima durante la marcha, intensidad adecuada para el entrenamiento cardiovascular (Schiffer et al., 2006a). Sin embargo, en ocasiones la velocidad necesaria para alcanzar esta intensidad puede resultar incómoda, por lo que una de las formas de aumentar este coste energético al caminar sin sobrepasar una velocidad confortable es la práctica de la marcha nórdica/Nordic Walking (NW). La principal característica de esta actividad es la utilización de dos bastones para propulsarse al caminar (Morgulec-Adamowicz et al., 2011). Esta modificación en la marcha, además de proporcionar mayor velocidad, activa la musculatura del tren superior, reportando beneficios a nivel fisiológico y biomecánico superiores a la marcha normal, y sin incrementar la percepción del esfuerzo (Pérez-Soriano, Encarnación-Martínez, Aparicio-Aparicio, Giménez, y Llana-Belloch, 2014; Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Encarnación-Martínez, Martínez-Nova, 2011; Porcari, Hendrickson, Walter, Terry, y Walsko, 1997; Tschentscher, Niederseer, y Niebauer, 2013).

De esta forma, para alcanzar mejoras de salud, los paseos no tienen por qué ser largos o agotadores. De hecho, los paseos cortos regulares pueden ser un factor protector para ciertas enfermedades a largo plazo (Grant et al., 2017). Según el estudio

de Lee et al. (2001), una hora de paseo a la semana puede reducir el riesgo de enfermedad coronaria en las mujeres. Otro estudio ha demostrado que los paseos cortos aumentan los niveles de energía cuando los adultos establecen su propio ritmo (Ekkekakis, Backhouse, Gray, y Lind, 2008). Incluso caminar en el campo o espacios verdes puede ser especialmente beneficioso para mejorar los estados psicológicos (Barton, Hine, y Pretty, 2009).

Cada vez se desarrollan más programas para promover la marcha entre diversas poblaciones, sobre la que destacan los adultos mayores, colectivo con menos probabilidades de ser activos físicamente (Harkins, Kullgren, Bellamy, Karlawish, y Glanz, 2017). Estos programas son viables y seguros, generalmente accesibles a individuos previamente sedentarios, y no requieren recursos adicionales, ni un entrenamiento concreto, o equipamiento específico (Jancey et al., 2008).

En conclusión, caminar tiene el potencial de tener un gran impacto en la salud pública debido a su accesibilidad, sus beneficios documentados sobre la salud y el hecho de que ya existen programas eficaces para promover la marcha (Lee y Buchner, 2008). Y resulta de interés conocer su técnica en cuanto al análisis y la biomecánica de la marcha, como de sus otras modalidades como es el NW, para, de esta forma, conseguir efectos más positivos en la salud.

1.4. BIOMECÁNICA DE LA MARCHA

1.4.1. Concepto

Gran parte de los estudios sobre NW tienen como objetivo definir las características de dicha actividad comparándolo con la Marcha normal (M). Esta comparación se entiende que se debe a que el NW es una nueva actividad de marcha, y que existe gran similitud entre ambas, destacando que ambas tienen dos fases claramente identificadas (fase de apoyo y fase de oscilación).

En primer lugar, es conveniente conocer de forma general las características y los aspectos biomecánicos más importantes relativos a la marcha, sobre la cual existe un amplio y consolidado conocimiento científico, para poder realizar la comparación con el NW. Por ello, a continuación se describen las fases que componen la marcha humana normal y sus procesos biomecánicos.

La marcha es el resultado de una sucesión de pasos (Viladot Pericé, 2000), siendo el **paso** el conjunto de fenómenos que se producen entre el apoyo de un talón y el apoyo sucesivo del talón contralateral; mientras que el **ciclo de la marcha** es el conjunto de acciones realizadas y fenómenos producidos desde el contacto del talón con el suelo hasta el siguiente contacto del mismo talón con dicho plano de apoyo (Collado Vázquez, 2004). En la siguiente figura (Figura 1) se muestra la división del ciclo de la marcha.

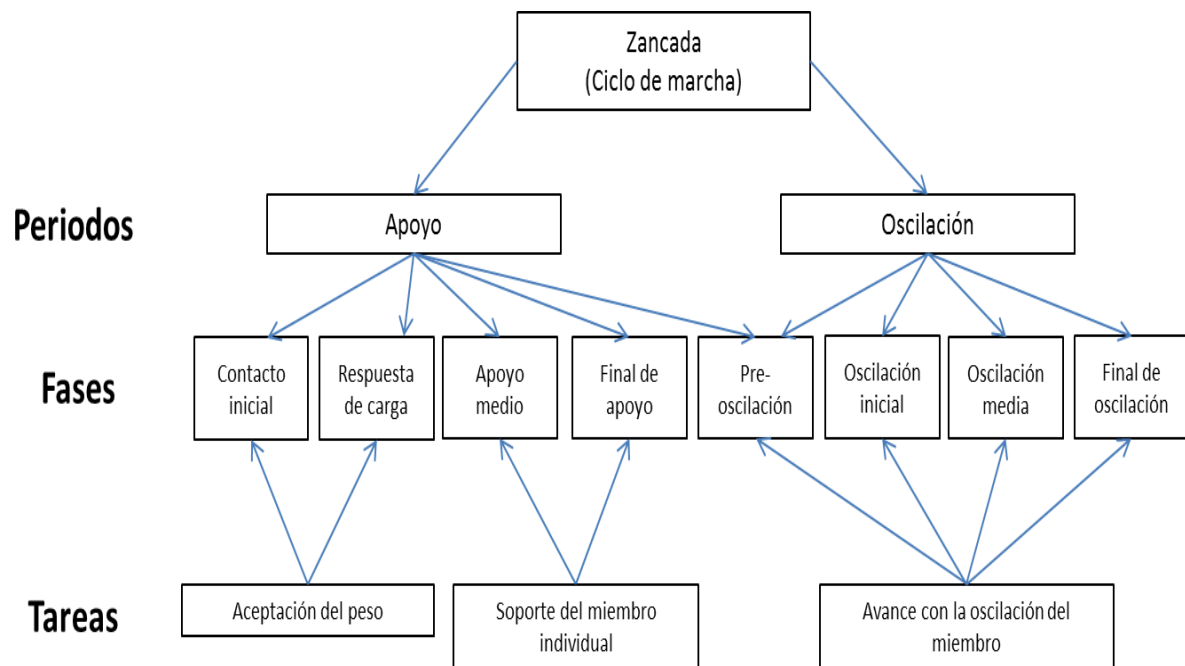


Figura 1. División funcional del ciclo de marcha (Modificado de Perry y Burnfield, 2010).

Mientras el cuerpo se desplaza sobre la pierna de soporte, la otra pierna se balancea hacia delante como preparación para el apoyo siguiente. Uno de los pies se encuentra siempre sobre el suelo y en el período de transferencia del peso del cuerpo de la pierna retrasada a la adelantada existe un breve intervalo de tiempo durante el cual ambos pies descansan sobre el suelo; es el período de **doble apoyo** (Collado Vázquez, 2004; Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997; Perry, Davids, y others, 1992; Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000).

El pie es un elemento fundamental para la comprensión de los mecanismos del paso. Por su localización está destinado a recibir toda la carga del cuerpo. Sirve de soporte al peso corporal durante el apoyo estático o en la fase de apoyo de la marcha. No se trata únicamente de una plataforma de apoyo estable y sólida, sino que también se adapta a la forma y relieve de la superficie. Cuando se aumenta la velocidad de la marcha los períodos de apoyo bipodal se van reduciendo y al correr son reemplazados por breves intervalos de tiempo en los que los dos pies se encuentran en el aire (fases de vuelo) (Collado Vázquez, 2004; Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997). El

sujeto cuando camina se desplaza de un punto a otro y durante esta acción el cuerpo puede asemejarse a una masa sometida a traslaciones que imprimen los miembros inferiores y que sufre la acción de la gravedad, la inercia y la aceleración. Durante el desplazamiento han de vencerse resistencias y esto ocasiona un gasto de energía (Sánchez et al., 1999).

1.4.2 Fases

La naturaleza cíclica de la marcha permite extraer varios parámetros de interés:

- **Ciclo de la marcha (Figura 2)**

Intervalo comprendido entre dos choques de talón sucesivos de un mismo pie (Sánchez et al., 1999). Un ciclo está formado por dos pasos. En una zancada cada pie pasa por una fase de apoyo y una fase de oscilación (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997; Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000). El ciclo se mide en segundos y la duración de un ciclo es algo superior a un segundo.

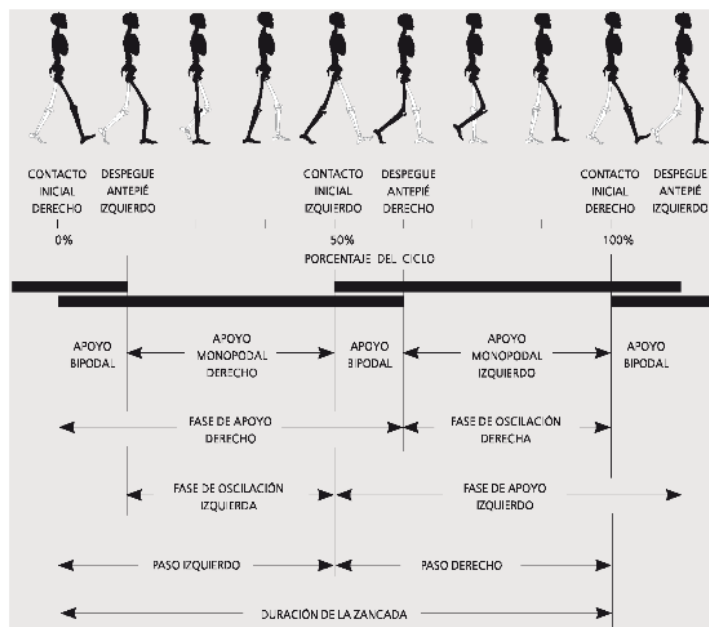


Figura 2 Ciclo de la marcha (Sánchez et al, 1999).

El ciclo de la marcha se divide en (Sánchez et al., 1999):

- **Período de apoyo**

Es la parte del ciclo de la marcha en la cual el pie contacta con el plano de apoyo (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997; Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000). Comienza cuando el talón choca con el suelo y termina con el despegue del antepié. Representa, aproximadamente, un 60% del ciclo (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997; Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000).

- **Período de oscilación**

Es la parte del ciclo de la marcha en la cual el pie no contacta con el suelo. Comienza tras el despegue del antepié y finaliza cuando el talón vuelve a contactar con el plano de apoyo (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997; Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000). Representa, aproximadamente, un 40% del ciclo de la marcha (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997; Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000).

- **Doble apoyo**

Parte del ciclo en que ambos pies contactan con el suelo (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997; Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000).

- **Apoyo unilateral**

Un solo pie se encuentra en contacto con el suelo, mientras que el otro se halla en período de oscilación o balanceo (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997; Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000).

- **Velocidad de la marcha**

Distancia que recorre el cuerpo hacia delante por unidad de tiempo (Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000). Se mide en centímetros o metros por segundo (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997). La velocidad media adoptada espontáneamente por adultos sanos de entre 18 y 64 años, de ambos sexos, puede variar entre 1,28 y 1,40 m/s, si bien se observan diferencias según sexo y edad, como afirman Chao, Laughman, Schneider, y Stauffer, (1983), Kadaba, Ramakrishnan, y

Wootten, (1990); Murray, Drought, y Kory, (1964); Murray, Kory, y Sepic, (1970); Perry y Davids, (1992) en Sánchez, (1999) (Tabla 1).

▪ Cadencia de la marcha

Número de ciclos o pasos por unidad de tiempo (Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000). En un adulto la cadencia suele ser de unos 90 pasos por minuto, si la marcha es lenta la cadencia puede ser de unos 70 pasos por minuto y en marchas rápidas puede alcanzar los 130-150 pasos por minuto (Sánchez et al., 1999).

▪ Longitud de la zancada

Es la distancia entre dos choques de talón consecutivos de un mismo pie. Se mide en centímetros o en metros (Núñez-Samper Pizarroso y Llanos Alcazar, 1997; Sánchez et al., 1999; Viladot Pericé, 2000) (Tabla 1). Lehman y McGill (1999) consideran que es de aproximadamente 156 cm y la mitad para la longitud del paso.

Tabla 1 Valores de los parámetros de la marcha (Sánchez et al., 1999).

	Velocidad (m/s)		Cadencia (p/min)		Longitud de la zancada (m)	
	Varón	Mujer	Varón	Mujer	Varón	Mujer
Murray et al., 1964, 1970	1,53	1,30	117	117	1,57	1,33
Chao et al., 1983	1,20	1,10	102	108	1,42	1,22
Kadaba et al., 1990	1,34	1,27	112	115	1,41	1,30
Perry y Davids, 1992	1,43	1,28	111	117	1,46	1,28

Los valores de la tabla 1 medidos a cadencia libre, constituyen un promedio para hombres y mujeres sanos de edad comprendida entre 18 y 64 años.

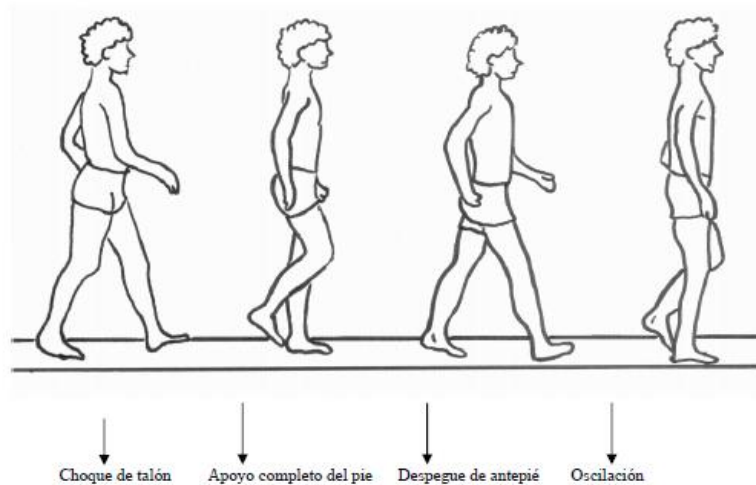


Figura 3. Ciclo de la marcha (Collado Vázquez, 2004).

Perry y Burnfield (2010) dividen el ciclo de marcha en ocho **sub-fases**. De esta manera las fases de la marcha constan de las siguientes sub-fases:

1. **Contacto inicial.** Representa el 0-2% del ciclo de marcha (Figura 4).
2. **Fase inicial de apoyo o de respuesta a la carga.** Representa el 0-10% del ciclo de marcha (Figura 5).
3. **Fase media de apoyo.** Representa el 10-30% del ciclo de marcha (Figura 6).
4. **Fase final de apoyo.** Representa el 30-50% del ciclo de marcha (Figura 7).
5. **Fase previa de oscilación.** Representa el 50-60% del ciclo de marcha (Figura 8).
6. **Fase inicial de oscilación.** Representa el 60-73% del ciclo de marcha (Figura 9).
7. **Fase media de oscilación.** Representa el 73-87% del ciclo de marcha (Figura 10).
8. **Fase final de oscilación.** Representa el 87-100% del ciclo de marcha (Figura 11).

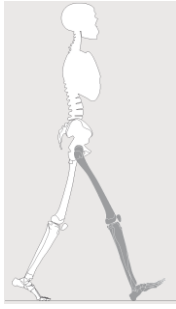


Figura 4. Fase de contacto inicial (Sánchez et al., 1999).

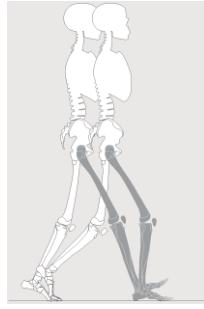


Figura 5. Fase inicial de apoyo (Sánchez et al., 1999).

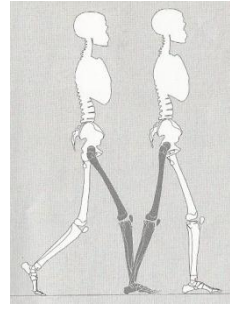


Figura 6. Fase media de apoyo (Sánchez et al., 1999).

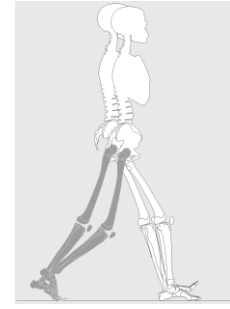


Figura 7. Fase final de apoyo (Sánchez et al., 1999).

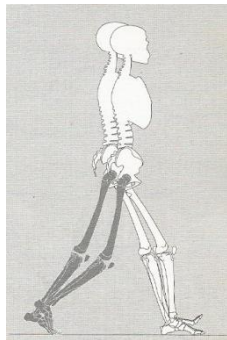


Figura 8. Fase previa a la oscilación (Sánchez et al., 1999).

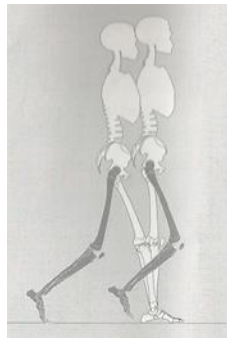


Figura 9. Fase inicial de oscilación (Sánchez et al., 1999).

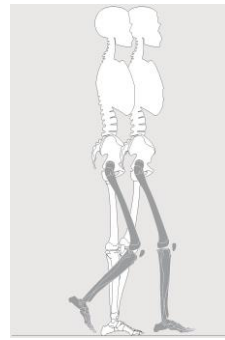


Figura 10. Fase media de oscilación (Sánchez et al., 1999).

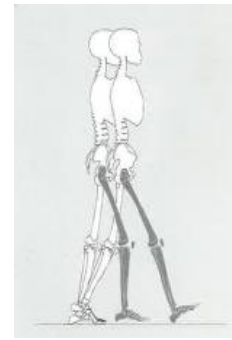


Figura 11. Fase final de oscilación (Sánchez et al., 1999).

Analizada y descrita la marcha, existen diferentes metodologías e instrumental para su análisis. Entre éstas, destacan la presión plantar y los impactos (Davis, Milner, y Hamill, 2004; Hreljac, 2004; Hreljac, Marshall, y Hume, 2000; Milner, Ferber, Pollard, Hamill, y Davis, 2006; Weist, Eils, y Rosenbaum, 2004; Willems, Witvrouw, De Cock, y De Clercq, 2007). Del mismo modo, el confort y el análisis del mismo en la indumentaria deportiva cada vez poseen más importancia, y en esta línea, es de interés el confort durante la interacción pie-calzado, así como la hidratación proporcionada por el calcetín (Martínez-Nova, Sánchez-Rodríguez, Cuevas-García, y Sánchez-Barrado, 2007).

1.4.3. Registro de presión plantar

El registro de las **presiones plantares** en el ámbito biomecánico, es uno de los métodos ampliamente empleado para conocer de forma directa los efectos que se producen en la interfase pie-suelo o pie-calzado.

Entre las principales áreas de análisis podemos encontrar el estudio de las presiones plantares orientados a la evaluación de distintos gestos deportivos (Hennig y Sanderson, 1995), estudio de lesiones en el ámbito deportivo (Hennig, 2014; Sanderson y Cavanagh, 1987; Sanner y O'Halloran, 2000), al diseño de calzado deportivo y plantillas (Brizuela, Llana, Ferrandis, y Garcia-Belenguer, 1997; Llana-Belloch, 1998; Lucas-Cuevas, 2016), análisis de pavimentos y materiales deportivos (Pérez-Soriano, 2004), análisis de las funciones del pie (Cavanagh y Rodgers, 1987; Hutton y Dhanendran, 1979), rehabilitación deportiva y terapéutica (Veves, Murray, Young, y Boulton, 1992; Young et al., 1992), diabetes y neuropatía (Fernando et al., 2013), antropometría del pie (Cavanagh y Rodgers, 1987; Najafi, Barnica, Wrobel, y Burns, 2012), adultos mayores (Burnfield, Few, Mohamed, y Perry, 2004), género (Bennett y Duplock, 1993; Chung y Wang, 2012; Ferrari y Watkinson, 2005; VanZant, McPoil, y Cornwall, 2001); velocidad (Chung y Wang, 2012; Pataky et al., 2008); calzado vs descalzo (Burnfield et al., 2004; Perry, Ulbrecht, Derr, y Cavanagh, 1995; Sarnow et al., 1994; Soames, 1985); simetría entre pie derecho e izquierdo (VanZant et al., 2001), y patologías (Alexander, Chao, y Johnson, 1990; Fuentes Sanz, López-Oliva Muñoz, y Forriol, 2010).

A lo largo del tiempo, diversos han sido los estudios realizados con el fin de conocer las funciones del pie durante la marcha (Alexander et al., 1990; Cavanagh y Rodgers, 1987). Dichos estudios fueron llevados a cabo con sujetos sanos, permitiendo con esto obtener un patrón general de presiones plantares. Principalmente, existen dos tipos de metodología de registro, estática y dinámica. En materia de análisis mediante técnicas de registro **estático**, han sido varios los trabajos en los que se han utilizando estas técnicas para el estudio de presiones plantares en personas con y sin patologías como una forma de análisis rápida y cómoda de medición (Burger, 1952; Cavanagh y

Rodgers, 1987; Elvira, Vera-García, y Meana, 2008; Hutton y Dhanendran, 1979; Diéguez, Sánchez, y Martínez López, 2011).

En cuanto a los estudios realizados con técnicas de **registro dinámico** (Cavanagh y Ae, 1980; Clarke, 1980; Grundy, Tosh, McLeish, y Smidt, 1975; Hennig y Rosenbaum, 1991; Hennig y Lafortune, 1991; Hutton y Dhanendran, 1981; Katoh, Chao, Laughman, Schneider, y Morrey, 1983), son los que con mayor precisión describen el patrón general de presión plantar durante la marcha normal, siendo extendidos como el conocimiento del patrón de distribución de presiones plantares.

Centrando la atención en los estudios realizados en pies sanos, se conoce que durante la marcha es el talón el que contacta primero en la fase de apoyo por su zona más lateral (Katoh et al., 1983), alcanzando el pico de máxima presión aproximadamente en el 25% de la fase de apoyo (Soames, 1985), instante en el cual se apoya el talón junto con la parte lateral del mediopié, y las cabezas de los metatarsianos toman contacto con el suelo. Dicho instante coincide con la fase de recepción de la carga del pie.

De forma general las fases del ciclo de la marcha, fase de apoyo y fase de oscilación, son aproximadamente del 60% y 40% respectivamente. Sin embargo, de forma más precisa, estos valores varían con la velocidad de la persona a 1,36m/s de velocidad de marcha, el apoyo y la oscilación corresponden al 62% y 38% del ciclo de marcha respectivamente (Perry y Burnfield, 2010).

Durante la marcha, la presión del pie se genera a medida que el peso corporal se transfiere sobre la extremidad inferior en la fase de apoyo. Inicialmente, el peso corporal se carga únicamente en la zona del talón, dando lugar a altas presiones de pico en esta área (Eils et al., 2002; Rosenbaum, Hautmann, Gold, y Claes, 1994). La presión del talón se disipa una vez que el antepié se pone en contacto con el suelo (en suelo horizontal/llano) y el peso corporal se distribuye sobre una superficie mayor. En la fase final del apoyo, a medida que el cuerpo avanza por delante de la articulación del tobillo, y el talón se eleva del suelo, la fuerza se concentra de nuevo en una zona relativamente pequeña, el antepié (Eils et al., 2002). Las altas presiones del antepié en

la fase de apoyo final son consecuencia de esta posición del pie (Rosenbaum et al., 1994).

Martínez-Nova et al. (2007) encontraron tras medir a 46 sujetos sanos, que los picos de presión más elevados se encontraron en el antepié, seguidos del retropié y por último en el mediopié (Tabla 2).

Tabla 2. Media (\pm DE) de pico de presión y de presión media (Martínez-Nova et al., 2007).

Región	Pico de presión máxima (kPa)	Presión media (kPa)
Retropié	750 (303,5)	253 (115)
Mediopié	400 (223,1)	65 (43,4)
Antepié	1240 (470,6)	220 (111)

kPa: kilopascal ($1 \text{ kPa} = 1/98 \text{ kg/cm}^2$)

En esta línea, Zhu, Wertsch, Harris, y Alba (1995), realizaron una investigación con diferentes cadencias como se puede observar en tabla 3 donde se presentan los valores medios para cada una de las zonas, entendiendo que la cadencia de 110 pasos/minutos es la marcha más utilizada como velocidad libre.

Tabla 3. Distribución de presión al caminar a 110 pasos/minuto (Modificada de Zhu et al., 1995).

Regiones	Pie derecho (SD)			Pie izquierdo (SD)		
	Integral presión-tiempo (kPa/s)	Tiempo de contacto (s)	Pico de presión (kPa)	Integral presión-tiempo (kPa/s)	Tiempo de contacto (s)	Pico de presión (kPa)
Talón posterior	110 (23)	0,350 (0,050)	549 (65)	157 (84)	0,356 (0,062)	774 (329)
Talón anterior	140(61)	0,383 (0,072)	640 (264)	155 (59)	0,412(0,073)	685 (203)
5º metatarso	82 (15)	0,606 (0,036)	266 (77)	160 (99)	0,602 (0,036)	547 (350)
4º metatarso	135(65)	0,558 (0,069)	493 (160)	167 (34)	0,576 (0,044)	646 (115)
2º metatarso	165 (56)	0,515 (0,071)	683 (148)	176 (71)	0,473 (0,111)	845 (310)
PrD	77 (47)	0,360 (0,132)	475 (263)	94 (70)	0,401 (0,95)	521 (349)
1er metatarso	197 (137)	0,488 (0,075)	875 (600)	120 (46)	0,506 (0,98)	516 (198)

*kPa: kilopascales (10^3 N/m^2)

Respecto a las variables de presión plantar, estas se pueden ver modificadas con el efecto de la velocidad de marcha, un ejemplo de estos valores a tres velocidades se puede observar en la Tabla 4 y Tabla 5, dónde Rosenbaum et al. (1994) dividen el pie en 5 zonas y presentan las presiones máximas a tres velocidades y Taylor, Menz y Keenan (2004) dividen el pie en 9 zonas para comparar de la misma forma tres velocidades distintas (lenta, normal y rápida).

Tabla 4. Presiones máximas (kPa) en el pie a tres velocidades de marcha (Modificada de Rosenbaum et al, 1994).

	Velocidad de Marcha		
	Lento	Normal	Rápido
T	293 ± 79	358 ± 87	493 ± 128
Mediopié	66 ± 52	57 ± 44	44 ± 41
1ºMt	265 ± 138	299 ± 137	362 ± 165
2º y 3º Mt	312 ± 96	343 ± 133	355 ± 152
Prd	280 ± 110	317 ± 116	413 ± 162

Tabla 5. Presiones máximas (kPa) en el pie a tres velocidades de marcha (Modificada de Taylor et al, 2004).

	Velocidad de Marcha		
	Lento	Normal	Rápido
TM	35,3 (7,3)	36,8 (6,3)	42,5 (9,1)
TL	33,7 (6,1)	35,6 (5,4)	40,3 (7,9)
Mediopié lateral	8,0 (4,9)	7,9 (5,1)	6,8 (4,7)
1ª cabeza Mt	39,3 (21,2)	41,9 (20,1)	45,3 (17,1)
2ª cabeza Mt	41,6 (14,3)	43,3 (14,9)	50,6 (21,8)
3ª-5ª cabeza Mt	38,6 (12,8)	40,1 (13,1)	40,8 (15,7)
PrD	39,8 (16,0)	43,3 (21,8)	50,8 (24,3)
2º dedo	19,7 (8,2)	21,0 (7,9)	26,9 (14,2)
3er-5ºdedos	16,6 (8,8)	17,7 (9,5)	21,8 (10,8)

* Promedio (S.D) pico de presión (N/cm²)

Clarke (1980) describió, a nivel temporal, el instante en el cual se alcanzan las máximas presiones en cada una de las zonas del pie durante la fase de apoyo (Tabla 6).

Tabla 6. Tiempo en el cual se alcanzan las máximas presiones por zonas expresado como porcentaje de la fase de apoyo del ciclo de marcha (Modificada de Clarke, 1980).

Sujetos	Retropié	Mediopié	Cabezas Mt	Dedos
27	14 - 16%	26 - 40%	77 - 79%	83 - 85%

En lo que respecta a la actividad muscular, el tibial anterior presenta su mayor activación en el golpeo de talón (fase inicial del apoyo), despegue de los dedos y durante la fase de oscilación, de este modo, la mayor actividad muscular ocurre en el inicio de la fase de apoyo plantar (0-2% en el inicio del ciclo de marcha). La actividad de los gastrocnemius es relativamente baja durante la fase de oscilación y en el inicio de la fase de apoyo pero aumenta considerablemente en el 42-46% de la fase de apoyo, justo antes de los picos máximos de presión en el antepié (Warren, Maher, y Higbie, 2004).

Entre los **factores importantes que modifican la presión plantar** se encuentran la **velocidad, la edad de la población y la enfermedad de diabetes**. A continuación se van a comentar cada una de ellas:

Velocidad: La velocidad de marcha puede afectar a la distribución de la presión plantar (Burnfield et al., 2004; Chung y Wang, 2012, 2012; Rosenbaum et al., 1994; Segal et al., 2004).

Para la evaluación del efecto de la velocidad de marcha en los parámetros de presión plantar, ha sido frecuentemente utilizada una velocidad de marcha predeterminada (Burnfield et al., 2004; Chung y Wang, 2012; Segal et al., 2004; Warren et al., 2004), que permite comparar las prestaciones de un mismo individuo a diferentes velocidades. Por otro lado se encuentran estudios donde los sujetos son instruidos a caminar a una velocidad libremente escogida, de forma lenta, rápida o libre (Chung y Wang, 2012; Kernozek y LaMott, 1995; Murphy, Beynnon, Michelson, y Vacek, 2005).

Las presiones máximas están positivamente correlacionadas con la velocidad de marcha a través de la superficie plantar del pie (Burnfield et al., 2004; Chung y Wang, 2012; Drerup, Hafkemeyer, Möller, y Wetz, 2001; Pataky et al., 2008; Rosenbaum et al., 1994; Segal et al., 2004; Taylor et al., 2004; Warren et al., 2004; Yang, Chiu, Lin, y Chen, 2005; Zhu et al., 1995). La única excepción es que, en algunos de estos estudios, se observó una tendencia a la disminución de la presión máxima en el medio-pie lateral en función de la velocidad de marcha (Drerup et al., 2001; Pataky et al., 2008; Rosenbaum et al., 1994; Segal et al., 2004; Taylor et al., 2004).

Taylor et al. (2004), demostraron que el pico de presión en el pie entero incrementa un 10% comparando marcha normal con velocidad lenta, un 11% comparando rápida con normal, y entre la velocidad lenta y la rápida el incremento fue de un 22%. Se van a comentar seguidamente diferentes estudios de como afecta ese incremento por zonas, a pesar de que resulta complicado su comparación debido a que cada estudio divide la planta del pie en diferentes zonas (Tabla 7).

Tabla 7. Tiempo de contacto medio por zonas del pie en tres velocidades (modificado de Taylor et al., 2004).

	Velocidad de Marcha		
	Lento	Normal	Rápido
TM	491,0 (85,9)	402,3 (59,7)	319,7 (47,2)
TL	487,7 (88,2)	399,7 (62,5)	316,0 (47,7)
Mediopié lateral	418,3 (114,3)	338,7 (115,0)	243,9 (117,0)
1ª Mt	673,0 (84,6)	574,0 (53,9)	476,3 (54,8)
2ª Mt	698,7 (85,0)	592,0 (53,9)	491,7 (56,2)
3ª-5ª Mt	711,7 (90,4)	601,7 (56,0)	500,0 (53,5)
PrD	552,0 (141,5)	435,3 (101,9)	361,3 (89,6)
2º dedo	444,3 (140,6)	368,3 (78,1)	313,3 (87,6)
3er-5ºdedos	439,7 (135,4)	380,7 (84,2)	317,0 (81,1)
TOTAL	826,7 (111,2)	700,7 (52,7)	584,7 (43,6)

* Promedio (S.D) tiempo de contacto (ms)

Warren et al. (2004) encontraron que con el aumento de la velocidad, el pico de presión era mayor en las zonas de los dedos, zona medial del metatarso, del mismo modo que el metatarso central, y talón. Teniendo en cuenta las 9 zonas analizadas la zona del metatarso central es la que mayores picos de presión presentó en todas las velocidades de marcha. Las presiones en estas regiones aumentaron en un 91-289%, pasando de 0,45 a 1,79 m/s (Warren et al., 2004). Este mismo estudio muestra como con el efecto de la velocidad no aumentan de forma significativa las presiones máximas en el mediopié ni en el metatarso lateral. Rosenbaum et al. (1994) mostraron una disminución del 35% en la región del 5º metatarso cuando la velocidad aumentó de 0,83 a 1,67 m/s.

Así como se ha comentado que **las mayores zonas de presión según autores se centran en el talón, metatarso medial, primer dedo** (Chung y Wang, 2012; Pataky et al., 2008; Rosenbaum et al., 1994; Taylor et al., 2004; Warren et al., 2004; Zhu et al., 1995), **y central** (Rosenbaum et al., 1994; Taylor et al., 2004; Warren et al., 2004; Zhu et al., 1995), es interesante que, en diferentes estudios el efecto de la velocidad no genera un aumento del pico de presión y del pico de fuerza bajo la zona del antepié lateral (Chung y Wang, 2012; Pataky et al., 2008; Rosenbaum et al., 1994; Taylor et al., 2004; Warren et al., 2004; Zhu et al., 1995). Una explicación de estos datos es que una mayor velocidad provoca una mayor eversión del retropié, lo que supone mayor pronación (Rosenbaum et al., 1994; Winter, Patla, Frank, y Walt, 1990).

De forma general el tiempo de contacto (Yang et al., 2005; Zhu et al., 1995) y el impulso disminuyen a medida que aumenta la velocidad (Yang et al., 2005), disminuyendo significativamente, en talón medial, talón lateral y zona lateral del mediopié, sin embargo no se encuentran diferencias en el antepié ni en la zona de los dedos (Taylor et al., 2004). El tiempo de contacto en las diferentes zonas se ha mostrado en la Tabla 7. Con el aumento de la cadencia y velocidad, las integrales de media presión-tiempo disminuyen (45% a 120 pasos/min), y la presión máxima aumenta principalmente en las zonas del antepié y talón.

Edad de la población: La edad no influye directamente en las presiones plantares, con la excepción de la infancia y la tercera edad (Martínez-Nova et al., 2007; Stebbins et al., 2005). Los cambios en la marcha en los adultos mayores son: disminución de la velocidad en un 20%, acortamiento del paso, aumento de la base de sustentación, incremento del intervalo de doble apoyo en el suelo, disminución de la fuerza de MMII, disminución del movimiento de balanceo del tronco y de los brazos, ausencia del despegue del talón e insuficiente despegue digital (Sgaravatti, 2011).

Con el avance de la edad, ocurren con frecuencia los siguientes cambios estructurales en el pie: reducción en el espesor de las almohadillas de grasa plantar (Jahss, Kummer, y Michelson, 1992), el aplanamiento del arco longitudinal (Hutton y Dhanendran, 1979) y el desarrollo de dedos de garra y martillo (Myerson y Shereff, 1989). Mientras que el 35% de la variación en los valores de la presión al caminar bajo el talón y el antepié puede explicarse por parámetros que relacionan la estructura estática del pie con valores dinámicos de la presión plantar (Cavanagh, 1987), otros factores fundamentales como la velocidad y el calzado juegan también un papel fundamental en las presiones plantares (Burnfield et al., 2004).

En la tercera edad, han sido documentadas deficiencias en la capacidad de cicatrización de las heridas (Boynton, Jaworski, y Paustian, 1999) y resulta de suma importancia la prevención de las lesiones cutáneas y deformidades dolorosas en el pie (Burnfield et al., 2004).

Burnfield et al. (2004) estudiaron a 20 adultos sanos entre 55 y 85 años (media 69,5), observando que el incremento de la velocidad de marcha, al igual que se ha visto en el apartado de velocidad, genera mayores presiones (Tabla 8).

Tabla 8. Picos y media de presión descalzo y calzado durante la marcha en tres velocidades en adultos mayores (Modificada de Burnfield et al., 2004).

		Descalzo			Calzado			Significación	
		Lenta	Normal	Rápida	Lenta	Normal	Rápida	velocidad	Calzado
T	PP	300 (80)	370 (80)	440 (100)	190 (40)	230 (60)	280 (70)	R>N>L	D>C
	MPP	120 (20)	140 (20)	170 (30)	100 (20)	120 (20)	140 (20)		
AL	PP	150 (80)	130 (50)	120 (40)	110 (20)	110 (30)	120 (30)	NS	NS
	MPP	70 (20)	60 (30)	60 (20)	60 (10)	60 (20)	50 (10)		
AM	PP	90 (40)	80 (40)	90 (60)	90 (20)	100 (20)	100 (20)	NS	NS
	MPP	40 (20)	40 (10)	40 (20)	40 (10)	40 (10)	40 (10)		
ML	PP	200 (90)	190 (80)	180 (80)	160 (50)	150 (50)	160 (40)	NS	NS
	MPP	110 (40)	100 (30)	90 (30)	100 (30)	90 (30)	90 (30)		
MC	PP	400 (120)	430 (130)	420 (120)	230 (70)	250 (70)	270 (80)	R,N>L	D>C
	MPP	160 (30)	170 (40)	170 (40)	120 (30)	130 (20)	140 (30)		
MM	PP	240 (100)	260 (110)	270 (140)	180 (60)	220 (60)	240 (60)	R,N>L	NS
	MPP	100 (30)	110 (40)	100 (40)	90 (30)	110 (30)	110 (20)		
PrD	PP	200 (100)	230 (70)	280 (110)	220 (100)	270 (100)	280 (100)	R>N>L	NS D<C
	MPP	70 (30)	90 (40)	100 (40)	100 (40)	120 (40)	130 (40)		
DD	PP	150 (90)	200 (80)	240 (110)	180 (60)	210 (100)	210 (110)	R,N>L	NS
	MPP	70 (50)	90 (50)	100 (70)	80 (40)	90 (50)	90 (50)		

PP: Pico de presión (kPa); MPP: media del pico de presión. (kPa)

R: Rápido (97m/min); N:Media (80m/min); L: Lenta (57m/min), D: descalzo, C: calzado; NS= no dif. Significativas ($p \geq 0,00625$)

De forma sorprendente, el peso corporal parece no afectar a las presiones plantares tanto como se espera. Para hombres con diabetes se ha demostrado que el peso corporal no es un buen predictor de las presiones plantares (Cavanagh, Sims, y Sanders, 1991). Para personas sin patología una correlación baja pero significativa se ha encontrado bajo la zona lateral del mediopié y la tercera cabeza metatarsal, pero esta correlación se vio más pronunciada en las mujeres (Rosenbaum et al., 1994).

Por ello seguidamente se comenta el siguiente factor relevante como es la enfermedad de diabetes y su afectación en la presión plantar.

Diabetes: Entre los factores que contribuyen a la lesión en el pie diabético, destaca como principal factor las presiones excesivas y repetitivas (Boulton et al., 1986; Edmonds, 1986; Pecoraro, Reiber, y Burgess, 1990). La función de las extremidades inferiores y del pie durante la marcha, han sido estudiadas desde diversas perspectivas (Morag y Cavanagh, 1999): factores como la edad (Burnfield et al., 2004; Hessert et al., 2005), el calzado (Walker y Fan, 1998), o la velocidad de marcha (Drerup, Szczepaniak, y Wetz, 2008; Kernozek, LaMott, y Dancisak, 1996; Morag y Cavanagh, 1999; Segal et al., 2004; Zhu et al., 1995). En este sentido, el análisis de la presión plantar es útil para identificar las magnitudes a las cuales están sometidas diferentes zonas anatómicas del pie, o para la evaluación/prevención del riesgo de ulceración plantar en pacientes con neuropatía diabética (Oh-Yun y Mueller, 2001), ya que fracturas por estrés, fascitis plantar, espolones, metatarsalgias, sesamoiditis o neuropatías periféricas son consecuencia de estas sobrecargas en el pie (Hennig y Milani, 1995).

Diversos estudios expresan la importancia de la presión plantar (Bacarin, Sacco, y Hennig, 2009; Caselli, Pham, Giurini, Armstrong, y Veves, 2002; Guldemond et al., 2008; Melai et al., 2011; Sacco et al., 2009; Sawacha et al., 2009). La mayor parte de los estudios enfocan la presión plantar al pico de presión y algunos de ellos a la integral presión-tiempo. En este sentido, las personas con neuropatía presentan elevadas presiones (pico de presión e integral) en la zona trasera del pie, no existiendo diferencias con las personas con diabetes. En el mediopié, mayores picos de presión e integral en pacientes con DNP. Y en la zona delantera del pie, se mostró mayores picos de presión en pacientes con DNP respecto a las personas sanas y con DM. Además, la integral también fue más elevada en DNP. En la zona del primer dedo no se encontraron diferencias entre grupos (Fernando et al., 2013). Por otro lado, la zona del 1er metatarso, presenta mayores picos de presión en las personas con DNP respecto a las personas con DM (Guldemond et al., 2008; Melai et al., 2011), al igual que respecto al grupo de personas sanas (Melai et al., 2011).

Por ello, en las **presiones plantares** se ha demostrado que las propiedades de los tejidos plantares varían según la ubicación (Ledoux y Blevins, 2007) y que ciertas localizaciones plantares son más susceptibles a la ulceración que otras (Cowley, Boyko, Shofer, Ahroni, y Ledoux, 2008; Isakov et al., 1995), incluyendo el hallux (Cowley et al.,

2008; Isakov et al., 1995), las cabezas de los metatarsianos (Cowley et al., 2008; Isakov et al., 1995) y el calcáneo (Cowley et al., 2008; Isakov et al., 1995). Además, la parte del mediopié lateral es también de interés (Pai y Ledoux, 2010).

Las zonas más propensas a la ulceración son hallux, 1er, tercer y quinto metatarsiano, mediopié lateral y el calcáneo (Pai y Ledoux, 2010). Sin embargo otros autores (Armstrong et al., 2004; Gefen, Megido-Ravid, Azariah, Itzhak, y Arcan, 2001) encuentran que las úlceras en el pie se encuentran en los tejidos blandos bajo la primera y segunda cabezas metatarsales. Una elevada presión plantar es un factor de causa de la ulceración el pie en estos pacientes (Arts y Bus, 2011; Frykberg et al., 1998; Pham et al., 2000), por lo tanto es muy importante averiguar cómo se puede reducir esta presión plantar, sobre todo durante el ejercicio, ya que para las personas que sufren la enfermedad de diabetes está indicado el ejercicio físico (Conget, 2002; Lobos et al., 2008).

Comentados los factores que modifican la presión plantar, se ha encontrado que las referencias consultadas dividen las zonas del pie de según diferentes criterios.

Zonas de análisis de presión plantar según estudios bibliográficos:

Tabla 9. Representación de las zonas de análisis de presión plantar de los diferentes estudios, velocidades de marcha empleadas y sistema de medición.

Autor/año	Nº zonas	Zonas	Variables analizadas	Velocidad	Sistema de medición
Martínez-Nova et al., 2007	3	T, mediopié y antepié	Pico de presión máxima, Presión media, tiempo de contacto	Libre. Cadencia media: 105,6 pasos/min	Biofoot IBV, plantillas instrumentadas
Morag y Cavanagh, 1999	4	T, medio pie, 1ª Mt y PrD.	Pico de presión	0,78 estaturas/s	EMED-SF2 (Novel Inc., Minneapolis, MN)
VanZant et al., 2001	4	T, mediopie, antepie, y PrD/DD	Pico de presión, integral presión-tiempo	Libre	EMED Pedar Pressure (Novel Electronics, Inc, St Paul, Minesota)
Pérez-Soriano, Lucas-Cuevas, Aparicio-Aparicio, y Llana-Belloch, 2014	5	T, mediopié, antepié. Y dos mitades lateral y mitad medial	Tiempo contacto (s), cadencia (pasos/min)	V1: 0,73 m/s; V2: 1,30 m/s	Biofoot IBV, plantillas instrumentadas
Chung y Wang, 2012	6	TM, TL MM, MC, ML y mediopié	Pico presión Pico fuerza Área de contacto	Libre y 80%, 100%, 120% y 140%	Footscan® system; RSscan, Limburg Belgium
Zhu et al., 1995	7	Talón posterior, talon anterior, 5º Mt, 4º Mt, 2º Mt, 1er dedo, 1er metatarso.	Integral de presión-tiempo, tiempo de contacto, y picos de presión	Cadencia de 70,80,90,100,110 y 120 pasos/minuto	Microprocessor- portátil. Polímero conductive de presión Interlink
Menz y Morris, 2006	7	T, medio pie, 3er-5ª Mt, 2ª cabeza Mt, 1ª cabeza Mt, PrD, DD	Pico de presión	Libre (v: 0,89 (0,23)m/s)	MatScan1 (Tekscan, Boston, MA). Esterilla de presiones
Burnfield et al., 2004	8	T, AM, AL, MM, MC, ML, PrD, DD.	Pico presión, media del pico de presión, pico de fuerza, integral presión-tiempo, área de contacto.	Lento(57 m/min), Medio (80 m/min) Rápido(97 m/ min)	PEDAR system (Novel Electronics, Munich, Germany)
Warren et al., 2004	9	TL, TM, Mediopie, 1er Mt, 2º/3er Mt, 4º/5ºMt, PrD, 2º y 3er DD, 4º y 5º DD	Pico presión, tiempo hasta pico presión, integral presión-tiempo	7 velocidades: .45, 0,67, 0,89, 1,12, 1,34, 1,56, y 1,79 m/s.	EMED Pedar (Novel Electronics, Inc.; St. Paul, MN). Plantilla instrumentada.
García-Pérez, Pérez-Soriano, Llana, Martínez-Nova, y Sánchez-Zuriaga, 2013	9	PrD, DD, MM, MC, MC, ML, AM, AL, TM, TL	V1: 3,33 m/s v2: 4.00m/s	Tiempo de contacto, pico presión (kPa), carga relativa (%)	Biofoot IBV, plantillas instrumentadas
Pérez-Soriano, Llana-Belloch, Encarnación-Martínez, Martínez-Nova, y G, 2011; Pérez Soriano et al, 2013	9	PrD, DD, MM, MC, MC, ML, AM, AL, TM, TL	V libre y 20% más rápida.	Máximo de la presión media	Biofoot IBV, plantillas instrumentadas
Pataky et al., 2008	10	PrD, DD, , Mt 1, 2, 3,4,5 mediopié, TM y TL	Pico de presión	Lenta 1,09 ±0,15m/s Normal:1,44±0,14m/s Rápida 1,95±0,15m/s	Footscan 3D system (RSscan, Olen, Belgium)
Taylor et al., 2004	10	TM, TL, mediopié lateral, Mt 1, 2, 3-5, PrD, 2º D, 3-5 D	Tiempo contacto (ms). Pico de fuerza y presión, Integral fuerza-tiempo y presión tiempo	Velocidad libre: lenta 1,1m/s, normal 1,4 m/s y rápida 1,8m/s	EMED-SF system (Novel GmbH, Munich Germany) Esterilla.
Bus, Ulbrecht, y Cavanagh, 2004	10	TM, TL, Mediopié medial y lateral, 1er, 2º y lateral Mt, PrD, 2ºD, 3-5DD	Pico de presión, integral fuerza-tiempo.	Velocidad libre (v= 0,83 (0,31) m/s)	Novel Pedar system insoles

*PrD: Primer dedo; DD: dedos; MM: metatarso medial; MC: metatarso central; ML: Metatarso lateral; AM: Arco Medial; AL: Arco Lateral; TM: Talón medial; TL: talón lateral; MT: Metatarso.

En resumen, las presiones más elevadas se producen en las zonas de talón, metatarso medial y central y primer dedo y con la velocidad se ven aumentadas. Hay una tendencia general con respecto a los tiempos en que se producen los máximos de presión en cada una de las regiones. En el talón, la presión máxima ocurre antes del 20% de la fase de apoyo; en torno al 25% el antepié inicia su contribución al soporte de carga; alrededor del 50% la carga se concentra principalmente sobre las cabezas de los metatarsianos y en parte sobre los dedos y, aproximadamente, entre el 75-80% se alcanza la presión máxima en las cabezas de los metatarsianos. Por último, el dedo gordo y segundo dedo alcanzan una presión máxima alrededor del 85% de la fase de apoyo.

1.4.4. Impactos

Debido al principio de acción-reacción, al contactar con el pie en el suelo (al caminar, correr, saltar, bailar, etc.) el sujeto ejerce sobre el suelo una fuerza que dependerá de su propio peso y del tipo de movimiento que realice, y por tanto el suelo ejercerá en ese instante una fuerza contraria del mismo módulo y dirección, pero de sentido contrario denominada fuerza de reacción del suelo, utilizándose el acrónimo en inglés GRF ("*ground reaction forces*"/fuerzas de reacción del suelo). Dicho impacto se transmite a lo largo del cuerpo y progresivamente se atenúa gracias a los diversos sistemas de amortiguación presentes en el organismo. Esta transmisión de impactos a lo largo del cuerpo se le suele denominar también ondas de choque.

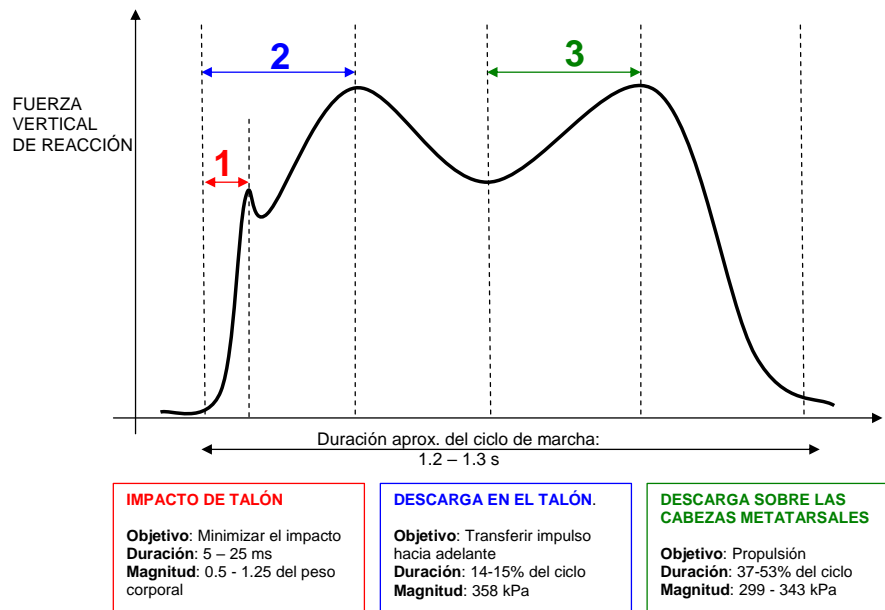


Figura 12. Ejemplo de fuerzas de reacción vertical del suelo durante las fases de la marcha (Encarnación-Martínez, 2012).

La magnitud de dicho impacto estará condicionada por diferentes aspectos como pueden ser la velocidad, el tipo de pavimento, el tiempo de aplicación de la carga, el tipo de calzado, etc. Dicho impacto cumple una función beneficiosa para el organismo, pero tanto por exceso como por defecto tiene implicaciones negativas sobre nuestro organismo.

De esta forma, con el movimiento los impactos se producen de manera continua, así como la activación de los distintos mecanismos de absorción que tiene nuestro organismo. Debido a esto, se puede analizar con diferentes técnicas instrumentales como la acelerometría y la dinamometría (Figura 13 y Figura 14).

Instrumentos como los **acelerómetros**, son útiles en el análisis del impacto al organismo. A través de un ligero acelerómetro ubicado en las prominencias óseas, donde se transmite la onda de choque, y mediante un cable o vía telemétrica (Forner et al., 1995), pueden ser almacenados los datos en una memoria que lleve unida el propio sujeto (Kim y Voloshin, 1992). Cada persona realiza una media de 6000 pasos por día, acumulando entorno a 2,5 millones de pasos al año. En cada paso se produce una onda de choque que es dirigida por todo el cuerpo, siendo los valores de aceleración en la tuberosidad tibial durante la marcha de entre 1 y 5 G (Loy y Voloshin,

1991), sin embargo, son escasos los estudios centrados en el análisis del impacto y sus repercusiones durante la actividad física.

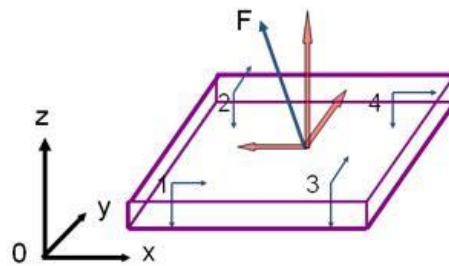


Figura 13. Plataforma dinamométrica (Sánchez et al., 1999).

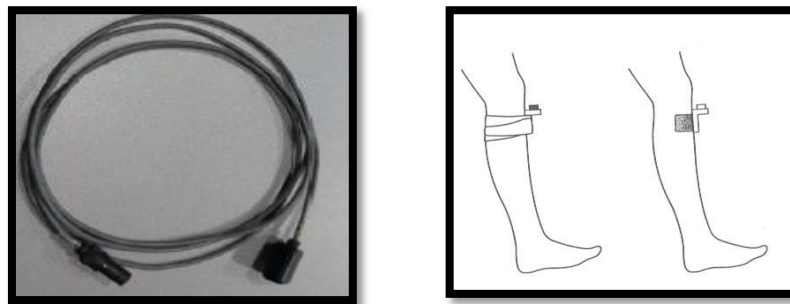


Figura 14. Izquierda: Acelerómetro para el registro de absorción de impactos. Derecha: Ajustes del acelerómetro a la tuberosidad tibial (Voloshin, 2000).

Tanto la acelerometría como la dinamometría se han empleado comúnmente para estudiar las GRF, la capacidad de absorción de impactos del sistema musculoesquelético durante diversas actividades físicas, así como para usos más específicos como el diseño de calzado deportivo, el diseño de equipamiento deportivo, el cálculo del gasto energético, etc. (Hennig y Milani, 1995; Lau y Tong, 2008; Llana-Belloch, 1998; Pérez -Soriano, 2004; Sanderson y Cavanagh, 1987; Sanner y O'Halloran, 2000).

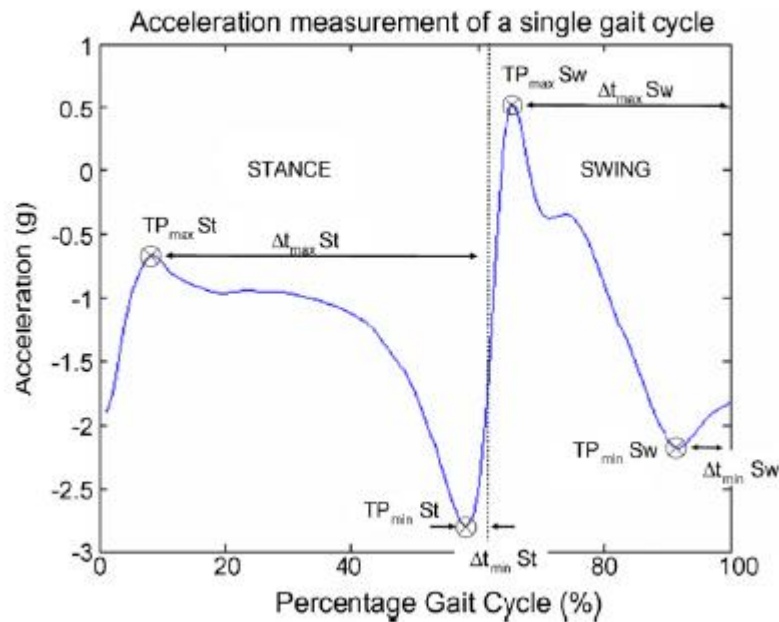


Figura 15. Media de aceleración durante el ciclo de la marcha (Lau y Tong, 2008).

Siguiendo con las principales aportaciones dentro del estudio de marcha, se ha demostrado que el impacto del pie con el suelo genera una onda de choque que se propaga a lo largo de todo el sistema musculo-esquelético hasta llegar a la cabeza (Chu, Yazdani-Ardakani, Gradisar, y Askew, 1986; Collins y Whittle, 1989; Lewis, Tan, y Shiue, 1991; Light, McLellan, y Klenerman, 1980; Noe, Voto, Hoffmann, Askew, y Gradisar, 1993; Wosk y Voloshin, 1981; Joseph Wosk y Voloshin, 1985). Debido principalmente a las diferencias de rigidez de cada uno de los tejidos corporales, se asume que el principal encargado de transmitir esa onda de choque será el hueso, por lo que una forma de cuantificar dicho impacto será fijando un acelerómetro al hueso o, si no es posible, externamente en una zona con escaso tejido blando.

Durante la marcha, el primer punto de contacto con el suelo ocurre en el talón, y se conoce como impacto de talón. Estos repetidos impactos de talón en cada paso producen ondas de carga cíclicas de hasta 100 Hz (Collins y Whittle, 1989; Folman, Wosk, Voloshin, y Liberty, 1986; Perry, 1983; Arkady Voloshin y Wosk, 1981) que se transmiten a través de la cadena músculo-esquelética desde el talón hasta la cabeza (Chu et al., 1986; Collins y Whittle, 1989; Lewis et al., 1991; Light et al., 1980; Noe et al., 1993; Shorten y Winslow, 1992; Joseph Wosk y Voloshin, 1985).

El impacto de talón es una fuerza de alta magnitud aplicada en un período corto de tiempo (Robbins y Gouw, 1990) durante los 50 ms iniciales de la fase de apoyo del ciclo de marcha. Según Kim y Voloshin, (1992 en Zatsiorsky (2000)), el impacto se produce dentro de los primeros 10-40 ms, teniendo una duración de entre 5 y 25 ms (Folman et al., 1986; Jørgensen y Bojsen-Møller, 1989; Light et al., 1980; Shorten y Winslow, 1992) (Figura 16).

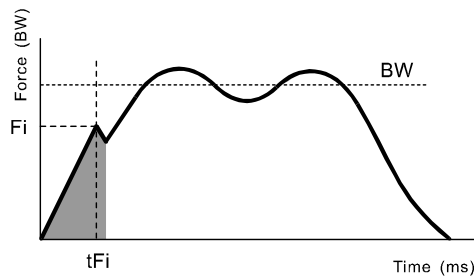


Figura 16. Fuerza y tiempo del impacto de talón registrado mediante plataforma de fuerzas durante la marcha (Encarnación-Martínez, 2012).

La magnitud de estas fuerzas varían desde 0,5 a 1,25 veces el peso corporal, (Jefferson, Collins, Whittle, Radin, y O'Connor, 1990; Lewis et al., 1991) y dependen de distintos factores biomecánicos como la velocidad de marcha (Clarke, Cooper, Hamill, y Clark, 1985; Shorten y Winslow, 1992), el peso corporal (Shorten y Winslow, 1992) y otros como el género, la edad o la obesidad (Bates, Osternig, Sawhill, y James, 1983). Para la marcha calzada y un impacto de 15 ms de duración, las fuerzas de impacto son típicamente de 0,5 veces el peso corporal, siendo mucho más intensas y cortas para la marcha descalza (Folman et al., 1986).

En términos de **aceleración**, se ha analizado la magnitud de los impactos recibidos durante diversas actividades físico-deportivas. La tabla 10, muestra los valores de fuerzas y aceleraciones registradas durante diversas actividades.

Tabla 10. Valores típicos de fuerzas de impacto y aceleraciones durante diversas actividades.

Actividad	Velocidad (ms-1)	Fmax/BW	Frecuencia (Hz)	Aceleración tibia (G)	Aceleración cabeza (G)
Marcha	1,3	0,27-0,55	1 ^{er} pico: 1,6 Hz 2 ^o pico: 1,17 Hz	2-5	1
Carrera apoyo talón (heel-toe)	3-6	1,6-3,0	1 ^{er} pico: 17 Hz 2 ^o pico: 5 Hz	5-17	1-3
Carrera de antepié	4	0,4	5 Hz	5-12	1-3

Otros estudios de la marcha han reportado picos de aceleración en tibia y en cráneo de 5 a 0,5 G respectivamente (Light et al., 1980), mientras que saltando se han llegado a registrar valores de 25 G e incluso mayores (Loy y Voloshin, 1991).

Entre los **factores que influyen en la amortiguación de impactos** se encuentra la **anatomía**, principalmente la almohadilla plantar y sus características (Amis, Jennings, Graham, y Graham, 1988; Prichasuk, 1994); las **lesiones o problemas músculoesqueléticos** (Jørgensen y Bojsen-Møller, 1989; Noe et al., 1993; Voloshin y Wosk, 1982; Voloshin y Wosk, 1981; Joseph Wosk y Voloshin, 1985); la **fatiga** (Light et al., 1980; Voloshin, Mizrahi, Verbitsky, y Isakov, 1998); el **pavimento** (Nigg y Yeadon, 1987; Voloshin, 2000; Voloshin y Wosk, 1981); y el **calzado** (Hennig y Lafortune, 1991; Lafortune, 1991; Light et al., 1980; Smeathers, 1989; Voloshin y Wosk, 1981).

1.4.5. Parámetros perceptuales. Análisis del confort

Actualmente, la percepción de confort es una variable que se está teniendo en cuenta a nivel deportivo, tanto a nivel de los deportistas, como entrenadores y biomecánicos, debido a su gran relación con el rendimiento (Luo, Stergiou, Worobets, Nigg, y Stefanyshyn, 2009; Nigg, Nurse, y Stefanyshyn, 1999; Nurse, Hulliger, Wakeling, Nigg, y Stefanyshyn, 2005; Wakeling, Pascual, y Nigg, 2002), y la ocurrencia de lesiones (Anderson, Stefanyshyn, y Nigg, 2005; Che, Nigg, y de Koning, 1994; Kinchington, Ball, y Naughton, 2010, 2012).

El confort en la indumentaria es una de las necesidades fundamentales de los consumidores, anteponiéndose en muchos casos a características estéticas (Kaplan y Okur, 2008). Éste no afecta únicamente a la sensación de comodidad del deportista, sino también a su rendimiento y eficiencia (Shishoo, 2005). La evaluación del confort proporcionado por una prenda puede ser resultado de múltiples características. De forma general, las características más influyentes en el confort son las propiedades térmicas de la prenda (Jintu Fan y Tsang, 2008), el ajuste (Shishoo, 2005) y el tacto (Jintu Fan y Tsang, 2008; Sasaki Kazuya, Ikeda Naomi, y Shimizu Hiroko, 2004).

La literatura carece de consenso sobre la definición real de comodidad y como resultado se están utilizando hoy en día diferentes herramientas, cuestionarios y escalas para medirlo. Las herramientas más comunes son las escalas analógicas visuales (VAS) y las escalas de Likert que pueden ser modificadas dependiendo de la condición analizada (tabla 11).

Tabla 11. Resumen de las escalas de confort (modificado de Lucas-Cuevas, 2016).

Estudio	Medición del confort	Condición analizada
Ali, Caine, y Snow, 2007	Ratio de 11 puntos	Prendas compresivas
Au y Goonetilleke, 2007	Escala de 7 puntos	Calzado
Jordan, Payton, y Bartlett, 1997	Escala de 5 puntos	Calzado
Delgado et al., 2013	Escala de 7 puntos	Patrón de impacto del pie
Dinato et al., 2015	100mm VAS	Calzado
Hagen, Hömme, Umlauf, y Hennig, 2010	Escala de 7 puntos	Cordones atados calzado
Kinchington, Ball, y Naughton, 2012	Escala de 6 puntos	Rendimiento
Kinchington, Ball, y Naughton, 2010	Escala de 6 puntos	Lesiones
Luo, Stergiou, Worobets, Nigg, y Stefanyshyn, 2009	Escala de 5 puntos	Calzado
Mündermann, Nigg, Stefanyshyn, y Humble, 2002	150mm VAS	Plantillas
Mündermann, Nigg, Humble, y Stefanyshyn, 2003	150mm VAS	Plantillas
Murley, Landorf, y Menz, 2010	150mm VAS	Plantillas
Salles y Gyi, 2012	150mm VAS	Plantillas
Wegener, Burns, y Penkala, 2008	150mm VAS	Calzado
Yung-Hui y Wei-Hsien, 2005	100mm VAS	Calzado

*VAS: Escala analógica visual

Estas escalas de confort (VAS y Likert) tienen su origen en escalas de dolor, donde la mayor puntuación representa un aumento del dolor. De la misma forma, en estas escalas aplicadas al confort, mayores ratios aplicados al confort significa mayor percepción de confort (Lucas-Cuevas, 2016). Además, es importante que siempre se mida una condición de control en cada prueba para que el individuo pueda comparar la nueva condición con la condición de control (Lucas-Cuevas, 2016).

Por un lado existen las escalas analógicas visuales (VAS) de 100-150 mm de longitud. Tienen gran sensibilidad y son poco vulnerables a distorsiones o sesgos en la clasificación (Mündermann et al., 2002). Por otro lado, se ha demostrado que las escalas de Likert tienen validez (Lozano, García-Cueto, y Muñiz, 2008), son fáciles de entender y con errores mínimos de medición (Dijkers et al., 2002; Benno Maurus Nigg, MacIntosh, y Mester, 2000). Son escalas ordinales o basadas en la clasificación, donde la persona ordena un parámetro (por ejemplo comodidad) de "menos" a "más".

1.4.6. Hidratación

El pie juega un papel fundamental en la marcha. Con la práctica deportiva se produce un aumento del calor interno, con la formación de sudor como el mecanismo que intenta disminuir la temperatura de la piel (debido a la evaporación de la humedad) (Davis y Bishop, 2013). A pesar de esto, durante el ejercicio físico el pie se encuentra siempre dentro de un calcetín, que consecuentemente provoca un aumento de la temperatura de la piel del pie (Shimazaki y Murata, 2015; Yavuz et al., 2014), principalmente en el antepié y en el medio del pie (Priego Quesada, Kunzler, Rocha, Machado, y Carpes, 2016). Este aumento de temperatura permanece después de 10 minutos de inactividad (Martínez Nova, Marcos-Tejedor, Gómez Martín, Sánchez-Rodríguez, y Escamilla-Martínez, 2017; Priego Quesada et al., 2016).

El calcetín juega un papel importante en este proceso. Mantiene las condiciones térmicas (Purvis y Tunstall, 2004) y ayuda a preservar una hidratación adecuada de la piel del metatarso o entre los dedos de los pies (McLellan et al., 2009). La integridad de la piel y la presencia de lesiones pueden depender de la evacuación apropiada del calor y el sudor generados (Kirkham, Lam, Nester, y Hashmi, 2014). Las personas que practican deporte, y concretamente la carrera y las caminatas de larga distancia, son propensos a las lesiones en los pies (Krabak, Waite, y Lipman, 2013). Un buen estado de hidratación del pie y la inhibición del crecimiento bacteriano podrían prevenir la aparición de lesiones e infecciones (Lacroix et al., 2002; Polliack y Scheinberg, 2006). Por otro lado, la sequedad excesiva del pie conduce a la aparición de hiperqueratosis (Borelli, Bielfeldt, Borelli, Schaller, y Korting, 2011), por lo tanto, la mejora de las características de los calcetines podría ayudar a reducir la prevalencia de estas lesiones en los pies. Hoy en día, se dispone de textiles de fibras nuevas, como la quitina, que tiene propiedades regenerantes, y que puede resultar gratamente beneficiosa.

1.5. MARCHA NÓRDICA O “NORDIC WALKING” (NW)

1.5.1. Definición

Tras explicar la marcha y sus diferentes fases, en este punto se trata la Marcha Nórdica o el Nordic Walking (NW), actividad que ha aumentado de manera considerable su popularidad en los últimos tiempos y que está siendo objeto de diferentes estudios como seguidamente se explica.

El NW es una forma simple y segura de marcha que puede ser realizada por casi todas las personas en cualquier lugar, usando unos bastones específicos diseñados para la actividad (Parkatti, Perttunen, y Wacker, 2012; Tschentscher et al., 2013; Vílchez Barrera y Calvo-Arencibia, 2016). Tiene características similares a la marcha enérgica (caminar a paso ligero) empleando adicionalmente 2 bastones diseñados específicamente para activar la musculatura del tren superior, proporcionando el valor añadido desde un punto de vista fisiológico y biomecánico, que reporta beneficios para la salud sustancialmente superiores a la marcha enérgica (Tschentscher et al., 2013; Vílchez Barrera y Calvo-Arencibia, 2016). El NW se sitúa como una actividad entre la marcha y la carrera (Pérez-Soriano et al., 2014).

El NW se podría definir como ***“un proceso de marcha humana en el cual el participante se desplaza con su cuerpo ligeramente inclinado hacia delante ayudado por dos bastones, mediante una coordinación contralateral, existiendo en todo momento dos apoyos con la superficie o terreno, siendo uno de ellos el bastón y el otro la pierna contralateral.”*** (Encarnación-Martínez, Pérez Soriano, Llana Belloch, y Plá, 2007).

De forma general, se ha encontrado que el uso de bastones puede proporcionar beneficios fisiológicos respecto al consumo máximo de oxígeno y aumento del gasto calórico respecto a la Marcha normal (M), debido a la utilización de mayor cantidad de músculos durante el NW comparado con la M (Kukkonen-Harjula et al., 2007; Porcari

et al., 1997; Rodgers, VanHeest, y Schachter, 1995; Schiffer, Knicker, Montanarella, y Strüder, 2011; Shim, Kwon, Kim, Kim, y Jung, 2013).

Por otra parte, el uso de bastones ha demostrado beneficios en el alineamiento y la estabilidad postural, así como efectos sobre la carga de las extremidades inferiores durante la marcha (Dalton, 2016; Hagen, Hennig, y Stieldorf, 2011; Hansen, Henriksen, Larsen, y Alkjaer, 2008; Morgulec-Adamowicz et al., 2011; Schwameder, Roithner, Müller, Niessen, y Raschner, 1999; Willson, Torry, Decker, Kernozek, y Steadman, 2001). Estos últimos parámetros muestran controversia en los resultados, por un lado reducción de las cargas articulares en extremidades inferiores (Willson et al., 2001), por otro lado aumento de esas cargas (Hagen et al., 2011), e incluso sin ningún tipo de cambio en este parámetro en la comparación de NW y M (Hansen et al., 2008).

1.5.2. Materiales

El NW no necesita un material excesivamente caro para su práctica, por lo que el bajo coste y no requerir una infraestructura específica hacen de esta modalidad una actividad al alcance de la población en general. Para el Nordic Walking se requiere la utilización de **bastones** (Figura 17). Sus características son poco peso, muy resistentes y de larga duración.



Figura 17. Bastones típicos de NW.

Las características que presentan los bastones de NW son las siguientes (Ulrich y Bernd, 2007):

- **Empuñadura** (Figura 18).
- **Dragonera** (Figura 18).
- **Punteras** (Figura 19). Para determinados terrenos como el asfalto.



Figura 18. Empuñadura y dragonera bastón NW y técnica de agarre (Ulrich y Bernd, 2007).



Figura 19. Punteras de goma para el bastón de NW (Ulrich y Bernd, 2007).

El ajuste del bastón es importante para la correcta ejecución técnica, por lo que será necesario elegir las dimensiones del bastón teniendo en cuenta la altura de la persona que finalmente lo utilizará.

La altura correcta de los bastones de NW depende de la estatura de la persona y existen diferentes formas para su elección.

Formas de elección de la altura de los bastones:

1. Según baremos específicos como la presentada en la siguiente tabla (tabla 12):

Tabla 12. Longitud bastones según altura (<http://www.marcha-nordica.net/equipo/bastones-de-marcha-nordica/altura-de-bastones.html>).

Estatura cm	Longitudes de palos cm
147 – 154	100
155 – 161	105
162 – 168	110
169 – 176	115
177 – 183	120
184 – 195	125

**Longitudes basadas en la altura oficial vigente del Baremo de longitud 0,68.*

2. Se coloca en vertical delante de la persona sin la puntera (zapatilla o zapatito). La salida lateral de la dragonera tiene que coincidir en posición erguida con la altura del ombligo. Con esto se toman en consideración las diferencias entre la longitud de los brazos y las piernas.

Además del material específico como son los bastones, en el NW no se requiere de un material específico de ropa, pero sí que es necesario una vestimenta deportiva adecuada para la práctica de ejercicio físico, y de forma primordial un adecuado calzado y calcetín para un cuidado del pie. A continuación se presenta un calcetín indicado para la práctica de ejercicio físico, recomendable para la marcha general y consecuentemente para la práctica de marcha nórdica, que presenta efectos positivos para el cuidado del pie diabético.

Complementos textiles para la práctica del NW

A pesar del escaso riesgo de lesión durante la marcha/NW, la literatura muestra una serie de lesiones dérmicas que pueden asociarse a la marcha, tales como: flictenas (ampollas) (Dai, Li, Zhang, y Cheung, 2006) o queratopatías (Knapik, Reynolds, Duplantis, y Jones, 1995; Mailler-Savage y Adams, 2006; Malgrange, 2008; Pérez-Soriano et al., 2011; Reynolds et al., 1995).

La biomecánica deportiva contribuye a la investigación en el material y equipamiento deportivo, ayudando a la prevención de lesiones (Pérez Soriano y Llana Belloch, 2007). En este sentido, destaca el calzado y el calcetín (Blackmore, Ball, y Scurr, 2011), que pueden ayudar a prevenir las lesiones podológicas. Estos dos elementos, serán los encargados de crear y mantener las condiciones adecuadas para el desarrollo de las funciones del pie, y de aquí la importancia de su diseño (Alcántara, Artacho, González, y García, 2005; Litzelman, Marriott, y Vinicor, 1997; M. J. Mueller, Diamond, Delitto, y Sinacore, 1989).

El calcetín mantiene las condiciones térmicas (Purvis y Tunstall, 2004), y ayuda a mantener una correcta hidratación del pie (Grouios, 2004; Hagen et al., 2010; Li, Liu, Cai, Zheng, y Zhou, 2011; McLellan et al., 2009). Así, la presencia de sequedad dérmica, puede influir en la aparición de hiperqueratosis (engrosamiento de la capa córnea de la piel), la cual puede desencadenar fisuras e incluso ulceraciones dérmicas (Borelli et al., 2011; Hurlow y Bliss, 2011). En la población diabética la condición óptima de hidratación, permite una temprana cicatrización de heridas (Polliack y Scheinberg, 2006).

Actualmente, el empleo de nuevas fibras en materiales textiles, como el quitosano (Lim y Hudson, 2004b), proporciona efectos antimicrobianos (Yuan Gao y Cranston, 2008a), que permiten la prevención de lesiones (Basal y Ilgaz, 2009), lo que ha popularizado su uso en materiales de ámbito clínico, como los vendajes (Fouda, Wittke, Knittel, y Schollmeyer, 2009; Mi et al., 2003; Ong, Wu, Moochhala, Tan, y Lu, 2008).

Entre los avances textiles, destaca la utilización de la Quitina (sustancia que forma parte del caparazón de determinados crustáceos y moluscos, y de las paredes celulares de los hongos), y concretamente de su derivado, el Quitosano. Su estructura molecular es muy similar a la de la celulosa, lo que demuestra las posibilidades que este biopolímero ofrece como fibra en el sector textil, y su utilización en los calcetines permite ofrecer unas propiedades de confortabilidad excelentes, además de un efecto regenerador de la piel, hidratante, cicatrizante y un buen comportamiento antimicrobiano (Enescu y Olteanu, 2008).

1.5.3. Técnica Nordic Walking

Existen diferentes técnicas de NW. Inicialmente, a nivel internacional se creó la *International Nordic Walking Association* (INWA), la primera institución en difundir una de las actuales técnicas, denominada **técnica diagonal (INWA)** por sus características. Del mismo modo, fue la INWA la primera institución en realizar acciones formativas a distintos niveles (practicantes, monitores y entrenadores) con tal de homogeneizar la ejecución técnica y establecer un sistema de titulaciones para monitores y entrenadores (Encarnación-Martínez, 2012). Cabe mencionar que la técnica descrita por la INWA ha sido el estándar seguido en la mayoría de estudios de carácter científico, por lo que hacen de este modelo técnico el estándar a seguir en el presente estudio, debido también a que la mayoría de practicantes de marcha nórdica lo hacen siguiendo dicho modelo técnico.

TÉCNICA INWA

También denominada técnica diagonal. Es más natural que la siguiente técnica que se describirá (ALFA), ya que a la marcha natural se le han añadido un par de bastones especiales de NW. Sin embargo las características de la marcha natural, biomecánicamente correcta y la postura adecuada se mantienen en todos los aspectos. Incluso los movimientos de brazos de la correcta técnica de NW respetan el rango de movimiento de la marcha natural. Además, se caracteriza por características de la técnica básica del esquí de fondo como son:

- Posición retrasada del bastón durante la fase de carga.
- Control de los palos a través del agarre y la dragonera o correa.
- Uso activo y dinámico de los bastones.



Figura 20. Técnica INWA (<http://www.efyc.fahce.unlp.edu.ar/article/view/EFyCv16n02a03/6191>).

Seguidamente se explican las pautas a seguir para realizar la técnica diagonal correctamente:

- La **coordinación** durante la marcha nórdica debe ser **contralateral**, es decir, se adelanta la pierna derecha al mismo tiempo que también lo hace el brazo izquierdo (y viceversa) (Figura 21).

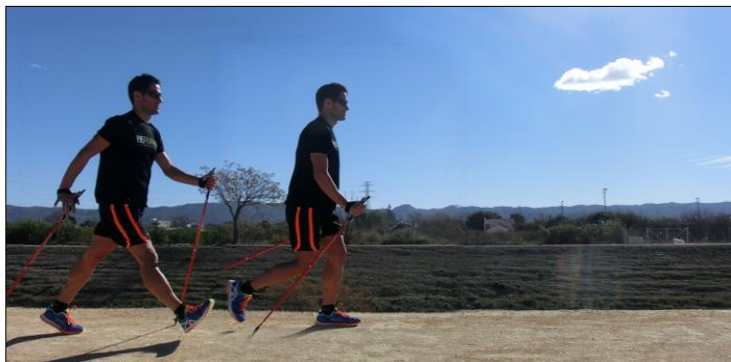


Figura 21 Coordinación general marcha nórdica.

- El **apoyo de los bastones**. Se debe apoyar entre la pierna adelantada y la retrasada con una inclinación aproximada de 45° - 50° , y su acción finaliza cuando pasa la cadera y se extiende el codo hacia atrás (Figura 22).



Figura 22. Consideraciones para el apoyo del bastón.

- La **acción de los pies**. El contacto inicial se realiza con el talón (Figura 23A), seguidamente se produce la transferencia de carga, en la cual el pie durante su fase intermedia deberá apoyar completamente sobre el suelo con tal de transferir la carga desde la zona del talón hasta la zona del antepié (Figura 23B), y por último del despegue, el impulso final de la zancada, que se realiza mediante una flexión plantar y finaliza con la impulsión del primer dedo del pie (Figura 23C):



Figura 23. Apoyo del pie durante la marcha nórdica.

- La **acción de brazos** se puede dividir en tres aspectos básicos (Figura 22):
 - **Sujeción:** el bastón se sujeta firmemente pero sin rigidez.
 - **Fase propulsiva:** dicha fase se inicia con el apoyo del bastón en el suelo manteniendo una sujeción firme y finaliza una vez que se pasa la línea de la pelvis abriendo la mano para empujar con ella abierta sobre la dragonera.
 - **Fase de recobro del bastón:** en dicha fase se transporta el bastón hacia delante. Dicha fase finaliza cuando el bastón es plantado nuevamente con el codo ligeramente adelantado al tronco y flexionado.

Técnica ALFA

Posteriormente se crearon nuevas asociaciones que aportaron modificaciones a la técnica ya comentada anteriormente divulgada por la INWA, esta nueva corriente o técnica se denomina técnica ALFA, siendo la principal diferencia con la anterior la inclinación del tronco, ya que en este caso se mantiene erguido mientras que en la anterior se mantiene una inclinación hacia delante. La técnica ALFA es el acrónimo de: A: andar derecho, L: largos los brazos, F: formar un ángulo con el bastón en el suelo (60°) y A: adecuar el paso (Martínez Lemos, 2010; Schmidt et al., 2006; <http://nordicwalking-ane.es/>, visitado: 27/07/2016).



Figura 24. Representación gráfica de la Técnica Alfa. © Asociación de Nordic Walking de España (ANE) (Martínez Lemos, 2010).

Esta técnica descrita brevemente junto con la anterior (INWA y ALFA) son las dos más extendidas.

1.5.4. Evidencia científica en Nordic Walking

El primer uso documentado fuera del ámbito deportivo data de 1966 en la escuela de Viherlaakso en Helsinki, a cargo de la profesora de educación física Leena Jaaskeelainen que incorporó esta modalidad en sus clases de educación física (Arrankoski y Kettunen, 2011; Encarnación-Martínez, 2012).

Desde ese momento, los documentos científicos relacionados con el NW han aumentado considerablemente, desde aspectos fisiológicos, como biomecánicos, así como una rama muy extendida en la actualidad que enfoca los parámetros anteriores al tratamiento y prevención de enfermedades y patologías. Siendo esta modalidad deportiva últimamente demandada en procesos de rehabilitación (Bombieri et al., 2017; Encarnación Martínez, 2012; Morgulec-Adamowicz et al., 2011; Skórkowska-Telichowska et al., 2016; Vílchez Barrera y Calvo-Arencibia, 2016).

1.5.4.1. Fisiología y percepción de esfuerzo durante la práctica del NW

La respuesta fisiológica del organismo durante la práctica del Nordic Walking fue la primera línea de investigación que se empezó a estudiar. La siguiente tabla (tabla 13) presenta una breve relación de los principales trabajos que han analizado la marcha nórdica desde una perspectiva fisiológica.

Tabla 13. Resumen de estudios desde la perspectiva fisiológica relacionados con el Nordic Walking en personas sanas (Modificada de Encarnación-Martínez, 2012).

Autor	Parámetros de estudio	Diferencias con respecto a la marcha
Rodgers et al., 1995	<ul style="list-style-type: none"> - Consumo de oxígeno - Frecuencia cardiaca - Gasto calórico - Percepción esfuerzo 	Marcha Nórdica vs Marcha: <ul style="list-style-type: none"> - 21 vs 18 ml/kg/min; - 133 vs 122 ppm; - 141 vs 74 kcal - Sin cambios
Butts, Knox, y Foley, 1995	<ul style="list-style-type: none"> - Percepción de esfuerzo 	<ul style="list-style-type: none"> - Incremento de los parámetros fisiológicos - Sin cambios en la percepción de esfuerzo.
Porcari et al., 1997	<ul style="list-style-type: none"> - Consumo de oxígeno - Frecuencia cardiaca - Gasto calórico - Percepción de esfuerzo 	<ul style="list-style-type: none"> - Incremento del 23% - Incremento del 16% - Incremento del 22% - Incremento significativo 1.5 puntos
Jordan, Olson, Earnest, Morss, y Church, 2001	<ul style="list-style-type: none"> - Consumo de oxígeno - Frecuencia cardiaca 	<ul style="list-style-type: none"> - Incremento de 3,7 kcal/min - Incremento de 34 ppm.
Morss, Church, Earnest, y Jordan, 2001	<ul style="list-style-type: none"> - Consumo de oxígeno - Frecuencia cardiaca - Percepción esfuerzo 	<ul style="list-style-type: none"> - Incremento del 20% parámetros fisiológicos - Sin cambios en la percepción de esfuerzo.
Church, Earnest, y Morss, 2002	<ul style="list-style-type: none"> - Consumo de oxígeno - Frecuencia cardiaca - Percepción de esfuerzo 	<ul style="list-style-type: none"> - Incremento del 20% en parámetros fisiológicos. - Sin diferencias en percepción esfuerzo
Kukkonen-Harjula et al., 2007	<ul style="list-style-type: none"> - VO2max - Frecuencia cardiaca - Percepción de esfuerzo 	<ul style="list-style-type: none"> - Incremento pico consumo de oxígeno similar en NW y M. - FC y lactaco < en ambos grupos.
Perrey y Fabre, 2008	<ul style="list-style-type: none"> - Frecuencia cardiaca - Consumo oxígeno - Ventilación - Frecuencia respiratoria - Frecuencia zancada. - Percepción de esfuerzo 	<ul style="list-style-type: none"> - Comparación desnivel positivo y negativo y marcha horizontal - Ventilación increnta con el desnivel (-15%<0%<+15%) - Frecuencia respiratoria > NW - Consumo oxígeno y gasto energético > NW solo en desnivel negativo. - = FC y percepción esfuerzo NW y M.
Hansen y Smith, 2009	<ul style="list-style-type: none"> - Gasto energético - Consumo oxígeno - Confort 	<ul style="list-style-type: none"> - Compara en subida, bajada y horizontal y con diferentes longitudes de bastón. - ↑ consumo oxígeno con longitud bastón elegido libre en cualquier pendiente. - ↑ consumo oxígeno pendiente arriba con bastón corto = confort - = confort y consumo oxígeno en horizontal y pendiente abajo con cualquier bastón.
Schiffer et al., 2006b	<ul style="list-style-type: none"> - Frecuencia cardiaca - Ácido láctico - VO2 relativo - Percepción de esfuerzo. 	<ul style="list-style-type: none"> - Compara marcha, carrera y NW. - Lac incrementa en NW en todas las etapas del test. - A 1,8m/s incremento 8% del VO2 relativo.
Schiffer et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> - Frecuencia cardiaca - Ácido láctico 	<ul style="list-style-type: none"> - Diferentes pesos de bastón (marcha normal NW, NW+0,5 kg, NW +1,0 kg,

	<ul style="list-style-type: none"> - VO2 relativo - Percepción de esfuerzo - EMG bíceps, tríceps, trapecio y deltoides 	<ul style="list-style-type: none"> NW +1,5 kg) - ↑ activación bíceps braquial al ↑ de peso. No dif. En trapecio, deltoides y bíceps - RVO2 ↑ en NW que en marcha normal (sin dif entre peso de bastones) - Lactato ↑ en NW que en marcha normal (sin dif entre peso de bastones)
Sugiyama, Kawamura, Tomita, y Katamoto, 2013	<ul style="list-style-type: none"> - Frecuencia cardiaca - Consumo oxígeno - Percepción de esfuerzo - EMG 	<ul style="list-style-type: none"> - Programa incremental NW vs level walking - Consumo de oxígeno, Ventilación y Frecuencia cardíaca > en NW en todas velocidades. - Percepción de esfuerzo en extremidades superiores > en NW en todas velocidades. - EMG en miembros inferiores NW<M
Takehima et al., 2013	<ul style="list-style-type: none"> - Distancia con el tes de 12 minutos (máxima distancia) - Escala de percepción de esfuerzo 	<ul style="list-style-type: none"> - Compara 4 grupos, NW, ejercicios de bandas elásticas, marcha normal y grupo control - El NW > distancia en el test
Polechoński, Mynarski, y Nawrocka, 2015	<ul style="list-style-type: none"> - Gasto energético (mediante pedometría y acelerometría) en M y NW. 	<ul style="list-style-type: none"> - NW > velocidad al recorrer la distancia de 1000m. 36,3 segundos más rápido y con 65,5 menos de pasos que M.
Lejczak et al., 2016	<ul style="list-style-type: none"> - Frecuencia cardiaca - Consumo oxígeno - Producción dióxido de carbono - Intercambio respiratorio - Ventilación por minuto - Presión arterial 	<ul style="list-style-type: none"> - NW> consumo de oxígeno, ventilación por minuto, intercambio respiratorio, frecuencia cardíaca sobre la M.
Pellegrini et al., 2017	<ul style="list-style-type: none"> - Intercambio de gases - Parámetros ventilatorios 	<ul style="list-style-type: none"> - >gasto energético - >demanda metabólica

A nivel científico la literatura muestra un **aumento del gasto calórico** (Church et al., 2002; Figard-Fabre, Fabre, Leonardi, y Schena, 2010; Kukkonen-Harjula et al., 2007; Pellegrini et al., 2017; Porcari et al., 1997; Rodgers et al., 1995; Schiffer et al., 2011; Willson et al., 2001), **un aumento del consumo de oxígeno (VO2)** (Barberan-Garcia et al., 2015; Church et al., 2002; Figard-Fabre et al., 2010; Hansen y Smith, 2009; Kukkonen-Harjula et al., 2007; Lejczak et al., 2016; Porcari et al., 1997; Rodgers et al., 1995; Schiffer et al., 2011; Sugiyama et al., 2013; Willson et al., 2001), **y un aumento de la FC** (Church et al., 2002; Porcari et al., 1997; Rodgers et al., 1995; Sugiyama et al., 2013) **para el NW.**

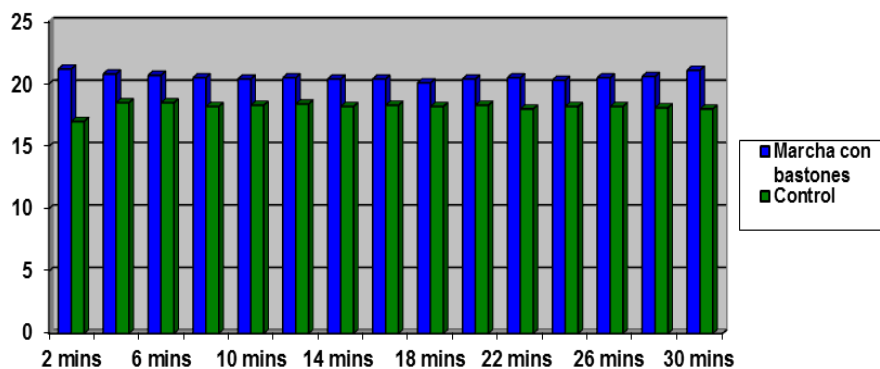


Figura 25. Consumo de oxígeno (ml/kg/min) marcha con y sin bastones (Rodgers et al., 1995).

En la Figura 25 se muestra el Consumo de oxígeno (ml/kg/min) durante 30 minutos de marcha submáxima con y sin bastones. Los valores de la marcha con bastones son significativos respecto a la marcha sin bastones ($p < 0.05$).

Referente a variables que pueden modificar parámetros del NW se han encontrado estudios con **diferentes superficies**: a) pruebas de suelo (Church et al., 2002; Polechoński et al., 2015; Schiffer et al., 2006b), b) treadmill (Kang, Lee, y Cynn, 2016; Pellegrini et al., 2017; Perrey y Fabre, 2008; Porcari et al., 1997; Rodgers et al., 1995; Sugiyama et al., 2013), c) diferentes desniveles (Figard-Fabre, Fabre, Leonardi, y Schena, 2010; Hansen y Smith, 2009; Pellegrini et al., 2015; Perrey y Fabre, 2008); **diferentes longitudes de bastón** (Hansen y Smith, 2009) y **diferentes pesos del bastón** (Porcari et al., 1997; Rodgers et al., 1995; Schiffer et al., 2011), siendo mayor el consumo de oxígeno en pendiente hacia arriba y la longitud de bastones corta (Hansen, Henriksen, Larsen, y Alkjaer, 2008).

Tabla 14. Diferencias entre diferentes parámetros de gasto energético entre NW y M tras recorrer una distancia de 1000m (Polechonski et al., 2015).

Variables	Nordic Walking		Marcha normal		d
	%	SD	%	SD	
Tiempo (s)	642,5	60,3	678,8	63,1	-36,3*
Número de pasos	1257,9	86,7	1323,4	73,5	-65,5*
Gasto energético (kca)	47,4	9,6	50,2	9,7	-2,8**
Frecuencia cardíaca	128,5	19	117,1	17,2	11,4**

*p<0,05, **p<0,001

Una conclusión importante a la que llegan algunos de estos estudios es que la misma intensidad relativa de entrenamiento en la marcha normal puede ser conseguida con una más baja y más confortable velocidad mediante el NW (Dechman, Appleby, Carr, y Haire, 2012).

Otro tipo de perspectiva de estudio encontrado ha sido el de percepción del esfuerzo percibido. En este aspecto, Figard-Fabre et al. (2010) encuentran que pese al aumento del gasto calórico, del VO₂ y de la FC, la percepción del esfuerzo disminuye considerablemente al practicar el NW. Al igual que Church et al. (2002), Porcari et al. (1997), y Rodgers et al. (1995) que no encuentran aumentos significativos en la percepción del esfuerzo. Dechman et al. (2012), encuentran que mientras que todas las variables se ven disminuidas en cinta rodante respecto a suelo, la percepción de esfuerzo se ve aumentada.

Se puede concluir este apartado señalando que existen suficientes evidencias científicas para poder decir que **durante la práctica de marcha nórdica se incrementan los valores fisiológicos en comparación con la práctica de la marcha para las mismas condiciones de velocidad**. El consumo de oxígeno, la frecuencia cardíaca, el volumen respiratorio, el gasto energético y los niveles de ácido láctico son entre otros, los parámetros que se incrementan durante la marcha nórdica, indicando con esto que a la misma velocidad subjetiva, la intensidad es mayor durante la práctica de la marcha nórdica que durante la marcha.

1.5.4.2. Aplicación en la prevención y/o rehabilitación

La prevención o rehabilitación de enfermedades o patologías está siendo un punto muy fuerte en el estudio científico del NW. Son cada vez más los estudios relacionados con este ámbito, el empleo de bastones para la marcha con fines de mejora de la salud de una forma directa o indirecta. El NW en este ámbito se basa en la implicación de las extremidades superiores en la marcha de forma activa con un mayor consumo energético durante la actividad, obteniendo una percepción de esfuerzo menor como se ha presentado en el punto anterior de aspectos fisiológicos (Kukkonen-Harjula et al., 2007). Asimismo, son muchas las aplicaciones de la marcha nórdica en poblaciones especiales con objetivos de mejora de la salud y de la condición física como se puede observar en la Tabla 15.

Tabla 15. Resumen de estudios experimentales revisados sobre tratamiento/prevención de patologías y enfermedades, presentado por enfermedad/patología, intervención o programa y efectos.

ENFERMEDAD/ PATOLOGÍA	AUTOR	INTERVENCIÓN	EFECTOS NW vs M U OTROS PROGRAMAS
Síndrome metabólico/ Obesidad/ Diabetes	Gram, Christensen, Christiansen, y Gram, 2010	Programa: 4 meses, + 8 meses seguimiento. Durante los 2 primeros meses 2 v/sem, 2 siguientes meses, 1v/sem. 45min por sesión. 1)NW vs 2) ejercicios por prescripción vs 3)control	No mejora HbA1c ↓ masa grasa
	Figard-Fabre et al., 2010	Programa: 4 sem, 3v/sem, Treadmill, 5min a 5km/h a)- 5º, b)0º, c)+5º	>VE, VO ₂ , CE, FC, <RPE
	Fritz et al., 2011	Programa: 4 meses. 5h/sem 1)NW vs 2) grupo control	NGT: ↑ calidad sueño e IMC, pero no diferencias en tolerancia glucosa alterada.
	Fritz et al., 2013	Programa: 4 meses. 5h/sem 1)NW vs 2) grupo control	↑ volumen AF ↓ peso corporal, IMC, circunferencia cintura. No suficiente 4 meses de NW para beneficios cardiovasculares
	Wiklund et al., 2014	Programa: 6 sem, 2v/sem, intensidad y duración incremental. 1)NW 2)dieta	↓ suero ácidos grasos libres, glucosa y HOMA-IR (Resistencia a la insulina) = peso corporal y masa magra
	Sentinelli et al., 2015	Programa: 12 sem, 3v/sem, 60-90min 1)NW 2)Control, consejos AF en casa	↓ HbA _{1c} , IMC, peso corporal. ↑ HDL colesterol ↑ Handgrip strength
	Hagner-	Programa: 10 sem 1)NW vs	<peso corporal, IMC, glucosa

	Derengowska et al., 2015	2)pilates vs 3)control	en sangre, colesterol total, triglicéridos >HDL colesterol
	Ring et al., 2015	Programa: 16sem, 5h/sem 1)NW	No mejora la función vascular.
	Gidlund et al., 2016	Programa: 12 sem, intensidad progresiva	Biopsias vasto lateral y sandre venosa. Proteína HN (humanin) > en NW. Mejora de la glucosa.
Envejecimiento en mujeres	Mikalacki, Cokorilo, y Katić, 2011	Programa: 12sem	< FCreposo, presión arterial sistólica y diastólica >índice fitness y VO2max.
	Kortas et al., 2015	Programa: 32 sem, 3v/sem, 1h.	Metabolismo del hierro < ferritina, marcador reservas hierro cuerpo ↑ AF Hepcidina correlaciona positivamente con concentración ferritina tras entrenamiento.
	Kocur et al., 2015	1)12 sem NW 3 v/sem, 75min 2)grupo control	> rangos en FRT y URT en plataforma estabilométrica > ciclo y frecuencia de marcha
	Gmiat et al., 2017	Programa 12 sem. 1h 1)Participantes con Vitamina D <20ng mL ⁻¹ 2)Participantes con Vitamina D >20ng mL ⁻¹	<HMGB1 concentration (proteínas proinflamatorias) + en Vitamina D <20ng mL ⁻¹
	Kortas et al., 2017	Programa: 12 sem, 3 v/sem	<Estrés oxidativo <Exceso de almacenamiento de hierro en el cuerpo
Envejecimiento en general	Parkatti et al., 2012	Programa: 9sem, 2v/sem, 60min 1)NW vs 2) control	Medida a 2 v: normal (1.40 m/s) y rápido (1.94 m/s) GRF: no dif en v ni 1) vs 2) >capacidad funcional
	Takeshima et al., 2013	Programa: 12 sem, 3v/sem NW y M, 2v/sem resistencia; 50-70min/día. 1)NW vs 2)M 3)resistencia 4) control	>fuerza muscular miembros superiores en NW y resistencia. > capacidad cardiorespiratoria en NW y M No ↑ en estabilidad ningún grupo.
	Dalton, 2016	Programa: 8sem, 2v/sem, 60min 1)NW vs 2) M	> zancada, velocidad. > generación energía en cadera, y absorción en rodilla.
Hemofilia	Salim, Brodin, Spaals-Abrahamsson, Berntorp, y Zetterberg, 2016	Programa: 12sem, 2v/sem, 60min 1)NW vs 2) M	↑ capacidad física y percepción corporal NW es seguro y eficiente, no aumentó nº sangrados.
Cáncer de pecho	Sprod, Drum, Bentz, Carter, y Schneider, 2005	Programa para la función del hombro 8 semanas. NW vs M 20min	>resistencia muscular medido con press de banca (P = .046) y jalón(P = .013)
	(Jönsson y	1 sesión, 4km 1h.	No cambios en el volumen del

	Johansson, 2009) Jönsson, 2009	Medidas tomadas pre, post y 24h post.	linfedema ni post ni tras 24h. RPE=11 (bastante ligera)
	Malicka et al., 2011	Medición fuerza y volumen linfedema. NW 8 semanas vs grupo control (no AF)	>función muscular de la extremidad superior en la zona tratada. NW no aumenta volumen linfedema.
Dolor espalda / crónico lumbar	Morsø, Hartvigsen, Puggaard, y Manniche, 2006	Programa de 8 sem: 1) NW 2v/sem Supervisado vs 2) No supervisado + 3) aconsejados estar activos.	Medición: Dolor, función y salud general, capacidad cardiovascular, y nivel de actividad. No presentan resultados
	Hartvigsen, Morsø, Bendix, y Manniche, 2010	Programa de 8 semanas NW: 1)supervisado 2 veces/sem vs 2)no supervisado NW todo lo que puedan vs 3) estar activo sin programa específico	-↑función paciente -↓ dolor, discapacidad en 1) y 2). Pero, no significativo. -↓medicación y atención terapéutica en 1).
	Revord, Lomond, Loubert, y Hammer, 2016	1 sesión. Caminar 805m con bastones y sin.	No dif en dolor FC y RPE. t> en caminar con batón (mean 617 ± 87 seconds vs 566 ± 65 seconds) (p < 0,001) Escala de dolor < tras calentamiento que fue con bastones.
Hemiparesia	Allet et al., 2009	Test: 1)bastones NW 2)bastón de apoyo en 4 puntos 3)bastón simple con mango ergonómico.	Comparación de 3 condiciones: NW, bastón con mango ergonómico, y 4 puntos. < distancia recorrida el grupo NW.
Fibromialgia/mujeres	Mannerkorpi, Nordeman, Cider, y Jonsson, 2010	Programa: 15 sem, 2v/sem, 20min 1) NW vs 2) control	↑ distancia recorrida ↓FC test submáximo ↑ limitaciones movimiento = en dolor
Parkinson	Baatile, Langbein, Weaver, Maloney, y Jost, 2000	Programa: 8 sem, 3v/sem, 37 ± 3 min	>independencia y calidad vida
	van Eijkeren et al., 2008	Programa: 6 sem, 3v/sem, 37 ± 3 min. Medición post y tras 5meses	Post: Mejora en 10m, 6MWT y calidad vida (PDQ-39). 5Meses. Continúan las mejoras.
	Ebersbach et al., 2010	Programa16 sem: 1) NW 2) Ejercicios con gran amplitud de movimientos 3) ejerc en casa	No mejoras en escalas parkinson. No efectos negativos.
	Reuter et al., 2011	Programa 6meses, 3v/sem, 70min: 1) -- 2)NW 3) Flexibilidad y relajación.	↑estabilidad, longitud zancada, patrón de marcha y variabilidad de la marcha en NW. Dolor, calidad vida y equilibrio, mejora 1), 2) y 3)
	Cugusi et al., 2015	Programa: 12sem, 2v/sem, 1)NW vs 2) control	Mejora en FC reposo, distancia de marcha, fuerza músculos miembros inferiores.

			Mejora en equilibrio y seguridad de movimiento Mejora en síntomas motores y no motores.
	Monteiro et al., 2017	Programa 6sem, 1) M 2)NW	↑ ambos programas. NW> parámetros funcionales y de movilidad
ECOP	Breyer et al., 2010	Programa: 12 sem, 3v/sem, 1h a 75% de FCmáxima., 1)NW vs 2) control-No ejercicio	↑ AF diaria y distancia recorrida >calidad de vida (física y mental)
Síndrome Sjögren	Strömbeck, Theander, y Jacobsson, 2007	Programa: 12 semanas, 3v/sem, 45min	>Capacidad aeróbica, <fatiga, RPE, , depresión No dif ansiedad
RC/problemas coronarios/ infarto miocardio/enf. Arterial periférica	Walter, Porcari, Brice, y Terry, 1996	Sin programa intervención. Medición 1 sesión con bastones y otra sin.	>21% gasto energético, A = v, >FC, SBP Y DBP
	Wilk et al., 2005	1)grupo control, RC standard 2) NW 5 v/sem, 40min	>tolerancia al ejercicio. > distancia en 6MWT
	Kocur, Deskur-Śmielecka, Wilk, y Dylewicz, 2009	Hombres síndrome coronario 3 sem. 1) control group programa de RC 2) + NW 3) M	>capacidad de ejercicio, equilibrio y resistencia en miembros inferiores
	Keast et al., 2013	Programa: 12 sem 200-400 min ejercicio cada semana. 1) NW vs 2) Estandar de cuidados RC	>mayor capacidad funcional ↑ distancia recorrida durante la 6MWT ↑ AF realizada, ↑ fuerza del agarre ↓síntomas depresivos
	Kang et al., 2016	Programa: 6 semanas, 5 v/sem, 30min 1)NW treadmill 2)treadmill	Ambos grupos ↑ equilibrio, marcha y AVD, pero > en NW.
	Lejczak et al., 2016	1 test, treadmill 6min a 5km/h	>VO ₂ , RER, VE, FC, RPE
Enfermedad arterial periférica o claudicación intermitente	Collins et al., 2005	Programa: 24 sem 1)NW,3v/sem 2) no ejercicio	>resistencia ↑ ratios presión sistólica, FC, consumo oxígeno, y en distancia recorrida. ↓ síntomas de dolor por claudicación.
	(Oakley, Zwierska, Tew, Beard, y Saxton, 2008)	1 test treadmill 3,2km/h a 4% gradiente.	>distancia máximay distacia claudicación. >consumo oxígeno < dolor de piernas =RPE cardiopulmonary responses, leg pain and perceived exertion
	Collins et al., 2012	Programa: 24 sem, 3v/sem 1)NW, 2) ejercicio tradicional	< tiempo en prueba esfuerzo = oxigenación tisular = percepción funcionamiento físico.
	Spafford, Oakley, y Beard, 2014	Programa: 12 sem, 3 v/sem, 30min 1) NW; 2) Ejercicio en casa estandarizado	>distancia recorrida
Depresión	Suija et al., 2009	Programa: 24 sem, 3 v/sem, 30min. NW	↑ humor y la actividad física

**NGT tolerancia glucosa normal; FC: Frecuencia cardíaca; RPE: Escala percepción esfuerzo percibido; v/sem: veces por semana; v: velocidad; AF: Actividad física; RC: Rehabilitación cardíaca, 6MWT: Test de distancia recorrida en 6 minutos; FRT: Forward Reach Test; URT: Upward Reach Test; NW:Marcha nórdica, M: marcha, SBP: presión arterial sistólica; DBP: presión arterial diastólica; AVD: Actividades vida diaria; VO2: consumo de oxígeno; RER: ratio respiratorio, VE: Ventilación por minuto, CE: coste energético, IMC: índice de masa corporal; UPDRS: Escala específica para evaluar el Parkinson; PDQ 39: Escala para evaluar la salud relacionado con la calidad e vida.*

En resumen, el NW es un modo sencillo, seguro y saludable de AF, recomendable para incorporarse en programas de tratamiento o prevención de diversas patologías y enfermedades, así como en las AVD de los pacientes. Como se ha comentado, pese a encontrar artículos que muestran que el NW es igual de beneficioso que otros estudios, no se han encontrado efectos negativos en la práctica del NW.

1.5.4.3. Parámetros biomecánico en la práctica del Nordic Walking

A continuación se va a presentar una tabla con la revisión bibliográfica realizada de parámetros biomecánicos, y seguidamente se abordarán los temas más importantes objeto de estudio de esta tesis, sin embargo, cabe citar que son escasos los estudios referentes al análisis de acelerometría y de presión plantar.

Tabla 16. Resumen revisión literatura estudios biomecánicos.

AUTOR, AÑO	PARÁMETROS DE ESTUDIO	DIFERENCIAS CON RESPECTO A LA MARCHA
Jacobson, Caldwell, y Kulling, 1997	- Cinemática y equilibrio	- > equilibrio/estabilidad 10º con 1 o 2 palos sin carga. - > equilibrio/estabilidad 10º con 2 palos con carga.
Schwameder et al., 1999	- GRF (pendiente declinada a 20º) y EMG	- < pico y media GRF en rodilla - < fuerza tibio-femoral (fuerza de rozamiento) - < fuerzas compresión patelo-femorales, fuerza del tendón del cuádriceps, activación vasto lateral.
Knight y Caldwell, 2000	- Cinemática en ascenso con carga	- > longitud de paso, - < actividad en la mayoría de los músculos miembros inferiores.
Willson et al., 2001	- Cinemática y GRF, dinámica inversa	- > velocidad, longitud de paso, tiempo de apoyo - < vertical GRF, fuerzas de reacción verticales en rodilla
Oh-Yun y Mueller, 2001	- Cinemática y GRF (dolor crónico rodilla)	- El ángulo máximo de flexión de rodilla durante fase oscilación disminuye 12.2º por el uso de bastones - < pico de fuerza propulsiva vertical y el impulso vertical
Hagen, Hennig, y Stieldorf, 2007	- Goniometría, impactos en muñeca, cinemática, GRF	- NW > cargas y fuerzas horizontales y mayor pronación y velocidad de pronación comparado con la M. - Aceleraciones en muñeca son 7 veces más con NW por el uso de los bastones.
Jöllenbeck, Leyser, y Grüneberg, 2006	- GRF	- Las fuerzas de reacción vertical no son diferentes en NW y M. - El estudio muestra que la reducción de carga en las extremidades inferiores de un 3-50% debe ser revisada.
Kleindienst et al., 2007; Kleindienst, Michel, Schwarz, y Krabbe, 2006	- Cinemática y GRF	- Las cargas mecánicas en miembros inferiores en NW y M, son menores que en running. - Los parámetros cinemáticos no muestran beneficios fisiológicos entre NW y M. - NW > fuerzas verticales y horizontales durante el contacto del pie en el suelo. - Exclusivamente el pico de fuerza vertical durante el despegue indica menor carga mecánica para el NW.
Koizumi, Tsujiuchi, Takeda, y Murodate, 2008	- GRF Y EMG	- 8% menos de fuerza perpendicular en cada miembro inferior, por lo que sugieren una reducción en la carga articular. - Diferencias en el nivel de actividad muscular, mayor activación en los músculos extensores de la rodilla, gastrocnemios y cuádriceps femoral. - En extremidades superiores, mayor activación muscular y de forma muy significativa en el flexor radial del carpo.
Hansen et al., 2008	- Cinemática y GRF	- No se encontraron diferencias en fuerzas de rozamiento entre NW y M.

		<ul style="list-style-type: none"> - Los ángulos de flexión de la rodilla fueron mayores durante el NW ($-32.5 \pm 6.0^\circ$) comparado con la marcha ($-28.2 \pm 4.2^\circ$). - El rango de movimiento de la cadera fue mayor también durante el NW ($64.4 \pm 10.2^\circ$) comparado con la M ($57.8 \pm 9.7^\circ$); - No se encontraron diferencias en rodilla y tobillo en cuanto al rango de movimiento. - Estos cambios no fueron seguidos por cambios dinámicos en las articulaciones, por lo que concluyen que el NW no reduce la carga en las rodillas.
Stief et al., 2008	<ul style="list-style-type: none"> - Cinemática, GRF y dinámica inversa 	<ul style="list-style-type: none"> - No beneficios biomecánicos en NW. > carga articular en rodilla en el momento de apoyo talón. - > longitud de paso, - > ángulo en la primera parte del apoyo del pie. - El momento en el plano sagital y frontal fue menor en NW comparado con carrera, pero en el plano transversal el momento del tobillo fue mayor durante el NW que durante la M y carrera
Pérez Soriano, Llana, Encarnación, y Fuster, 2009	<ul style="list-style-type: none"> - PP en 9 zonas del pie. - 2 velocidades (lenta/rápida) - NW vs M - Experiencia vs novatos 	<ul style="list-style-type: none"> - Los participantes con mayor experiencia en la marcha nórdica poseen una menor presión en la zona de los metatarsianos centrales (~ 50%), y un incremento en la zona del talón (~ 23%) y primer dedo (~ 13 %) respecto a la marcha. - Los expertos mostraron menores presiones en la zona metatarsal (~ 40%) durante la marcha, y una menor presión plantar en prácticamente todas las zonas, incluso al incrementar la velocidad.
Fregly, D'Lima, y Colwell, 2009	<ul style="list-style-type: none"> - GRF 	<ul style="list-style-type: none"> - Único sujeto con rodilla protésica (3 condiciones, "medial Thrust", caminar con bastones, marcha normal) - Compared to the subject's normal gait pattern, medial thrust gait produced a 16% reduction and walking pole gait a 27% reduction in medial contact force over stance phase
Jensen et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> - GRF y cinemática - Fuerza de compresión en la rodilla, - Carga transmitida por los brazos a los palos. 	<ul style="list-style-type: none"> - Caminar en horizontal, ejerciendo una fuerza normal al bastón, y ejerciendo una fuerza incrementada, participantes sanos. - Caminar con bastones no reduce la fuerza de compresión en rodilla
Hagen et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> - GRF y cinemática (foot pronation), - impactos en muñeca 	<ul style="list-style-type: none"> - NW mayores fuerzas de reacción vertical, excepto en el 2º pico. - NW muestra mayores cargas y fuerzas horizontales, así como mayor pronación y velocidad de pronación comparado con la M. - Aceleración en muñeca es 7,6 veces mayor en NW.
Pérez-Soriano et al., 2011	<ul style="list-style-type: none"> - PP en 9 zonas del pie. - NW vs M - Experiencia vs novatos 	<ul style="list-style-type: none"> - Las personas con experiencia en NW presentan una reducción del 50% en la zona central del metatarso. ($p < .05$) - No se observaron incrementos en otras regiones del pie.

		<ul style="list-style-type: none"> - La diferencia entre personas con experiencia y novatos durante la marcha normal presenta una reducción del 40% en el área metatarsal. Por lo que sugiere que la práctica regular de NW puede tener efectos beneficiosos incluso en la Marcha normal.
Hudson, 2014	<ul style="list-style-type: none"> - PP (esterilla de presiones) 	<ul style="list-style-type: none"> - Marcha con bastones presenta reducción en la media e impulso de la presión plantar bajo la zona de los metatarsianos ($P \leq .01$) hasta un 24%. - No se encontraron diferencias en talón o 1er dedo. - La marcha de 3 apoyos, encontró incluso mayor reducción en el área metatarsal comparando con la de 2 puntos ($P = .002$) - Caminar con bastones es fácil de aprender y puede ser útil para las personas con riesgo de desarrollar úlceras plantares.
Encarnación-Martínez, Pérez-Soriano, y Llana-Belloch, 2015	<ul style="list-style-type: none"> - GRF e impactos (acelerometría) 	<ul style="list-style-type: none"> - Se muestra mayores niveles de aceleración en tibia (12%) y cabeza (21%) durante el NW comparado con la M. - GRF también son mayores (27%) en el momento de contacto comparado con la M. Sí que se observó una reducción de las fuerzas en el momento de despegue(8%)
Dziuba, Żurek, Garrard, y Wierzbicka-Damska, 2015	<ul style="list-style-type: none"> - Cinemática 	<ul style="list-style-type: none"> - A velocidad constante, el soporte que dan los bastones de NW, no hace que golpe/apoyo sea más largo y no hay cambio en la rotación pélvica. - El cambio observado es mayor anteversión pélvica en el plano sagital en la velocidad rápida en NW. - No hubo cambios en las fuerzas ni muscularmente en las extremidades inferiores
Park et al., 2015	<ul style="list-style-type: none"> - Cinemática y GRF 	<ul style="list-style-type: none"> - > Cadencia, longitud de paso, stride length - < longitud de zancada, tiempo de paso, fuerza de reacción vertical del suelo
Kocur et al., 2015	<ul style="list-style-type: none"> - Cinemática, estabilidad en plataforma de fuerzas 	<ul style="list-style-type: none"> - > equilibrio tras 12 semanas de entrenamiento en NW. - El análisis del ciclo de marcha completo, muestra que es más largo tras el entrenamiento en NW. Y esto se acompaña de una reducción en la frecuencia y una prolongación del tiempo de zancada
Kang, Lee, y Cynn, 2016	<ul style="list-style-type: none"> - Estudio en personas tras infarto (stroke) - Equilibrio, habilidad de marcha, ADL. 	<ul style="list-style-type: none"> - Tras 6 semanas de entrenamiento, estabilidad, marcha y actividades vida diaria mejoran significativamente en ambos grupos, pero en el caminar con bastones se asocian mayores mejoras en las 3 medidas.
Dalton, 2016; Dalton y Nantel, 2016	<ul style="list-style-type: none"> - Cinemática, acelerometría, GRF. 	<ul style="list-style-type: none"> - Compara caminar con bastones y caminar sin ellos. - En el pre-test, encuentran mayor longitud de zancada, velocidad de marcha más lenta y un aumento en el doble tiempo de apoyo - Disminución en la generación de potencia y absorción en cadera y rodilla. - Tras el entrenamiento de 8 semanas, encontraron mayor longitud de zancada, mayor velocidad de marcha, aumento potencia antes de la oscilación en la cadera y mayor absorción

	<p>durante la carga y la fase final de la oscilación en rodilla.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Por lo que concluyen que es importante el entrenamiento en NW para los novatos para realizarlo de forma natural y encontrar beneficios.
<p>- Cinématica, COM, eficiencia, trabajo mecánico</p> <p>Pellegrini et al., 2017</p>	<ul style="list-style-type: none"> - Mayores fluctuaciones en la cinética y energía potencial asociado al desplazamiento del centro de masa en el NW comparado con la marcha. - Se produce un aumento anterior en la cinética en el NW que en la M, probablemente debido a la acción propulsiva de los bastones, modificando la sincronización de las oscilaciones entre la energía potencial y la cinética, se encontró un 10,9% mayor en la recuperación pendular de estas energías en NW. - Mayor flucturación y enegría potencial asociada con el rmovimiento del centro de masa para el NW comparado con la marcha. Temprano aumento de KE para el NW que para la M, probablemente debido a la acción propulsive de los bastones. - El Nordic Walking afecta al mecanimo de la locomoción, generando mayores fluctuaciones de energía, mayor trabajo mecánico y gasto energético, y una eficiencia menor.

**GRF: fuerzas de reacción del suelo; EMG: electromiografía, activación eléctrica; PP: presión plantar; COM: movimiento centro de masa,*

A nivel biomecánico se puede observar en la Tabla 16 que los parámetros más estudiados son las fuerzas de reacción del suelo, equilibrio/estabilidad y cinemática, existiendo otros sistemas menos analizados como la EMG, dinámica inversa, presión plantar, y el sistema de impactos por acelerometría.

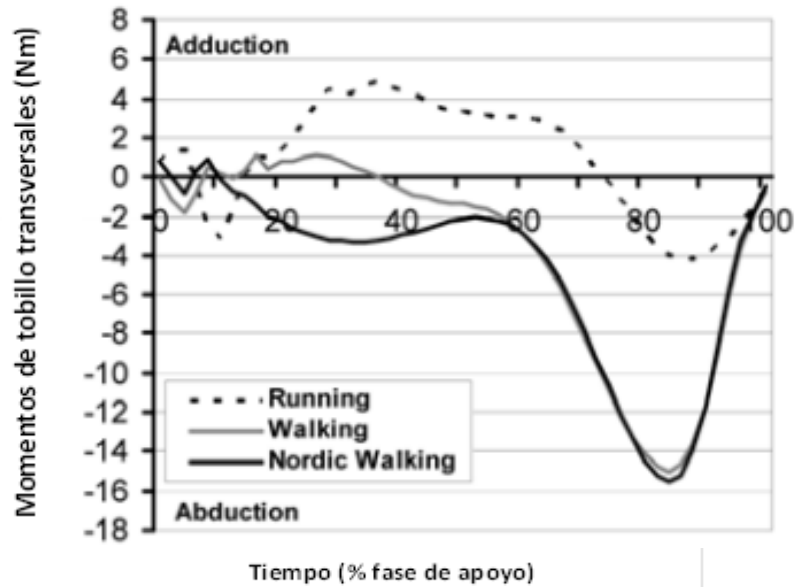
Uno de los campos de estudio en el NW, es el análisis cinemático. **El entrenamiento** en NW ha mostrado un aumento en la longitud de zancada y en la velocidad de marcha (Dalton y Nantel, 2016; Dziuba et al., 2015; L. Hansen et al., 2008; Knight y Caldwell, 2000; Kocur et al., 2015; Mannerkorpi et al., 2010; Park et al., 2015; Reuter et al., 2011; Spafford et al., 2014; Stief et al., 2008; Willson et al., 2001), un aumento en el tiempo de contacto (Willson et al., 2001) y consecuentemente una cadencia significativamente menor (Knight y Caldwell, 2000), pese a que también se encuentran estudios con una cadencia mayor (Park et al., 2015) (Tabla 17).

Tabla 17. Cadencia, tiempo de zancada y paso, longitud de zancada y paso en M y NW (Modificado de Park et al, 2015).

Características	Marcha	Nordic Walking
Cadencia (pasos/min)	104,10±6,32	118,84±5,95***
Tiempo longitud zancada(s)	1,16±0,07	101,01±0,05***
Tiempo paso (s)	0,59±0,04	0,51±0,03***
Longitud zancada(%LL)	1,30±0,15	1,42±0,10**
Longitud paso (%LL)	0,70±0,08	0,72±0,06*

*Mostrada la media ± SD *p<0,05; **p<0,01; ***p<0,001*

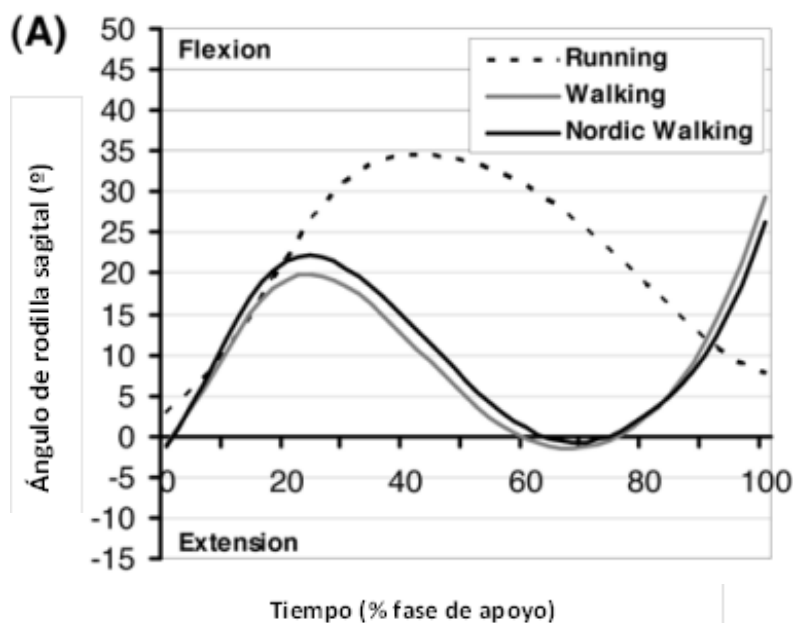
Además, dentro del ámbito cinemático, se han encontrado estudios que presentan menores momentos de flexión del tobillo (Franz, Esser, Lücke, Roth, y Brüggemann, 2006), frente a otros que han encontrado mayores ángulos de eversión y de dorsiflexión de tobillo en la primera parte del apoyo del pie entre NW y M (Hagen et al., 2007; Stief et al., 2008), y siendo la dorsiflexión que se produce durante el apoyo mayor en NW y M que en carrera. A excepción de este ángulo, se muestran mayores ángulos máximos durante la carrera que en NW (Stief et al., 2008).



**Running: Carrera; Walking: Marcha normal,*

Figura 26. Promedio del momento articular de tobillo en el plano transversal (Modificado de Stief et al., 2008).

En rodilla existe gran controversia en los resultados. Por un lado, el ángulo máximo de articulación de la rodilla en los tres planos (sagital, frontal y transversal) muestra mayores valores en NW comparado con la marcha (Stief et al., 2008), y se muestran diferencias entre NW, M vs carrera (Figura 26 y Figura 27). La rodilla está más extendida de forma significativa en los dos tipos de marcha.



*Running: Carrera; Walking: Marcha normal

Figura 27. Promedio del momento articular de la rodilla en el plano sagital (Modificado de Stiefet al., 2008).

Además, durante la fase de oscilación el ángulo máximo de flexión de rodilla disminuye en $12,2^\circ$ por el uso de bastones (Oh-Yun y Mueller, 2001), mientras que Hansen et al. (2008) encuentran que los ángulos máximos de flexión de rodilla son mayores durante el NW ($-32,5 \pm 6,0^\circ$) comparado con la marcha ($-28,2 \pm 4,2^\circ$), de forma similar que el rango de movimiento de la cadera fue significativamente mayor durante el NW ($64,4 \pm 10,2^\circ$) comparado con la M ($57,8 \pm 9,7^\circ$).

Otro de los parámetros del estudio biomecánico más importante son las **fuerzas de reacción del suelo** (GRF). Así, son varios los trabajos que han analizado las diferencias en dichos parámetros entre la marcha nórdica y la marcha (Dalton y Nantel, 2016; Encarnación-Martínez, Pérez-Soriano, y Llana-Belloch, 2015; Hagen, Hennig, y Stieldorf, 2007, 2011; Hansen y Smith, 2009; Hansen, Henriksen, Larsen, y Alkjaer, 2008; Jensen et al., 2011; Kleindienst et al., 2007; Kleindienst, Michel, Schwarz, y Krabbe, 2006; Koizumi, Tsujiuchi, Takeda, y Murodate, 2008; Koizumi et al., 2008; Oh-Yun y Mueller, 2001; Park et al., 2015; Schwameder, Roithner, Müller, Niessen, y Raschner, 1999; Stief et al., 2008; Willson, Torry, Decker, Kernozek, y Steadman, 2001), siendo muy diversos los resultados encontrados.

Por un lado, se encuentran los estudios que muestran una disminución de las fuerzas de reacción del suelo respecto a la marcha. En este sentido, las **cargas articulares** en la rodilla durante la marcha nórdica y/o las **fuerzas** que aplica el practicante de marcha nórdica contra el suelo han sido las dos variables que mayor atención han recibido los últimos años. Existen trabajos que indican diferencias entre las cargas articulares de rodilla entre la marcha y la marcha con bastones, siendo menores durante la marcha con bastones (Fregly et al., 2009; Koizumi et al., 2008; Oh-Yun y Mueller, 2001; Park et al., 2015; Schwameder et al., 1999; Willson et al., 2001), o mostrando una tendencia hacia la reducción de carga articular en la rodilla en aquellos sujetos con un dominio técnico alto, pues una mala ejecución técnica no modificaba los valores de los momentos de fuerza articular, sugiriendo que la tendencia a la reducción de carga articular inducida por la marcha nórdica depende de la ejecución técnica (Schwameder y Ring, 2006 en Encarnación-Martínez et al., 2015). Sin embargo, otros estudios demuestran que el incremento de la velocidad y de la amplitud del paso, observado durante la marcha nórdica, está asociado con un **incremento** significativo de las **fuerzas verticales** y en las antero-posteriores en el **instante de apoyo del pie con el suelo**, indicando con esto una fuerte componente de frenado durante la marcha nórdica en comparación con la marcha (Encarnación-Martínez, 2012; Encarnación-Martínez et al., 2015; Hagen et al., 2007, 2011; Kleindienst et al., 2006; Stief et al., 2008). Otros trabajos sin haber mostrado diferencias estadísticamente significativas, advierten de una tendencia al incremento de dichas fuerzas durante la marcha nórdica (Jöllenbeck et al., 2006).

Siguiendo esta línea, Hansen et al. (2008) no encontrando ninguna disminución en las cargas articulares de rodilla al comparar el NW con la marcha, tampoco observaron diferencias en los momentos extensores de la cadera y la rodilla. Sin embargo, muestran un ligero aumento del rango articular en comparación con la M, esto lo puede explicar la mayor flexión plantar de tobillo y el aumento de la longitud de zancada durante el NW.

Sin embargo, analizando las fuerzas producidas durante la fase de propulsión del pie, diversos estudios han demostrado que durante la marcha nórdica se observa una reducción de la **fuerza vertical durante la fase de despegue del pie**, indicando una

menor carga en dicha zona (Encarnación-Martínez, 2012; Encarnación-Martínez et al., 2015; Kleindienst et al., 2007; Kleindienst et al., 2006; Willson et al., 2001).

Velocity	Movement	Maximum vertical force rate (bw/s)	Pronation (°)	Maximum pronation velocity (°/s)	Maximum wrist acceleration (g)
5 km/h	NW	22,0 **	11,3 *	149	3,4
	W	18,7	10,4	142	
7 km/h	NW	39,2 *	11,4 **	194 *	5,3
	W	37,2	9,6	168	
8 km/h	NW	50,8	10,8 **	186 **	7,1
	W	49,7	9,3	164	

Figura 28. Valores medios de fuerza vertical, pronación, velocidad máxima de pronación y aceleración máxima en muñeca en M y NW a 5, 7, 8 km/h (Hagen et al, 2007).

Estos resultados contradictorios mostrados, de investigaciones previas sobre el efecto de la marcha nórdica en la carga articular de la rodilla, pueden deberse a diferentes factores como diferencias en la velocidad de marcha, el tamaño muestral, población, técnica de NW empleada y la definición de carga articular de rodilla (Fregly et al., 2009; Hansen et al., 2008; Jensen et al., 2011; Kleindienst et al., 2006; Willson et al., 2001). La carga articular de la rodilla en la marcha con bastones se ha estimado de diferentes maneras. Willson et al. (2001) utilizaron las fuerzas externas de reacción del suelo (GRF) y las fuerzas estimadas de la reacción de la articulación de la rodilla como medida de la carga de la articulación de la rodilla. Otros han aplicado modelos biomecánicos basados en la dinámica inversa que incluye la contribución de los músculos extensores y flexores para evaluar la compresión interna de la articulación de la rodilla y las fuerzas de rozamiento (Fregly et al., 2009; Hansen et al., 2008).

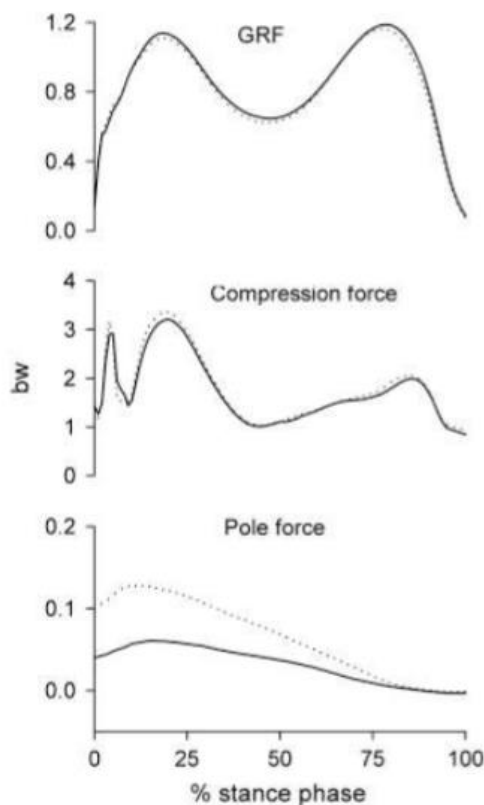


Figura 29. Promedio de la fuerza de reacción del suelo (GRF), fuerza de compresión de la rodilla y fuerza del bastón durante la carga normal del bastón (NPL, líneas sólida) y con un aumento en la carga del bastón (IPL, línea de puntos) (Jensen et al., 2011).

Adicionalmente a la marcha, existen estudios que relacionan el NW con la carrera. Hagen et al. (2011) concluyen que el NW presenta menores cargas articulares comparado con la carrera, sin embargo y como se ha comentado anteriormente mayores que en M.

En resumen, en el NW se produce mayor longitud de zancada que en M a la misma velocidad (Dziuba et al., 2015; Hansen et al., 2008). Y cuando la velocidad es una variable dependiente, se seleccionó mayor velocidad para la marcha con bastones (Encarnación-Martínez et al., 2015; Willson et al., 2001). No se han encontrado diferencias entre M y NW en la carga de las fuerzas de reacción (Dziuba et al., 2015; Encarnación-Martínez et al., 2015; Hagen et al., 2011; Hansen et al., 2008; Jensen et al., 2011; Kleindienst et al., 2006; Willson et al., 2001), en las fuerzas de reacción del suelo máximas (Hansen et al., 2008; Jensen et al., 2011; Kleindienst et al., 2006), en los momentos articulares (Stief et al., 2008), fuerzas de reacción verticales en la fase inicial

del apoyo y fuerzas de rozamiento articular de rodilla o fuerzas de compresión (Hansen et al., 2008; Jensen et al., 2011; Kleindienst et al., 2006).

Diversos estudios presentan un aumento de la fuerza vertical y horizontal de reacción del suelo en la fase inicial del apoyo durante el NW comparado con la marcha (Dziuba et al., 2015; Encarnación-Martínez et al., 2015; Hansen et al., 2008; Kleindienst et al., 2007; Willson et al., 2001). Por ello la evidencia sugiere que la acción propulsiva que lleva consigo la utilización de los bastones proporciona cambios en las características de la marcha.

La investigación de Pellegrini et al. (2017) muestra que el NW tiene un mayor péndulo de energía de recuperación comparado con la M, el mayor movimiento dinámico del centro de masas y la fase de oscilación de brazos y bastones, lleva a un mayor trabajo mecánico y gasto energético y consecuentemente menor eficiencia metabólica. Las curvas de energía potencial y cinética muestran mayores oscilaciones para el NW que para la M, sugiriendo que la marcha con bastones lleva una marcha más oscilante, como se ha visto en diferentes investigaciones de fuerzas de reacción del suelo (Dziuba et al., 2015; Encarnación-Martínez et al., 2015; Hansen et al., 2008; Kleindienst et al., 2007; Willson et al., 2001) y momentos articulares (Hansen et al., 2008).

Otra línea de estudio entre los trabajos analizados, es el análisis de la estabilidad y el equilibrio, esta línea generalmente estudiada en patologías (Jacobson et al., 1997), investigó la influencia del uso de bastones en la capacidad de mantenimiento del equilibrio en participantes con problemas en el aparato vestibular. Dicho trabajo demostró que existen diferencias estadísticamente significativas entre la marcha normal y la marcha con uno o dos bastones, de manera que se observó una reducción de 10° en la desviación del equilibrio. Como resultado de dicho estudio se desprende la idea de que el uso de bastones incrementa la estabilidad proporcionando mayor equilibrio. Si bien es cierto, este estudio no utilizó el NW como tal, sólo el empleo de bastones. En esa línea de mejora de la estabilidad, tras 6 semanas de entrenamiento en NW, la estabilidad en personas que habían padecido un infarto se ve mejorada (Kang et al., 2016). Visto de otro modo se encuentra el estudio de Allet et al. (2009),

que no encuentra beneficios en el equilibrio en pacientes con hemiparesia con el uso del bastón.

En cuanto a la evaluación de la actividad eléctrica muscular mediante EMG, han sido varios los autores que han encontrado la disminución de la actividad eléctrica muscular a nivel de los miembros inferiores (Knight y Caldwell, 2000; Schwameder et al., 1999).

En el ámbito de los estudios biomecánicos relacionados con el NW, un apartado importante de la presente tesis doctoral es la presión plantar, sistema con escasa evidencia científica respecto a la comparación entre M y NW. Concretamente se han encontrado únicamente dos líneas de investigación, la de Hudson et al. (2014), y la de la tesis doctoral de Encarnación-Martínez (2012), y sus artículos (Pérez-Soriano et al., 2014, 2011).

Los trabajos de Pérez-Soriano et al. (2011) (Figura 30) comparan expertos en NW con novatos, durante la marcha con y sin bastones. Demuestran que, independientemente del nivel de práctica, durante la práctica de la marcha nórdica se reducen las presiones plantares en la zona de los metatarsianos centrales. Igualmente, demostraron que la práctica regular de marcha nórdica, en sujetos expertos, tiene un efecto residual durante la marcha, reduciéndose en un 40% las presiones localizadas en los metatarsianos centrales

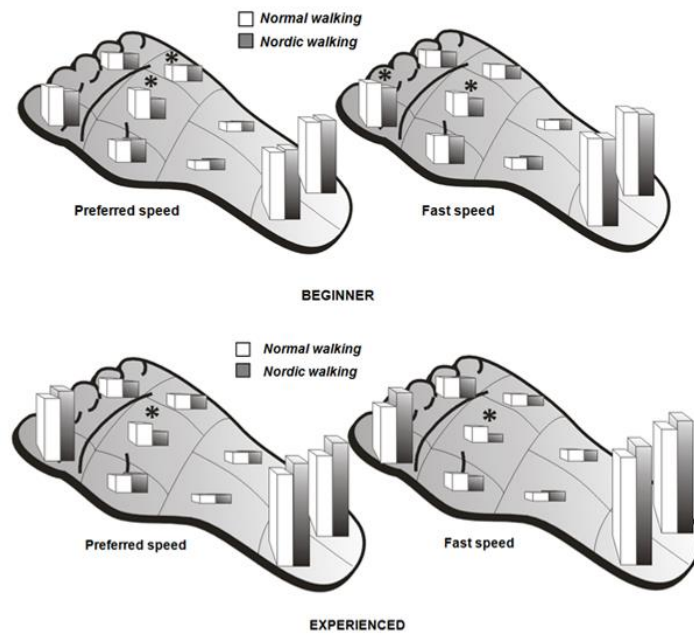


Figura 30. Distribución de las presiones plantares en expertos y principiantes bajo dos condiciones de velocidad (*preferred speed* = velocidad preferida, *fast speed* = velocidad rápida) (Pérez-Soriano et al., 2011).

En este sentido los resultados obtenidos por Hudson et al. (2014), muestran una reducción en la media e impulso bajo las cabezas metatarsales hasta un 24%, sin embargo, ni bajo el primer dedo ni en el talón se produjo ningún tipo de reducción (Figura 31).



Figura 31. Patrones de marcha con bastones. (A) Patrón de 2 puntos: el bastón izquierdo está en contacto con el pie derecho, y el bastón derecho con el pie izquierdo. (B) Patrón de 3 puntos: el bastón derecho e izquierdo están en contacto a la vez que el pie derecho (Hudson et al., 2014).

Por último en el campo de los estudios biomecánicos relacionados con NW, se encuentran los estudios que analizan los impactos por acelerometría. Por un lado, se encuentran los impactos analizados en las extremidades superiores. Hagen et al. (2011) registraron valores de aceleración en la muñeca de hasta 7,6 veces más en NW. Comparado con la carrera a la misma velocidad (8 km/h y 8,5 km/h), el NW puede ser recomendado como un deporte de bajo impacto, con un 36% menos de cargas y un 59% menos de velocidad de pronación.

Por otro lado, Encarnación-Martínez (2012, 2015) (Tabla 18), muestra la existencia de diferencias significativas durante la **marcha** en el parámetro **transmisión tibia-cabeza** para ambas velocidades de estudio, comparando principiantes y expertos.

Tabla 18. Estudio acelerometría, análisis del efecto de la experiencia (Encarnación-Martínez, 2012).

	MARCHA		MARCHA NÓRDICA	
	V ¹	V ²	V ¹	V ²
Máx. Tibia (g)	0,272	0,037*	0,359	0,007*
Máx. Cabeza (g)	0,216	0,056	0,001*	0,007*
Transmisión tibia-cabeza (s)	0,003*	0,002*	0,002*	0,001*

V¹= velocidad libremente elegida, V²= velocidad 20% más alta que V¹

* Diferencias significativas ($p < 0,01$) entre principiante y experto para la misma velocidad y condición de marcha.

** Diferencias significativas ($p < 0,05$) entre principiante y experto para la misma velocidad y condición de marcha.

Los expertos en v1 y v2, presentan menores valores de la transmisión tibia-cabeza, concretamente un 66% y un 50%. En el máximo de cabeza ($p=0,056$) durante la condición de marcha a velocidad v2 se observa un incremento no significativo del 21% en los expertos.

Durante la condición de **NW**, se observaron diferencias en los parámetros de **Máx. Tibia** durante la condición de velocidad V2, apreciándose un incremento de la aceleración del ~19% en los expertos (Figura 32, Figura 33). Igualmente, el grupo de expertos registró valores más altos en la variable de Máx. Cabeza. Así los expertos registraron mayores niveles de aceleración tanto en la velocidad V1 como en la velocidad V2, concretamente un ~27% y un ~31% respectivamente. Se puede apreciar

que son los expertos los que presentan mayores niveles de aceleración en cabeza, en comparación con la población de principiantes (Encarnación-Martínez, 2012).

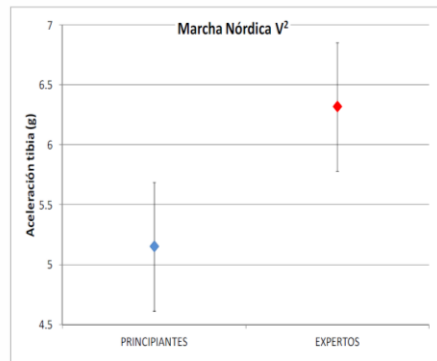


Figura 32. Efecto de la experiencia durante la marcha nórdica (Encarnación-Martínez, 2012).

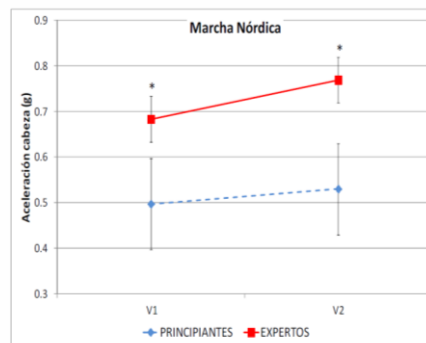


Figura 33. Efecto de la experiencia en la marcha nórdica (Encarnación-Martínez, 2012).

Analizando el efecto de la condición de estudio (marcha vs marcha nórdica), se encontraron diferencias significativas ($p < 0,05$) en las variables Máx. Tibia tanto en los principiantes (7,4%) como expertos (12%); y en el parámetro Máx. Cabeza en el grupo de expertos (21%). Se observaron valores significativamente más altos durante la condición de marcha nórdica.

1.6. OBJETIVOS

Como se ha presentado en el estado del arte, se necesita una mayor información para poder establecer diferencias concluyentes entre las características de la marcha y la marcha nórdica, y más concretamente en poblaciones especiales.

Los diferentes resultados obtenidos en los trabajos realizados han generado cierta controversia sobre las aportaciones de la marcha nórdica respecto a la marcha normal, siendo necesarias mayores evidencias del efecto de la marcha nórdica sobre parámetros biomecánicos y su efecto en poblaciones adultas (y/o en población diabética). A pesar de la existencia de estudios biomecánicos, no es extensa la bibliografía relacionada en presión plantar, acelerometría, confort e hidratación. De este modo, los objetivos e hipótesis de los que parte esta Tesis Doctoral se detallan a continuación, así como los objetivos parciales para alcanzarlos.

OBJETIVO GENERAL DE LA TESIS:

Evaluar el efecto sobre variables biomecánicas: presión plantar, acelerometría y sobre el confort/hidratación, de un programa de entrenamiento en Marcha Nórdica en adultos mayores con/sin diabetes.

En base a este objetivo general, se plantearon unos objetivos parciales e Hipotesis (H):

OBJETIVO 1

H1: La práctica de NW tras un programa de entrenamiento, modifica el patrón de presión plantar, reduciendo dichas presiones durante la fase de despegue del pie

- Identificar y describir el patrón de distribución de presión plantar, así como las modificaciones que se producen tras el entrenamiento en NW.

OBJETIVO 2

H2: El aumento de velocidad, provoca un incremento de la presión media máxima en la mayor parte de las zonas del pie, independientemente del tipo de marcha (marcha normal/NW).

- Describir la modificación provocada en la presión plantar provocada por el incremento de velocidad en la marcha normal y en NW.

OBJETIVO 3

H2: El NW produce cambios en el patrón de aceleración respecto al de la marcha normal en los adultos mayores, aumentando las variables de acelerometría.

H3: La experiencia en NW puede tener efecto residual y producir modificaciones en el patrón de la marcha normal, generando diferencias en la transmisión del impacto entre la marcha antes y después de un período de entrenamiento en NW.

- Determinar el efecto del entrenamiento en NW, sobre diferentes parámetros relacionados con la magnitud del impacto (acelerometría).

OBJETIVO 4

H4: El uso del calcetín “Regenactiv” mejorará la hidratación/humedad del pie durante el NW.

- Determinar la capacidad del calcetín “Regenactiv®” en la percepción del confort, y nivel de hidratación en el pie durante el NW.

Los resultados de este estudio pueden tener implicaciones importantes en el área de la biomecánica deportiva en particular, y actividad física/salud en general

- **Efecto del entrenamiento en NW.** Si el NW induce una disminución o redistribución de parámetros de presión plantar en el pie, podría considerarse un mecanismo de protección contra lesiones en el pie, por ejemplo ulceraciones por hiperpresión. De esta misma forma, si se reducen las aceleraciones (impacto) durante la marcha nórdica, se puede vincular a una disminución de la incidencia de lesiones por sobreuso, y por lo tanto ser positivo para cualquier tipo de población.
- **Uso del calcetín “Regenactiv®”.** Si el uso de calcetines de esta tecnología mejora la hidratación del pie tras la actividad física, puede indicarse para las personas con diabetes, ya que esta hidratación puede mejorar la regeneración y prevención de heridas.).

1.7. PLAN DE TRABAJO

A partir de las hipótesis planteadas en la presente Tesis Doctoral, se diseñó un plan de trabajo formado por cuatro fases.

La **primera** fase se centró en recopilar las principales aportaciones científicas sobre la importancia de la actividad física y concretamente de la marcha en la sociedad, analizar la información sobre la población que padece diabetes y sus problemas asociados específicamente en los miembros inferiores (el pie, en particular), el estudio de la marcha nórdica desde una perspectiva biomecánica y de salud, así como de los procesos que suceden durante la marcha humana.

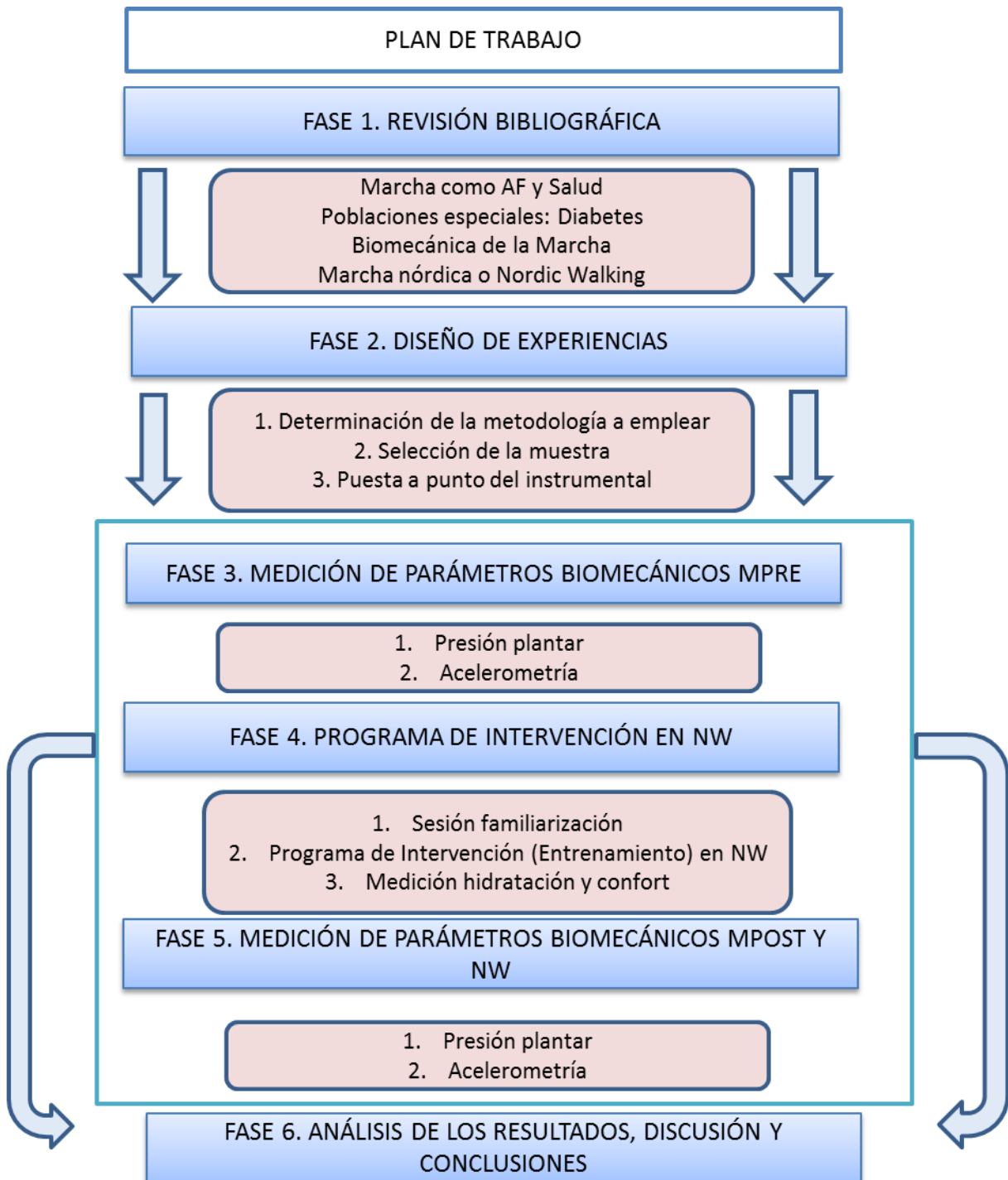
La **segunda** fase ha permitido determinar por un lado la metodología más apropiada para afrontar el presente estudio, y por otro lado se realizó la selección de la muestra de participantes específica en el estudio (así como la puesta a punto del material didáctico para instruir a los participantes y material de ensayo).

Durante la **tercera** fase se realizó el test donde se analizaron las variables biomecánicas de interés (pre-test: presión plantar y acelerometría en marcha normal y marcha nórdica).

La **cuarta** fase consistió en la fase de entrenamiento en Marcha Nórdica, y los test de medición de la hidratación tras el uso de los calcetines.

En el transcurso de la **quinta** fase se realizó el post-test, donde se analizaron las mismas variables que en el pre-test.

Finalmente, la **sexta** y última fase consistió en el tratamiento de la información recopilada, y en el análisis de los resultados obtenidos.



2. METODOLOGÍA



2. METODOLOGÍA

En este apartado se describe cómo se ha llevado a cabo el estudio y el diseño experimental, seguido de la descripción de los participantes y el protocolo llevado a cabo. A continuación se presenta la metodología instrumental de forma individual con el tratamiento de variables y análisis de datos realizado.

2.1. DISEÑO EXPERIMENTAL

Se planteó un diseño en el cual se analizara el efecto de tres variables independientes como son: tipo de marcha, velocidad empleada y momento (pre/post) sobre distintas variables dependientes: acelerometría y presión plantar. Así mismo se analizaron las variables dependientes hidratación y confort al respecto de la variable independiente tipo de calcetín (control vs *Regenactiv*[®]).

En primer lugar, se analizó la marcha de los participantes en sus condiciones iniciales, sin ningún tipo de orientación o intervención sobre ellos. A continuación, participaron en un entrenamiento de iniciación en marcha nórdica, consistente en cuatro semanas continuadas de práctica de dicha actividad. Finalmente, se volvió a analizar a los participantes su marcha después de este período de entrenamiento, y también su patrón de marcha con bastones (NW).

Se trata, por tanto, de un estudio experimental de carácter prospectivo, puesto que entre los registros pre y post en laboratorio, los participantes experimentaron una fase de intervención (entrenamiento en NW) y longitudinal en el tiempo, puesto que se realizó un exhaustivo seguimiento de los participantes durante el mes que duró el estudio.

2.1.1. Participantes

La muestra inicial constó de un total de 64 voluntarios/as (15 varones y 49 mujeres), sin embargo 7 no cumplieron con el programa de entrenamiento, por lo tanto la muestra final se compone de 57 participantes (Tabla 19). Los participantes fueron seleccionados tras anuncios en la “*Nau Gran*” de la Universitat de València, así como asociaciones de personas con diabetes.

Tabla 19. Descripción de los participantes (Media \pm DE).

Parámetro	Todo el grupo (n=57)
Edad (años)	63,7 \pm 2,5
Peso corporal (kg)	69,5 \pm 8,6
Altura (m)	1,6 \pm 0,1

Los criterios de inclusión para participar en el estudio fueron los siguientes:

- Mujeres y hombres mayores de 55 años.
- Sin alteración en la marcha.
- Ser capaz de caminar durante 1h de forma continua.
- Sin ulceración o neuropatía periférica y vascular.
- Sin operaciones en los miembros inferiores en los últimos 5 años.
- Sin problemas o alteraciones de conciencia.

2.1.2. Protocolo

En primer lugar se realizó la captación de los participantes, a los cuáles se les entregó una hoja informativa (ANEXO 2). Tras esto se realizó una sesión informativa (Figura 34), dónde todos los participantes fueron informados sobre el protocolo y estudio experimental y seguidamente entregaron firmado el consentimiento informado (ANEXO 1). El procedimiento del estudio cumplía con la Declaración de Helsinki (Asociación Mundial de la Salud, 2008).



Figura 34. Primera sesión informativa con los participantes seleccionados.

La fase experimental del estudio fue llevada a cabo durante 2 meses aproximadamente (Figura 35 y Figura 36). Primeramente, se realizó un pre-test en el que se midió en laboratorio parámetros de presión plantar, y acelerometría, así como las variables descriptivas de los participantes. Ese pre-test se realizó caminando por un pasillo de marcha a velocidad fijada: $v1: 0,9 \pm 0,1$ m/s y $v2: 1,5 \pm 0,1$ m/s. Cabe citar que en el pre-test solo se analizó la marcha normal debido a que los participantes no habían realizado la fase de familiarización, y por tanto no poseían la coordinación necesaria para la técnica de la marcha nórdica.

Tras pasar todos los participantes por el pre-test, se iniciaron una serie de acciones que consistieron en:

- 1ª sesión con todos los participantes para la familiarización (enseñanza) de la marcha nórdica. La técnica de NW estuvo relacionada la posición de los bastones en diagonal, técnica definida en el estado del arte.
- Fase de intervención /entrenamiento en NW.

Tras esta fase, en los registros post-test se midieron en laboratorio los diferentes parámetros planteados, tanto en marcha normal como en marcha nórdica, y de forma aleatorizada (Figura 38). Cabe señalar, que durante la sesión nº5 y nº9 de entrenamiento se procedió a la medición de la hidratación del pie, tras haber suministrado el calcetín Regenactiv® y el calcetín control a cada uno de los participantes.

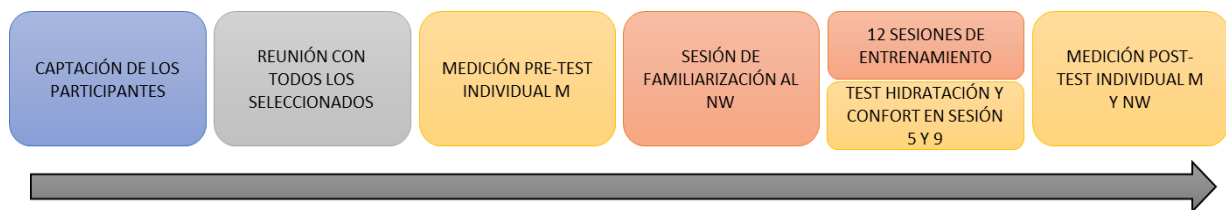


Figura 35. Representación de las fases de todo el protocolo experimental.

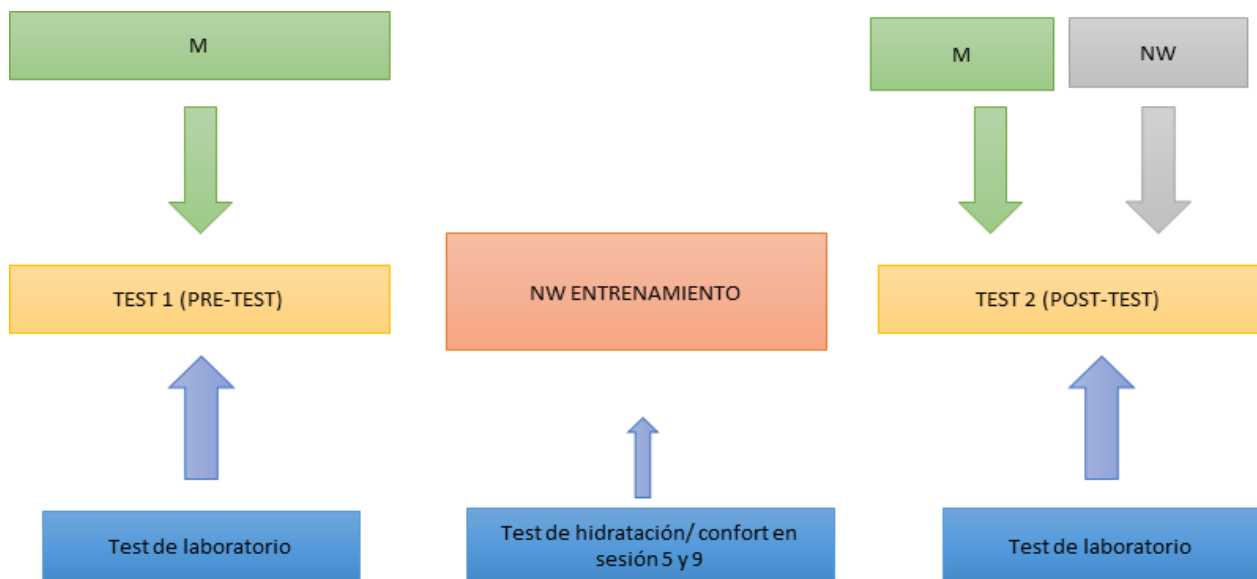


Figura 36. Representación del protocolo experimental de laboratorio y de entrenamiento.

Todos los test tuvieron lugar en el laboratorio de Biomecánica de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universitat de València).



Figura 37. Pasillo de marcha sobre el que caminaron los participantes.

En cada test de laboratorio, el participante era instrumentado con el sistema de pedobarografía y el sistema de acelerometría. Tras la instrumentación, el participante realizaba un breve calentamiento de caminar por el laboratorio y por el pasillo exterior, con sus propias zapatillas, y tras aproximadamente 20 minutos, se llevaban a cabo las mediciones. El participante partía desde el inicio del pasillo (Figura 37) (siempre se realizaba en la misma dirección). Se le daba la voz de “preparado”, y la salida. De esta forma se realizaban tantas marchas por el pasillo como fuera necesario, hasta conseguir la velocidad deseada, y se apuntaba todas las pasadas en una hoja de registro (ANEXO 4).

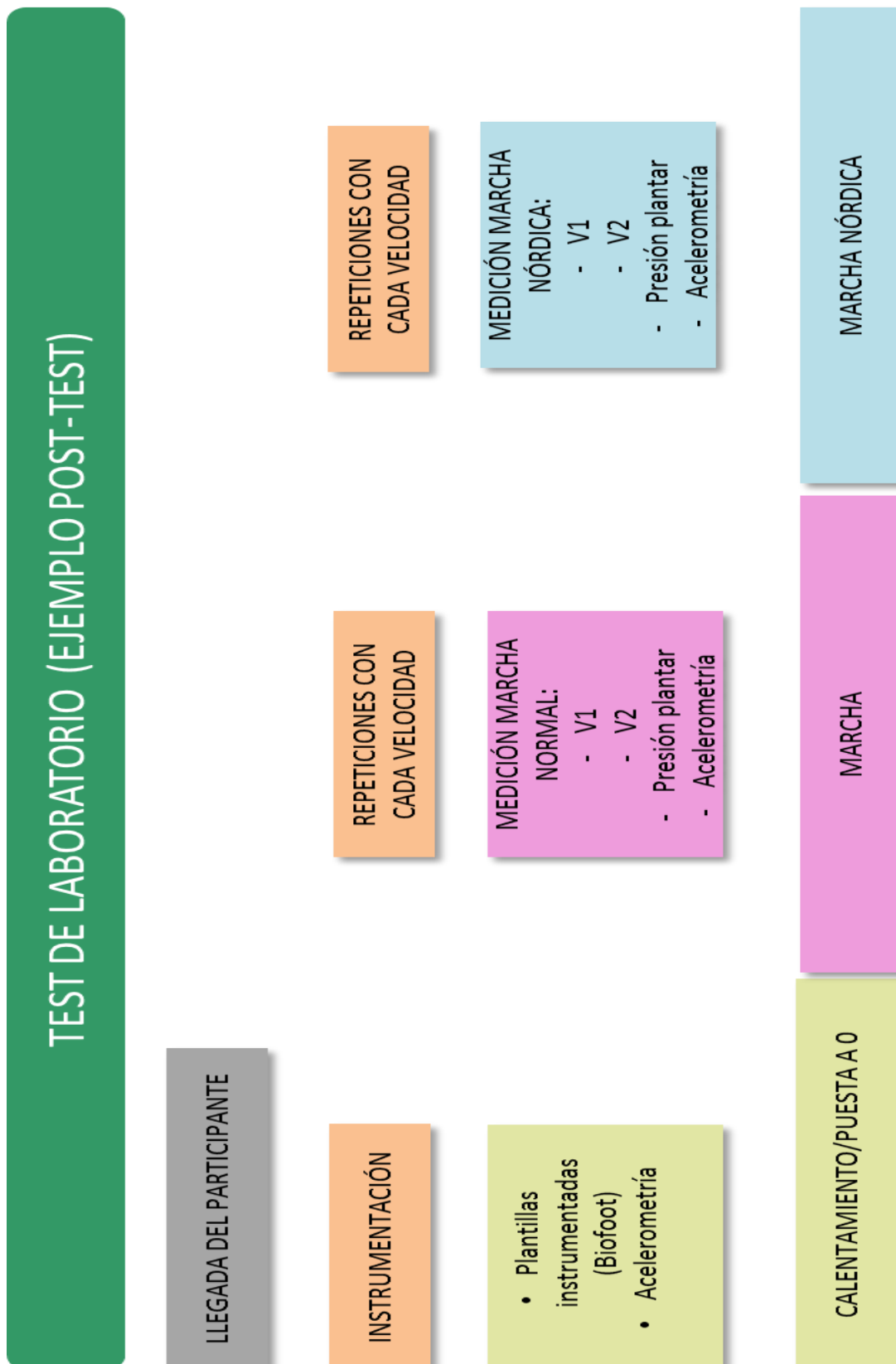


Figura 38. Ejemplo descriptivo del test 2, en este caso se muestra un ejemplo en el que la primera medición fue marcha normal siendo v1 la primera y v2 la segunda y de la misma forma la segunda condición marcha normal en primer lugar v1 y en segundo lugar v2.

2.1.3. Protocolo de entrenamiento

Se dividió a los participantes en 3 grupos según disponibilidad horaria y salían a caminar junto con la doctoranda de la presente tesis, los lunes, miércoles y viernes en horario de:

- 10-11h
- 11-12h
- 16-17h

Todos los participantes utilizaron el mismo tipo de bastón *Quechua Diosa2 700*, que era telescópico, por lo que se regulaba según la necesidad individual. La primera sesión (familiarización) se realizó en las instalaciones deportivas de la Universitat de València, dónde se explicó la altura del bastón, así como una progresión de ejercicios para la consecución de la coordinación y la técnica del NW. Tras esta sesión, en las 12 siguientes el entrenamiento comenzaba en las pistas del Tramo III (Río de Valencia), en la Figura 39 se puede observar el punto de encuentro de los participantes.

En este trabajo la intervención mediante el programa de entrenamiento se ha realizado mediante la técnica INWA, ya que tanto a nivel de práctica (Pellegrini et al., 2017) como a nivel científico es la más utilizada, y la que requiere menor tiempo de formación.

Los dos primeros días (sesión 1 y sesión 2), todo el grupo realizó el mismo entrenamiento junto con la doctoranda. A partir de la sesión 3, la hora de inicio y de duración era la misma (recorrido similar), sin embargo los participantes podían ir a su ritmo, es decir, la distancia e intensidad era individualmente elegida por los participantes. La doctoranda esperaba en diferentes puntos estratégicos del cauce del río, para controlar la técnica y la ejecución. De esta misma forma se sucedió hasta la sesión nº12, dónde se dio cita a todos los participantes para la semana siguiente realizar las mediciones del test de laboratorio nº2 (Post-test).



Figura 39. Participantes al inicio de la sesión, colocándose adecuadamente los bastones de NW.

2.1.4. Especificaciones del test de laboratorio 1 y 2

Para ambos test, se llevó a cabo el mismo protocolo para minimizar la confusión de variables, así como el control de variabilidad entre test. Se establecieron diferentes especificaciones:

- Para el test de laboratorio 1 existe la condición de marcha en dos velocidades (v1 y v2). Y para el test de laboratorio 2 existe la condición de M y de NW, así como también ambas velocidades. Todas las condiciones de tipo de marcha y velocidad fueron aleatorizadas.
- Cada participante ha utilizado sus propias zapatillas para no interferir en el confort, siendo las mismas zapatillas para todos los test. Incluso se decía a los participantes que ataran sus zapatillas de la misma forma, ya que diferentes lazadas pueden interferir en las fuerzas de impacto y en la distribución de la presión plantar (Fiedler, Stuijzand, Harlaar, Dekker, y Beckerman, 2011; Hagen y Hennig, 2008; Werd, y Knight, 2010)
- El día antes de los test, se aconsejó a los participantes que no realizaran ejercicio exhaustivo, tomaran sustancias alcohólicas, estimulantes o depresivas, para que el test se desarrollara en condiciones fisiológicas “normales”.
- Todos los participantes realizaron ambos test en una hora similar del día.

- Se utilizó la misma velocidad para los dos tipos de marcha, porque cuando las velocidades tienen que ser comparadas una diferencia en la velocidad de marcha podría confundir los resultados de incrementando las fuerzas de reacción del suelo en velocidades de marcha por sí mismo y resultaría en un aumento del momento extensor de la rodilla y ángulos de flexión (Hansen et al., 2008; Kirtley, Whittle, y Jefferson, 1985).

2.1.5. Pasillo de marcha y determinación de la velocidad

Para la realización de las pruebas se utilizó un pasillo de marcha de 11 metros de largo por 1 metro de ancho en el laboratorio de biomecánica de la Facultat de CC de l'Activitat Física i l'Esport (FCAFE) de Valencia. Dichas dimensiones garantizaban la marcha sin dificultad, así como el empleo de los bastones.

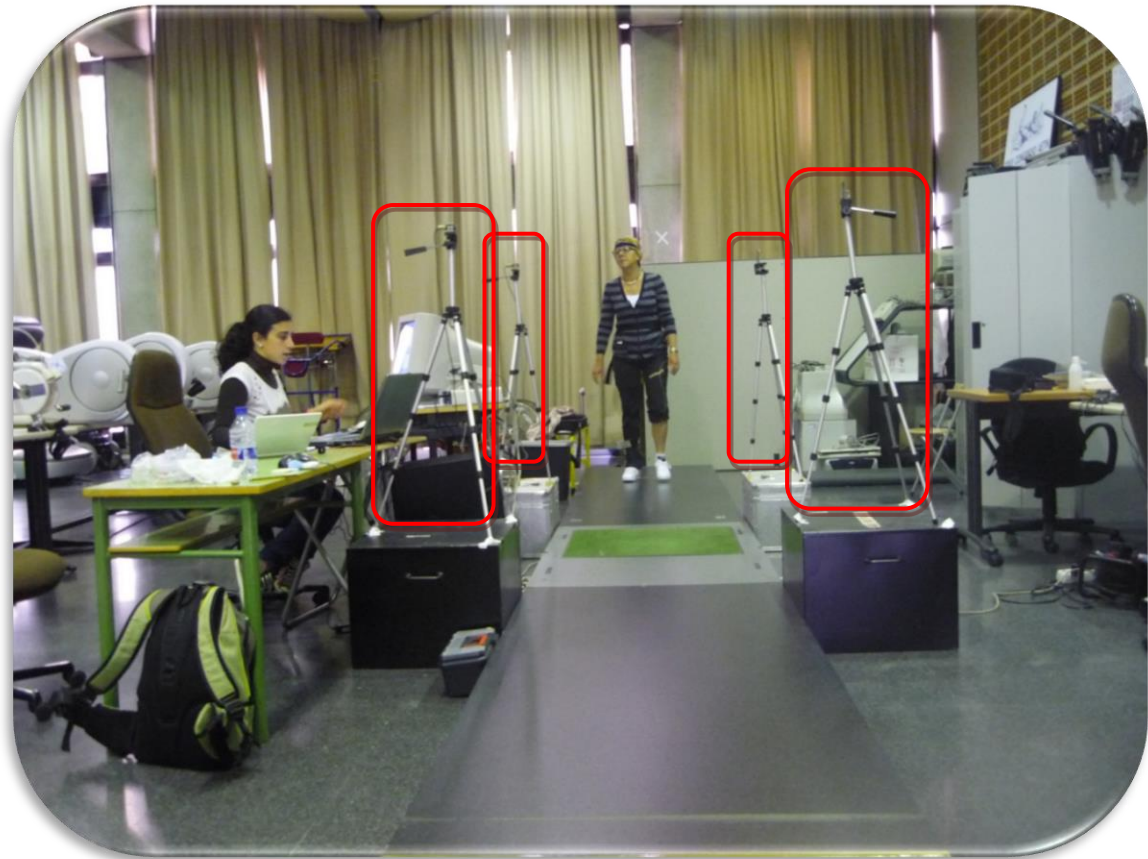


Figura 40. Pasillo de marcha en el laboratorio de biomecánica en la FCAFE (Universitat de València).

El pasillo estaba instrumentado con un sistema de control de velocidad mediante células fotoeléctricas (Omron® E3F2-R2C4 Pro Basis). Las fotocélulas se situaron separadas entre sí por dos metros. Todo el cableado (conexión a la red eléctrica, fotocélulas, prolongadores,...) se situaron por debajo del pasillo de marcha y en los laterales, de forma que no provocara ningún tipo de molestia durante la realización de los test.

El sistema permitió controlar la velocidad de ejecución de los test, descartando aquellas repeticiones que no eran válidas, bien por exceso o por defecto en la

velocidad. De esta forma, una vez iniciado el registro de información, una desviación de la velocidad de $\pm 0,1\text{m/s}$ en v_1 o v_2 se consideró no válida.

Se les instruyó a los participantes a mirar al frente. En ningún momento se les comentó que debían de pisar en zonas concretas, lo que se hacía era repetir las veces que fuera necesario las pasadas hasta conseguir que la velocidad fuera la correcta. Asimismo, durante la condición de marcha, debían caminar con los brazos extendidos a lo largo del cuerpo de manera natural y dirigir la mirada hacia una diana situada en la pared a la altura de los ojos de cada sujeto para que mantuviera la vista al frente durante la realización de los test.

Determinación de la velocidad:

Como ya se ha comentado anteriormente, uno de los factores del diseño fue la velocidad de paso. Para el presente proyecto, después de revisar la literatura existente, se determinó que las dos velocidades de estudio fueran $V_1=0,9\pm 0,1\text{ m/s}$ y $V_2=1,5\pm 0,1\text{ m/s}$ (Abellan van Kan et al., 2009; Cesari et al., 2005). Para poder controlar esta velocidad, igualmente que en otras investigaciones similares, como la de Kavanagh, Barrett y Morrison (2004), se utilizó un equipo de fotocélulas conectadas a un cronómetro electrónico. De este modo, después de cada trayecto se podía comprobar instantáneamente la velocidad que había llevado el participante. Durante las sesiones de registro, los participantes únicamente recibían instrucciones para ir “más rápido” o “más despacio”, después de una primera pasada libre por el pasillo de marcha. Una vez pasaban para hacer los registros, se comprobaba que la velocidad a la que habían pasado estaba dentro del rango permitido ($V\pm 0,1\text{ m/s}$). De no ser así se le daban las indicaciones pertinentes en cada caso hasta conseguir la velocidad de paso deseada.

2.2. ANÁLISIS DE LA PRESIÓN PLANTAR

2.2.1. Instrumental de medida

Para la medición de la presión plantar en las diferentes condiciones, se utilizó un sistema de análisis de presiones (Biofoot 2001®). Es un sistema de medición colocado en el zapato para medir las presiones en la interfase entre el zapato y la planta del pie. Este sistema, tiene una frecuencia de registro de 500Hz (permitiendo medir 6 segundos en este ratio), y proporciona datos fiables y representativos (Martínez-Nova et al., 2007; Martínez-Nova, Pascual Huerta, y Sánchez-Rodríguez, 2008)

El sistema se compone de los siguientes dispositivos: (Figura 41):

- A. Plantillas instrumentadas.
- B. Amplificador de señal.
- C. Transmisor de telemetría.
- D. Tarjeta de adquisición.
- E. Software de análisis.

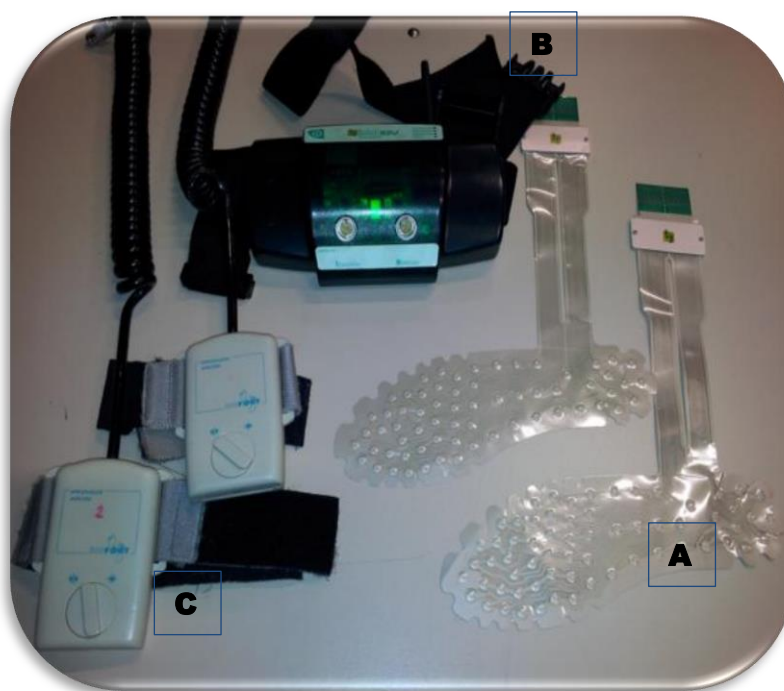


Figura 41. Sistema de análisis de la presión plantar. Biofoot 2001® (IBV/Valencia).

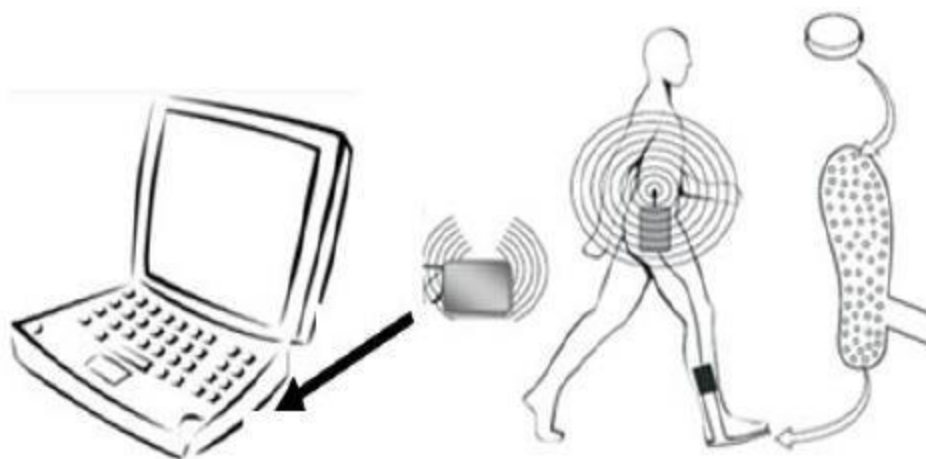


Figura 42. Diagrama del Biofoot 2001® Funcionamiento del Sistema de análisis de presión. (Vera y Hoyos, 1993 en Pérez-Soriano, 2004).

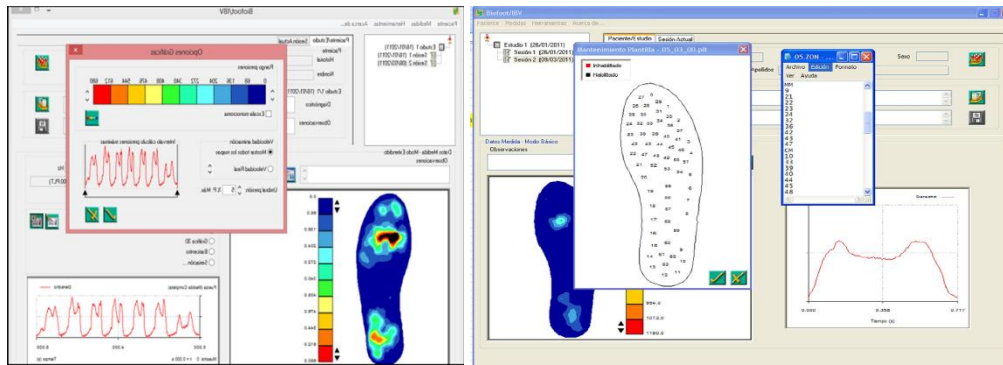


Figura 43. Imagen pantalla del ordenador con la extracción de datos del sistema de Biofoot 2001® (IBV/Valencia).

Durante los test cada sujeto llevó en la zapatilla del pie derecho una plantilla instrumentada. La frecuencia de muestreo utilizada para el registro de las presiones plantares fue de 500Hz. Se registró un total de 10 segundos por ensayo (5-7 pasos), de los cuáles se desestimaron las primeras 2-3 pisadas y las últimas 2 pisadas, para garantizar la estabilidad de la marcha de los sujetos, ya que se sabe que existen cambios en el patrón de presiones tanto al inicio como al final de los test de marcha (Martínez-Nova, Cuevas-García, Sánchez-Rodríguez, Pascual-Huerta, y Sánchez-Barrado, 2008). De este modo se seleccionaron 5 pasos válidos para cada condición y velocidad, obteniendo la media de cada uno de ellos para su análisis posterior.

2.2.2. Diseño de experiencias

Se instrumentó al participante según talla de zapatilla utilizada, preguntada previamente. Se colocó en su propia zapatilla, pie derecho, sobre la propia plantilla de la zapatilla. La presión plantar se midió únicamente en el pie derecho, porque estudios previos no han observado diferencias significativas en la presión plantar entre ambos pies (Baur, Hirschmüller, Müller, Gollhofer y Mayer, 2007; Weist et al., 2004; Willson et al., 2001), y además, para no interferir con el equipamiento de aceleración de impactos colocado en la pierna izquierda.

Tras conectar la plantilla en el amplificador, localizado en la cintura del participante, el participante caminaba con todo el equipo por el laboratorio aproximadamente 2 minutos para calentar la plantillas, concretamente hasta que los sensores

piezoeléctricos de la plantilla se mostraban correctamente y se realizaba la calibración (Bamberg, LaStayo, Dibble, Musselman, y Raghavendra, 2006; Catalfamo, Moser, Ghousayni, y Ewins, 2008; Dyer y Bamberg, 2011; Jonely, Brismée, Sizer Jr., y James, 2011; Z.-P. Luo, Berglund, y An, 1998; Shu et al., 2010) Tras la calibración, se realizaba la puesta a 0, y ya estaba preparado para caminar por el pasillo de marcha.

Para hacer la puesta a cero, se ordenaba al participante elevar su pie derecho, para que los sensores estuvieran sin carga, únicamente la que pueda ejercer el pie en ese punto y la propia de la plantilla. Los participantes permanecían en esa posición 10 segundos aproximadamente mientras el sistema llevaba a cabo la calibración y la puesta a cero.

2.2.3. Tratamiento de datos

Una vez las medidas realizadas, la plantilla se dividió en 9 zonas con el software de Biofoot (Figura 44) como se ha realizado en estudios anteriores (Cheung y Ng, 2008; Chuckpaiwong, Nunley, Mall, y Queen, 2008; García-Pérez et al., 2013; Lee et al., 2001; Lucas-Cuevas, 2016; Lucas-Cuevas et al., 2017; Maiwald et al., 2008; Nagel, Fernholz, Kibele, y Rosenbaum, 2008; Pérez-Soriano et al., 2011a; Queen, Haynes, Hardaker, y Garrett, 2007; Rosenbaum, Engl, y Nagel, 2008; Weist et al., 2004; Wiegerinck et al., 2009).

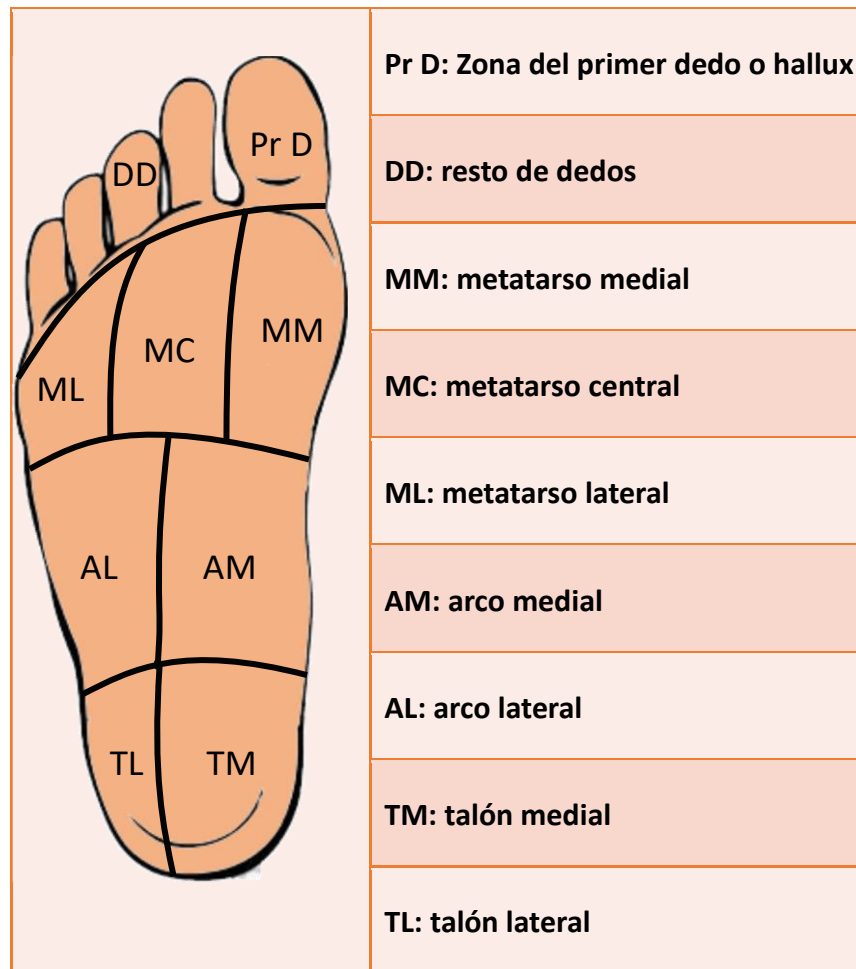


Figura 44. Representación de las diferentes zonas de análisis en las que se divide el pie.

Tras la división de las 9 zonas de análisis, se analizaron las diferentes variables de presión plantar (Tabla 20).

Tabla 20 Variables de presión plantar analizadas en el estudio.

VARIABLES	UNIDAD MEDIDA	CODI GO	ZONAS DEL PIE
<p>TIEMPO DE APOYO</p> <p>Es el tiempo que el pie permanece en contacto con la superficie durante la fase de apoyo de la carrera.</p>	Segundos (s)	(T)	
<p>MÁXIMO DE LA PRESION MÉDIA</p> <p>La suma de las presiones máximas de cada zona.</p>	kPa	(Px)	(Pr D)_ 1er Dedo (DD)_ Resto Dedos (MM)_ Metatarso Medial (MC)_ Metatarso Central (ML)_ Metatarso Lateral
<p>TIEMPO DEL Px</p> <p>Instante de la fase de apoyo en que se produce el máximo de la presión media (expresado en % de tiempo en relación a la duración total de la pisada)</p>	%	(TPx)	(AM)_ Arco Medial (AL)_ Arco Lateral (TM)_ Talón Medial (TL)_ Talón Lateral
<p>INTEGRAL</p> <p>Área bajo la curva descrita por la presión media en el tiempo</p>	N/cm ²	(I)	
<p>DISTRIBUCIÓN PRESION MEDIA MÁXIMA POR ZONAS (Presión relativa)</p> <p>El porcentaje que supone la presión máxima en cada zona del pie con respecto a la presión máxima en todo el pie. Supone un valor de carga relativa por zonas y aporta información sobre distribución de presiones máximas.</p>	%	(PR)	

Análisis estadístico

Los datos exportados al fichero .txt fueron ordenados en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2007, los cuales posteriormente se analizaron mediante el paquete estadístico SPSS versión 21.0 (*Statistical Package for the Social Science*). El análisis estadístico, consistió en:

1. Exploración primaria de datos. En primer lugar se realizó un análisis exploratorio de las muestras para detectar y eliminar aquellos valores que resultaran anómalos debidos a posibles fallos en las presiones registradas durante los test.

2. Estadística descriptiva. Se obtuvo los estadísticos descriptivos para las presiones registradas durante las distintas condiciones de ensayo (media y desviación típica).
3. Se comprobó la normalidad de la muestra (Shapiro-Wilk) y las hipótesis nulas de homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene. Se estableció el nivel de significación cuando $p < 0,05$.
4. La prueba T-Student. Permitió comprobar la igualdad de varianzas entre condiciones: tipo de población (personas con diabetes y personas sanas).
5. Análisis de la Varianza con Medidas Repetida (AVMR). Para el estudio en cuestión se utilizaron como variables dependientes la presión plantar, y como variables independientes la condición de estudio (marcha y marcha nórdica), la velocidad (V1 y V2) y el momento (pre-post).

2.3. ANÁLISIS DE ACELEROMETRÍA

2.3.1. Instrumental de medida

Para analizar la aceleración, se empleó el sistema de acelerometría capacitativa triaxial (Signal-Blt, Sportmetrics, Valencia, España) (masa total: 55g, dimensiones: 64x42x24 mm) con una frecuencia de 500Hz. La señal del acelerómetro fue adquirida por vía Bluetooth mediante ordenador, donde todos los datos fueron registrados a través del software SignalFrameBlt (Sportmetrics®).

El sistema de acelerometría contiene:

- A. Acelerómetro.
- B. Módulo transmisor y adquisición de datos.
- C. Ordenador.



Figura 45. Equipo de acelerometría. Dos sensores, batería/transmisor, y receptor bluetooth.

2.3.2. Diseño de experiencia

Durante cada sesión de registro, por el pasillo de marcha se obtuvieron 5-6 segundos de señal (Clark et al., 2013). Si en el trayecto se habían cumplido las condiciones de estudio y las mediciones habían sido realizadas correctamente, se completaba el proceso realizando el recorrido con todas las condiciones necesarias, según la fase.

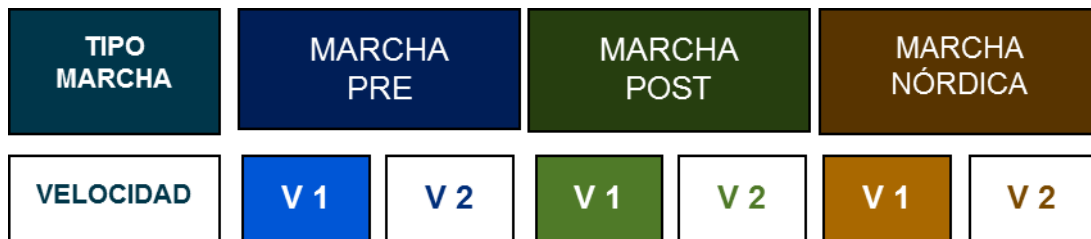


Figura 46. Condiciones de estudio generadas.

Con el objetivo de obtener los valores de los impactos en cada una de las condiciones de estudio, se utilizó un acelerómetro colocado en tibia (zona antero-medial proximal), en la parte ósea más prominente, buscando así que fuera una zona relativamente plana, adhiriéndolo directamente a la piel (Abt et al., 2011; Kavanagh, Barrett, y Morrison, 2004; Lucas-Cuevas, 2016; Mercer, Vance, Hreljac, y Hamill, 2002) con cinta adhesiva de doble cara, y luego fijándolo con venda elástica no adhesiva para evitar el movimiento del sensor sobre la piel y que éste interfiera en la señal generada por el impacto.

Los parámetros de acelerometría se registraron durante el recorrido de los participantes por el pasillo de marcha. Se tomó una referencia de inicio y desde ésta se registraron 5 segundos de señal. Si el participante había cumplido con las condiciones requeridas, la medición se daba por válida.



Figura 47. Condición marcha nórdica, se muestra el acelerómetro colocado en el participante.

Este protocolo cumple con las recomendaciones de estudios previos para minimizar la señal de ruido y reducir el error (Coventry, O'Connor, Hart, Earl, y Ebersole, 2006; Gruber, Boyer, Derrick, y Hamill, 2014; Ziegert y Lewis, 1979):

- A. Para conectar el acelerómetro a un lugar lo más cercano posible al hueso (cantidad mínima de tejido blando entre el hueso y el acelerómetro).
- B. Utilizar un acelerómetro de baja masa.
- C. Asegurar el acelerómetro con una correa elástica apretada a la tolerancia del participante.

2.3.4. Tratamiento de datos

Para este sistema se obtuvieron un total de 6 condiciones (3 tipos de marcha, 2 velocidades). Para cada condición se registraron los valores de acelerometría en tibia lo cual resultó en un total de 6 registros.

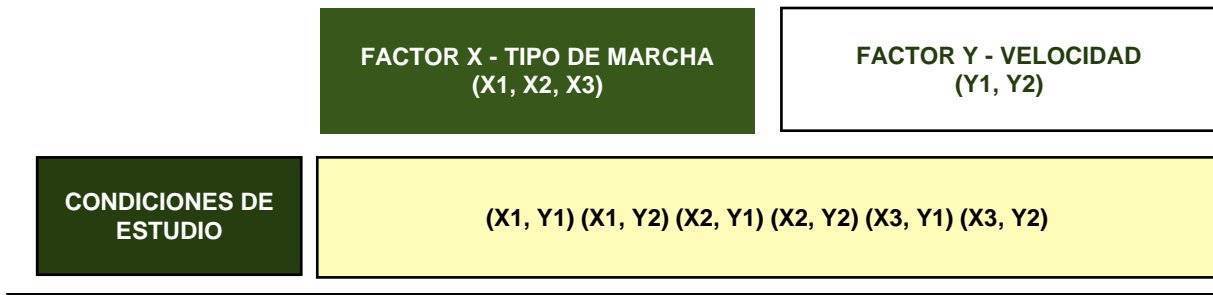


Figura 48. Representación del diseño experimental.

En cada una de las condiciones de estudio se analizaron variables biomecánicas relacionadas con la acelerometría y se realizó un tratamiento de la señal se obtuvo un patrón de señal, del cual se extrajeron las variables primarias. Algunas de estas, posteriormente, sirvieron para calcular otras variables de análisis de interés.

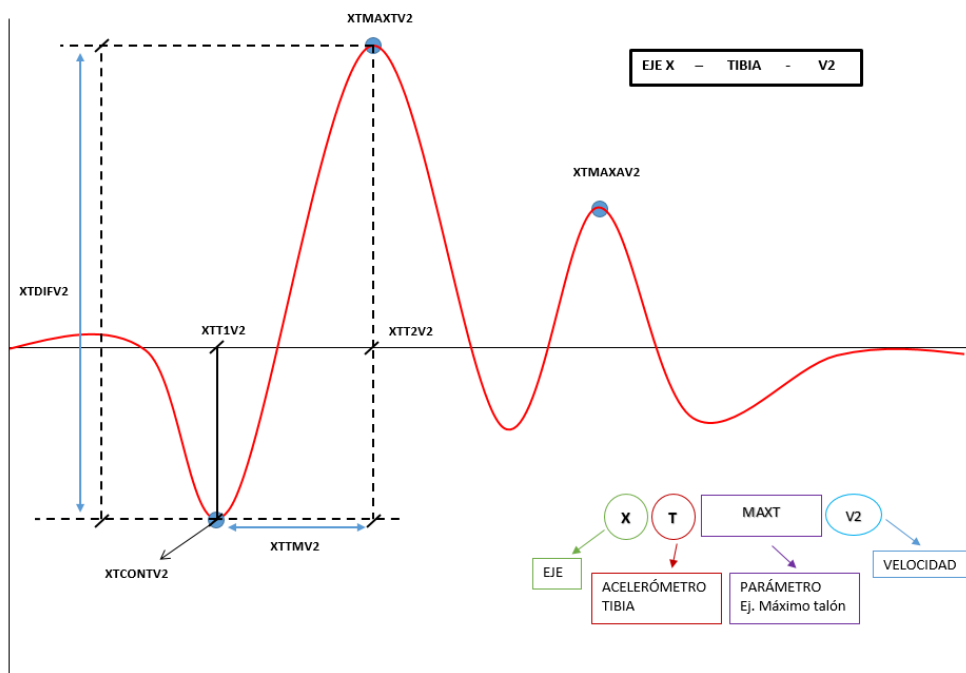


Figura 49. Representación de las variables sobre el patrón de aceleración.

El planteamiento inicial del estudio fue analizar los valores de aceleración en la tibia. El acondicionamiento de la señal se realizó empleando el programa Matlab R2012a (Mathworks Inc., USA) el cual permitió:

- Eliminar la fluctuación de la línea de base.
- Aplicar un filtrado de paso bajo con una frecuencia de corte de 70 Hz.
- Aplicar un filtrado de paso alto con una frecuencia de corte de 1 Hz.

Una vez la señal fue procesada, se programó el guion para que analizara la señal de manera que detectara aquellos puntos importantes dentro de la señal, reconociéndolos como valores máximos y mínimos de cada uno de los pasos registrados. Al mismo tiempo que se detectaban estos valores, que se corresponden con las variables primarias del estudio, el guion realizaba los cálculos indicados para así obtener los valores de las variables de análisis de nuestro estudio.

Debido a la heterogeneidad de las señales registradas, así como a la inestabilidad de los patrones de aceleración, se produjeron diversos problemas en la obtención final de determinadas variables. Por este motivo, se tuvo que descartar un elevado número de registros. Al concluir la fase del procesado de datos se obtuvo un total de 12 participantes cuyos registros habían sido satisfactorios al 100% y permitían un análisis completo de todos los parámetros. De este modo, se tuvo que decidir por eliminar del estudio el factor de la velocidad. Así, se modificó el diseño de la investigación, ya que solo existía un factor, el tipo de marcha.

Las variables analizadas han sido las siguientes:

Tabla 21. Variables analizadas en el sistema de impactos de acelerometría en tibia.

	Variable	Unidad de medida	Descripción
VARIABLES PRIMARIAS	Instante aceleración mínima (tMinT)	Segundos	Momento en el que se alcanza el valor de aceleración mínima
	Instante aceleración máxima (tMaxT)	Segundos	Momento en el que se alcanza el valor de aceleración máxima
	Aceleración mínima (MinT)	G	Valor mínimo de la aceleración
	Aceleración máxima (MaxT)	G	Valor máximo de la aceleración
VARIABLES DE ANÁLISIS	Magnitud aceleración (AT)	G	Diferencia entre el valor máximo y el valor mínimo de aceleración
	Ratio aceleración (RT)	G/segundos	Relación entre la magnitud de la aceleración y el tiempo que tarda en ejercerse dicha magnitud
VARIABLES INDEPENDIENTES	Tipo de marcha (Marcha Pre, Marcha Post, NW)		Marcha previa al período de entrenamiento, marcha posterior a dicho entrenamiento, y marcha nórdica
	Velocidad (V1, V2)	V1= 0,9 ± 0,1 m/s; V2= 1,5 ± 0,1 m/s	

Análisis estadístico:

El análisis estadístico se realizó mediante el programa IBM SPSS Statistics, versión 21.0. La prueba de normalidad (Shapiro-Wilk) mostró una distribución no normal ($p < 0,05$), empleándose para ello pruebas no paramétricas en el análisis estadístico. Un análisis no paramétrico (ANOVA de Friedman), permitió analizar las diferencias significativas ($p < 0,05$) entre los dos tipos de marcha. Posteriormente, una prueba post-hoc permitió realizar una comparación por pares mediante (test de Wilcoxon) para muestras relacionadas, aplicando al mismo tiempo la corrección por Bonferroni con un nivel de significación en $p < 0,01$.

2.4. ANÁLISIS DE LA HIDRATACIÓN Y CONFORT PERCIBIDO

2.4.1. Características del calcetín Regenactiv®

Actualmente, el empleo de nuevas fibras en materiales textiles permiten la prevención de lesiones (Basal y Ilgaz, 2009) y entre estas fibras, destaca un derivado de la quitina: el quitosano (Lim y Hudson, 2004a, 2004b), el cual es un polímero que se obtiene de la naturaleza, concretamente de la quitina presente en el esqueleto exterior (caparazón) de animales invertebrados como moluscos o crustáceos. Se ha comprobado que gracias a sus características, semejantes a la celulosa, permite elaborar fibras y con ello tejidos (Pillai, Paul, y Sharma, 2009; Ravi Kumar, 2000), sobre los que se ha demostrado su efecto antimicrobiano (Yuan Gao y Cranston, 2008b), y de ahí su utilización en materiales de ámbito clínico, como vendajes (Fouda et al., 2009; Mi et al., 2003; Ong et al., 2008).

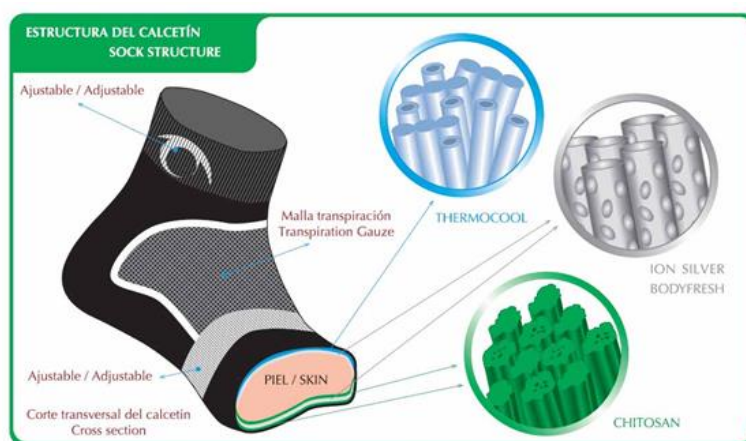


Figura 50. Diseño y estructura del calcetín Regenactiv®.

En este estudio, el tejido desarrollado ha sido un calcetín «Regenactiv®», mediante una estructura textil a base de fibras de quitina mezcladas con viscosa. La estructura textil ha sido combinada con fibras de polidamida (y partículas de plata iónica) integradas entre la quitina. De este modo, el calcetín ha quedado estructurado en dos

zonas (Figura 50), la primera constituida por una estructura a base de quitina y polidamida, y la segunda a base de un tejido termo-regulador (zona empeine).

2.4.2. Instrumental de medida

El **análisis de la hidratación** en el pie, se realizó empleando un medidor de hidratación Hydrosensor (Microcaya, S.L, Bilbao, España.) (Aparicio et al., 2012; Martínez Nova et al., 2017), de dimensiones de 18 x 12 x 3 cm, y 0,25 Kg de peso. Teniendo en cuenta la temperatura ambiente y la humedad ($20 \pm 0,5^{\circ}\text{C}$, y $70 \pm 5 \%$), los resultados se mostraron en una cadena de diodos con una valoración de 1 a 10.



Figura 51. Hydrosensor (Microcaya, S.L.) utilizado para la medición de la hidratación.

Para la **evaluación del confort** se desarrolló un cuestionario (ANEXO 3). Las preguntas formuladas fueron de escala Tipo Likert, con una escala de valoración comprendida entre 1 y 5, siendo 1 «muy adecuada» y 5 «poco adecuada». Las 5 preguntas realizadas, hicieron referencia a aspectos relacionados con el Confort, tales como: Altura, Adaptabilidad, Rozaduras, Temperatura y Comodidad. Del mismo modo, se preguntó sobre posibles molestias o dolores en el pie asociados al uso del calcetín tras las sesiones prácticas.

2.4.3. Diseño de experiencias

Para la realización del estudio se requirió que los participantes caminaran empleando los calcetines proporcionados en el estudio durante 1 sesión de Nordic walking, en superficie plana, con una duración media por sesión de 50 ± 5 minutos, y a una intensidad de marcha aeróbica ligera, libremente elegida por el participante. De forma randomizada, los participantes calzaron en una sesión un calcetín placebo (100% algodón), y otra sesión con calcetín Regenactiv®. El uso y su medición fue realizada en un período no superior a 12 días.



Figura 52. Participantes colocándose el calcetín Regenactiv®.

Las diferentes sesiones realizadas para el análisis de la hidratación, se realizaron inmediatamente tras las sesiones de marcha nórdica, en 5 zonas anatómicas (Figura 53), y tras un tiempo estándar preventivo de 10s después de retirar el calcetín del pie en cada participante (Figura 55).

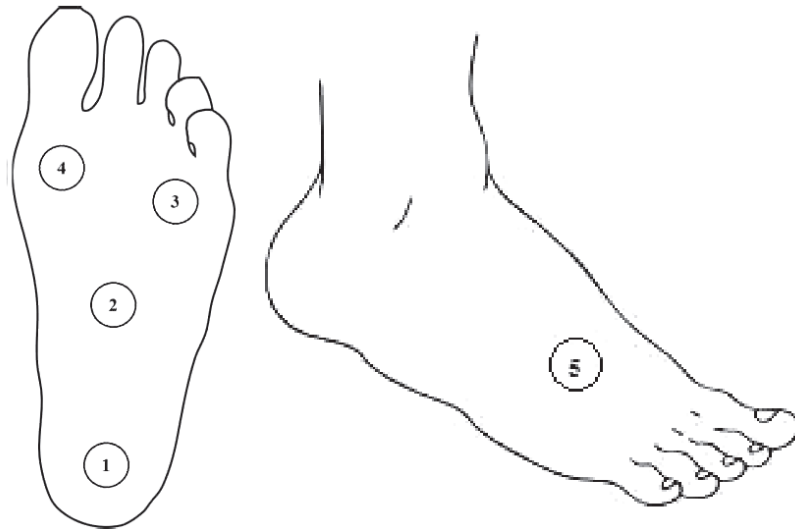


Figura 53. Zonas anatómicas de medición: 1º Talón, 2º Mediopié, 3º Cabeza del 5º metatarsiano, 4º. Cabeza del 1º metatarsiano, y 5º Zona central del empeine.



Figura 54. Participantes relleno el cuestionario de confort del calcetín.



Figura 55. Medición de la hidratación tras la retirada del calcetín tras 10 segundos de tiempo preventivo.

2.4.4. Tratamiento de datos

Se evaluaron dos variables: a) La hidratación proporcionada por el calcetín al pie, y b) El confort percibido durante la sesiones de Nordic walking. Respecto al Confort, se elaboró un cuestionario de preguntas donde se seleccionaba una única respuesta.

Análisis de datos

Mediante el paquete estadístico IBM SPSS Statistics, versión 21.0[®] se realizó un análisis estadístico de los datos, comparando ambos tipos de calcetín, de tal forma que se mostraran las diferencias en las puntuaciones obtenidas en las variables analizadas: confort e hidratación.

3. RESULTADOS



3. RESULTADOS

3.1. EFECTO DE LA POBLACIÓN

El efecto del tipo de población (diabéticos/no diabéticos) no presenta diferencias entre poblaciones ($p < 0,05$) en cualquiera de las condiciones analizadas. Por tanto, los siguientes apartados van a ser analizados independientemente del tipo de población dada su no significación estadística.

3.2. PRESIÓN PLANTAR

3.2.1. Estadísticos en las variables analizadas respecto al tipo de marcha y efecto del entrenamiento

3.2.1.1. Tiempo de apoyo

Como se observa en la Tabla 22 y Tabla 23, el tiempo de apoyo se incrementa mayoritariamente por el efecto del entrenamiento en la misma marcha (Mpre vs Mpost), así como también entre la marcha (Pre/Post) vs NW, especialmente en las zonas DD, MC, ML, AL, TM ($p < 0,01$).

En todas las zonas se presenta un mayor tiempo de apoyo con la v1 respecto a la v2 ($p < 0,01$).

Tabla 22. Tiempo de apoyo a V1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

Regiones	Mpre		Mpost		NW		p valor
	Media	SEM	Media	SEM	Media	SEM	
Pr D	0,99	0,02	1,11	0,02	1,14	0,02	p<0,001a p<0,001b
DD	0,99	0,02	1,13	0,02	1,20	0,02	p<0,001a p<0,001b p=0,002c
MM	0,99	0,02	1,11	0,02	1,14	0,02	p<0,001a p<0,001b
MC	0,99	0,02	1,13	0,02	1,20	0,02	p<0,001a p<0,001b p=0,002c
ML	0,99	0,02	1,13	0,02	1,20	0,02	p<0,001a p<0,001b p=0,002c
AM	0,99	0,02	1,11	0,02	1,14	0,02	p<0,001a p<0,001b
AL	0,99	0,02	1,13	0,02	1,20	0,02	p<0,001a p<0,001b p=0,002c
TM	0,99	0,02	1,13	0,02	1,20	0,02	p<0,001a p<0,001b p=0,002c
TL	0,99	0,02	1,11	0,02	1,14	0,02	p<0,001a p<0,001b

SEM: error típico de la media; N.S.: no significativo

a Diferencias Mpre vs Mpost; b Diferencias Mpre vs NW; c Diferencias Mpost vs NW

Tabla 23. Tiempo de apoyo a V2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

Regiones	Mpre		Mpost		NW		p valor
	Media	SEM	Media	SEM	Media	SEM	
Pr D	0,99	0,02	0,89	0,01	0,90	0,02	p<0,001a p<0,001b
DD	0,79	0,02	0,89	0,01	0,93	0,01	p<0,001a p<0,001b p=0,001c
MM	0,79	0,02	0,99	0,01	0,91	0,02	p<0,001a p<0,001b
MC	0,79	0,02	0,89	0,01	0,94	0,01	p<0,001a p<0,001b p=0,002c
ML	0,79	0,02	0,89	0,01	0,94	0,01	p<0,001a p<0,001b p=0,001c
AM	0,79	0,02	0,89	0,01	0,90	0,01	p<0,001a p<0,001b
AL	0,79	0,02	0,89	0,01	0,94	0,01	p<0,001a p<0,001b p=0,001c
TM	0,79	0,02	0,89	0,01	0,94	0,01	p<0,001a p<0,001b p=0,002c
TL	0,79	0,02	0,89	0,01	0,90	0,01	p<0,001a p<0,001b

SEM: error típico de la media; N.S.: no significativo

a Diferencias Mpre vs Mpost; b Diferencias Mpre vs NW; c Diferencias Mpost vs NW

3.2.1.2. Máximo de la presión media

Como se observa en la Figura 56 y Figura 57 el máximo de la presión media desciende con el entrenamiento en los dos tipos de marcha (Mpost/NW) en las zonas PrD, MM, MC, TM y se produce un incremento tras el entrenamiento en las zonas DD, AL, ML, AM. ($p < 0,01$). Asimismo, la zona TL, TM, AM ($p < 0,01$), presentan un incremento del máximo de la presión media en NW respecto a Mpost.

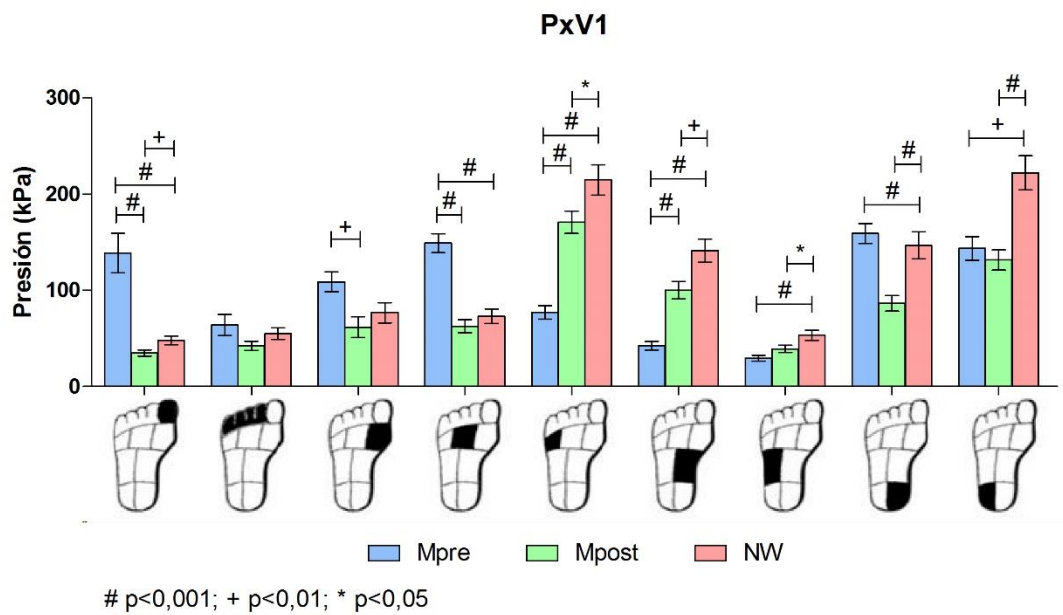


Figura 56. Gráfica máximo de la presión media v1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

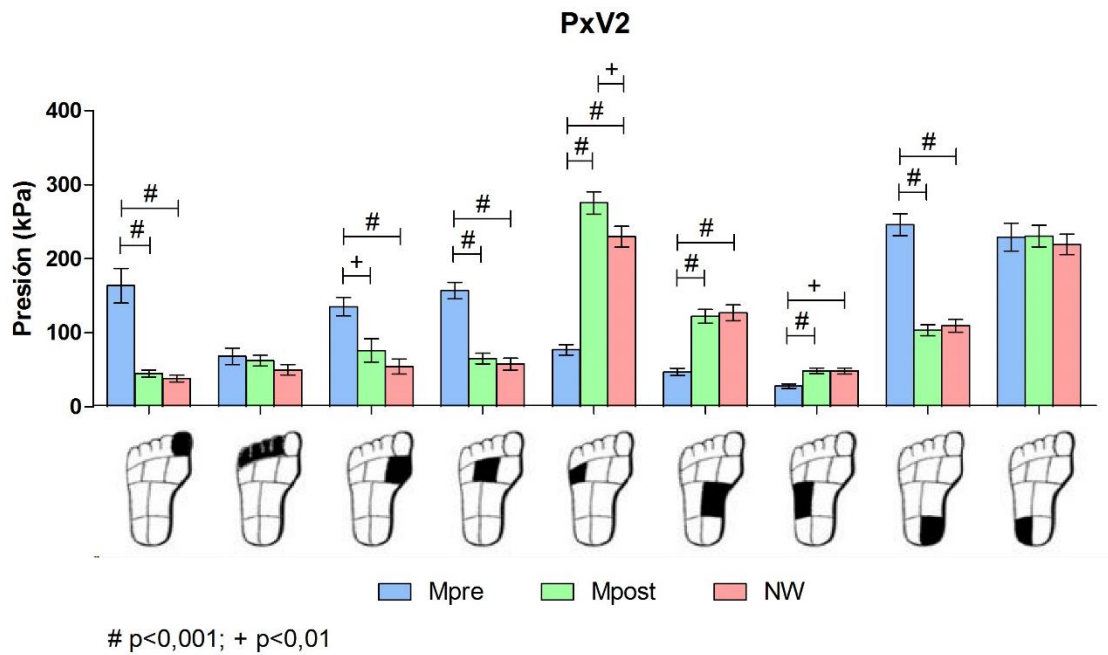


Figura 57. Gráfica máximo de la presión media v2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

En la zona DD no existen diferencias significativas entre las diferentes condiciones de marcha. Respecto a la velocidad, existe significación en las zonas TL, TM, AM, MM y DD dónde v2 es mayor a v1 en cuento al máximo de la presión media (p<0,01).

3.2.1.3 Tiempo del Máximo de la presión media

En la Tabla 24 y 25 se muestra el Tpx, instante de la fase de apoyo en que se produce el máximo de la presión media expresado en %, existen diferencias significativas ($p < 0,01$) en las zonas 1erD, MM, MC y ML, aportando el entrenamiento una disminución en ambas condiciones Mpost/NW respecto a Mpre. Sin embargo en las zonas AM y TM sucede lo contrario siendo la marcha post y la NW mayor a la marcha pre. ($p < 0,01$)

Tabla 24. Instante de la fase de apoyo en que se produce el máximo de la presión media (%) a V1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

Regiones	Mpre		Mpost		NW		p valor
	Media	SEM	Media	SEM	Media	SEM	
Pr D	72,07	2,14	49,92	2,92	52,08	2,87	p<0,001a p<0,001b
DD	65,37	2,53	65,55	2,50	66,51	1,75	N.S.
MM	64,64	1,39	65,12	2,64	63,56	2,53	N.S.
MC	64,84	1,40	56,96	1,56	55,05	1,54	p=0,001a p<0,001b
ML	57,06	1,52	21,00	0,70	20,92	1,05	p=0,001a p<0,001b
AM	53,18	3,11	62,33	1,87	60,09	2,00	N.S.
AL	46,08	2,71	51,75	2,86	52,25	2,76	N.S.
TM	21,15	1,46	61,62	1,02	60,92	1,20	p<0,001a p<0,001b
TL	22,13	1,89	20,75	1,47	21,97	1,78	N.S.

SEM: error típico de la media; N.S.: no significativo

a Diferencias Mpre vs Mpost; b Diferencias Mpre vs NW; c Diferencias Mpost vs NW

Tabla 25. Instante de la fase de apoyo en que se produce el máximo de la presión media (%) a V2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

Regiones	Mpre		Mpost		NW		p valor
	Media	SEM	Media	SEM	Media	SEM	
Pr D	69,00	1,58	44,59	2,75	46,82	2,93	p<0,001a p<0,001b
DD	64,43	1,72	57,31	2,29	59,71	2,37	N.S.
MM	64,63	1,39	65,12	2,64	63,56	2,53	N.S.
MC	62,18	1,22	52,20	1,68	51,41	1,74	p<0,001a p<0,001b
ML	54,20	1,67	19,01	1,53	19,64	1,66	p<0,001a p<0,001b
AM	46,66	3,08	62,43	1,48	61,27	1,82	p<0,001a p=0,001b
AL	39,69	2,96	44,58	2,87	42,87	2,46	N.S.
TM	16,17	0,71	61,71	1,40	58,79	1,70	p<0,001a p<0,001b
TL	16,18	0,68	17,97	1,24	17,89	1,46	N.S.

SEM: error típico de la media; N.S.: no significativo

a Diferencias Mpre vs Mpost; b Diferencias Mpre vs NW; c Diferencias Mpost vs NW

Respecto a las velocidades se muestran diferencias significativas ($p<0,01$) en T, DD MM, MC, AL, TM y TL produciéndose una disminución al aumentar la velocidad ($v_1>v_2$).

3.2.1.4. Integral

Como se observa en la Figura 58 y Figura 59 la integral disminuye con el efecto del entrenamiento ($p < 0,01$) (Mpost/NW) en la zona MC, MM y de forma contraria, aumenta tras el entrenamiento en ambas marchas (Mpost/NW) en PrD, AL, ML, AM. En la zona DD, existe una disminución significativa Mpre respecto a NW ($p < 0,05$), no existiendo diferencias en el resto de condiciones de marcha. No existe significación respecto a la marcha en TL y TM.

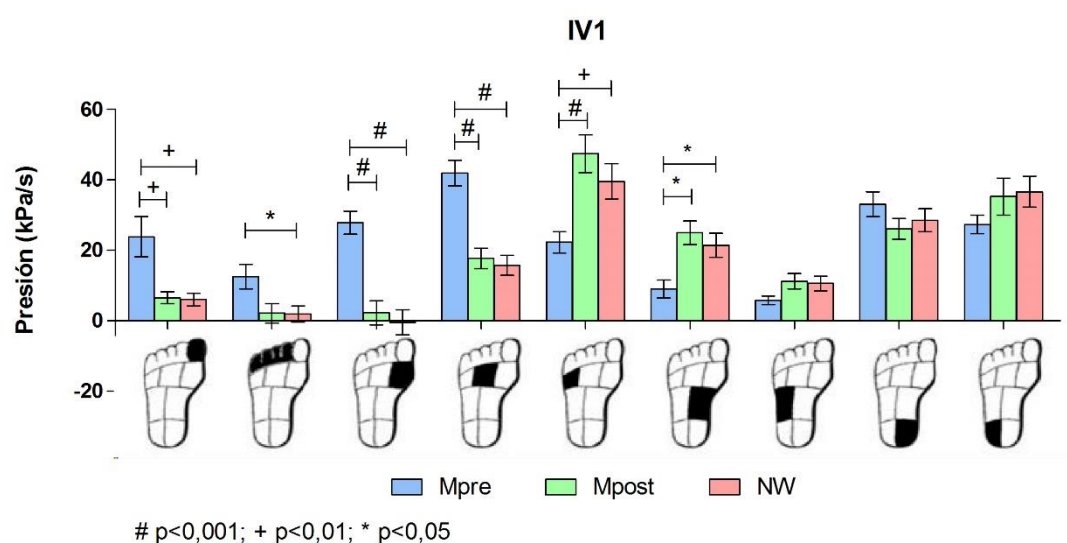


Figura 58. Integral presión-tiempo a V1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

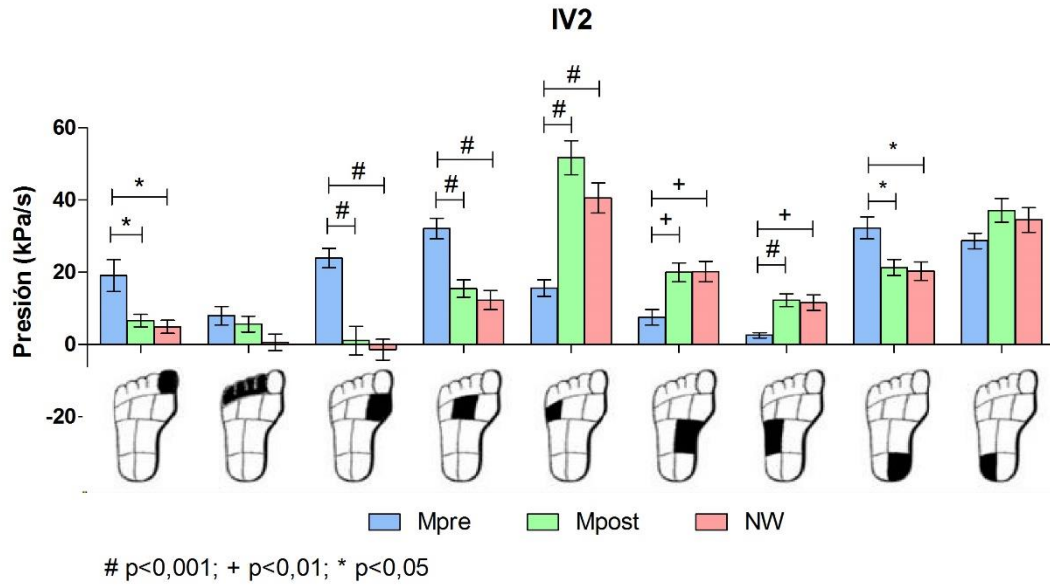


Figura 59. Integral presión-tiempo a V2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

Respecto al efecto de la velocidad generalmente la integral es mayor en v1 respecto a v2 ($p < 0,01$) MC, TM, no existiendo significación con la velocidad en las zonas PrD, AL, TL, ML, AM, MM, DD.

3.2.1.5. Presión relativa

En la tabla 26 y 27 se muestran diferencias significativas ($p < 0,01$) en las zonas PrD, MM, MC y TM siendo el porcentaje que supone la presión máxima en cada zona del pie con respecto a la presión máxima del todo el pie mayor antes del entrenamiento (Mpre respecto a Mpost y NW). De forma contraria en las zonas ML, AM y AL se produce una disminución significativa ($p < 0,01$), tras el entrenamiento.

Tabla 26. Presión relativa (%) a V1 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

Regiones	Mpre		Mpost		NW		p valor
	Media(%)	SEM	Media(%)	SEM	Media(%)	SEM	
Pr D	13,84	1,41	4,90	0,44	4,62	0,41	p<0,001a p<0,001b
DD	6,77	0,98	5,48	0,52	5,07	0,48	N.S.
MM	12,07	1,01	8,49	1,44	7,07	0,90	p=0,001b
MC	17,04	1,14	8,61	0,82	6,83	0,63	p<0,001a p<0,001b
ML	8,57	0,67	23,10	1,19	20,06	1,28	p<0,001a p<0,001b
AM	4,94	0,50	13,77	1,12	13,51	1,10	p<0,001a p<0,001b
AL	3,35	0,39	5,59	0,54	5,00	0,47	p<0,001a p=0,006b
TM	18,03	1,24	11,81	1,05	13,45	1,18	p=0,002a p=0,031b
TL	15,40	0,91	18,25	1,34	21,21	1,61	p=0,007b

SEM: error típico de la media; N.S.: no significativo

a Diferencias Mpre vs Mpost; b Diferencias Mpre vs NW; c Diferencias Mpost vs NW

Tabla 27. Presión relativa (%) a V2 por zona, momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW).

Regiones	Mpre		Mpost		NW		p valor
	Media	SEM	Media	SEM	Media	SEM	
Pr D	13,59	1,37	4,60	0,44	4,00	0,41	p<0,001a p<0,001b
DD	5,53	0,62	5,79	0,60	5,06	0,60	N.S.
MM	11,96	0,89	6,68	1,20	5,64	1,00	p=0,003a p<0,001b
MC	14,13	1,07	6,29	0,61	5,89	0,68	p<0,001a p<0,001b
ML	6,53	0,54	26,74	1,07	24,71	1,14	p<0,001a p<0,001b
AM	4,49	0,46	11,78	0,69	13,80	1,16	p<0,001a p<0,001b
AL	2,39	0,25	5,03	0,45	5,39	0,51	p<0,001a p<0,001b
TM	22,10	1,21	10,18	0,70	12,03	0,90	p<0,001a p<0,001b
TL	19,28	0,96	22,92	1,25	23,48	1,29	p=0,029b

SEM: error típico de la media; N.S.: no significativo

a Diferencias Mpre vs Mpost; b Diferencias Mpre vs NW; c Diferencias Mpost vs NW

Respecto a la velocidad, se muestra un incremento significativo ($p<0,01$) en v_1 respecto a v_2 en la presión relativa en las zonas MM y MC. Sucede lo contrario en las zonas ML y TL, una menor ($p<0,01$) presión relativa en v_1 respecto a v_2 .

3.2.2. Estadísticos en las variables analizadas respecto a la velocidad en cada tipo de marcha

3.2.2.1. Tiempo de apoyo

Según el tipo de velocidad, el tiempo de apoyo (Tabla 28) presenta diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,001$) en todas las áreas del pie analizadas (PrD, DD, MM, MC, ML, AM, AL, TM, TL), así como en el tipo de marcha (Mpre, Mpost, NW).

Tabla 28. Tiempo de apoyo por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW) y según velocidad.

Regiones	Mpre			Mpost			NW		
	Media (SEM)			Media (SEM)			Media (SEM)		
	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor
Pr D	0,99 (0,02)	0,78 (0,02)	$p < 0,001$	1,11 (0,02)	0,89 (0,01)	$p < 0,001$	1,14 (0,02)	0,90 (0,02)	$p < 0,001$
DD	0,99 (0,02)	0,79 (0,02)	$p < 0,001$	1,13 (0,02)	0,89 (0,01)	$p < 0,001$	1,20 (0,02)	0,94 (0,01)	$p < 0,001$
MM	0,99 (0,02)	0,79 (0,02)	$p < 0,001$	1,11 (0,02)	0,89 (0,01)	$p < 0,001$	1,14 (0,02)	0,90 (0,02)	$p < 0,001$
MC	0,99 (0,02)	0,79 (0,02)	$p < 0,001$	1,13 (0,02)	0,89 (0,01)	$p < 0,001$	1,20 (0,02)	0,94 (0,01)	$p < 0,001$
ML	0,99 (0,02)	0,79 (0,02)	$p < 0,001$	1,13 (0,02)	0,89 (0,01)	$p < 0,001$	1,20 (0,02)	0,94 (0,01)	$p < 0,001$
AM	0,99 (0,02)	0,79 (0,02)	$p < 0,001$	1,11 (0,02)	0,89 (0,01)	$p < 0,001$	1,14 (0,02)	0,90 (0,01)	$p < 0,001$
AL	0,99 (0,02)	0,79 (0,02)	$p < 0,001$	1,13 (0,02)	0,89 (0,01)	$p < 0,001$	1,20 (0,02)	0,94 (0,01)	$p < 0,001$
TM	0,99 (0,02)	0,79 (0,02)	$p < 0,001$	1,13 (0,02)	0,89 (0,01)	$p < 0,001$	1,20 (0,02)	0,94 (0,01)	$p < 0,001$
TL	0,99 (0,02)	0,79 (0,02)	$p < 0,001$	1,11 (0,02)	0,89 (0,01)	$p < 0,001$	1,14 (0,02)	0,90 (0,01)	$p < 0,001$

SEM: error típico de la media;

N.S.: no significativo

3.2.2.2. Máximo de la presión media

En la Tabla 29 se observa la Px en las diferentes condiciones de marcha, antes y después del entrenamiento (Mre, Mpost y NW) el efecto de la velocidad. De forma mayoritaria en la Marcha Normal (Mpre y Mpost) el aumento de la velocidad genera un aumento en la Px de forma significativa (PrD, AM, TM, TL) ($p < 0,01$). Produciéndose este incremento únicamente en Mpost en las zonas DD, ML, AL y en Mpre en la zona MM ($p < 0,01$). No se produce significación en ninguna de las condiciones en MC, pese a que en Mpre y Mpost se observa una tendencia al incremento de la Px con el aumento de la velocidad, y en NW se produce lo contrario, una tendencia a la disminución con el aumento de la velocidad.

De forma contraria en el NW la V2 genera una disminución de la Px mayoritariamente en todas las zonas (PrD, DD, MM, MC, ML, AM, AL, TM, TL) siendo significativa en PrD, MM, TM ($p < 0,01$).

Tabla 29. Máximo de la presión media (KPa) por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW), según velocidad.

Regiones	Mpre Media (SEM)			Mpost Media (SEM)			NW Media (SEM)		
	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor
Pr D	138,76 (20,70)	163,95 (23,29)	p=0,032	34,83 (3,25)	45,12 (4,61)	p=0,005	48,09 (4,33)	38,34 (4,48)	p=0,045
DD	63,97 (10,83)	68,56 (10,98)	N.S.	42,37 (4,80)	62,54 (7,39)	p<0,001	55,00 (5,80)	50,33 (7,10)	N.S.
MM	108,95 (10,28)	135,64 (12,67)	p<0,001	61,68 (10,75)	76,19 (15,84)	N.S.	76,77 (10,56)	54,50 (10,39)	p=0,018
MC	149,07 (9,88)	157,15 (11,44)	N.S.	62,74 (6,57)	65,40 (7,26)	N.S.	73,09 (7,54)	57,82 (7,94)	N.S.
ML	77,07 (7,04)	77,06 (7,13)	N.S.	170,75 (11,61)	275,45 (13,97)	p<0,001	214,83 (15,70)	229,82 (13,97)	N.S.
AM	42,40 (4,62)	47,19 (4,82)	p=0,007	100,17 (8,83)	122,48 (9,21)	p=0,020	141,29 (12,11)	127,14 (10,61)	N.S.
AL	29,49 (3,23)	28,09 (3,08)	N.S.	39,13 (3,78)	48,70 (4,03)	p=0,003	53,33 (5,37)	48,57 (4,21)	N.S.
TM	159,12 (10,54)	246,12 (14,59)	p<0,001	86,53 (8,21)	103,58 (7,23)	p=0,008	146,66 (14,10)	109,76 (8,53)	p=0,006
TL	143,59 (12,25)	229,49 (18,95)	p<0,001	131,70 (10,51)	230,61 (14,47)	p<0,001	222,10 (17,69)	219,32 (13,96)	N.S.

SEM: error típico de la media;

N.S.: no significativo

3.2.2.3 Tiempo del Máximo de la presión media

En la tabla 30 se observa el instante de la fase de apoyo en el que se produce el máximo de la presión media (expresado en % de tiempo en relación a la duración total de la pisada). Se evidencian mayoritariamente diferencias significativas siendo la velocidad lenta la que presenta mayores TPx.

En la condición que se encuentran más diferencias significativas entre velocidades es en la Mpre. En las zonas MC, AM, AL, TM y TL se observan mayores valores de TPx en V1 que en V2 ($p < 0,01$). Mientras que en la Mpost pese a que la tendencia de todas las zonas es a disminuir con el aumento de la velocidad existen diferencias significativas ($p < 0,01$) en las zonas DD, MC y AL.

En este sentido en el NW, mayoritariamente no se encuentran diferencias exceptuando la zona DD Y AL ($p < 0,01$). La tendencia es a la disminución del % TPx con la velocidad.

Tabla 30. TPx (%) por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW) y según velocidad.

Regiones	Mpre Media (SEM)			Mpost Media (SEM)			NW Media (SEM)		
	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor
Pr D	72,07 (2,14)	69,00 (1,58)	N.S.	49,92 (2,82)	44,59 (2,75)	N.S.	52,08 (2,87)	46,82 (2,93)	N.S.
DD	65,37 (2,53)	57,31 (2,29)	N.S.	65,55 (2,49)	57,31 (2,29)	p=0,009	66,51 (1,75)	59,71 (2,37)	p=0,003
MM	64,64 (1,39)	64,24 (1,35)	N.S.	65,12 (2,64)	61,08 (2,39)	N.S.	63,56 (2,53)	60,43 (2,30)	N.S.
MC	64,84 (1,40)	62,18 (1,22)	p=0,042	56,96 (1,56)	52,20 (1,68)	p=0,009	55,05 (1,54)	51,41 (1,74)	N.S.
ML	57,06 (1,52)	54,20 (1,67)	N.S.	21,00 (0,70)	19,001 (1,53)	N.S.	20,92 (1,05)	19,64 (1,66)	N.S.
AM	53,18 (3,11)	46,66 (3,08)	p=0,015	62,33 (1,87)	62,43 (1,48)	N.S.	60,09 (2,00)	61,27 (1,82)	N.S.
AL	46,09 (2,71)	39,69 (2,96)	p=0,019	51,75 (2,86)	44,58 (2,87)	p=0,024	52,25 (2,76)	42,87 (2,46)	p<0,001
TM	21,15 (1,46)	16,17 (0,71)	p=0,002	61,62 (1,02)	61,71 (1,40)	N.S.	60,92 (1,20)	58,79 (1,70)	N.S.
TL	22,13 (1,89)	16,18 (0,67)	p=0,002	20,75 (1,47)	17,97 (1,24)	N.S.	21,97 (1,78)	17,89 (1,46)	N.S.

SEM: error típico de la media;

N.S.: no significativo

3.2.2.4. Integral presión-tiempo

En la Tabla 31 se observa la integral presión-tiempo (KPa/s). Se muestran que la condición que presenta diferencias significativas ($p < 0,01$) de forma mayoritaria es la Mpre (antes del entrenamiento) donde las zonas DD, MM, MC, ML Y AL, muestran mayores valores en la integral a velocidad lenta.

Tabla 31. Integral (KPa/s) por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW) y según velocidad.

Regiones	Mpre			Mpost			NW		
	Media (SEM)			Media (SEM)			Media (SEM)		
	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor
Pr D	23,84 (5,71)	19,05 (4,44)	N.S.	6,53 (1,68)	6,59 (1,73)	N.S.	6,02 (1,80)	4,90 (1,81)	N.S.
DD	12,57 (3,49)	7,98 (2,58)	$p=0,017$	2,14 (2,78)	5,64 (2,21)	N.S.	1,96 (2,24)	0,57 (2,25)	N.S.
MM	27,86 (3,27)	23,93 (2,72)	$p=0,032$	2,27 (3,35)	1,08 (3,98)	N.S.	-0,44 (3,51)	-1,43 (2,93)	N.S.
MC	41,93 (32,11)	32,11 (2,89)	$p < 0,001$	17,74 (2,91)	15,51 (2,41)	N.S.	15,73 (2,82)	12,32 (2,67)	N.S.
ML	22,30 (3,01)	15,61 (2,26)	$p < 0,001$	47,43 (5,33)	51,75 (4,71)	N.S.	39,57 (5,00)	40,59 (4,18)	N.S.
AM	9,05 (2,53)	7,53 (2,14)	N.S.	25,00 (3,36)	19,98 (2,64)	$p=0,050$	21,47 (3,38)	20,21 (2,84)	N.S.
AL	5,81 (1,20)	2,57 (0,75)	$p=0,006$	11,26 (2,14)	12,28 (1,79)	N.S.	10,60 (2,11)	11,57 (2,22)	N.S.
TM	33,11 (3,53)	32,26 (3,07)	N.S.	26,12 (2,99)	21,33 (2,24)	$p=0,020$	28,57 (3,25)	20,31 (2,53)	$p=0,026$
TL	27,36 (2,60)	28,68 (2,17)	N.S.	35,29 (5,24)	37,11 (3,30)	N.S.	36,66 (4,41)	34,48 (3,37)	N.S.

SEM: error típico de la media;

N.S.: no significativo

Las condiciones de M tras el entrenamiento Mpost y NW, de forma general no presentan diferencias significativas ($p < 0,01$), excepto La Mpost en AM Y TM y el NW en TM, dónde al igual que la Mpre la integral presenta valores superiores a marcha más lenta.

3.2.2.5. Distribución presión media máxima por zonas

La Tabla 32 presenta los resultados de la presión relativa por zonas según la condición de marcha y las velocidades v1 y v2 en cada una de las marchas. Se observa que las zonas PrD y MM no muestran ninguna diferencia significativa entre las velocidades de las diferentes condiciones de marcha.

Tabla 32. Presión relativa (%) por zona en los distintos momento (Pre/post) y tipo de marcha (M/NW) y según velocidad.

Regiones	Mpre			Mpost			NW		
	Media (SEM)			Media (SEM)			Media (SEM)		
	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor	V1	V2	p valor
Pr D	13,84 (1,41)	13,59 (1,37)	N.S.	4,90 (0,44)	4,60 (0,44)	N.S.	4,62 (0,41)	4,00 (0,41)	N.S.
DD	6,77 (0,98)	5,53 (0,62)	p=0,024	5,48 (0,52)	5,79 (0,60)	N.S.	5,07 (0,48)	5,06 (0,60)	N.S.
MM	12,07 (1,01)	11,96 (0,89)	N.S.	8,49 (1,44)	6,69 (1,20)	N.S.	7,07 (0,90)	5,64 (0,99)	N.S.
MC	17,04 (1,14)	14,13 (1,07)	p<0,001	8,61 (0,82)	6,29 (0,61)	p<0,001	6,83 (0,63)	5,89 (0,68)	N.S.
ML	8,57 (0,67)	6,53 (0,55)	p<0,001	23,10 (1,19)	26,74 (1,07)	p=0,001	20,06 (1,28)	24,71 (1,14)	p=0,003
AM	4,94 (0,50)	4,49 (0,46)	p=0,031	13,77 (1,12)	11,78 (0,69)	p=0,039	13,51 (1,10)	13,80 (1,16)	N.S.
AL	3,35 (0,39)	2,39 (0,25)	p<0,001	5,59 (0,54)	5,03 (0,45)	N.S.	5,00 (0,47)	5,39 (0,51)	N.S.
TM	18,03 (1,24)	22,10 (1,21)	p<0,001	11,81 (1,05)	10,18 (0,70)	p=0,037	13,45 (1,18)	12,03 (0,90)	N.S.
TL	15,10 (0,91)	19,28 (0,96)	p<0,001	18,25 (1,34)	22,92 (1,25)	p<0,001	21,21 (1,61)	23,48 (1,29)	N.S.

SEM: error típico de la media;

N.S.: no significativo

Respecto a las dos velocidades en las diferentes marchas y condición pre-post, se observa que la Mpre, presenta significación en la mayoría de sus zonas (p<0,05) DD, MC, ML, AM, AL, TM, TL, siendo mayores los valores de v1 en las zonas DD, MC, ML, AM, AL, y sucediendo lo contrario en las zonas TM y TL donde el incremento de la velocidad provoca un aumento en los valores de la integral.

Tras el entrenamiento en la Mpost, se muestran diferencias significativas en la zonas MC, ML, AM, TM y TL, ($p < 0,05$) siendo mayores los valores de v1 en las zonas MC, ML, AM, y sucediendo lo contrario de la misma forma que en Mpre en las zonas TM y TL donde el incremento de la velocidad provoca un aumento en los valores de la integral. En el NW, no se producen significaciones en la presión relativa respecto a la velocidad de forma mayoritaria.

Seguidamente se muestra una tabla resumen de todas las condiciones de marcha y velocidades. Se observa de forma general un aumento de los porcentajes de presión relativa tras las 12 sesiones de NW (Tabla 33)

Tabla 33. Distribución de la presión de cada zona respecto a la pisada total, según velocidades y condiciones de marcha sin error ni DE.

Zona	V1-Mpre (%)	V2-Mpre(%)	V1-Mpost(%)	V2 Mpost(%)	Nw v1(%)	NW v2 (%)
PrD	13,84	13,59	4,90	4,60	4,62	4,00
DD	6,78	5,53	5,48	5,79	5,07	5,06
MM	12,07	11,96	8,49	6,68	7,07	5,64
MC	17,04	14,13	8,60	6,29	6,83	5,89
ML	8,57	6,53	23,10	26,74	20,06	24,71
AM	4,94	4,49	13,76	11,78	13,51	13,80
AL	3,35	2,39	5,59	5,03	5,00	5,39
TM	18,04	22,10	11,81	10,17	13,45	12,03
TL	15,40	19,28	18,25	22,91	21,21	23,48
Total	100%	100%	100%	100%	100%	100%

**en negrita los % de presión máxima más altos de las diferentes condiciones*

3.2.3. Estadísticos en la interacción marcha * velocidad en las variables analizadas

Se presentan los resultados de la interacción marcha (Mpre, Mpost, NW) y velocidad (v1/v2). Las variables tiempo de apoyo y TPx no mostraron diferencias significativas ($p < 0,05$), por tanto, se muestran las variables máximo de la presión media, integral y presión relativa con sus interacciones.

3.2.3.1. Máximo de la presión media

En la Tabla 34 se puede observar la interacción marcha*velocidad en el máximo de la presión media. En la condición de marcha (Mpre y Mpost) se observa un aumento de la presión media con el incremento de la velocidad. Coincidiendo ambas condiciones en las zonas PrD, TM y TL ($p < 0,01$). De la misma forma se muestra la Mpre en DD y MM, y la Mpost en ML y AL. De forma contraria sucede en el NW, tras el período de entrenamiento, en el que las interacciones mostradas en PrD, MM y TM muestran que la V1 presenta mayores valores de presión media máxima que la V2 ($p < 0,01$), produciéndose una disminución de Px con el incremento de la velocidad.

Tabla 34. Resultados interacción marcha*velocidad de la presión media.

ZONAS PIE	M pvalor	Marcha*velocidad	V pvalor	Velocidad* Marcha
	p<0,01	Mpre y Mpost: V2>V1; NW: V1>V2	P<0,01	V1: Mpre>Mpost, Mpre>NW, NW>Mpost; V2: Mpre>Mpost, Mpre>NW
	p<0,01	Mpre: V2>V1	N.S	
	p<0,01	Mpre: V2>V1 NW: V1>V2	P<0,01	V1: Mpre>Mpost V2: Mpre>Mpost, Mpre>NW
	N.S		N.S	
	p<0,01	Mpost: V2>V1;	P<0,01	V1: NW>Mpost V2: NW<Mpost
	N.S		N.S	
	p<0,01	Mpost: V2>V1;	P<0,01	V1: NW>Mpre, NW>Mpost
	p<0,01	Mpre y Mpost: V2>V1 NW: V1>V2	p<0,01	V1: Mpre>Mpost, NW>Mpost; V2: Mpre>NW, Mpre>Mpost, NW>Mpost
	p<0,01	Mpre y Mpost: V2>V1	p<0,01	V1: NW>Mpost, NW>Mpre

Por otra parte, observando la interacción de la velocidad con respecto a las diferentes condiciones de marcha (Mpre, Mpost y NW), en **v1** se observa que Mpre presenta valores de Px significativamente más elevados que Mpost en las zonas, PrD, MM, TM (p<0,01). De la misma forma, Mpre presenta valores significativamente más altos que NW en el PrD (p<0,01). Siguiendo con las interacciones que se producen en **v1** se observa que existe un aumento significativo (p<0,01) de la NW respecto a Mpre y

Mpost en las zonas TL y AL. Así mismo el aumento significativo ($p < 0,01$) de la NW respecto a Mpost, se constata también en las zonas PrD, TM, ML.

Con el incremento de la velocidad **V2** se producen menor número de interacciones, comportándose de la misma forma PrD, MM y TL, mostrando una disminución significativa ($p < 0,01$) tras el entrenamiento en ambas condiciones de marcha (Mpost/NW) respecto a la Mpre. El TM, exhibe un incremento de Px en NW respecto a Mpost ($p < 0,01$), mientras que ML muestra de forma contraria un incremento de Px de Mpost respecto a NW ($p < 0,01$)










Las zonas MC y AM, no presentan significación en ninguna de las interacciones. ($p > 0,05$)

3.2.3.2. Integral presión-tiempo

En la Tabla 35 se muestra la integral presión-tiempo (área bajo la curva descrita por la presión media en función del tiempo) de la interacción marcha*velocidad. En la interacción de la marcha, la única interacción evidenciada es en la marcha antes el entrenamiento (Mpre), donde V1 resulta más elevada que v2 de forma significativa en las zonas DD, AL ($p<0,05$), MM y ML ($p<0,01$).

Por otra parte, respecto a la velocidad, existen escasas interacciones. En **V1**, la Mpre es mayor que el NW en DD ($p<0,05$). Mientras que en AL, V2 muestra un aumento significativo ($p<0,05$) de la integral en NW y Mpost respecto a Mpre.

Tabla 35. Resultados interacción marcha*velocidad de la integral presión-tiempo










ZONAS PIE	M pvalor	Marcha*velocidad	V pvalor	Velocidad* Marcha
	N.S		N.S	
	p<0,05	Mpre: V1>V2	p<0,05	V1: Mpre> NW
	N.S		N.S	
	p<0,01	Mpre: V1>V2	N.S	
	p<0,01	Mpre: V1>V2		
	N.S		N.S	
	p<0,05	Mpre: V1>V2	p<0,05	V2: NW>Mpre, Mpost>Mpre
	N.S		N.S	
	N.S		N.S	

3.2.3.3. Presión relativa

Los resultados en la interacción marcha*velocidad de la presión relativa (Tabla 36) muestran una disminución significativa de la v2 respecto a la v1 en DD, ML ($p<0,01$) y AL ($p<0,05$). De forma contraria, se produce un aumento significativo ($p<0,01$) de V2 respecto a V1 en la zona TM.

Tras el entrenamiento se encuentran escasas interacciones. En TM, se observa que V1 es mayor a V2 en la Mpost ($p<0,01$). Y en ML ambas condiciones tras el entrenamiento (Mpost y NW) evidencian mayor % de presión relativa en V2 ($p<0,01$).

Tabla 36 Resultados interacción marcha*velocidad de la presión relativa (%)

ZONAS PIE	M pvalor	Marcha*velocidad	V pvalor	Velocidad* Marcha
	N.S		N.S	
	p<0,05	Mpre: V1>V2	N.S	
	N.S		N.S	
	N.S		N.S	
	p<0,01	Mpre: V1>V2 Mpost y NW: V2>V1	N.S	
	N.S		N.S	
	p<0,05	Mpre: V1>V2	N.S	
	N.S	Mpre: V1>V2 Mpost: V1>V2	N.S	
	N.S		N.S	

3.3. ACELEROMETRÍA

En la Tabla 37 se resumen aquellas comparaciones dos a dos (MPre/Mpost/NW) entre las cuales se han observado diferencias significativas:

Tabla 37. Resultados de las comparaciones en las cuales existieron diferencias significativas.

IMPACTOS DE ACELERACIÓN			
	Marcha Pre vs. Marcha Post	Marcha Pre vs. NW	Marcha Post vs. NW
tMinT	-	-	NW>Marcha Post
tMaxT	-	NW>Marcha Pre	NW>Marcha Post
MinT	Marcha Pre>Marcha Post	Marcha Pre>NW	-
MaxT	Marcha Pre>Marcha Post	Marcha Pre>NW	-
AT	-	-	-
RT	Marcha Pre>Marcha Post	Marcha Pre>NW	-

Los resultados muestran diferencias significativas en todas las variables analizadas excepto en la AT ($p>0,05$). En primer lugar, se observan diferencias significativas en las dos variables que hacen referencia al tiempo en el que se alcanza los valores mínimos y máximos de aceleración, respectivamente (tMinT y tMaxT).

Por otro lado, en el caso de la variable MaxT (valor máximo de aceleración) se han obtenido diferencias significativas ($p<0,05$) entre los tres tipos de marcha. Mediante la comparación por pares, se obtuvieron diferencias significativas en MaxT entre Mpre y Mpost, $p=0,002$ (Mpre: $3,02\pm 0,65$ G; Mpost: $1,88\pm 0,33$ G) y también Mpre y NW, $p=0,002$ (Mpre: $3,02\pm 0,65$ G; NW: $1,83\pm 0,38$ G) siendo mayor el pico de aceleración máxima durante la Mpre en ambos casos. Al mismo tiempo no se muestran diferencias significativas entre la Mpost y NW $p=0,594$ (Mpost: $1,88\pm 0,33$ G; NW: $1,83\pm 0,38$ G).

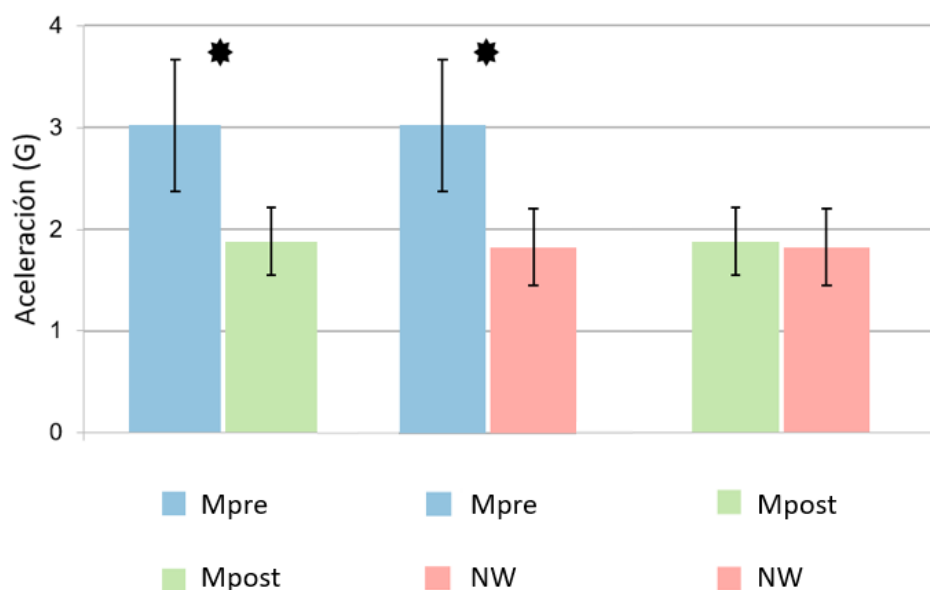


Figura 60. Efecto del tipo de marcha sobre el pico máximo de aceleración (MaxT) (media y DE).

Por último, los resultados obtenidos en el análisis de la variable RT mostraron diferencias significativas ($p < 0,05$) según el tipo de marcha (Figura 61). Así pues, tras la comparación por pares los resultados revelaron valores inferiores en el ratio de aceleración en la tibia por la Mpost respecto a la Mpre $p = 0,002$ (Mpre: $0,084 \pm 0,004$ G/s; Mpost: $0,037 \pm 0,007$ G/s). Al mismo tiempo se obtuvieron valores significativamente menores en NW respecto a Mpre $p = 0,006$ (NW: $0,37 \pm 0,012$ G/s; Mpre: $0,084 \pm 0,004$ G/s), mientras que la diferencia entre la Mpost y NW no fue estadísticamente significativa $p = 0,530$ (Mpost: $0,037 \pm 0,007$ G/s; NW: $0,37 \pm 0,012$ G/s).

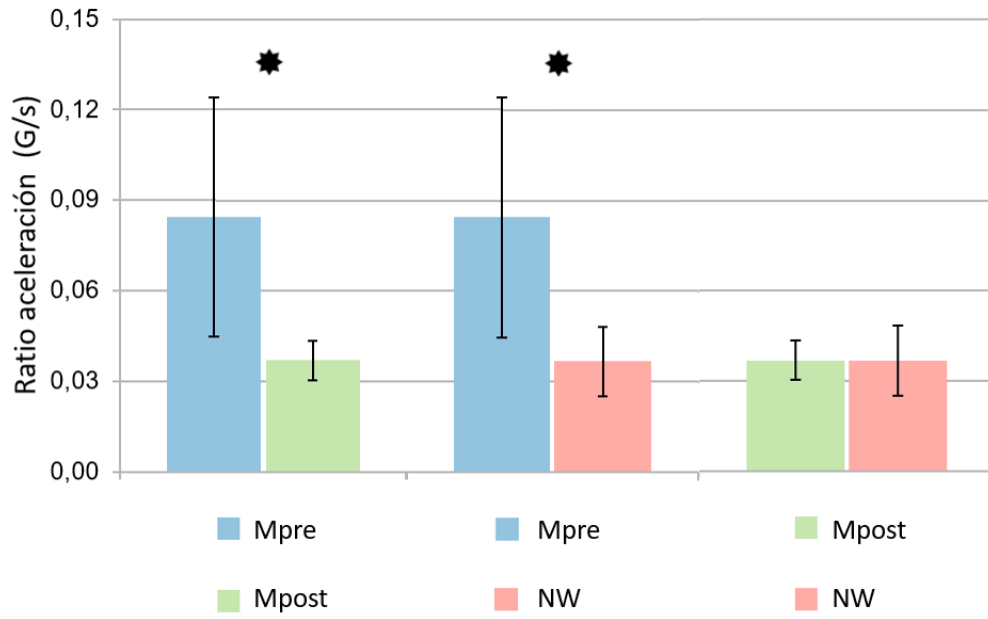


Figura 61. Efecto del tipo de marcha sobre el ratio de la aceleración (media y DE).

3.4. Resultados en el confort e hidratación del calcetín

3.4.1. Confort

Ningún participante destacó lesiones o incomodidad en ningún tipo de calcetín empleado en el estudio. Así, los resultados obtenidos en el confort percibido (Figura 62), mostraron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0,01$) en las variables denominadas «comodidad» y «adaptabilidad». En este sentido, los participantes otorgaron un 90% de comodidad y un 68,7% de adaptabilidad en el calcetín Regenactiv® vs al 80% y 59,3% de comodidad y adaptabilidad respectivamente, en el calcetín placebo.

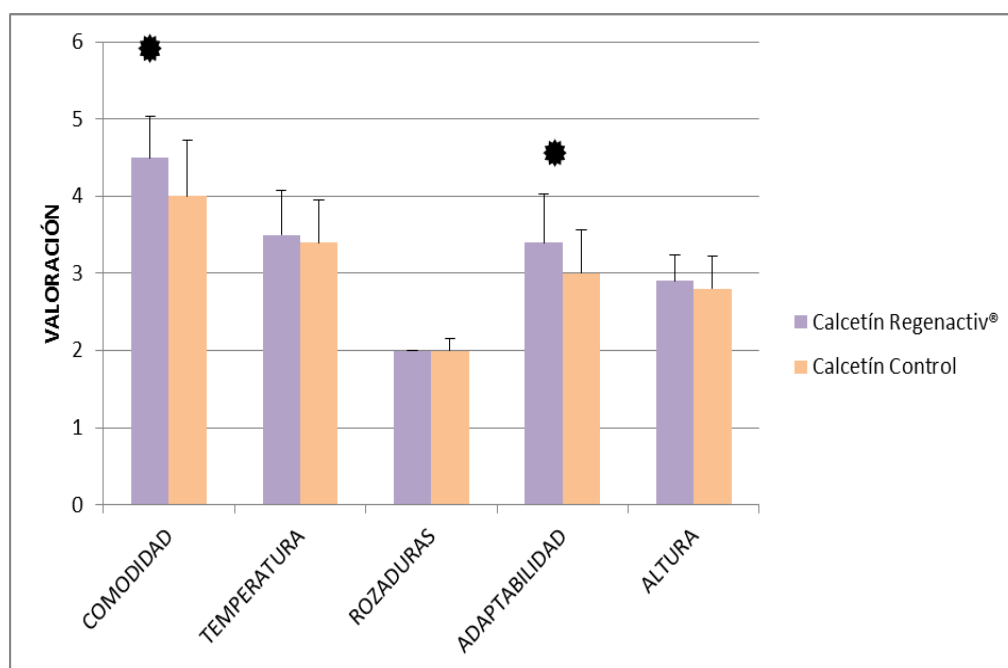


Figura 62. Valores medios y desviación típica en los parámetros de confort analizados. *Diferencias significativas ($p < 0,05$).

3.4.2. Hidratación

En la Figura 63 se muestran los resultados obtenidos por la hidratación de los calcetines en las zonas del pie analizadas, observándose diferencias significativas ($p < 0,05$) en la zona 3 ($p = 0,013$), y en la zona 4 ($p = 0,028$). En este sentido, los resultados muestran como el calcetín Regenerativ® permite aportar un 9,1% y un 8,3% más de hidratación en la cabezas metatarsales del quinto dedo y primer dedo respectivamente.

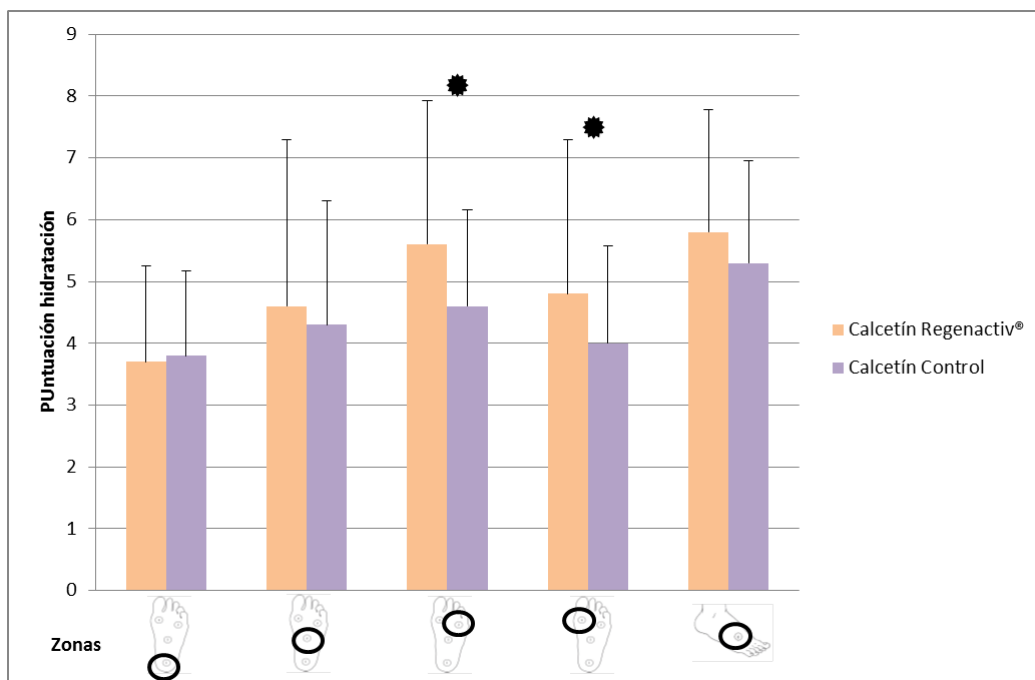


Figura 63 Valores medios y desviación típica en la hidratación según zonas pie. * Diferencias significativas ($p < 0,05$)

4. DISCUSIÓN



4. DISCUSIÓN

El objetivo general de la presente tesis doctoral ha sido analizar el registro de presión plantar e impactos de acelerometría tras un período de entrenamiento en NW en dos condiciones de marcha: Marcha Normal y Nordic Walking. De forma complementaria al cuidado de la población diabética, también se ha analizado las propiedades de un calcetín específico para este tipo de población.

Para una mejor comprensión, el apartado de discusión se va a dividir en tres subapartados: en primer lugar se analizarán las variables de presión plantar en las diferentes zonas analizadas, interacción de velocidad/tipo de marcha, impactos mediante acelerometría, así como el grado confort e hidratación del calcetín específico.

4.1. ANÁLISIS DE LAS VARIABLES DE PRESIÓN PLANTAR

En el registro de la presión plantar, teniendo en cuenta la velocidad, tipo de marcha (Marcha Normal / NW) y el efecto del entrenamiento en ambas condiciones de marcha, no se han encontrado diferencias significativas en el tipo de **población (diabetes / sin diabetes)**. Posiblemente, estos resultados se deban a que la población objeto de estudio no presentaba complicaciones en pie, derivadas de la DM y consecuentemente hasta el momento no habían padecido ningún tipo de ulceración. En este sentido, la evidencia científica en cuanto a las presiones plantares al caminar entre la población diabética y la población no diabética muestra mayoritariamente diferencias entre ambas poblaciones (Boulton et al., 1983; Chantelau y Haage, 1994; D'Arrigo, 2007; Höhne et al., 2009; Inlow, Orsted, y Sibbald, Rg, 2000; Katoulis, Boulton, y Raptis, 1996; Lavery, Lavery, y Quebedeax-Farnham, 1995; Lord, 1994; Luger et al., 2001; Mueller, 1997; Perry, Ulbrecht, Derr, y Cavanagh, 1995; San Tsung et al., 2004; Stess et al., 1997). Sin embargo, ningún estudio ha relacionado presión plantar con indicadores de actividad física para la prevención y cuidado del pie diabético.

Boulton et al. (1983) encontraron un aumento en las presiones plantares en el 17% de los pacientes con DM y en el 51% de las personas con DNP, debidos entre otros aspectos a la neuropatía motora y neuropatía sensorial (Caselli et al., 2002; Frykberg et al., 1998), la movilidad articular limitada, deformidad del pie (Bus et al., 2004; M. J. Mueller, Sinacore, Hastings, Strube, y Johnson, 2003; Rao, Saltzman, y Yack, 2007; Robertson et al., 2002) y cambios en la estructura y el grosor de los tejidos blandos plantares (Abouaasha, Schie, Griffiths, Young, y Boulton, 2001). En este sentido, San Tsung et al. (2004), también encuentran un pico de presión máximo significativamente mayor en la cabeza metatarsal 2 y 3 en población diabética vs no diabética.

La principal diferencia respecto a las modificaciones en población con DNP se encuentra en las variables de presión plantar como **son el pico de presión y la carga de presión sobre el tiempo** (Boulton et al., 1983; Luger et al., 2001; Stess et al., 1997).

Presión máxima en Marcha (Pre)

En la presente Tesis Doctoral, los resultados muestran un patrón de presión plantar normal en la condición pre-entrenamiento en NW (Mpre) y similar a los encontrados en otros trabajos (Bryant, Tinley, y Singer, 2000; Bryant, Tinley, y Singer, 2000; Cavanagh y Rodgers, 1987; Clarke, 1980; Martínez-Nova et al., 2007; Morton, 1964; Nova, 2007; Putti, Arnold, Cochrane, y Abboud, 2007; Rosenbaum et al., 1994; Taylor et al., 2004). Los resultados muestran una mayor presión en la zona del talón (parte interna) y en el antepié (MM y MC), con valores menores en la zona del mediopié y, a medida que avanza la velocidad, se produce mayor presión en la zona del talón lateral (Figura 64).

Mpre. Zonas de mayor Px

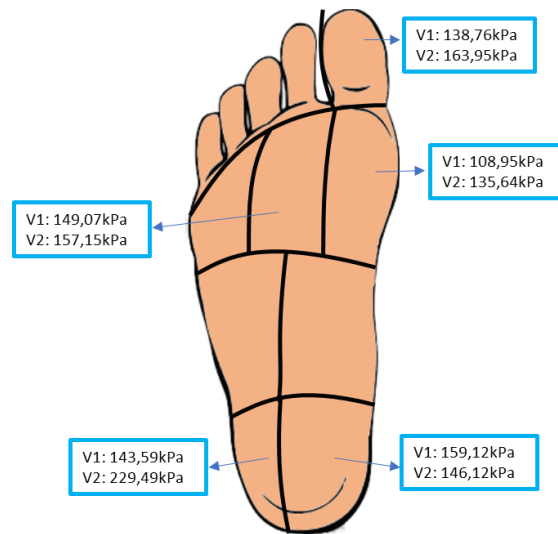


Figura 64. Valores de presión máxima en el pie.

Presión máxima en Marcha normal (Mpre y Mpost)

Respecto del efecto del entrenamiento en NW sobre el patrón de presiones plantares durante la marcha, los resultados muestran diferencias entre los dos momentos de medición de la marcha normal Mpre vs Mpost, por lo que se puede afirmar que el entrenamiento en NW modifica los patrones de presión de marcha normal. Así, los resultados muestran que, para la presión máxima (Px) se produce una disminución en las zonas Pr D, MM, MC y TM, mientras que se produce un aumento en ML, AM y AL (Figura 65).

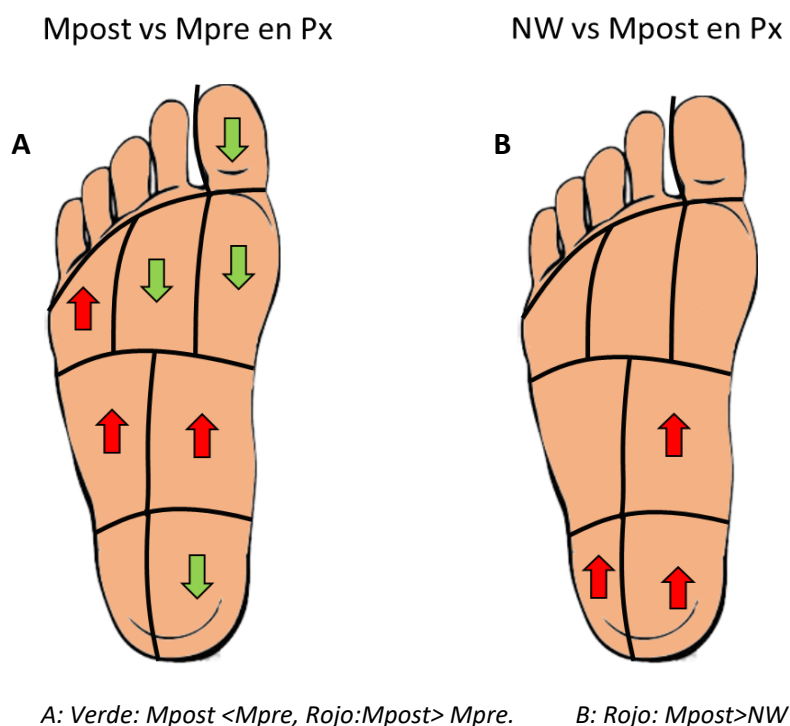


Figura 65. A: Px, (diferencias entre Mpost vs Mpre). B: Ilustración gráfica de la Px (Mpost vs NW).

Evidencias anteriores (Encarnación-Martínez, 2012; Pérez-Soriano et al., 2011) muestran que **el practicante experto en NW**, modifica significativamente el patrón de **presión plantar, reduciendo la carga en el segundo y tercer metatarso (MM)**, no sólo durante la práctica de NW, sino que estas modificaciones se mantienen durante la marcha normal. Así, en el grupo de expertos, que práctica habitualmente el NW posee un efecto positivo en la reducción de la presión plantar cuando camina sin bastones, dado que disminuye de forma considerable ($\sim 40\%$) y significativa ($p < 0,01$; $p < 0,05$), la presión plantar en la cabeza de los metatarsianos (ML, MC, y MM), fundamentalmente en MM (44,8 %) y MC (39,6 %). Sin embargo, los resultados de la presente tesis señalan que el entrenamiento produce una disminución de la presión máxima generada en el talón, principalmente en la zona del talón medial, que podrían estar relacionados con los resultados de Encarnación-Martínez (2012), donde el grado de experiencia en NW tiende a una disminución de la presión en la zona del talón.

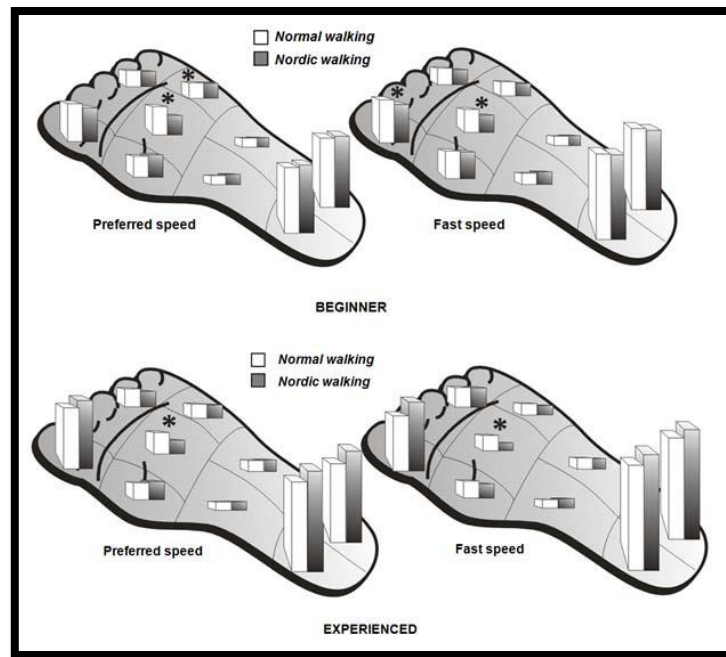


Figura 66. Distribución de presión plantar en principiantes y expertos en NW, empleando dos velocidades de marcha (* diferencias significativas $p < 0,05$).

De forma específica, en nuestros resultados se encuentra que el talón medial disminuye la Px tras el entrenamiento en ambas marchas en la condición post, siendo levemente mayor esa disminución en la marcha normal. Sin embargo, en el talón lateral se encuentra una aparente contradicción, encontrando que el NW genera mayor presión (significativa), principalmente en V1: 222,10kPa frente a 143,59 kPa y 131,70kPa en Mpre y Mpost, respectivamente. Sin embargo, al aumentar la velocidad a 1,5m/s, el valor de dicha presión se mantiene constante en NW, mientras que en la marcha normal aumenta hasta valores similares a los de NW (Mpre: v1: 143,59kPa; v2: 229,49 kPa, Mpost: v1: 131,70 kPa; v2: 230,61 kPa). En este sentido, se puede concluir que, a velocidades bajas, el NW aumenta los picos de presión en la zona del talón lateral, debiéndose tener en consideración en patologías como talalgias, fascitis o espolones calcáneos (Martínez-Nova et al., 2007). Sin embargo, a mayores velocidades, esta posible contraindicación desaparece, pues se iguala a la condición de marcha normal.

Entre los factores que contribuyen la lesión en el pie diabético, destaca como principal factor las presiones excesivas y repetitivas (Boulton et al., 1986; Edmonds,

1986; Pecoraro, Reiber, y Burgess, 1990). En este sentido, considerando que durante la práctica de actividad físico-deportiva, las presiones plantares alcanzan magnitudes superiores a las alcanzadas durante las acciones de la vida diaria, es lógico suponer que una incorrecta práctica de la actividad física pueda provocar lesiones en el pie. La función de las extremidades inferiores y del pie durante la marcha, han sido estudiadas desde diversas perspectivas (Morag y Cavanagh, 1999), sin embargo todavía se desconocen cómo afecta a la presión plantar algunos “estilos” de marcha. En este sentido, el análisis de la presión plantar es útil para identificar las magnitudes a las cuales están sometidas diferentes zonas anatómicas del pie, o para la evaluación-prevenición del riesgo de ulceración plantar en pacientes con neuropatía diabética (Oh-Yun y Mueller, 2001), ya que fracturas por estrés, fascitis plantar, espolones, metatarsalgias, sesamoiditis o neuropatías periféricas son consecuencia de estas sobrecargas en el pie (Hennig y Milani, 1995).

Por ello tras el trabajo realizado se puede observar el beneficio que puede tener un nuevo estilo de marcha como el NW, produce una adaptación tras el entrenamiento, ya observado por Pérez-Soriano et al. (2011) y Encarnación-Martínez (2012). La disminución en las zonas de PrD, MC, MM y TM podría ser beneficioso para la población diabética, dado que, la zona metatarsal es la que posee un mayor riesgo de ulceración, debido al incremento de presión plantar (Bus et al., 2004; Frykberg et al., 1998; Mueller et al., 2003; Pai y Ledoux, 2010; Robertson et al., 2002; San Tsung et al., 2004; Stess et al., 1997; Veves et al., 1992). En los resultados se ha comprobado que el entrenamiento en NW ha generado una adaptación donde no sólo disminuye esta media de la presión máxima con la práctica del NW, sino que el patrón de marcha parece verse modificado incluso al caminar sin bastones

Presión máxima en Marcha normal vs NW

La influencia que posee la experiencia en la práctica del Nordic walking sobre la magnitudes de presión plantar, los resultados parecen señalar lo descrito por Sanderson, Hennig, y Black (2000), donde el grado de experiencia que se tenga en una actividad físico-deportiva realizada de forma continuada, influye sobre el patrón-magnitud de presión plantar. En este sentido, Encarnación-Martínez (2012) ya observó

reducciones de la presión plantar (~ 50%) en la zona de los metatarsianos (2º y 3º), Así, Hudson (2014) evidencia que la marcha con bastones reduce de forma significativa la presión en las cabezas metatarsales (hasta un 24%), sin embargo no encuentra diferencias en el talón o primer dedo. Estos resultados se asemejan a nuestro estudio, en cuanto a la disminución aproximadamente del 50% en los metatarsianos, como ya sucedió en el estudio de Encarnación-Martínez (2012). Sin embargo en el talón en nuestro caso se encuentra un aumento con el uso de los bastones, de la misma forma que Encarnación-Martínez (2012), que encontraron un aumento del 23% en el talón y del 13% en el PrD. Esto puede ser debido a que nuestro período de intervención fue de un mes, con una técnica controlada de NW, mientras que en el estudio de Hudson (2014) la duración fue de 1 semana y sin control. La marcha a 3 puntos es la que más disminuye la presión plantar, pero no es una marcha cómoda para la práctica de actividad física.

En la zona de los dedos no se han encontrado diferencias significativas ($p < 0,05$) en ninguna de las condiciones de marcha. Esto se asocia a que los dedos, dentro del patrón de marcha normal presentan magnitudes menores de picos de presión, y la última zona del pie en contacto con el suelo es el primer dedo.

Instante de la fase de apoyo en que se produce el máximo de la presión media (Tpx (%))

Respecto del instante de la fase de apoyo en que se produce el máximo de la presión media (Tpx (%)), los resultados muestran valores diferentes entre Mpre y Mpost, lo que indica que se ha producido una adaptación de la marcha como consecuencia de la intervención. Por otro lado, los resultados también indican que los valores son similares entre Mpost y NW. Así en TM y AM, aumenta el TPx, mientras que PrD, MM, MC y ML disminuyen tras el programa de intervención ($p < 0,05$). Esto vuelve a reafirmar la adaptación del patrón de marcha que se produce en la Mpost tras el período de entrenamiento.

En Mpre los % de TPx mostrados en el presente trabajo presentan en el talón entre un 16% y un 21% en relación a la duración total, siendo la primera zona del pie en estar en contacto con el suelo, de este modo el PrD, es el que mayores valores de % de Tpx presenta con un 70%, ya que es el último en estar en contacto con el suelo. Estos datos están en consonancia de estudios anteriores durante la marcha (Bryant, Tinley, y Singer, 1999; Bryant et al., 1999; Clarke, 1980; Martínez-Nova et al., 2007; Sánchez et al., 1999), dónde se indica que la marcha se inicia con el contacto del talón.

Cabe citar que en la Mpre, los valores de presión en PrD están en torno al 70%, lo que significa que no se genera la mayor presión justo en el despegue del dedo, sino probablemente cuándo ocurre la flexión del dedo en el impulso final.

Sin embargo, como muestran los resultados el entrenamiento modifica estos valores, produciéndose un mayor apoyo de TM, aumentando los porcentajes de TPx hasta un 60% en esa zona (Mpost y NW), **lo que hace suponer que el talón en el NW está más tiempo en contacto con el suelo que en la Marcha normal**. Mientras que PrD, genera sus máximos de presión media en un % de la duración total de la pisada anterior a la generada en la MPre, apareciendo valores aproximados al 50%. Esto puede ser debido a la fuerza realizada con los bastones, generando un anterior apoyo del dedo gordo para proceder al impulso con los brazos.

Los resultados siguen en la línea de los de Cavanagh y Ae (1980), que sugieren que la zona delantera del pie es la que mayores cambios experimenta. Cerca del 40% del pico de presión de la fase de apoyo sucede en la zona delantera del pie, donde a su vez se aprecia una reducción considerable de velocidad. Dicha variación de la velocidad fue explicada por Grundy, Tosh, McLeish, y Smidt (1975), quienes atribuyeron dicha reducción a la acción de soporte de la carga realizada por la cabeza de los metatarsianos. De esta forma, se alcanza la máxima presión del antepié en torno al 80% de la fase total de apoyo del pie. Estos datos difieren de los encontrados en el presente trabajo, dónde en la zona del antepié se encuentra un % similar al 65% en MM, Y MC en la Mpre y del 55% en ML. En MM no se encuentran diferencias significativas entre marchas, mientras que en MC y ML, se encuentra una disminución al~ 55% y 20% respectivamente en las marchas Mpost y NW.

Integral presión-tiempo

Tras la intervención de 12 sesiones en NW, la integral presión-tiempo disminuye en las zonas PrD, MC y MM, mientras que aumenta en ML, AL y AM, para los registros post. Sin embargo en la zona DD, la integral es menor que la condición NW.

Estos datos indican que la presión plantar es mayor en Mpre /Mpost / NW en las zonas MM y MC, Sin embargo el aumento de la integral de presión significativamente mayor en el post y el NW en las zonas ML, AM y AL, sugieren el efecto del el entrenamiento en NW, ya que el medio pie lateral es una zona de carga durante la marcha, (que por la antropometría en el arco del pie) provoca un incremento de presión sobre el AL que el AM.

Presión relativa

La presión relativa se entiende como el porcentaje que supone la presión máxima en cada zona del pie con respecto a la presión máxima en todo el pie, nos aporta la información sobre la distribución de las presiones máximas. Los resultados muestran diferencias significativas ($p < 0,01$) en las zonas PrD, MM, MC y TM, presentando mayores valores Mpre respecto a NW y Mpost.

En gran parte de los estudios consultados (Luger et al., 2001; Martínez-Nova et al., 2007; Plank, 1995), la zona MM posee valores más altos en cuanto a presiones máximas. De esta forma, tras haber analizado todas las variables individualmente, es importante recalcar que, las zonas de MM y MC disminuyen la media de la presión máxima, el TPx, la integral y la Presión relativa. En el talón medial se ve disminuida la media de la Px y la presión relativa, y en la zona de primer dedo se ven dismuida el TPx, la integral y la presión relativa. Con estos resultados se podría argumentar que en zonas dónde los picos de presión son mayores y la media de la presión también, tras un programa de entrenamiento en NW disminuyen las presiones en el primer dedo, talón medial, metatarso medial y metatarso central.

Como resumen a este apartado se muestra la Tabla 38 dónde se puede observar de manera gráfica qué sucede en las distintas condiciones, sin tener en cuenta las interacciones marcha*velocidad que se verán en el siguiente apartado.

Tabla 38. Resumen de las comparaciones por zonas y variables.

ZONAS DEL PIE	CONDICIONES	Px	TPx	I	Pr
PrD	Mpre-Mpost	↓	↓	↓	↓
	Mpre-NW	↓	↓	↓	↓
	Mpost-NW	-	-	-	-
	V1-v2	-	↓	↓	-
DD	Mpre-Mpost	-	-	-	-
	Mpre-NW	-	-	↓	-
	Mpost-NW	-	-	-	-
	V1-v2	↑	↓	-	-
MM	Mpre-Mpost	↓	-	↓	↓
	Mpre-NW	↓	-	↓	↓
	Mpost-NW	-	-	-	-
	V1-v2	↑	-	-	↓
MC	Mpre-Mpost	↓	↓	↓	↓
	Mpre-NW	↓	↓	↓	↓
	Mpost-NW	-	-	-	-
	V1-v2	-	↓	↓	↓
ML	Mpre-Mpost	↑	↓	↑	↑
	Mpre-NW	↑	↓	↑	↑
	Mpost-NW	-	-	-	-
	V1-v2	↑	-	-	↑
AM	Mpre-Mpost	↑	↑	↑	↑
	Mpre-NW	↑	↑	↑	↑
	Mpost-NW	↑	-	-	-
	V1-v2	-	-	-	-
AL	Mpre-Mpost	↑	-	↑	↑
	Mpre-NW	↑	-	↑	↑
	Mpost-NW	-	-	-	-
	V1-v2	-	↓	-	-
TM	Mpre-Mpost	↓	↑	-	↓
	Mpre-NW	↓	↑	-	↓
	Mpost-NW	↑	-	-	-
	V1-v2	↑	↓	↓	-
TL	Mpre-Mpost	-	-	-	-
	Mpre-NW	-	-	-	↑
	Mpost-NW	↑	-	-	-
	V1-v2	↑	↓	-	↑

*CUADRO CON EL COLOR BLANCO: No hay significación ($p>0,05$)

*CUADRO CON EL COLOR VERDE CLARO: Diferencias entre marchas cuando se disminuye el valor con el entrenamiento (Mpre>Mpost; Mpre>NW), o NW <MPost

*CUADRO CON EL COLOR VERDE OSCURO: Diferencias cuando tras el entrenamiento se aumenta el valor de las variables (Mpost>Mpre; NW>Mpre)

*CUADRO CON EL COLOR AZUL CLARO. V2 >V1.

*CUADRO CON EL COLOR AZUL OSCURO: V1>V2

*CUADRO CON EL COLOR ROSA: NW es mayor que Mpost

Velocidad y presión plantar

Los resultados muestran una reducción de los tiempos de apoyo en todas las zonas con el aumento de velocidad ($v_1 = 0,9 \pm 0,1$ m/s vs $v_2 = 1,5 \pm 0,1$ m/s), lo que coincide con los estudios de Martínez-Nova et al. 2007; Michaud, 1993; Taylor et al. 2004; Zhu et al. 1995. En este sentido, los resultados muestran como la variable P_x intensifica sus valores con el aumento de la velocidad en las zonas, DD, MM, ML, TM y TL (Figura 67).

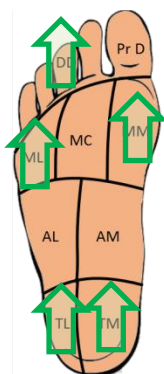


Figura 67. Zonas con una correlación positiva entre Velocidad y Presión Máxima.

Estudios previos confirman que la velocidad es uno de los principales factores que afectan a la presión plantar. Así, hay consenso en una correlación positiva entre la presión plantar y la velocidad de marcha en un rango de 0,75 a 2 m/s, (Burnfield et al., 2004; Drerup et al., 2001; Morag y Cavanagh, 1999; Pataky et al., 2008; PERÍODO Pérez-Soriano et al., 2011a; Rosenbaum et al., 1994; Segal et al., 2004; Taylor et al., 2004; Warren et al., 2004; Yang et al., 2005; Zhu et al., 1995) con la excepción que en algunos estudios el pico de presión se reduce en el mediopié lateral (Drerup et al., 2001; Rosenbaum et al., 1994; Segal et al., 2004; Taylor et al., 2004; Warren et al., 2004). También incluso pequeños cambios en el patrón de marcha tienen el potencial de aumentar o disminuir las presiones plantares (Mueller et al., 2006, 2003).

En el presente estudio, el aumento de velocidad aumenta el máximo de la presión media en las zonas TM, TL, ML, MM y DD. Sin embargo, en Mpre, la zona AL no presenta diferencias significativas entre ambas velocidades (v_1 : 29,49 KPa v_2 : 28,09 KPa), mientras otros estudios sugieren un aumento de la presión con la velocidad en esa zona (Drerup et al., 2001; Rosenbaum et al., 1994; Segal et al., 2004; Taylor

et al., 2004; Warren et al., 2004). De forma contraria, tras el programa de intervención se observa el aumento con la velocidad (Mpost), dónde $v_1 = 39,13 \text{ Kpa}$ y $v_2 = 48,7 \text{ Kpa}$ ($p = 0,003$).

En el NW, la zona AL presenta disminución de P_x con el aumento de la velocidad, siendo la P_x en $v_1 = 53,33 \text{ kPa}$ y en $v_2 = 48,57 \text{ Kpa}$.-Otros autores muestran que a más velocidad de marcha, (entre $0,95 \text{ m/s}$, $1,33 \text{ m/s}$ y $1,61 \text{ m/s}$) incrementan las presiones plantares en el pie en todas las áreas excepto en el arco y el metatarso lateral ($p < 0,001$), debido principalmente a mayores fuerzas bajo el talón metatarso medial y dedos ($p < 0,001$). Produciéndose los valores máximos de presión plantar en el talón y el antepié (Burnfield et al., 2004), sin embargo en el presente estudio sí que se muestran diferencias significativas en ML. Cabe citar que las velocidades escogidas no son idénticas, ya que la v_1 es $0,9 \pm 0,1 \text{ m/s}$ y v_2 es $1,5 \pm 0,1 \text{ m/s}$, mientras que en Burnfield et al. (2004) fueron de $0,95 \text{ m/s}$, $1,33 \text{ m/s}$ y $1,61 \text{ m/s}$.

El % de tiempo de presión en relación a la duración total de la pisada, en la mayoría de las zonas (PrD, MM, MC, AL, TL y TM) es mayor en v_1 vs v_2 , de forma similar a Burnfield et al. (2004) y Taylor et al. (2004). En una zona importante como es el MM el porcentaje de tiempo en relación a la duración total de la pisada es mayor a v_2 que a v_1 . Datos que se pueden observar también en los trabajos de Pérez-Soriano et al. (2011) y Encarnación-Martínez (2012), y que podría ser debido a que en el NW se produce una mayor flexión plantar en el ciclo de la marcha.

En presente estudio, los resultados de la variable **integral** tan sólo han mostrado diferencias significativas en las zonas del PrD, MC y TM siendo la integral mayor en v_1 que en v_2 , es decir, se produce una relación negativa entre la integral presión-tiempo y la velocidad. En estas zonas, sin embargo, el porcentaje de tiempo en relación a la duración total de la pisada en v_2 respecto a v_1 es menor. Esto se puede explicar porque la presión media se mantiene o incluso aumenta con la velocidad. Resultados muy similares a los estudios de Burnfield et al. (2004); Taylor et al. (2004); Zhu et al. (1995) que con el aumento de la cadencia, las integrales presión-tiempo media disminuyeron continuamente (45% a 120 pasos/min). Las reducciones de la integral

presión-tiempo resultaron de una disminución en la duración del tiempo de apoyo, ya que las presiones se mantuvieron iguales o aumentaron. De forma contraria se encuentra que en todas las regiones excepto en talón y mediopié, la curva de presión-tiempo no cambió apreciablemente con el aumento de la velocidad (Warren et al., 2004).







En resumen, con el aumento de velocidad y cadencia, la integral presión-tiempo disminuye, los porcentajes de contacto disminuyen y las presiones máximas aumentan. En este sentido, durante el NW, la Px es menor en el PrD, MC, MM y mayor en AM, AL, ML, TL, DD, es decir, el NW aumenta la presión en la zona lateral del pie, y provoca una disminución de las presiones en el resto de zonas. En relación a la marcha, la Mpost se comporta de forma similar al NW, por lo que el programa de intervención ha modificado las variables de presión en el patrón de presión de marcha normal.

Análisis de las interacciones en el tipo de marcha, entrenamiento y velocidad

Los resultados obtenidos muestran como la **Mpre vs Mpost (v1)** la media de la presión máxima posee mayores valores en las zonas PrD, TM, TL, AL y MM, lo que significa que a esta velocidad se han producido adaptaciones, disminuyendo la media de la presión máxima. A **velocidad rápida (v2)** se observa una disminución significativa en la marcha post y NW respecto a la marcha pre en las zonas PrD, TM, MM y PrD. Según señalan Oh-Yun y Mueller (2001), esta reducción de la presión plantar parece ser debida a la utilización de los bastones, ya que al ser empleados como instrumentos adicionales durante la marcha, permiten reducir la presión en la zona del antepié.

En resumen, de las interacciones en la media de la presión máxima (Tabla 39) se encuentra según las diferentes zonas:

Tabla 39. Interacciones en Px, en zonas con diferencia significativa (p<0,01)

ZONA	V1	V2
	Mpre > NW NW > Mpost Mpre > Mpost	Mpre > NW Mpre > Mpost
	Mpre > Mpost	Mpre > Mpost MPre > NW
	NW > Mpost	NW < Mpost
	NW > Mpre NW > Mpost	
	NW > Mpost Mpre > Mpost	Mpre > NW Mpre > Mpost NW > Mpost
	NW > Mpost NW > Mpre	

En los resultados obtenidos, se muestra que al aumentar la velocidad disminuye **la integral** significativamente en Mpr en DD, MC, ML y AL. Por otra parte, se produce una diferencia significativa y de mayor interés en DD, donde Mpre muestra valores más altos que el NW en la v1, este dato sólo se produce en esta zona, no existiendo diferencias significativas con esta relación en ninguna de las otras zonas. Esto podría explicarse a que el tiempo de apoyo de los dedos en la NW es mayor, debido a una mayor flexión plantar al caminar con los palos, y por tanto mayor tiempo de apoyo de los dedos.

La presión relativa, muestra una disminución significativa ($p < 0,01$) de la v2 respecto a la v1 en las zonas de los dedos y metatarso lateral, y en arco lateral ($p < 0,05$). Esto significa que el % de presión respecto al porcentaje total de la pisada, en estas zonas disminuye al aumentar la velocidad, sin embargo, sucede lo contrario en la zona talón medial, zona en que la presión relativa es mayor en v2 que en v1. Esto se puede explicar que en todas las condiciones analizadas, al aumentar la velocidad, la presión relativa disminuye en las zonas de dedos, metatarso lateral y arco lateral, y sin embargo aumenta en la zona del talón medial.

4.2. ACELEROMETRÍA

La práctica de la marcha, a pesar de ser una actividad suave, puede conllevar ciertos riesgos para personas de edad avanzada. De entre todos, se podría destacar aquellos que van asociados a factores relacionados con el impacto y su transmisión (Abt et al., 2011; Voloshin, 2000). En este sentido, la bibliografía ha destacado como parámetros más importantes aquellos relacionados con los picos máximos de aceleración y la velocidad con la que estos son alcanzados, así como también la propagación del impacto a lo largo del cuerpo (Kavanagh y Menz, 2008; Mercer et al., 2002). Sin embargo, gran parte de estos estudios se centra en población sana y menos en adultos mayores (Kavanagh y Menz, 2008; Menz, Lord, y Fitzpatrick, 2003).

La literatura ofrece muestras de la utilización de otros tipos de marcha como alternativa a la marcha normal, siendo la más relevante la marcha con bastones (Martínez Lemos, 2010; Willson et al., 2001). En este sentido, existe cierta controversia en la literatura, por un lado, estudios con beneficios notables referentes al impacto y la carga sufrida en las articulaciones por parte del NW en comparación con la marcha normal (Gerig, 2005; Kreuzriegler, Gollner, y Fichtner, 2002; Martínez Lemos, 2010; Willson et al., 2001), y al mismo tiempo existen otros estudios que muestran valores similares de impactos y fuerzas de reacción entre la marcha normal y la marcha nórdica (Hansen et al., 2008; Kleindienst et al., 2006; Parkatti et al., 2012; Schwameder et al., 1999)

Se ha demostrado que en el contacto inicial del talón durante la marcha normal, la tibia tiene un ángulo con la horizontal del suelo entre $\sim 91,7^\circ$ y $\sim 94,6^\circ$, de forma que se aproxima mucho a la vertical en el instante de contacto del talón (Gerritsen, van den Bogert, y Nigg, 1995). Tal y como han demostrado en diversos estudios, durante el NW **se incrementa la longitud del paso** (Dalton y Nantel, 2016; Dziuba et al., 2015; Hansen et al., 2008; Knight y Caldwell, 2000; Kocur et al., 2015; Mannerkorpi et al., 2010; Park et al., 2015; Reuter et al., 2011; Spafford et al., 2014; Stief et al., 2008; Willson et al., 2001), aspecto que podría afectar a los ángulos con que la extremidad inferior contacta con el suelo y con esto los **niveles de aceleración (e impacto de talón)**, pero Derrick, Hamill y Caldwell, (1998) demostraron que los cambios de alineación del

acelerómetro asociados a un incremento de la longitud del paso de hasta el 40% sólo afectan en 0,1 G (sobre el ~1-2% del pico máximo). Sin embargo durante la marcha nórdica no se supera dicho incremento, aunque contradictoriamente en este estudio **sí afectó a los registros de aceleración en tibia, encontrando que los valores del pico máximo de aceleración en tibia y el ratio de aceleración han disminuido tras el programa de intervención en NW en Mpost y NW respecto a Mpre.**

En cuanto a la **magnitud del impacto**, los resultados de este estudio no mostraron diferencias significativas entre ninguna de las condiciones de marcha (variaciones entre un 2%-9%). Sin embargo, para el **impacto máximo** sí que se obtuvieron cambios significativos entre la marcha realizada antes y después del programa de intervención, reduciéndose en un 37,72% (Mpost), y un 39,58% (NW). Sin embargo, tras el programa de intervención al comparar NW y Mpost no se encontraron diferencias significativas, siendo la diferencia únicamente del 2,98%. En cuanto a la ratio del impacto, ésta se vio reducida en un 56,27% en Mpost frente a Mpre, y un 56,49% en NW frente a Mpre. En este caso, al igual que en el impacto máximo, tampoco se obtuvieron diferencias significativas una vez transcurrido el programa de intervención entre Mpost y NW mostrando una diferencia entre ambas del 0,5%.

Nuestros resultados difieren de los mostrados por Encarnación-Martínez (2012) y Encarnación-Martínez, Pérez-Soriano, y Llana-Belloch, (2015), ya que como se puede observar en la Figura 68 muestran mayores valores de impacto en la tibia. Esto puede ser debido a diferentes motivos, como la velocidad, Encarnación-Martínez (2012) utiliza por un lado una velocidad libremente elegida (Velocidad media: NW principiantes: Mujeres: 1,60m/s; Hombres: 1,78m/s; NW expertos; Mujeres: 2m/s; Hombres: 1,85m/s; Marcha normal principiantes: Mujeres: 1,50m/s; Hombres: 1,61m/s Marcha normal expertos: Mujeres: 1,82m/s; Hombres: 1,62m/s) y por otro lado una velocidad un 20% superior a la anterior, mientras que en nuestro estudio es una velocidad específica, v1: 0,9±0,1m/s y v2: 1,5±0,1m/s. Además, la muestra de participantes (joven y entrenada) posiblemente genere mayor impacto.

Un mayor período de entrenamiento, posiblemente hubiera podido alcanzar mayor longitud zancada y consecuentemente el aumento de velocidad, dado que la edad es

otro factor importante en la longitud de zancada, siendo esta menor conforme avanza la edad.

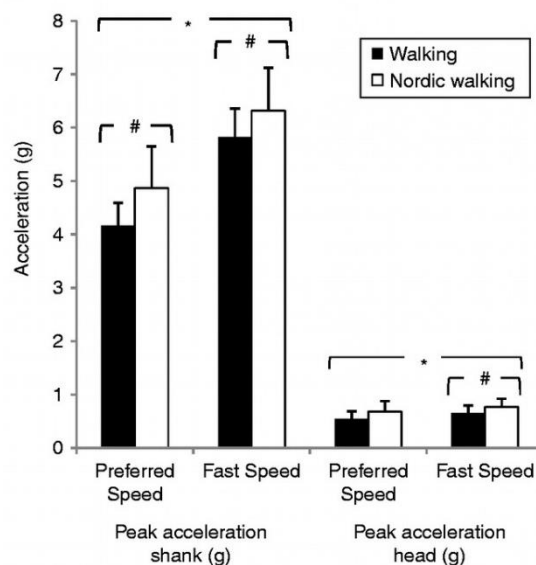


Figura 68. Picos de aceleración en tibia y cabeza (Encarnación-Martínez et al, 2015).

Otro aspecto a tener en cuenta a partir de los resultados obtenidos en el presente estudio es el propio entrenamiento de NW. Analizando su efecto en las principales variables, el período de entrenamiento produce cambios significativos entre Mpre y Mpost. De este modo, se podría considerar un cierto efecto residual por la utilización de los bastones en el patrón de impacto de aceleración de la marcha normal (37,72% de reducción para el impacto máximo, y 56,27% para el ratio del impacto). Este efecto aplazado en el tiempo no ha sido analizado por la literatura, hasta el presente. De esta manera, los resultados obtenidos en el presente estudio están en concordancia con aquellos que, pese a analizar diferentes actividades físicas, destacan el efecto que la experiencia (mayor experiencia implica un mayor nivel de ejecución) como un factor generador de cambios (Schwameder y Ring, 2006).

Finalmente, cabe señalar como algunos autores han relacionado la práctica de la NW con la prevención de los síntomas de ciertas patologías. En sus trabajos, propusieron que la NW podría resultar beneficios para poblaciones con desordenes metabólicos crónicos (p.e., obesidad, (Poirier y Eckel, 2002); o diabetes, (Gregg et al., 2003)) y especialmente en población con pie frágil (Hughes, Clark, y Klenerman, 1990). En el caso del presente estudio, los resultados sugieren una disminución en las aceleraciones sufridas durante la marcha en aquellos participantes que han sido

formados en NW. Es por tanto lógico pensar que estas modificaciones podrían resultar interesantes para aquellas poblaciones con patologías en el miembro inferior, incluso en el tronco, relacionadas con los impactos a la hora de andar (fractura vertebral, obesidad, raquialgia, implante de prótesis de cadera, diabetes mellitus tipo II). Se podrían realizar programas de entrenamiento basados en NW para así generar modificaciones beneficiosas en los patrones de marcha normal de los participantes, y así minimizar, o al menos reducir, los riesgos de sufrir algún tipo de lesión asociada a los impactos durante la marcha. Entre otros, se ha demostrado que las altas fuerzas de impacto asociadas al contacto inicial del talón pueden causar daños en el cartílago articular (Radin et al., 1973).

Igualmente, existen otros factores como **la fatiga**, la **activación muscular**, los **ángulos de rodilla** y los **materiales** (tipo EVAs) situados en la interfase pie-suelo (o calzado) que tienen un efecto directo sobre los niveles de aceleración y de fuerzas de reacción del suelo (Mercer, Bates, Dufek, y Hreljac, 2003; Mercer, Devita, Derrick, y Bates, 2003; Milgrom et al., 1992; Mizrahi, Voloshin, Russek, Verbitski, y Isakov, 1997; Potthast, Brüggemann, Lundberg, y Arndt, 2010; Voloshin et al., 1998) Dichos aspectos pueden estar relacionados con los mayores niveles de aceleración registrados en la tibia durante la marcha nórdica, por lo deberán ser considerados al aplicarse en poblaciones especiales.

Los procesos de inicio, propagación y atenuación de las ondas de impacto que se producen con el contacto inicial del talón es una parte inherente de la locomoción del ser humano. Asimismo, el presente estudio ha demostrado que es dependiente del tipo de locomoción, particularmente de la marcha nórdica, en el que se encuentra una disminución del impacto tras el entrenamiento en el NW.

4.3. HIDRATACIÓN Y CONFORT DEL CALCETÍN

Durante el ejercicio físico, es recomendable el uso de material y equipamiento deportivo adecuados. De forma particular, el riesgo de sufrir trastornos en la piel y en el tejido subyacente en las extremidades inferiores, es uno de los efectos adversos en un estilo de vida físicamente activo (Grouios, 2004). Es por ello, que durante la marcha, sean frecuentes la aparición de lesiones que pueden minimizarse o prevenirse, particularmente a través de un buen calzado y calcetín (Blackmore et al., 2011). En este sentido, el calcetín resulta de interés por su contribución tanto al confort como a la hidratación (Grouios, 2004; Hagen et al., 2010, 2010; Li et al., 2011; McLellan et al., 2009).

El cuidado de los pies durante la marcha es uno de los objetivos de este trabajo, y por la ubicación del pie en el interior del calzado, puede verse expuesto a un reblandecimiento de la piel, que junto con los roces y fricciones pueden convertirse en heridas y ampollas muy graves para la población con pie diabético (Ramón-Cabot, Fernández-Trujillo, Forcada-Vega, y Pera-Blanco, 2008). Por este motivo, el diseño de un **calcetín** carente de costuras y confeccionado con materiales que favorecen la hidratación y conservación de la piel, evita las fricciones traumáticas y asegura una práctica de la actividad sin riesgos y con ausencia de alteraciones cutáneas.

Por tanto, ante las evidencias de los beneficios de la práctica de actividad física para la población en general (y particularmente para la población diabética), se han analizado en este proyecto las propiedades y características en un nuevo modelo de calcetín. Las fibras empleadas en el desarrollo de este calcetín son un derivado de la Quitina: sustancia que forma parte del caparazón de determinados crustáceos y moluscos, y de las paredes celulares de los hongos. Este derivado, denominado Quitosano, posee una estructura molecular muy similar a la de la celulosa, lo que demuestra las posibilidades que este biopolímero ofrece como fibra en el sector textil, y su función en la regeneración y tratamiento de pieles delicadas. Existen precedentes en cuanto a la validez de la sustancia quitina como regenerador celular, si bien, su derivado en forma de fibra es de muy reciente creación y únicamente existen estudios proporcionados por la empresa fabricante de la novedosa biofibra. AITEX ha validado

las características de esta sustancia en el empleo de tejidos, tanto en el sentido de absorción de humedad como de la ausencia de prurito y de la regeneración celular de la epidermis (Alvarado, Solera, y Vega–Baudrit, 2014, Zapata y Ortega, 2014).

Las variables analizadas en el calcetín Regenactiv® vs calcetín placebo respecto al confort percibido, mostraron un incremento significativo en la comodidad y adaptabilidad (concretamente un 10% y 9,4%, respectivamente), las cuales posiblemente repercutan en la realización de una práctica física saludable. En este sentido, este incremento en la mejora del confort percibido, también ha sido analizado desde diferentes aspectos en las extremidades inferiores, teniendo, en el caso del calzado, una menor tasa de lesiones cuando mejora la autopercepción en el confort (Hagen et al., 2010; Kong y Bagdon, 2010; Mills, Blanch, y Vicenzino, 2012) en el caso de ortesis plantares con una menor actividad muscular y por consiguiente fatiga, (Mills et al., 2012), e incluso en el ámbito del rendimiento deportivo, se ha relacionado un buen rendimiento en futbolistas de elite con este incremento en la percepción del confort (Kinchington et al., 2012).

Por otro lado, en cuanto a los resultados obtenidos en la hidratación proporcionada por el calcetín, la literatura muestra la existencia de determinadas zonas en los pies que son más propensas a sufrir trastornos relacionados con una falta de hidratación, como son el talón y las cabezas metatarsales (Bouzaa, Roblesa, Garcíaa, Veigaa, Vilelaa, Mouteira, ... y Torradob, 2004; Grouios, 2004). En este sentido, se observa en los resultados un incremento significativo ($p < 0,05$) de los niveles de hidratación proporcionados por el calcetín Regenactiv®, concretamente en la cabeza del 5º y 1º metatarsiano (9,1% y un 8,3%, respectivamente), zonas que poseen un riesgo de alteración cutánea en el pie, en ocasiones asociadas a la falta de hidratación.

El efecto conservación de la hidratación que otorga las fibras del calcetín pueden ser un importante adelanto en la prevención y tratamiento de afecciones podológicas frecuentes, sobretudo en la poblaciones especiales como la tercera edad y en pacientes diabéticos (Garrigue, Martini, Cousty-Pech, Rouquier, y Degouy, 2011; Papanas, Papazoglou, Papatheodorou, y Maltezos, 2011). Debido a la dificultad que pueden tener los ancianos para el autocuidado podológico, y a las importantes

consecuencias que tienen las lesiones en personas diabéticas: infección, ulceraciones, etc., este calcetín puede suponer un elemento más (Dai et al., 2006; Garrow, Schie, y Boulton, 2005) para la prevención y cuidado de lesiones en el pie.

5. CONCLUSIONES



5. CONCLUSIONES

5.1. CONCLUSIONES DEL ESTUDIO

Las conclusiones derivadas de los resultados, donde se destacan los hallazgos más importantes y sus implicaciones prácticas, dando respuesta a los objetivos e hipótesis planteadas inicialmente, son:

- El **período de entrenamiento en NW, modifica el patrón de presión** plantar durante la **marcha normal**.
- Las zonas del pie MM, CM, TM y PrD, tanto en la condición de **Marcha normal (Mpost) como en NW**, reducen las magnitudes de presión máxima tras el programa de intervención. **Estos resultados son relevantes para determinados tipos de población, en especial la diabética, ya que la zona metatarsal es la que mayor riesgo de ulceración posee debido al incremento** de la magnitud de presión.
- El **incremento de la velocidad** supone un **aumento de la presión máxima** en la mayor parte de las zonas en el pie, **en marcha normal y NW**.
- El **NW** tuvo **magnitudes menores en los parámetros de aceleración pico máximo y ratio** en comparación con la marcha normal (MPre) previa a dicho entrenamiento. Así mismo, también se registraron modificaciones en los patrones de aceleración (pico máximo y ratio) de la marcha normal (**Mpost**), **siendo menor el impacto alcanzado en la tibia**. Un menor pico de aceleración tras el entrenamiento en NW y marcha normal, podría ser recomendable para sugerir la práctica del NW en aquellas lesiones derivadas de elevadas y reiterativas magnitudes de impacto.
- El **efecto de entrenamiento** tras un período de intervención controlado de 12 sesiones en NW **no permite modificar el nivel de impacto comparando NW y marcha normal post**.
- Los **calcetines con tecnología Regenactiv®**, permiten aportar **mayor confort e hidratación al pie comparado con calcetín placebo**, una mayor percepción en

CONCLUSIONES

el confort (comodidad y adaptabilidad), así como un ligero incremento de la hidratación en las cabezas del 1º y 5º metatarsiano.

5.2. LIMITACIONES DEL ESTUDIO

En el siguiente apartado, se presentan limitaciones que tras la realización de la presente Tesis Doctoral, podrían ser consideradas en futuros estudios. En este sentido, las principales limitaciones han sido:

- En nuestro estudio todo aquel sujeto con antecedentes de lesión a nivel del pie en los últimos doce meses, con cualquier tipo de intervención quirúrgica a nivel del pie o algún tipo de malformación a nivel distal (hallux valgus) fue descartado. Sin embargo no se ha tenido en cuenta el tipo de pie, siendo éste un factor a considerar en la presión plantar (Cavanagh et al., 1997). Cabe mencionar que no se tuvo en cuenta ya que el objetivo era valorar a todo tipo de pie.
- La elección de un acelerómetro uniaxial supone una limitación en la comprensión de los procesos que suceden durante la marcha, las componentes antero-posteriores y medio-laterales no se tuvieron en cuenta, por lo que los resultados de impactos sólo hacen referencia a los impactos registrados en el eje vertical.
- El presente trabajo se han considerado velocidades fijadas, v1 (0,9m/s) y v2 (1,5m/s), con el objetivo de que la velocidad no interfiera en los parámetros de medición. Sería conveniente realizar el estudio con **más velocidades y/o cadencias**, así como la velocidad libremente elegida, para comprobar cómo afecta a los diferentes parámetros analizados
- Por otro lado, se ha estudiado a todos los pacientes con el mismo calzado, con el ánimo de igualar las condiciones. Este aspecto podría modificar las presiones registradas, ya que con el cambio de calzado se puede alterar la marcha propia del sujeto analizado tal y como se muestra en la introducción de la presente tesis.
- El registro de los test en condiciones de laboratorio puede alterar o varias los datos en condiciones reales, sin embargo permitía un control mayor de determinadas variables de interés en el estudio.

5.3. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

- Analizar el efecto de la velocidad libremente elegida, y velocidad fijada, tanto en marcha normal como en NW tras un programa de entrenamiento para analizar el efecto de la misma en la valoración del impacto y de la distribución de presiones.
- Estudiar con una metodología similar a la empleada el programa experimental de entrenamiento, pero con una duración de 6 meses, realizando mediciones intermedias a lo largo del programa, así como valorar el efecto residual de las modificaciones del patrón de marcha tras un mes de la finalización del programa.
- Evaluar la antropometría del pie y el efecto de la práctica regular de la marcha nórdica en el patrón de presiones plantares, y donde se analicen la cinemática de la articulación tibioastragalina en comparación con la marcha normal y/o carrera.
- Estudiar el efecto con similar programa de entrenamiento (debido a su simplicidad y aplicación práctica) al empleado en la presente tesis doctoral, pero con pacientes con neuropatía periférica/vascular con afección previa en el pie.

6. BIBLIOGRAFÍA



6. BIBLIOGRAFÍA

- Abbott, R. D., White, L. R., Ross, G. W., Masaki, K. H., Curb, J. D., y Petrovitch, H. (2004). Walking and dementia in physically capable elderly men. *Jama*, 292(12), 1447–1453.
- Abellan van Kan, G., Rolland, Y., Andrieu, S., Bauer, J., Beauchet, O., Bonnefoy, M., ... Vellas, B. (2009). Gait speed at usual pace as a predictor of adverse outcomes in community-dwelling older people an International Academy on Nutrition and Aging (IANA) Task Force. *The Journal of Nutrition, Health y Aging*, 13(10), 881-889.
- Abouaesha, F., Schie, C. H. M. van, Griffiths, G. D., Young, R. J., y Boulton, A. J. M. (2001). Plantar Tissue Thickness Is Related to Peak Plantar Pressure in the High-Risk Diabetic Foot. *Diabetes Care*, 24(7), 1270-1274. <https://doi.org/10.2337/diacare.24.7.1270>
- Abt, J. P., Sell, T. C., Chu, Y., Lovalekar, M., Burdett, R. G., y Lephart, S. M. (2011). Running kinematics and shock absorption do not change after brief exhaustive running. *The Journal of Strength y Conditioning Research*, 25(6), 1479–1485.
- Alcántara, E., Artacho, M. A., González, J. C., y García, A. C. (2005). Application of product semantics to footwear design. Part I—Identification of footwear semantic space applying diferencial semantics. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 35(8), 713-725. <https://doi.org/10.1016/j.ergon.2005.02.005>
- Alexander, I. J., Chao, E. Y. S., y Johnson, K. A. (1990). The Assessment of Dynamic Foot-to-Ground Contact Forces and Plantar Pressure Distribution: A Review of the Evolution of Current Techniques and Clinical Applications. *Foot y Ankle*, 11(3), 152-167. <https://doi.org/10.1177/107110079001100306>
- Ali, A., Caine, M. P., y Snow, B. G. (2007). Graduated compression stockings: physiological and perceptual responses during and after exercise. *Journal of Sports Sciences*, 25(4), 413-419. <https://doi.org/10.1080/02640410600718376>
- Allet, L., Leemann, B., Guyen, E., Murphy, L., Monnin, D., Herrmann, F. R., y Schnider, A. (2009). Effect of Different Walking Aids on Walking Capacity of Patients With Poststroke Hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(8), 1408-1413. <https://doi.org/10.1016/j.apmr.2009.02.010>

- Alvarado, R., Solera, F., y Vega–Baudrit, J. (2014). Síntesis sonoquímica de nanopartículas de óxido de cinc y de plata estabilizadas con quitosano. Evaluación de su actividad antimicrobiana. *Revista Iberoamericana de Polímeros*, 15(3), 134-148.
- American College of Sports Medicine. (2013). *ACSM's Guidelines for Exercise Testing and Prescription*. Lippincott Williams y Wilkins.
- Amis, J., Jennings, L., Graham, D., y Graham, C. E. (1988). Painful Heel Syndrome: Radiographic and Treatment Assessment. *Foot y Ankle*, 9(2), 91-95. <https://doi.org/10.1177/107110078800900206>
- Andersen, H. (2012). Motor dysfunction in diabetes. *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, 28, 89-92. <https://doi.org/10.1002/dmrr.2257>
- Anderson, B. C., Stefanyshyn, D. J., y Nigg, B. M. (2005). The effect of molded footbeds on comfort and injury rate in military combat boots. (7th Symposium on Footwear Biomechanics. Presented at the Footwear Biomechanics Group (International Society of Biomechanics), Cleveland, Ohio, USA.).
- Aparicio, I. A., Giménez, J. V., Soriano, P. P., Nova, A. M., Romero, C. M., y Llana, S. (2012). Evaluación de tecnología Regenactiv® en calcetines durante la marcha nórdica. *European Journal of Human Movement*, (28), 101-110.
- Armstrong, D. G., Lavery, L. A., Holtz-Neiderer, K., Mohler, M. J., Wendel, C. S., Nixon, B. P., y Boulton, A. J. M. (2004). Variability in Activity May Precede Diabetic Foot Ulceration. *Diabetes Care*, 27(8), 1980-1984. <https://doi.org/10.2337/diacare.27.8.1980>
- Arrankoski, T., y Kettunen, T. (2011). Il moderno nordic walking. *movimento per tutta la vita. Lempaala (Finland): Askel*.
- Arts, M. L. J., y Bus, S. A. (2011). Twelve steps per foot are recommended for valid and reliable in-shoe plantar pressure data in neuropathic diabetic patients wearing custom made footwear. *Clinical Biomechanics*, 26(8), 880-884. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.05.001>
- Au, E. Y. L., y Goonetilleke, R. S. (2007). A qualitative study on the comfort and fit of ladies' dress shoes. *Applied Ergonomics*, 38(6), 687-696. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2006.12.002>

- Baatile, J., Langbein, W. E., Weaver, F., Maloney, C., y Jost, M. B. (2000). Effect of exercise on perceived quality of life of individuals with Parkinson's disease. *Journal of Rehabilitation Research and Development; Washington*, 37(5), 529-34.
- Bacarin, T. A., Sacco, I. C. N., y Hennig, E. M. (2009). Plantar pressure distribution patterns during gait in diabetic neuropathy patients with a history of foot ulcers. *Clinics*, 64(2), 113-120. <https://doi.org/10.1590/S1807-59322009000200008>
- Bamberg, S. J. M., LaStayo, P., Dibble, L., Musselman, J., y Raghavendra, S. K. D. (2006). Development of a Quantitative In-Shoe Measurement System for Assessing Balance: Sixteen-Sensor Insoles. En *2006 International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 6041-6044). <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2006.260424>
- Barberan-Garcia, A., Arbillaga-Etxarri, A., Gimeno-Santos, E., Rodríguez, D. A., Torralba, Y., Roca, J., y Vilaró, J. (2015). Nordic walking enhances oxygen uptake without increasing the rate of perceived exertion in patients with chronic obstructive pulmonary disease. *Respiration; International Review of Thoracic Diseases*, 89(3), 221-225. <https://doi.org/10.1159/000371356>
- Barton, J., Hine, R., y Pretty, J. (2009). The health benefits of walking in greenspaces of high natural and heritage value. *Journal of Integrative Environmental Sciences*, 6(4), 261–278.
- Basal, G., y Ilgaz, S. (2009). A Functional Fabric for Pressure Ulcer Prevention. *Textile Research Journal*, 79(16), 1415-1426. <https://doi.org/10.1177/0040517509105600>
- Bates, B. T., Osternig, L. R., Sawhill, J. A., y James, S. L. (1983). An assessment of subject variability, subject-shoe interaction, and the evaluation of running shoes using ground reaction force data. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 181-191.
- Bauman, A. E., Sallis, J. F., Dzewaltowski, D. A., y Owen, N. (2002). Toward a better understanding of the influences on physical activity: the role of determinants, correlates, causal variables, mediators, moderators, and confounders. *American journal of preventive medicine*, 23(2), 5–14.
- Baur, H., Hirschmüller, A., Müller, S., Gollhofer, A., y Mayer, F. (2007). Muscular activity in treadmill and overground running. *Isokinetics and Exercise Science*, 15(3), 165-171.

- Bennett, P., y Duplock, L. (1993). Pressure distribution beneath the human foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 83(12), 674-678. <https://doi.org/10.7547/87507315-83-12-674>
- Blackmore, T., Ball, N., y Scurr, J. (2011). The effect of socks on vertical and anteroposterior ground reaction forces in walking and running. *The Foot*, 21(1), 1-5. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2010.10.002>
- Bombieri, F., Schena, F., Pellegrini, B., Barone, P., Tinazzi, M., y Erro, R. (2017). Walking on four limbs: A systematic review of Nordic Walking in Parkinson disease. *Parkinsonism y Related Disorders*, 38, 8-12. <https://doi.org/10.1016/j.parkreldis.2017.02.004>
- Borelli, C., Bielfeldt, S., Borelli, S., Schaller, M., y Korting, H. C. (2011). Cream or foam in pedal skin care: towards the ideal vehicle for urea used against dry skin. *International Journal of Cosmetic Science*, 33(1), 37-43. <https://doi.org/10.1111/j.1468-2494.2010.00576.x>
- Boulton, A. J. M., Gries, F. A., y Jervell, J. A. (1998). Guidelines for the diagnosis and outpatient management of diabetic peripheral neuropathy. *Diabetic Medicine*, 15(6), 508-514. [https://doi.org/10.1002/\(SICI\)1096-9136\(199806\)15:6<508::AID-DIA613>3.0.CO;2-L](https://doi.org/10.1002/(SICI)1096-9136(199806)15:6<508::AID-DIA613>3.0.CO;2-L)
- Boulton, A. J. M., Kubrusly, D. B., Bowker, J. H., Gadia, M. T., Quintero, L., Becker, D. M., ... Sosenko, J. M. (1986). Impaired Vibratory Perception and Diabetic Foot Ulceration. *Diabetic Medicine*, 3(4), 335-337. <https://doi.org/10.1111/j.1464-5491.1986.tb00775.x>
- Boulton, A. J., Vileikyte, L., Ragnarson-Tennvall, G., y Apelqvist, J. (2005). The global burden of diabetic foot disease. *The Lancet*, 366(9498), 1719-1724. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)67698-2](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)67698-2)
- Boulton, Andrew J. M., Hardisty, C. A., Betts, R. P., Franks, C. I., Worth, R. C., Ward, J. D., y Duckworth, T. (1983). Dynamic Foot Pressure and Other Studies as Diagnostic and Management Aids in Diabetic Neuropathy. *Diabetes Care*, 6(1), 26-33. <https://doi.org/10.2337/diacare.6.1.26>
- Bouzaa, E. T., Roblesa, M. D., Garcíaa, M. F., Veigaa, C. F., Vilelaa, M. L., Mouteira, M., ... y Torradob, R. V. (2004). Atención de enfermería en la prevención y cuidados del pie diabético. *Aten primaria*, 34(5), 263-71. (s. f.).

- Boynnton, P., Jaworski, D., y Paustian, C. (1999). Meeting the challenges of healing chronic wounds in older adults. *The Nursing Clinics of North America*, 34(4), 921-32, vii.
- Breyer, M.-K., Breyer-Kohansal, R., Funk, G.-C., Dornhofer, N., Spruit, M. A., Wouters, E. F., ... Hartl, S. (2010). Nordic Walking improves daily physical activities in COPD: a randomised controlled trial. *Respiratory Research*, 11, 112. <https://doi.org/10.1186/1465-9921-11-112>
- Brizuela, G., Llana, S., Ferrandis, R., y Garcia-Belenguer, A. C. (1997). The influence of basketball shoes with increased ankle support on shock attenuation and performance in running and jumping. *Journal of Sports Sciences*, 15(5), 505–515.
- Brown, W. J., Trost, S. G., Bauman, A., Mummery, K., y Owen, N. (2004). Test-retest reliability of four physical activity measures used in population surveys. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 7(2), 205–215.
- Bryant, A., Tinley, P., y Singer, K. (1999). Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. *The Foot*, 9(3), 115-119. <https://doi.org/10.1054/foot.1999.0538>
- Bryant, A., Tinley, P., y Singer, K. (2000b). Radiographic measurements and plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux limitus feet. *The Foot*, 10(1), 18-22. <https://doi.org/10.1054/foot.2000.0581>
- Bryant, Ar, Tinley, P., y Singer, K. (2000a). Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(6), 295-299. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-6-295>
- Burger, E. S. (1952). The measurement of the static forces at the weight bearing points of the feet with reference to critical heel heights and 'split heel' factors. *Chir Rec*, 35(5), 1–17.
- Burnfield, J. M., Few, C. D., Mohamed, O. S., y Perry, J. (2004). The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*, 19(1), 78-84. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2003.09.007>
- Bus, S. A., Ulbrecht, J. S., y Cavanagh, P. R. (2004). Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. *Clinical Biomechanics*, 19(6), 629-638. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2004.02.010>

BIBLIOGRAFÍA

- Butts, N., Knox, K., y Foley, T. (1995). Energy costs of walking on a dual-action treadmill in men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(1), 121-125.
- Campos, J. y Huertas, F. (2007). Efectos de un programa de ejercicio físico sobre el bienestar psicológico de mujeres mayores de 55 años. *Revista de Psicología del Deporte*, 12(1). Recuperado a partir de <http://www.rpd-online.com/article/view/173>
- Caselli, A., Pham, H., Giurini, J. M., Armstrong, D. G., y Veves, A. (2002). The forefoot-to-rearfoot plantar pressure ratio is increased in severe diabetic neuropathy and can predict foot ulceration. *Diabetes care*, 25(6), 1066–1071.
- Catalfamo, P., Moser, D., Ghoussayni, S., y Ewins, D. (2008). Detection of gait events using an F-Scan in-shoe pressure measurement system. *Gait y Posture*, 28(3), 420-426. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.019>
- Cavanagh, P. R. (1987). The Biomechanics of Lower Extremity Action in Distance Running. *Foot y Ankle International*, 7(4), 197-217. <https://doi.org/10.1177/107110078700700402>
- Cavanagh, P. R., y Ae, M. (1980). A technique for the display of pressure distributions beneath the foot. *Journal of Biomechanics*, 13(2), 69-75. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90180-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90180-3)
- Cavanagh, P. R., y Rodgers, M. M. (1987). The arch index: A useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 547-551. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(87\)90255-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(87)90255-7)
- Cavanagh, P. R., Sims, D. S., y Sanders, L. J. (1991). Body Mass is a Poor Predictor of Peak Plantar Pressure in Diabetic Men. *Diabetes Care*, 14(8), 750-755. <https://doi.org/10.2337/diacare.14.8.750>
- Cesari, M., Kritchevsky, S. B., Penninx, B. W. H. J., Nicklas, B. J., Simonsick, E. M., Newman, A. B., ... Pahor, M. (2005). Prognostic Value of Usual Gait Speed in Well-Functioning Older People—Results from the Health, Aging and Body Composition Study. *Journal of the American Geriatrics Society*, 53(10), 1675-1680. <https://doi.org/10.1111/j.1532-5415.2005.53501.x>

- Chantelau, E., y Haage, P. (1994). An Audit of Cushioned Diabetic Footwear: Relation to Patient Compliance. *Diabetic Medicine*, 11(1), 114-116. <https://doi.org/10.1111/j.1464-5491.1994.tb00240.x>
- Chao, E. Y., Laughman, R. K., Schneider, E., y Stauffer, R. N. (1983). Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 219-233.
- Che, H., Nigg, B. M., y de Koning, J. (1994). Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort. *Clinical Biomechanics*, 9(6), 335-341. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(94\)90062-0](https://doi.org/10.1016/0268-0033(94)90062-0)
- Cheung, R. T. H., y Ng, G. Y. F. (2008). Influence of Different Footwear on Force of Landing During Running. *Physical Therapy; Washington*, 88(5), 620-8.
- Chodzko-Zajko, W. (2006). The Usa National Strategic Plan for promoting physical activity in the mid-life and older adult population. *Studies in Physical Culture y Tourism*, 13, 15–18.
- Chu, M. L., Yazdani-Ardakani, S., Gradisar, I. A., y Askew, M. J. (1986). An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *Journal of Biomechanics*, 19(12), 979-987. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(86\)90115-6](https://doi.org/10.1016/0021-9290(86)90115-6)
- Chuckpaiwong, B., Nunley, J. A., Mall, N. A., y Queen, R. M. (2008). The effect of foot type on in-shoe plantar pressure during walking and running. *Gait y Posture*, 28(3), 405-411. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.01.012>
- Chung, M.J., y Wang, M.J. (2012). Gender and walking speed effects on plantar pressure distribution for adults aged 20-60 years. *Ergonomics*, 55(2), 194-200. <https://doi.org/10.1080/00140139.2011.583359>
- Church, T. S., Earnest, C. P., y Morss, G. M. (2002). Field testing of physiological responses associated with Nordic Walking. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 73(3), 296-300. <https://doi.org/10.1080/02701367.2002.10609023>
- Clark, D. J., Manini, T. M., Fielding, R. A., y Patten, C. (2013). Neuromuscular determinants of maximum walking speed in well-functioning older adults. *Experimental gerontology*, 48(3), 358–363.

- Clarke, T. E. (1980). *The pressure distribution under the foot during barefoot walking*. Tesis Doctoral, The Pennsylvania State University.
- Clarke, T. E., Cooper, L. B., Hamill, C. L., y Clark, D. E. (1985). The effect of varied stride rate upon shank deceleration in running. *Journal of sports sciences*, 3(1), 41–49.
- Collado Vázquez, S. (2004). *Análisis de la marcha humana con plataformas dinamométricas : influencia del transporte de carga* (info: eu-repo/semantics/doctoralThesis). Universidad Complutense de Madrid, Servicio de Publicaciones, Madrid. Recuperado a partir de <http://eprints.ucm.es/4401/>
- Collins, E. G., Langbein, W. E., Orebaugh, C., Bammert, C., Hanson, K., Reda, D., ... Littooy, F. N. (2005). Cardiovascular training effect associated with polestriding exercise in patients with peripheral arterial disease. *Journal of Cardiovascular Nursing*, 20(3), 177–185.
- Collins, E. G., O'Connell, S., McBurney, C., Jelinek, C., Butler, J., Reda, D., ... Grabiner, M. (2012). Comparison of Walking with Poles and Traditional Walking for Peripheral Arterial Disease Rehabilitation. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation and Prevention*, 32(4), 210-218. <https://doi.org/10.1097/HCR.0b013e31825828f4>
- Collins, J. J., y Whittle, M. W. (1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 4(3), 179-187. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(89\)90023-5](https://doi.org/10.1016/0268-0033(89)90023-5)
- Conget, I. (2002). Diagnóstico, clasificación y patogenia de la diabetes mellitus. *Revista Española de Cardiología*, 55(5), 528-535. [https://doi.org/10.1016/S0300-8932\(02\)76646-3](https://doi.org/10.1016/S0300-8932(02)76646-3)
- Cook, J. J., y Simonson, D. C. (2012). Epidemiology and Health Care Cost of Diabetic Foot Problems. En Aristidis Veves, J. M. Giurini, y F. W. LoGerfo (Eds.), *The Diabetic Foot* (pp. 17-32). Humana Press. https://doi.org/10.1007/978-1-61779-791-0_2
- Coventry, E., O'Connor, K. M., Hart, B. A., Earl, J. E., y Ebersole, K. T. (2006). The effect of lower extremity fatigue on shock attenuation during single-leg landing. *Clinical Biomechanics*, 21(10), 1090-1097. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.07.004>

- Cowley, M. S., Boyko, E. J., Shofer, J. B., Ahroni, J. H., y Ledoux, W. R. (2008). Foot ulcer risk and location in relation to prospective clinical assessment of foot shape and mobility among persons with diabetes. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 82(2), 226-232. <https://doi.org/10.1016/j.diabres.2008.07.025>
- CSD. (2015). Encuesta de hábitos deportivos 2015 — Portal del Consejo Superior de Deportes. Recuperado 1 de mayo de 2017, a partir de <http://www.csd.gob.es/csd/sociedad/encuesta-de-habitos-deportivos/encuesta-de-habitos-deportivos-2015/>
- Cugusi, L., Solla, P., Serpe, R., Carzedda, T., Piras, L., Oggianu, M., ... Mercurio, G. (2015). Effects of a Nordic Walking program on motor and non-motor symptoms, functional performance and body composition in patients with Parkinson's disease. *NeuroRehabilitation*, 37(2), 245-254. <https://doi.org/10.3233/NRE-151257>
- Dai, X.-Q., Li, Y., Zhang, M., y Cheung, J. T.-M. (2006). Effect of sock on biomechanical responses of foot during walking. *Clinical Biomechanics*, 21(3), 314-321. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2005.10.002>
- Dalton, C. (2016). *Nordic Walking Improves Postural Alignment and Leads to a More Normal Gait Pattern Following 8 Weeks of Training in Older Adults* (Thesis). Université d'Ottawa / University of Ottawa. Recuperado a partir de <http://www.ruor.uottawa.ca/handle/10393/34091>
- Dalton, C., y Nantel, J. (2016). Nordic Walking Improves Postural Alignment and Leads to a More Normal Gait Pattern Following Weeks of Training: A Pilot Study. *Journal of Aging and Physical Activity*, 24(4), 575-582. <https://doi.org/10.1123/japa.2015-0204>
- D'Arrigo, T. (2007). Padded footsteps. Peripheral arterial disease can rob you of the ability to walk. *Diabetes Forecast*, 60(4), 55-55, 59.
- Davis, I., Milner, C. E., y Hamill, J. (2004). Does increased loading during running lead to tibial stress fractures? A prospective study. *MEDICINE AND SCIENCE IN SPORTS AND EXERCISE*. Recuperado a partir de http://scholarworks.umass.edu/kinesiology_faculty_pubs/359
- Davis, J.-K., y Bishop, P. A. (2013). Impact of Clothing on Exercise in the Heat. *Sports Medicine*, 43(8), 695-706. <https://doi.org/10.1007/s40279-013-0047-8>

- De Moor, D. (2013). *Walking works*. London: *Ramblers*.
- Dechman, G., Appleby, J., Carr, M., y Haire, M. (2012). Comparison of treadmill and over-ground Nordic walking. *European Journal of Sport Science*, 12(1), 36-42. <https://doi.org/10.1080/17461391.2010.551411>
- Delgado, T. L., Kubera-Shelton, E., Robb, R. R., Hickman, R., Wallmann, H. W., y Dufek, J. S. (2013). Effects of foot strike on low back posture, shock attenuation, and comfort in running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 45(3), 490-496. <https://doi.org/10.1249/MSS.0b013e3182781b2c>
- Derrick, T. R., Hamill, J., y Caldwell, G. E. (1998). Energy absorption of impacts during running at various stride lengths. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 30(1), 128-135.
- Dijkers, M. P. J. M., Kropp, G. C., Esper, R. M., Yavuzer, G., Cullen, N., y Bakdalieh, Y. (2002). Reporting on reliability and validity of outcome measures in medical rehabilitation research. *Disability and Rehabilitation*, 24(16), 819-827. <https://doi.org/10.1080/09638280210148585>
- Dinato, R. C., Ribeiro, A. P., Butugan, M. K., Pereira, I. L. R., Onodera, A. N., y Sacco, I. C. N. (2015). Biomechanical variables and perception of comfort in running shoes with different cushioning technologies. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 18(1), 93-97. <https://doi.org/10.1016/j.jsams.2013.12.003>
- Drerup, B., Hafkemeyer, U., Möller, M., y Wetz, H. H. (2001). Der Einfluss der Geschwindigkeit beim Gehen auf die Druckverteilung bei orthopädiesschuhtechnischer Versorgung. *Der Orthopäde*, 30(3), 169-175. <https://doi.org/10.1007/s001320050591>
- Drerup, B., Szczepaniak, A., y Wetz, H. H. (2008). Plantar pressure reduction in step-to gait: a biomechanical investigation and clinical feasibility study. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 23(8), 1073-1079. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2008.04.014>
- Dyer, P. S., y Bamberg, S. J. M. (2011). Instrumented insole vs. force plate: A comparison of center of plantar pressure. En *2011 Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society* (pp. 6805-6809). <https://doi.org/10.1109/IEMBS.2011.6091678>

- Dziuba, A. K., Żurek, G., Garrard, I., y Wierzbicka-Damska, I. (2015). Biomechanical parameters in lower limbs during natural walking and Nordic walking at different speeds. *Acta of Bioengineering and Biomechanics*, 17(1), 95-101.
- Ebersbach, G., Ebersbach, A., Edler, D., Kaufhold, O., Kusch, M., Kupsch, A., y Wissel, J. (2010). Comparing exercise in Parkinson's disease--the Berlin LSVT®BIG study. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, 25(12), 1902-1908. <https://doi.org/10.1002/mds.23212>
- Edmonds, M. E. (1986). The diabetic foot: Pathophysiology and treatment. *Clinics in Endocrinology and Metabolism*, 15(4), 889-916. [https://doi.org/10.1016/S0300-595X\(86\)80079-2](https://doi.org/10.1016/S0300-595X(86)80079-2)
- Eils, E., Nolte, S., Tewes, M., Thorwesten, L., Völker, K., y Rosenbaum, D. (2002). Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *Journal of Biomechanics*, 35(10), 1307-1313. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(02\)00168-9](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(02)00168-9)
- Ekkekakis, P., Backhouse, S. H., Gray, C., y Lind, E. (2008). Walking is popular among adults but is it pleasant? A framework for clarifying the link between walking and affect as illustrated in two studies. *Psychology of Sport and Exercise*, 9(3), 246–264.
- Elvira, J. L. L., Vera-García, F. J., y Meana, M. (2008). Subtalar joint kinematic correlations with footprint arch index in race walkers. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness; Turin*, 48(2), 225-34.
- Encarnación-Martínez, A. (2012). Análisis biomecánico de la Marcha Nórdica: efectos de la experiencia y de la velocidad de práctica sobre el patrón de presión plantar, las fuerzas de reacción del suelo y los niveles de impacto. Recuperado a partir de <http://roderic.uv.es/handle/10550/24309>
- Encarnación-Martínez, A, Pérez Soriano, P., Llana Belloch, S., y Plá, E. (2007). Nordic walking: una alternativa para el entrenamiento general del nadador. Presentado en Comunicación presentada al XXVII Congreso AETN de Natación y Actividades Acuáticas, Valencia.
- Encarnación-Martínez, Alberto, Pérez-Soriano, P., y Llana-Belloch, S. (2015). Differences in Ground Reaction Forces and Shock Impacts Between Nordic Walking and Walking.

Research Quarterly for Exercise and Sport, 86(1), 94-99.
<https://doi.org/10.1080/02701367.2014.975178>

Enescu, D., y Olteanu, C. E. (2008). Functionalized Chitosan and Its Use in Pharmaceutical, Biomedical, and Biotechnological Research. *Chemical Engineering Communications*, 195(10), 1269-1291. <https://doi.org/10.1080/00986440801958808>

Fernando, M., Crowther, R., Lazzarini, P., Sangla, K., Cunningham, M., Buttner, P., y Golledge, J. (2013). Biomechanical characteristics of peripheral diabetic neuropathy: A systematic review and meta-analysis of findings from the gait cycle, muscle activity and dynamic barefoot plantar pressure. *Clinical Biomechanics*, 28(8), 831-845. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2013.08.004>

Ferrari, J., y Watkinson, D. (2005). Foot Pressure Measurement Differences Between Boys and Girls With Reference to Hallux Valgus Deformity and Hypermobility. *Foot y Ankle International*, 26(9), 739-747. <https://doi.org/10.1177/107110070502600912>

Fiedler, K. E., Stuijzand, W. J. A., Harlaar, J., Dekker, J., y Beckerman, H. (2011). The effect of shoe lacing on plantar pressure distribution and in-shoe displacement of the foot in healthy participants. *Gait y Posture*, 33(3), 396-400. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2010.12.011>

Figard-Fabre, H., Fabre, N., Leonardi, A., y Schena, F. (2010). Physiological and perceptual responses to Nordic walking in obese middle-aged women in comparison with the normal walk. *European Journal of Applied Physiology*, 108(6), 1141-1151. <https://doi.org/10.1007/s00421-009-1315-z>

Folman, Y., Wosk, J., Voloshin, A., y Liberty, S. (1986). Cyclic impacts on heel strike: A possible biomechanical factor in the etiology of degenerative disease of the human locomotor system. *Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery*, 104(6), 363-365. <https://doi.org/10.1007/BF00454431>

Formosa, C., Gatt, A., y Chockalingam, N. (2013). The importance of clinical biomechanical assessment of foot deformity and joint mobility in people living with type-2 diabetes within a primary care setting. *Primary Care Diabetes*, 7(1), 45-50. <https://doi.org/10.1016/j.pcd.2012.12.003>

- Forner, A., García, A.-C., Alcántara, E., Ramiro, J., Hoyos, J.-V., y Vera, P. (1995). Properties of Shoe Insert Materials Related to Shock Wave Transmission During Gait. *Foot y Ankle International*, 16(12), 778-786. <https://doi.org/10.1177/107110079501601207>
- Fouda, M. M. G., Wittke, R., Knittel, D., y Schollmeyer, E. (2009). Use of chitosan/polyamine biopolymers based cotton as a model system to prepare antimicrobial wound dressing. *International Journal of Diabetes Mellitus*, 1(1), 61-64. <https://doi.org/10.1016/j.ijdm.2009.05.005>
- Franz, A., Esser, T., Lücke, S., Roth, R., y Brüggemann, G. P. (2006). Experimental comparison of the knee joint loading during nordic walking and walking. *Journal of Biomechanics*, 39, S185–S186.
- Fregly, B. J., D’Lima, D. D., y Colwell, C. W. (2009). Effective gait patterns for offloading the medial compartment of the knee. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 27(8), 1016-1021. <https://doi.org/10.1002/jor.20843>
- Fritz, T., Caidahl, K., Krook, A., Lundström, P., Mashili, F., Osler, M., ... Zierath, J. R. (2013). Effects of Nordic walking on cardiovascular risk factors in overweight individuals with type 2 diabetes, impaired or normal glucose tolerance. *Diabetes/Metabolism Research and Reviews*, 29(1), 25-32. <https://doi.org/10.1002/dmrr.2321>
- Fritz, T., Caidahl, K., Osler, M., Ostenson, C. G., Zierath, J. R., y Wändell, P. (2011). Effects of Nordic walking on health-related quality of life in overweight individuals with type 2 diabetes mellitus, impaired or normal glucose tolerance. *Diabetic Medicine: A Journal of the British Diabetic Association*, 28(11), 1362-1372. <https://doi.org/10.1111/j.1464-5491.2011.03348.x>
- Frykberg, R. G., Lavery, L. A., Pham, H., Harvey, C., Harkless, L., y Veves, A. (1998). Role of Neuropathy and High Foot Pressures in Diabetic Foot Ulceration. *Diabetes Care*, 21(10), 1714-1719. <https://doi.org/10.2337/diacare.21.10.1714>
- Fuentes Sanz, A., López-Oliva Muñoz, F., y Forriol, F. (2010). Valoración pedobarográfica de 17 pacientes intervenidos con artrodesis de tobillo. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 54(6), 345-350. <https://doi.org/10.1016/j.recot.2010.07.005>

- Fuller, J. H. (1992). Recent developments in diabetes epidemiology in Europe. *World Health Statistics Quarterly. Rapport Trimestriel De Statistiques Sanitaires Mondiales*, 45(4), 350-354.
- García-Ferrando, M., y Llopis-Goig, R. (2011). *Ideal democrático y bienestar personal*. CIS.
- García-Pérez, J. A., Pérez-Soriano, P., Llana, S., Martínez-Nova, A., y Sánchez-Zuriaga, D. (2013). Effect of overground vs treadmill running on plantar pressure: Influence of fatigue. *Gait y Posture*, 38(4), 929-933. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2013.04.026>
- Garrigue, E., Martini, J., Cousty-Pech, F., Rouquier, A., y Degouy, A. (2011). Evaluation of the moisturizer Pédimed® in the foot care of diabetic patients. *Diabetes y Metabolism*, 37(4), 330-335. <https://doi.org/10.1016/j.diabet.2010.12.004>
- Garrow, A. P., Schie, C. H. M. van, y Boulton, A. J. M. (2005). Efficacy of Multilayered Hosiery in Reducing In-Shoe Plantar Foot Pressure in High-Risk Patients With Diabetes. *Diabetes Care*, 28(8), 2001-2006. <https://doi.org/10.2337/diacare.28.8.2001>
- Gefen, A., Megido-Ravid, M., Azariah, M., Itzchak, Y., y Arcan, M. (2001). Integration of plantar soft tissue stiffness measurements in routine MRI of the diabetic foot. *Clinical Biomechanics*, 16(10), 921-925. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(01\)00074-2](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(01)00074-2)
- Gerig, U. (2005). *Nordic walking*. Blv.
- Gerritsen, K. G. M., van den Bogert, A. J., y Nigg, B. M. (1995). Direct dynamics simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28(6), 661-668. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(94\)00127-P](https://doi.org/10.1016/0021-9290(94)00127-P)
- Gidlund, E.-K., von Walden, F., Venojärvi, M., Risérus, U., Heinonen, O. J., Norrbom, J., y Sundberg, C. J. (2016). Humanin skeletal muscle protein levels increase after resistance training in men with impaired glucose metabolism. *Physiological Reports*, 4(23). <https://doi.org/10.14814/phy2.13063>
- Gmiat, A., Mieszkowski, J., Prusik, K., Prusik, K., Kortas, J., Kochanowicz, A., ... Ziemann, E. (2017). Changes in pro-inflammatory markers and leucine concentrations in response to Nordic Walking training combined with vitamin D supplementation in elderly women. *Biogerontology*. <https://doi.org/10.1007/s10522-017-9694-8>

- Gram, B., Christensen, R., Christiansen, C., y Gram, J. (2010). Effects of nordic walking and exercise in type 2 diabetes mellitus: a randomized controlled trial. *Clinical Journal of Sport Medicine: Official Journal of the Canadian Academy of Sport Medicine*, 20(5), 355-361. <https://doi.org/10.1227/NEU.0b013e3181e56e0a>
- Grant, G., Machaczek, K., Pollard, N., y Allmark, P. (2017). Walking, sustainability and health: findings from a study of a Walking for Health group. *Health y Social Care in the Community*, 25(3), 1218-1226. <https://doi.org/10.1111/hsc.12424>
- Gregg, E. W., Gerzoff, R. B., Caspersen, C. J., Williamson, D. F., y Narayan, K. V. (2003). Relationship of walking to mortality among US adults with diabetes. *Archives of internal medicine*, 163(12), 1440–1447.
- Grouios, G. (2004). Corns and calluses in athletes' feet: a cause for concern. *The Foot*, 14(4), 175-184. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2004.07.005>
- Gruber, A. H., Boyer, K. A., Derrick, T. R., y Hamill, J. (2014). Impact shock frequency components and attenuation in rearfoot and forefoot running. *Journal of Sport and Health Science*, 3(2), 113-121. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.004>
- Grundy, M., Tosh, P. A., McLeish, R. D., y Smidt, L. (1975). An Investigation of the Centres of Pressure Under the Foot While Walking. *Bone y Joint Journal*, 57-B(1), 98-103.
- Guldemon, N. A., Leffers, P., Walenkamp, G. H., Schaper, N. C., Sanders, A. P., Nieman, F. H., y van Rhijn, L. W. (2008). Prediction of peak pressure from clinical and radiological measurements in patients with diabetes. *BMC Endocrine Disorders*, 8, 16. <https://doi.org/10.1186/1472-6823-8-16>
- Gutiérrez, M. (1995). *Valores sociales y deporte*. Madrid: Editorial Gymnos.
- Hagen, M., y Hennig, E. M. (2008). The influence of different shoe lacing conditions on plantar pressure distribution, shock attenuation and rearfoot motion in running. *Clinical Biomechanics*, 23(5), 673–674.
- Hagen, M., Hennig, E. M., y Stieldorf, P. (2007). Ground reaction forces, rearfoot motion and wrist acceleration in nordic walking. *ISBS - Conference Proceedings Archive*, 1(1). Recuperado a partir de <https://ojs.ub.uni-konstanz.de/cpa/article/view/172>

- Hagen, M., Hennig, E. M., y Stieldorf, P. (2011). Lower and upper extremity loading in nordic walking in comparison with walking and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 27(1), 22-31.
- Hagen, M., Hömme, A.-K., Umlauf, T., y Hennig, E. M. (2010). Effects of Different Shoe-Lacing Patterns on Dorsal Pressure Distribution During Running and Perceived Comfort. *Research in Sports Medicine*, 18(3), 176-187. <https://doi.org/10.1080/15438627.2010.490180>
- Hagner-Derengowska, M., Kałużny, K., Kocharński, B., Hagner, W., Borkowska, A., Czamara, A., y Budzyński, J. (2015). Effects of Nordic Walking and Pilates exercise programs on blood glucose and lipid profile in overweight and obese postmenopausal women in an experimental, nonrandomized, open-label, prospective controlled trial. *Menopause (New York, N.Y.)*, 22(11), 1215-1223. <https://doi.org/10.1097/GME.0000000000000446>
- Hallal, P. C., Andersen, L. B., Bull, F. C., Guthold, R., Haskell, W., Ekelund, U., ... others. (2012). Global physical activity levels: surveillance progress, pitfalls, and prospects. *The lancet*, 380(9838), 247–257.
- Hansen, E. A., y Smith, G. (2009). Energy expenditure and comfort during Nordic walking with different pole lengths. *Journal of Strength and Conditioning Research*, 23(4), 1187-1194. <https://doi.org/10.1519/JSC.0b013e31819f1e2b>
- Hansen, L., Henriksen, M., Larsen, P., y Alkjaer, T. (2008). Nordic Walking does not reduce the loading of the knee joint. *Scandinavian Journal of Medicine y Science in Sports*, 18(4), 436-441. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2007.00699.x>
- Hanson, S., y Jones, A. (2015). Is there evidence that walking groups have health benefits? A systematic review and meta-analysis. *British journal of sports medicine*, bjsports–2014.
- Hardman, A. E. (2001). Physical activity and health: current issues and research needs. *International journal of epidemiology*, 30(5), 1193–1197.
- Harkins, K. A., Kullgren, J. T., Bellamy, S. L., Karlawish, J., y Glanz, K. (2017). A Trial of Financial and Social Incentives to Increase Older Adults' Walking. *American Journal of Preventive Medicine*. Recuperado a partir de <http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0749379716306122>

- Hartvigsen, J., Morsø, L., Bendix, T., y Manniche, C. (2010). Supervised and non-supervised Nordic walking in the treatment of chronic low back pain: a single blind randomized clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 11, 30. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-11-30>
- Haskell, W. L., Lee, I.-M., Pate, R. R., Powell, K. E., Blair, S. N., Franklin, B. A., ... Bauman, A. (2007). Physical activity and public health. Updated recommendation for adults from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*. Recuperado a partir de <http://circ.ahajournals.org/content/early/2007/08/01/CIRCULATIONAHA.107.185649.abstract>
- Hennig, E. M., y Rosenbaum, D. (1991). Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot y Ankle*, 11(5), 306-311.
- Hennig, Ewald M. (2014). Plantar pressure measurements for the evaluation of shoe comfort, overuse injuries and performance in soccer. *Footwear Science*, 6(2), 119-127. <https://doi.org/10.1080/19424280.2013.873486>
- Hennig, Ewald M., y Lafortune, M. A. (1991). Relationships between Ground Reaction Force and Tibial Bone Acceleration Parameters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7(3), 303-309. <https://doi.org/10.1123/ijsb.7.3.303>
- Hennig, Ewald M., y Milani, T. L. (1995). In-Shoe Pressure Distribution for Running in Various Types of Footwear. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(3), 299-310. <https://doi.org/10.1123/jab.11.3.299>
- Hennig, Ewald M., y Sanderson, D. J. (1995). In-Shoe Pressure Distributions for Cycling with Two Types of Footwear at Different Mechanical Loads. *Journal of Applied Biomechanics*, 11(1), 68-80. <https://doi.org/10.1123/jab.11.1.68>
- Hessert, M. J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L. A., y Novak, V. (2005). Foot pressure distribution during walking in young and old adults. *BMC Geriatrics*, 5, 8. <https://doi.org/10.1186/1471-2318-5-8>
- Höhne, A., Stark, C., y Brüggemann, G.-P. (2009). Plantar pressure distribution in gait is not affected by targeted reduced plantar cutaneous sensation. *Clinical Biomechanics*, 24(3), 308-313. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.01.001>

- Hreljac, Alan. (2004). Impact and overuse injuries in runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 36(5), 845–849.
- Hreljac, ALAN, Marshall, R. N., y Hume, P. A. (2000). Evaluation of lower extremity overuse injury potential in runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 32(9), 1635–1641.
- Hudson, D. (2014). The effect of walking with poles on the distribution of plantar pressures in normal subjects. *PM y R: The Journal of Injury, Function, and Rehabilitation*, 6(2), 146-151. <https://doi.org/10.1016/j.pmrj.2013.09.002>
- Hughes, J., Clark, P., y Klenerman, L. (1990). The importance of the toes in walking. *Bone y Joint Journal*, 72-B(2), 245-251.
- Hurlow, J., y Bliss, D. Z. (2011). Dry Skin in Older Adults. *Geriatric Nursing*, 32(4), 257-262. <https://doi.org/10.1016/j.gerinurse.2011.03.003>
- Hutton, W. C., y Dhanendran, M. (1979). A study of the distribution of load under the normal foot during walking. *International Orthopaedics*, 3(2), 153-157. <https://doi.org/10.1007/BF00266887>
- Hutton, W. C., y Dhanendran, M. (1981). The Mechanics of Normal and Hallux Valgus Feet-A Quantitative Study. *Clinical orthopaedics and related research*, 157, 7–13.
- Imsero. (2004). *Las personas mayores en España. Informe 2004*. Madrid: Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales.
- Inlow, S, Orsted, H, y Sibbald, Rg. (2000). Best practices for the prevention, diagnosis, and treatment of diabetic foot ulcers. *Ostomy/Wound Management*, 46(11), 55-68; quiz 70-1.
- Inman, V. T., Ralston, H. J., y Todd, F. (1981). *Human walking*. Williams y Wilkins.
- Isakov, E., Budoragin, N., Shenhav, S., Mendeleovich, I., Korzets, A., y Susak, Z. (1995). *Anatomic sites of foot lesions resulting in amputation among diabetics and non-diabetics*. LWW. Recuperado a partir de http://journals.lww.com/ajpmr/Abstract/1995/03000/ANATOMIC_SITES_OF_FOOT_LESIONS_RESULTING_IN.8.aspx

- Jacobson, B. H., Caldwell, B., y Kulling, F. A. (1997). Comparison of Hiking Stick Use on Lateral Stability While Balancing with and without a Load. *Perceptual and Motor Skills*, 85(1), 347-350. <https://doi.org/10.2466/pms.1997.85.1.347>
- Jahss, M. H., Kummer, F., y Michelson, J. D. (1992). Investigations into the Fat Pads of the Sole of the Foot: Heel Pressure Studies. *Foot y Ankle*, 13(5), 227-232. <https://doi.org/10.1177/107110079201300501>
- Jancey, J. M., Clarke, A., Howat, P. A., Lee, A. H., Shilton, T., y Fisher, J. (2008). A physical activity program to mobilize older people: A practical and sustainable approach. *The Gerontologist*, 48(2), 251–257.
- Jefferson, R. J., Collins, J. J., Whittle, M. W., Radin, E. L., y O'Connor, J. J. (1990). The Role of the Quadriceps in Controlling Impulsive Forces around Heel Strike. *Proceedings of the Institution of Mechanical Engineers, Part H: Journal of Engineering in Medicine*, 204(1), 21-28. https://doi.org/10.1243/PIME_PROC_1990_204_224_02
- Jekal, Y., Lee, M. K., Kim, E. S., Park, J. H., Lee, H. J., Han, S. J., ... Jeon, J. Y. (2008). Effects of Walking and Physical Activity on Glucose Regulation among Type 2 Diabetics. *Korean Diabetes Journal*, 32(1), 60-67. <https://doi.org/10.4093/kdj.2008.32.1.60>
- Jensen, S. B., Henriksen, M., Aaboe, J., Hansen, L., Simonsen, E. B., y Alkjaer, T. (2011). Is it possible to reduce the knee joint compression force during level walking with hiking poles? *Scandinavian Journal of Medicine y Science in Sports*, 21(6), e195-200. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2010.01241.x>
- Jintu Fan, y Tsang, H. W. K. (2008). Effect of Clothing Thermal Properties on the Thermal Comfort Sensation During Active Sports. *Textile Research Journal*, 78(2), 111-118. <https://doi.org/10.1177/0731684408080046>
- Jöllenebeck, T., Leyser, D., y Grüneberg, C. (2006). Nordic walking-A field study of biomechanical loading of the lower extremities. *Isokinetics and Exercise Science*, 14(2), 127.
- Jonely, H., Brismée, J.-M., Sizer Jr., P. S., y James, C. R. (2011). Relationships between clinical measures of static foot posture and plantar pressure during static standing and walking. *Clinical Biomechanics*, 26(8), 873-879. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.04.008>

- Jönsson, C., y Johansson, K. (2009). Pole walking for patients with breast cancer-related arm lymphedema. *Physiotherapy Theory and Practice*, 25(3), 165-173. <https://doi.org/10.1080/09593980902776621>
- Jordan, A. N., Olson, T. P., Earnest, C. P., Morss, G. M., y Church, T. S. (2001). Metabolic cost of high intensity poling while Nordic walking versus normal walking. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 33(5), S86.
- Jordan, C., Payton, C. J., y Bartlett, R. M. (1997). Perceived comfort and pressure distribution in casual footwear. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 12(3), S5.
- Jørgensen, U., y Bojsen-Møller, F. (1989). Shock Absorbency of Factors in the Shoe/Heel Interaction—With Special Focus on Role of the Heel Pad. *Foot y Ankle*, 9(6), 294-299. <https://doi.org/10.1177/107110078900900607>
- Kadaba, M. P., Ramakrishnan, H. K., y Wootten, M. E. (1990). Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal of Orthopaedic Research: Official Publication of the Orthopaedic Research Society*, 8(3), 383-392. <https://doi.org/10.1002/jor.1100080310>
- Kang, T.-W., Lee, J.-H., y Cynn, H.-S. (2016). Six-Week Nordic Treadmill Training Compared with Treadmill Training on Balance, Gait, and Activities of Daily Living for Stroke Patients: A Randomized Controlled Trial. *Journal of Stroke and Cerebrovascular Diseases: The Official Journal of National Stroke Association*, 25(4), 848-856. <https://doi.org/10.1016/j.jstrokecerebrovasdis.2015.11.037>
- Kaplan, S., y Okur, A. (2008). The meaning and importance of clothing comfort: A case study for Turkey. *Journal of Sensory Studies*, 23(5), 688–706.
- Kato, Y., Chao, E. Y. S., Laughman, R. K., Schneider, E., y Morrey, B. F. (1983). Biomechanical analysis of foot function during gait and clinical applications. *Clinical orthopaedics and related research*, 177, 23–33.
- Katoulis, E. C., Boulton, A. J., y Raptis, S. A. (1996). The Role of Diabetic Neuropathy and High Plantar Pressures in the Pathogenesis of Foot Ulceration. *Hormone and Metabolic Research*, 28(04), 159-164. <https://doi.org/10.1055/s-2007-979152>

- Kavanagh, J. J., Barrett, R. S., y Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait y Posture*, 20(3), 291-298. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2003.10.004>
- Kavanagh, Justin J., y Menz, H. B. (2008). Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait y Posture*, 28(1), 1-15. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.10.010>
- Keast, M.-L., Slovinec D'Angelo, M. E., Nelson, C. R. M., Turcotte, S. E., McDonnell, L. A., Nadler, R. E., ... Reid, R. D. (2013). Randomized Trial of Nordic Walking in Patients With Moderate to Severe Heart Failure. *Canadian Journal of Cardiology*, 29(11), 1470-1476. <https://doi.org/10.1016/j.cjca.2013.03.008>
- Kernozek, T., y LaMott, E. (1995). Comparisons of plantar pressures between the elderly and young adults. *Gait y Posture*, 3(3), 143-148. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(95\)99064-R](https://doi.org/10.1016/0966-6362(95)99064-R)
- Kernozek, T. W., LaMott, E. E., y Dancisak, M. J. (1996). Reliability of an in-shoe pressure measurement system during treadmill walking. *Foot y Ankle International*, 17(4), 204-209. <https://doi.org/10.1177/107110079601700404>
- Kim, W., y Voloshin, A. S. (1992). Dynamic loading during running on various surfaces. *Human Movement Science*, 11(6), 675-689. [https://doi.org/10.1016/0167-9457\(92\)90036-B](https://doi.org/10.1016/0167-9457(92)90036-B)
- Kinchington, M., Ball, K., y Naughton, G. (2010). Monitoring of Lower Limb Comfort and Injury in Elite Football. *Journal of Sports Science y Medicine*, 9(4), 652-663.
- Kinchington, M., Ball, K., y Naughton, G. (2012). Relation between lower limb comfort and performance in elite footballers. *Physical Therapy in Sport*, 13(1), 27-34. <https://doi.org/10.1016/j.ptsp.2011.02.001>
- Kirkham, S., Lam, S., Nester, C., y Hashmi, F. (2014). The effect of hydration on the risk of friction blister formation on the heel of the foot. *Skin Research and Technology*, 20(2), 246-253. <https://doi.org/10.1111/srt.12136>
- Kirtley, C., Whittle, M. W., y Jefferson, R. J. (1985). Influence of walking speed on gait parameters. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(4), 282-288. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(85\)90055-X](https://doi.org/10.1016/0141-5425(85)90055-X)

- Kleindienst, F. I., Michel, K. J., Schwarz, J., y Krabbe, B. (2006). [Comparison of kinematic and kinetic parameters between the locomotion patterns in nordic walking, walking and running]. *Sportverletzung Sportschaden: Organ Der Gesellschaft Fur Orthopadisch-Traumatologische Sportmedizin*, 20(1), 25-30. <https://doi.org/10.1055/s-2006-926592>
- Kleindienst, F., Michel, K. J., Stief, F., Wedel, F., Campe, S., y Krabbe, B. (2007). Comparison of joint loading of lower extremities between the locomotion patterns Nordic Walking, walking and running using inverse dynamics. *Deutsche Zeitschrift Fur Sportmedizin*, 58(4), 105-+.
- Knapik, J. J., Reynolds, K. L., Duplantis, K. L., y Jones, B. H. (1995). Friction Blisters. *Sports Medicine*, 20(3), 136-147. <https://doi.org/10.2165/00007256-199520030-00002>
- Knight, C. A., y Caldwell, G. E. (2000). Muscular and metabolic costs of uphill backpacking: are hiking poles beneficial? *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(12), 2093-2101.
- Kocur, P., Deskur-Śmielecka, E., Wilk, M., y Dylewicz, P. (2009). Effects of Nordic Walking training on exercise capacity and fitness in men participating in early, short-term inpatient cardiac rehabilitation after an acute coronary syndrome — a controlled trial. *Clinical Rehabilitation*, 23(11), 995-1004. <https://doi.org/10.1177/0269215509337464>
- Kocur, P., Wiernicka, M., Wilski, M., Kaminska, E., Furmaniuk, L., Maslowska, M. F., y Lewandowski, J. (2015). Does Nordic walking improves the postural control and gait parameters of women between the age 65 and 74: a randomized trial. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(12), 3733-3737. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3733>
- Kohl, H. W., Craig, C. L., Lambert, E. V., Inoue, S., Alkandari, J. R., Leetongin, G., ... others. (2012). The pandemic of physical inactivity: global action for public health. *The Lancet*, 380(9838), 294–305.
- Koizumi, T., Tsujiuchi, N., Takeda, M., y Murodate, Y. (2008). *Physical motion analysis of Nordic Walking*. (M. Estivalet y P. Brisson, Eds.). Paris: Springer Verlag Paris.
- Kong, P. W., y Bagdon, M. (2010). Shoe Preference Based on Subjective Comfort for Walking and Running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 100(6), 456-462. <https://doi.org/10.7547/1000456>

- Kortas, J., Kuchta, A., Prusik, K., Prusik, K., Ziemann, E., Labudda, S., ... Antosiewicz, J. (2017). Nordic walking training attenuation of oxidative stress in association with a drop in body iron stores in elderly women. *Biogerontology*. <https://doi.org/10.1007/s10522-017-9681-0>
- Kortas, J., Prusik, K., Flis, D., Prusik, K., Ziemann, E., Leaver, N., y Antosiewicz, J. (2015). Effect of Nordic Walking training on iron metabolism in elderly women. *Clinical Interventions in Aging*, 10, 1889-1896. <https://doi.org/10.2147/CIA.S90413>
- Krabak, B. J., Waite, B., y Lipman, G. (2013). Injury and illnesses prevention for ultramarathoners. *Current sports medicine reports*, 12(3), 183–189.
- Kreuzriegler, F., Gollner, E., y Fichtner, H. (2002). *Das ist Nordic Walking: Ausrüstung, Technik, Training*. Elsevier, UrbanFischerVerlag.
- Kukkonen-Harjula, K., Hiilloskorpi, H., Mänttari, A., Pasanen, M., Parkkari, J., Suni, J., ... Laukkanen, R. (2007). Self-guided brisk walking training with or without poles: a randomized-controlled trial in middle-aged women. *Scandinavian Journal of Medicine y Science in Sports*, 17(4), 316-323. <https://doi.org/10.1111/j.1600-0838.2006.00585.x>
- Kumar, S., Ashe, H. a., Parnell, L. n., Fernando, D. j. s., Tsigos, C., Young, R. j., ... Boulton, A. j. m. (1994). The Prevalence of Foot Ulceration and its Correlates in Type 2 Diabetic Patients: a Population-based Study. *Diabetic Medicine*, 11(5), 480-484. <https://doi.org/10.1111/j.1464-5491.1994.tb00310.x>
- Lacroix, C., Baspeyras, M., De La Salmonière, P., Benderdouche, M., Couprie, B., Accoceberry, I., ... Feuilhade de Chauvin, M. (2002). Tinea pedis in European marathon runners. *Journal of the European Academy of Dermatology and Venereology*, 16(2), 139-142. <https://doi.org/10.1046/j.1468-3083.2002.00400.x>
- Lafortune, M. A. (1991). Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 24(10), 877-886.
- Landi, F., Onder, G., Carpenter, I., Cesari, M., Soldato, M., y Bernabei, R. (2007). Physical activity prevented functional decline among frail community-living elderly subjects in an international observational study. *Journal of Clinical Epidemiology*, 60(5), 518–524.

- Laporte, R. E., Adams, L. L., Savage, D. D., Brenes, G., Dearwater, S., y Cook, T. (1984). The spectrum of physical activity, cardiovascular disease and health: an epidemiologic perspective. *American Journal of Epidemiology*, 120(4), 507-517. <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.aje.a113911>
- Lara Diéguez, S., Lara Sánchez, A. J., y Martínez López, E. J. (2011). Análisis de los diferentes métodos de evaluación de la huella plantar. *RETOS: Nuevas tendencias en educación física, deporte y recreación*, (19), 49–53.
- Lau, H., y Tong, K. (2008). The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot. *Gait y Posture*, 27(2), 248-257. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2007.03.018>
- Lavery, L. A., Lavery, D. C., y Quebedeaux-Farnham, T. L. (1995). Increased Foot Pressures After Great Toe Amputation in Diabetes. *Diabetes Care*, 18(11), 1460-1462. <https://doi.org/10.2337/diacare.18.11.1460>
- Ledoux, W. R., y Blevins, J. J. (2007). The compressive material properties of the plantar soft tissue. *Journal of Biomechanics*, 40(13), 2975-2981. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2007.02.009>
- Lee, I.-M., y Buchner, D. M. (2008). The importance of walking to public health. *Medicine and science in sports and exercise*, 40(7 Suppl), S512–8.
- Lee, I.-M., Rexrode, K. M., Cook, N. R., Manson, J. E., y Buring, J. E. (2001). Physical activity and coronary heart disease in women: Is no pain, no gain passé? *Jama*, 285(11), 1447–1454.
- Lehman, G. J., y McGill, S. M. (1999). The importance of normalization in the interpretation of surface electromyography: a proof of principle. *Journal of Manipulative and Physiological Therapeutics*, 22(7), 444-446.
- Lejczak, A., Josiak, K., Węgrzynowska-Teodorczyk, K., Rudzińska, E., Jankowska, E. A., Banasiak, W., ... Ponikowski, P. (2016). Nordic Walking May Safely Increase the Intensity of Exercise Training in Healthy Subjects and in Patients with Chronic Heart Failure. *Advances in Clinical and Experimental Medicine: Official Organ Wroclaw Medical University*, 25(1), 145-149.

- Lewis, G., Tan, T., y Shiue, Y. (1991). Characterization of the performance of shoe insert materials. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 81(8), 418-424.
<https://doi.org/10.7547/87507315-81-8-418>
- Li, W., Liu, X. D., Cai, Z. B., Zheng, J., y Zhou, Z. R. (2011). Effect of prosthetic socks on the frictional properties of residual limb skin. *Wear*, 271(11–12), 2804-2811.
<https://doi.org/10.1016/j.wear.2011.05.032>
- Light, L. H., McLellan, G. E., y Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *Journal of Biomechanics*, 13(6), 477-480.
[https://doi.org/10.1016/0021-9290\(80\)90340-1](https://doi.org/10.1016/0021-9290(80)90340-1)
- Lim, S.-H., y Hudson, S. H. (2004a). Application of a fibre-reactive chitosan derivative to cotton fabric as a zero-salt dyeing auxiliary. *Coloration Technology*, 120(3), 108-113.
<https://doi.org/10.1111/j.1478-4408.2004.tb00215.x>
- Lim, S.-H., y Hudson, S. M. (2004b). Application of a fiber-reactive chitosan derivative to cotton fabric as an antimicrobial textile finish. *Carbohydrate Polymers*, 56(2), 227-234.
<https://doi.org/10.1016/j.carbpol.2004.02.005>
- Litzelman, D. K., Marriott, D. J., y Vinicor, F. (1997). Independent Physiological Predictors of Foot Lesions in Patients With NIDDM. *Diabetes Care*, 20(8), 1273-1278.
<https://doi.org/10.2337/diacare.20.8.1273>
- Llana-Belloch, S. (1998). *Análisis del calzado técnico de tenis atendiendo a criterios epidemiológicos, de confort y biomecánicos* (<http://purl.org/dc/dcmitype/Text>). Universitat de València. Recuperado a partir de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/tesis?codigo=73439&info=resumen&idioma=SPA>
- Lobos, J. M., Royo-Bordonada, M. A., Brotons, C., Álvarez-Sala, L., Armario, P., Maiques, A., ... Lizarbe, V. (2008). Guía europea de prevención cardiovascular en la práctica clínica: Adaptación española del CEIPC 2008. *Revista Española de Salud Pública*, 82(6), 581-616.
- Lord, M, H., R. (1994). Pressure redistribution by molded inserts in diabetic footwear: a pilot study. *Journal of Rehabilitation Research and Development*, 31(3), 214-221.

- Loy, D. J., y Voloshin, A. S. (1991). Biomechanics of stair walking and jumping. *Journal of sports sciences*, 9(2), 137–149.
- Lozano, L. M., García-Cueto, E., y Muñiz, J. (2008). Effect of the Number of Response Categories on the Reliability and Validity of Rating Scales. *Methodology*, 4(2), 73-79. <https://doi.org/10.1027/1614-2241.4.2.73>
- Lucas-Cuevas, A. G. (2016). Influence of an insole intervention on biomechanical parameters during running with and without fatigue. Recuperado a partir de <http://roderic.uv.es/handle/10550/50777>
- Lucas-Cuevas, A. G., Camacho-García, A., Llinares, R., Quesada, J. I. P., Llana-Belloch, S., y Pérez-Soriano, P. (2017). Influence of custom-made and prefabricated insoles before and after an intense run. *PLOS ONE*, 12(2), e0173179. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0173179>
- Luger, E., Nissan, M., Karpf, A., Steinberg, E., y Dekel, S. (2001). Dynamic Pressures on the Diabetic Foot. *Foot y Ankle International*, 22(9), 715-719. <https://doi.org/10.1177/107110070102200905>
- Luo, G., Stergiou, P., Worobets, J., Nigg, B., y Stefanyshyn, D. (2009). Improved footwear comfort reduces oxygen consumption during running. *Footwear Science*, 1(1), 25-29. <https://doi.org/10.1080/19424280902993001>
- Luo, Z.-P., Berglund, L. J., y An, K.-N. (1998). Validation of F-Scan pressure sensor system: A technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development; Washington*, 35(2), 186-91.
- Mailler-Savage, E. A., y Adams, B. B. (2006). Skin manifestations of running. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 55(2), 290-301. <https://doi.org/10.1016/j.jaad.2006.02.011>
- Maiwald, C., Grau, S., Krauss, I., Mauch, M., Axmann, D., y Horstmann, T. (2008). Reproducibility of Plantar Pressure Distribution Data in Barefoot Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(1), 14-23. <https://doi.org/10.1123/jab.24.1.14>
- Malgrange, D. (2008). Physiopathology of the diabetic foot. *La revue de médecine interne*, 29, 231-237.

- Malicka, I., Stefańska, M., Rudziak, M., Jarmoluk, P., Pawłowska, K., Szczepańska-Gieracha, J., y Woźniewski, M. (2011). The influence of Nordic walking exercise on upper extremity strength and the volume of lymphoedema in women following breast cancer treatment. *Isokinetics and Exercise Science*, 19(4), 295-304. <https://doi.org/10.3233/IES-2011-0430>
- Mannerkorpi, K., Nordeman, L., Cider, Å., y Jonsson, G. (2010). Does moderate-to-high intensity Nordic walking improve functional capacity and pain in fibromyalgia? A prospective randomized controlled trial. *Arthritis Research y Therapy*, 12, R189. <https://doi.org/10.1186/ar3159>
- Márquez, S. (1995). Beneficios psicológicos de la actividad física. *Revista de psicología general y aplicada: Revista de la Federación Española de Asociaciones de Psicología*, 48(1), 185-206.
- Martínez Lemos, R. I. (2010). Alfa247®: Un modelo de aprendizaje diferenciado para. *Revista de investigación en educación*, (7), 123–130.
- Martínez Nova, A., Marcos-Tejedor, F., Gómez Martín, B., Sánchez-Rodríguez, R., y Escamilla-Martínez, E. (2017). Bioceramic-fiber socks have more benefits than cotton-made socks in controlling bacterial load and the increase of sweat in runners. *Textile Research Journal*, 0040517516688631. <https://doi.org/10.1177/0040517516688631>
- Martínez-Nova, A., Cuevas-García, J. C., Sánchez-Rodríguez, R., Pascual-Huerta, J., y Sánchez-Barrado, E. (2008). Estudio del patrón de presiones plantares en pies con hallux valgus mediante un sistema de plantillas instrumentadas. *Revista Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología*, 52(2), 94-98. [https://doi.org/10.1016/S1888-4415\(08\)74801-X](https://doi.org/10.1016/S1888-4415(08)74801-X)
- Martínez-Nova, A., Sánchez-Rodríguez, R., Cuevas-García, J. C., y Sánchez-Barrado, E. (2007). Estudio baropodométrico de los valores de presión plantar en pies no patológicos. *Rehabilitación*, 41(4), 155-160. [https://doi.org/10.1016/S0048-7120\(07\)75509-3](https://doi.org/10.1016/S0048-7120(07)75509-3)
- Martínez-Nova, Alfonso, Pascual Huerta, J., y Sánchez-Rodríguez, R. (2008). Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures using the Biofoot in-shoe system. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(4), 302-310.

- Masson, E. A., Veves, A., Fernando, D., y Boulton, A. J. M. (1989). Current perception thresholds: a new, quick, and reproducible method for the assessment of peripheral neuropathy in diabetes mellitus. *Diabetologia*, 32(10), 724-728. <https://doi.org/10.1007/BF00274531>
- Mathers, C., Fat, D. M., y Boerma, J. T. (2008). *The global burden of disease: 2004 update*. Ginebra: Organización Mundial de la Salud. Recuperado a partir de https://books.google.es/books?hl=esylr=yid=xrYYZ6Jcfv0Cyoifndypg=PR5ydq=The+gl+obal+burden+of+disease:+2004+updateyots=ta_y3g97ukysig=MThd81KmAEvHEAAykebsq7-2CAk
- McLellan, K., Petrofsky, J. S., Bains, G., Zimmerman, G., Prowse, M., y Lee, S. (2009). The effects of skin moisture and subcutaneous fat thickness on the ability of the skin to dissipate heat in young and old subjects, with and without diabetes, at three environmental room temperatures. *Medical Engineering y Physics*, 31(2), 165-172. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2008.08.004>
- Melai, T., IJerman, T. H., Schaper, N. C., de Lange, T. L. H., Willems, P. J. B., Meijer, K., ... Savelberg, H. H. C. M. (2011). Calculation of plantar pressure time integral, an alternative approach. *Gait y Posture*, 34(3), 379-383. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2011.06.005>
- Menz, H. B., Lord, S. R., y Fitzpatrick, R. C. (2003). Acceleration patterns of the head and pelvis when walking on level and irregular surfaces. *Gait y Posture*, 18(1), 35-46. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(02\)00159-5](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(02)00159-5)
- Menz, H. B., y Morris, M. E. (2006). Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait y Posture*, 24(2), 229-236. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2005.09.002>
- Mercer, J. A., Bates, B. T., Dufek, J. S., y Hreljac, A. (2003). Characteristics of shock attenuation during fatigued running. *Journal of Sports Sciences*, 21(11), 911-919. <https://doi.org/10.1080/0264041031000140383>
- Mercer, J. A., Devita, P., Derrick, T. R., y Bates, B. T. (2003). Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(2), 307-313. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000048837.81430.E7>

- Mercer, J.A., Vance, J., Hreljac, A., y Hamill, J. (2002). Relationship between shock attenuation and stride length during running at different velocities. *European Journal of Applied Physiology*, 87(4-5), 403-408. <https://doi.org/10.1007/s00421-002-0646-9>
- Mi, F-L., Wu, Y.B., Shyu, S.S., Chao, A.C., Lai, J.Y., y Su, C.C. (2003). Asymmetric chitosan membranes prepared by dry/wet phase separation: a new type of wound dressing for controlled antibacterial release. *Journal of Membrane Science*, 212(1), 237-254. [https://doi.org/10.1016/S0376-7388\(02\)00505-7](https://doi.org/10.1016/S0376-7388(02)00505-7)
- Michaud, T. C. (1993). *Foot orthoses and other forms of conservative foot care*. Williams y Wilkins.
- Mikalacki, M., Cokorilo, N., y Katić, R. (2011). Effect of nordic walking on functional ability and blood pressure in elderly women. *Collegium Antropologicum*, 35(3), 889-894.
- Milgrom, C., Finestone, A., Shlamkovitch, N., Wosk, J., Laor, A., Voloshin, A., y Eldad, A. (1992). Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation. A randomized prospective study. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (281), 189-192.
- Mills, K., Blanch, P., y Vicenzino, B. (2012). Comfort and midfoot mobility rather than orthosis hardness or contouring influence their immediate effects on lower limb function in patients with anterior knee pain. *Clinical Biomechanics*, 27(2), 202-208. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2011.08.011>
- Milner, C. E., Ferber, R., Pollard, C. D., Hamill, J., y Davis, I. S. (2006). Biomechanical factors associated with tibial stress fracture in female runners. *Medicine and science in sports and exercise*, 38(2), 323.
- Mizrahi, J., Voloshin, A., Russek, D., Verbitski, O., y Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *BAM-PADOVA*-, 7, 111–118.
- Monteiro, E. P., Franzoni, L. T., Cubillos, D. M., de Oliveira Fagundes, A., Carvalho, A. R., Oliveira, H. B., ... Peyré-Tartaruga, L. A. (2017). Effects of Nordic walking training on functional parameters in Parkinson's disease: a randomized controlled clinical trial. *Scandinavian Journal of Medicine y Science in Sports*, 27(3), 351-358. <https://doi.org/10.1111/sms.12652>

BIBLIOGRAFÍA

- Montoya, P. (2005). Análisis de la condición física, en dos grupos de personas entre los 60 a 69 años, uno que hace actividad física aeróbica sistemática y otro que no lo hace, en el área urbana del Municipio de Popayán, Cauca. *Revista Digital de Educación Física y Deportes*, 10, 91.
- Morag, E., y Cavanagh, P. R. (1999). Structural and functional predictors of regional peak pressures under the foot during walking. *Journal of Biomechanics*, 32(4), 359-370. [https://doi.org/10.1016/S0021-9290\(98\)00188-2](https://doi.org/10.1016/S0021-9290(98)00188-2)
- Morgulec-Adamowicz, N., Marszałek, J., y Jagustyn, P. (2011). Nordic Walking - A New Form of Adapted Physical Activity (A Literature Review). *Human Movement*, 12(2), 124–132. <https://doi.org/10.2478/v10038-011-0009-7>
- Morris, J. N., y Hardman, A. E. (1997). Walking to health. *Sports medicine*, 23(5), 306–332.
- Morsø, L., Hartvigsen, J., Puggaard, L., y Manniche, C. (2006). Nordic walking and chronic low back pain: design of a randomized clinical trial. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 7, 77. <https://doi.org/10.1186/1471-2474-7-77>
- Morss, G. M., Church, T. S., Earnest, C. P., y Jordan, A. N. (2001). Field test comparing the metabolic cost of normal walking versus Nordic walking. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 33(5), S23.
- Morton, D. J. (1964). *The human foot: its evolution, physiology, and functional disorders*. Hafner Pub. Co..
- Mueller, M. (1997). Therapeutic footwear helps protect the diabetic foot. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 87(8), 360-364. <https://doi.org/10.7547/87507315-87-8-360>
- Mueller, M. J., Diamond, J. E., Delitto, A., y Sinacore, D. R. (1989). Insensitivity, Limited Joint Mobility, and Plantar Ulcers in Patients with Diabetes Mellitus. *Physical Therapy*, 69(6), 453-459. <https://doi.org/10.1093/ptj/69.6.453>
- Mueller, M. J., Lott, D. J., Hastings, M. K., Commean, P. K., Smith, K. E., y Pilgram, T. K. (2006). Efficacy and mechanism of orthotic devices to unload metatarsal heads in people with diabetes and a history of plantar ulcers. *Physical Therapy*, 86(6), 833-842.

- Mueller, M. J., Sinacore, D. R., Hastings, M. K., Strube, M. J., y Johnson, J. E. (2003). Effect of Achilles tendon lengthening on neuropathic plantar ulcers. A randomized clinical trial. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 85-A(8), 1436-1445.
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Humble, R. N., y Stefanyshyn, D. J. (2003). Orthotic comfort is related to kinematics, kinetics, and EMG in recreational runners. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(10), 1710-1719. <https://doi.org/10.1249/01.MSS.0000089352.47259.CA>
- Mündermann, A., Nigg, B. M., Stefanyshyn, D. J., y Humble, R. N. (2002). Development of a reliable method to assess footwear comfort during running. *Gait y Posture*, 16(1), 38-45. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(01\)00197-7](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(01)00197-7)
- Murley, G. S., Landorf, K. B., y Menz, H. B. (2010). Do foot orthoses change lower limb muscle activity in flat-arched feet towards a pattern observed in normal-arched feet? *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 25(7), 728-736. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2010.05.001>
- Murphy, D. F., Beynnon, B. D., Michelson, J. D., y Vacek, P. M. (2005). Efficacy of Plantar Loading Parameters During Gait in Terms of Reliability, Variability, Effect of Gender and Relationship Between Contact Area and Plantar Pressure. *Foot y Ankle International*, 26(2), 171-179. <https://doi.org/10.1177/107110070502600210>
- Murray, M. P., Drought, A. B., y Kory, R. C. (1964). WALKING PATTERNS OF NORMAL MEN. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 46, 335-360.
- Murray, M. P., Kory, R. C., y Sepic, S. B. (1970). Walking patterns of normal women. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 51(11), 637-650.
- Musich, S., Wang, S. S., Hawkins, K., y Greame, C. (2016). The Frequency and Health Benefits of Physical Activity for Older Adults. *Population Health Management*. Recuperado a partir de <http://online.liebertpub.com/doi/abs/10.1089/pop.2016.0071>
- Myerson, M. S., y Shereff, M. J. (1989). The pathological anatomy of claw and hammer toes. *J Bone Joint Surg Am*, 71(1), 45-49.
- Nagel, A., Fernholz, F., Kibele, C., y Rosenbaum, D. (2008). Long distance running increases plantar pressures beneath the metatarsal heads: A barefoot walking investigation of

- 200 marathon runners. *Gait y Posture*, 27(1), 152-155. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.12.012>
- Najafi, B., Barnica, E., Wrobel, J. S., y Burns, J. (2012). Dynamic Plantar Loading Index: Understanding the benefit of Custom Foot Orthoses for Painful Pes Cavus. *Journal of Biomechanics*, 45(9), 1705-1711. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2012.03.006>
- Nelson, M. E., Rejeski, W. J., Blair, S. N., Duncan, P. W., Judge, J. O., King, A. C., ... Castaneda-Sceppa, C. (2007). Physical activity and public health in older adults. Recommendation from the American College of Sports Medicine and the American Heart Association. *Circulation*. Recuperado a partir de <http://circ.ahajournals.org/content/early/2007/08/01/CIRCULATIONAHA.107.185650.short>
- Nigg, B. M., Nurse, M. A., y Stefanyshyn, D. J. (1999). Shoe inserts and orthotics for sport and physical activities. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 31(7 Suppl), S421-428.
- Nigg, Benno M., y Yeadon, M. R. (1987). Biomechanical aspects of playing surfaces. *Journal of Sports Sciences*, 5(2), 117-145. <https://doi.org/10.1080/02640418708729771>
- Nigg, Benno Maurus, MacIntosh, B. R., y Mester, J. (2000). *Biomechanics and Biology of Movement*. Human Kinetics.
- Noe, D. A., Voto, S. J., Hoffmann, M. S., Askew, M. J., y Gradisar, I. A. (1993). Role of the calcaneal heel pad and polymeric shock absorbers in attenuation of heel strike impact. *Journal of Biomedical Engineering*, 15(1), 23-26. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(93\)90088-G](https://doi.org/10.1016/0141-5425(93)90088-G)
- Núñez-Samper Pizarroso, M., y Llanos Alcazar, L. F. (1997). *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. Masson. Recuperado a partir de <https://dialnet.unirioja.es/servlet/libro?codigo=237284>
- Nurse, M. A., Hulliger, M., Wakeling, J. M., Nigg, B. M., y Stefanyshyn, D. J. (2005). Changing the texture of footwear can alter gait patterns. *Journal of Electromyography and Kinesiology*, 15(5), 496-506. <https://doi.org/10.1016/j.jelekin.2004.12.003>
- Oakley, C., Zwierska, I., Tew, G., Beard, J. D., y Saxton, J. M. (2008). Nordic Poles Immediately Improve Walking Distance in Patients with Intermittent Claudication. *European Journal*

- of Vascular and Endovascular Surgery*, 36(6), 689-694.
<https://doi.org/10.1016/j.ejvs.2008.06.036>
- Oh-Yun, K., y Mueller, M. J. (2001). Walking patterns used to reduce forefoot plantar pressures in people with diabetic neuropathies. *Physical Therapy; Washington*, 81(2), 828-35.
- OMS. (1999). *Definition, diagnosis and classification of diabetes mellitus and its complications: Part 1: diagnosis and classification of diabetes mellitus*.
- OMS. (2009). *Global health risks: mortality and burden of disease attributable to selected major risks*. Ginebra: Organización Mundial de la Salud. Recuperado a partir de https://books.google.es/books?hl=es&lr=yid=Ycbr2e2WPdcCyoI=fndyPg=PR5yDq=Global+health+riskS:+mortality+and+burden+of+disease+attributable+to+selected+major+riskS+yots=afG1_yZe4sysig=7ldD7IKjWaqBKp95YV8Vt-g2eio
- OMS. (2010). *Recomendaciones mundiales sobre actividad física para la salud*. Ginebra: Organización Mundial de la Salud. Recuperado a partir de <http://www.who.int/iris/handle/10665/44441>
- OMS. (2013). Diagnostic criteria and classification of hyperglycaemia first detected in pregnancy. *Ginebra: Organización Mundial de la Salud*. Recuperado a partir de http://apps.who.int/iris/bitstream/10665/85975/1/WHO_NMH_MND_13.2_eng.pdf
- OMS. (2016). Informe Mundial sobre la Diabetes. *Resumen de Orientación. World Report on Diabetes. Executive summary*.
- OMS. (2017). Organización Mundial de la Salud. Nota descriptiva Febrero 2017: Actividad física. Recuperado 1 de mayo de 2017, a partir de <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs385/es/>
- Ong, S.-Y., Wu, J., Mochhala, S. M., Tan, M.-H., y Lu, J. (2008). Development of a chitosan-based wound dressing with improved hemostatic and antimicrobial properties. *Biomaterials*, 29(32), 4323-4332. <https://doi.org/10.1016/j.biomaterials.2008.07.034>
- Pai, S., y Ledoux, W. R. (2010). The compressive mechanical properties of diabetic and non-diabetic plantar soft tissue. *Journal of Biomechanics*, 43(9), 1754-1760. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2010.02.021>

- Papanas, N., Papazoglou, D., Papatheodorou, K., y Maltezos, E. (2011). Evaluation of a new foam to increase skin hydration of the foot in type 2 diabetes: a pilot study. *International Wound Journal*, 8(3), 297-300. <https://doi.org/10.1111/j.1742-481X.2011.00786.x>
- Park, S. K., Yang, D. J., Kang, Y. H., Kim, J. H., Uhm, Y. H., y Lee, Y. S. (2015). Effects of Nordic walking and walking on spatiotemporal gait parameters and ground reaction force. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(9), 2891-2893. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.2891>
- Parkatti, T., Perttunen, J., y Wacker, P. (2012). Improvements in Functional Capacity from Nordic Walking: A Randomized Controlled Trial among Older Adults. *Journal of Aging and Physical Activity*, 20(1), 93-105. <https://doi.org/10.1123/japa.20.1.93>
- Pataky, T. C., Caravaggi, P., Savage, R., Parker, D., Goulermas, J. Y., Sellers, W. I., y Crompton, R. H. (2008). New insights into the plantar pressure correlates of walking speed using pedobarographic statistical parametric mapping (pSPM). *Journal of Biomechanics*, 41(9), 1987-1994. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2008.03.034>
- Pate, R. R., Pratt, M., Blair, S. N., Haskell, W. L., Macera, C. A., Bouchard, C., ... King, A. C. (1995). Physical activity and public health. A recommendation from the Centers for Disease Control and Prevention and the American College of Sports Medicine. *JAMA: The Journal of the American Medical Association*, 273(5), 402-407.
- Pecoraro, R. E., Reiber, G. E., y Burgess, E. M. (1990). Pathways to Diabetic Limb Amputation: Basis for Prevention. *Diabetes Care*, 13(5), 513-521. <https://doi.org/10.2337/diacare.13.5.513>
- Pellegrini, B., Peyré-Tartaruga, L. A., Zoppiroli, C., Bortolan, L., Bacchi, E., Figard-Fabre, H., y Schena, F. (2015). Exploring Muscle Activation during Nordic Walking: A Comparison between Conventional and Uphill Walking. *PLoS One*, 10(9), e0138906. <https://doi.org/10.1371/journal.pone.0138906>
- Pellegrini, B., Peyré-Tartaruga, L. A., Zoppiroli, C., Bortolan, L., Savoldelli, A., Minetti, A. E., y Schena, F. (2017). Mechanical energy patterns in nordic walking: comparisons with conventional walking. *Gait y Posture*, 51, 234-238. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2016.10.010>

- Pérez Soriano, P. (2004). Análisis de parámetros biomecánicos durante la recepción en colchonetas y su influencia en los mecanismos de lesión en gimnasia deportiva. Recuperado a partir de <http://roderic.uv.es/handle/10550/15382>
- Pérez Soriano, P., y Llana Belloch, S. (2007). La Instrumentación En La Biomecánica Deportiva. *Journal of Human Sport and Exercise*, II(II). Recuperado a partir de <http://www.redalyc.org/resumen.oa?id=301023504002>
- Pérez Soriano, P., Llana, S., Encarnación, A., y Fuster, M. A. (2009). Marcha nórdica: actividad física alternativa en el cuidado del pie. *European Journal of Human Movement*, (22), 83-94.
- Pérez-Soriano, P., Lucas-Cuevas, A. G., Aparicio-Aparicio, I., y Llana-Belloch, S. (2014). Effects of Kinesiotape® taping on plantar pressure and impact acceleration during walking. *Science y Sports*, 29(5), 282-287. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2014.04.009>
- Pérez-Soriano, P., Encarnación-Martínez, A., Aparicio-Aparicio, I., Giménez, J. V., y Llana-Belloch, S. (2014). Nordic walking: a systematic review. *European Journal of Human Movement*, 33(0), 26-45.
- Pérez-Soriano, P., Llana-Belloch, S., Encarnación-Martínez, A., Martínez-Nova, A., y G, M.-K. (2011). Nordic Walking Practice Might Improve Plantar Pressure Distribution. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 82(4), 593-599. <https://doi.org/10.1080/02701367.2011.10599795>
- Perrey, S., y Fabre, N. (2008). Exertion During Uphill, Level and Downhill Walking With and Without Hiking Poles. *Journal of Sports Science y Medicine*, 7(1), 32-38.
- Perry, J. (1983). Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, (177), 9-15.
- Perry, J, y Burnfield, J. M. (2010). *Gait Analysis: Normal and Pathological Function, Second Edition* (2nd Edition). Thorofare, USA: SLACK Incorporated. Recuperado a partir de <http://www.healio.com/books/health-professions/physical-therapy/%7Bec12a908-c0f3-42af-8b11-c3fc73727078%7D/gait-analysis-normal-and-pathological-function-second-edition>

BIBLIOGRAFÍA

- Perry, J. E., Ulbrecht, J. S., Derr, J. A., y Cavanagh, P. R. (1995). The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 77(12), 1819-1828.
- Perry, Jacquelin, y Davids, J. R. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*. Thorofare, USA: SLACK Incorporated. Recuperado a partir de http://journals.lww.com/pedorthopaedics/Citation/1992/11000/Gait_Analysis__Normal_and_Pathological_Function.23.aspx
- Pham, H., Armstrong, D. G., Harvey, C., Harkless, L. B., Giurini, J. M., y Veves, A. (2000). Screening techniques to identify people at high risk for diabetic foot ulceration: a prospective multicenter trial. *Diabetes Care*, 23(5), 606-611. <https://doi.org/10.2337/diacare.23.5.606>
- Pillai, C. K. S., Paul, W., y Sharma, C. P. (2009). Chitin and chitosan polymers: Chemistry, solubility and fiber formation. *Progress in Polymer Science*, 34(7), 641-678. <https://doi.org/10.1016/j.progpolymsci.2009.04.001>
- Plank, M. J. (1995). The pattern of forefoot pressure distribution in hallux valgus. *The Foot*, 5(1), 8-14. [https://doi.org/10.1016/0958-2592\(95\)90026-8](https://doi.org/10.1016/0958-2592(95)90026-8)
- Poirier, P., y Eckel, R. H. (2002). Obesity and cardiovascular disease. *Current Atherosclerosis Reports*, 4(6), 448-453. <https://doi.org/10.1007/s11883-002-0049-8>
- Polechoński, J., Mynarski, W., y Nawrocka, A. (2015). Applicability of pedometry and accelerometry in the calculation of energy expenditure during walking and Nordic walking among women in relation to their exercise heart rate. *Journal of Physical Therapy Science*, 27(11), 3525-3527. <https://doi.org/10.1589/jpts.27.3525>
- Polliack, A. A., y Scheinberg, S. (2006). A New Technology for Reducing Shear and Friction Forces on the Skin: Implications for Blister Care in the Wilderness Setting. *Wilderness y Environmental Medicine*, 17(2), 109-119. <https://doi.org/10.1580/PR30-05.1>
- Porcari, J. P., Hendrickson, T. L., Walter, P. R., Terry, L., y Walsko, G. (1997). The physiological responses to walking with and without Power Poles on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 68(2), 161-166. <https://doi.org/10.1080/02701367.1997.10607992>

- Potthast, W., Brüggemann, G.-P., Lundberg, A., y Arndt, A. (2010). The Influences of Impact Interface, Muscle Activity, and Knee Angle on Impact Forces and Tibial and Femoral Accelerations Occurring after External Impacts. *Journal of Applied Biomechanics*, 26(1), 1-9. <https://doi.org/10.1123/jab.26.1.1>
- Prichasuk, S. (1994). The heel pad in plantar heel pain. *Bone y Joint Journal*, 76-B(1), 140-142.
- Priego Quesada, J. I., Kunzler, M. R., Rocha, E. S. da, Machado, Á. S., y Carpes, F. P. (2016). Plantar Pressure and Foot Temperature Responses to Acute Barefoot and Shod Running. *Human Movement*, 16(3), 142–148. <https://doi.org/10.1515/humo-2015-0040>
- Purvis, A., y Tunstall, H. (2004). Effects of sock type on foot skin temperature and thermal demand during exercise. *Ergonomics*, 47(15), 1657-1668. <https://doi.org/10.1080/00140130412331290880>
- Putti, A. B., Arnold, G. P., Cochrane, L., y Abboud, R. J. (2007). The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait y Posture*, 25(3), 401-405. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2006.05.010>
- Queen, R. M., Haynes, B. B., Hardaker, W. M., y Garrett, W. E. (2007). Forefoot Loading During 3 Athletic Tasks. *The American Journal of Sports Medicine*, 35(4), 630-636. <https://doi.org/10.1177/0363546506295938>
- Radin, E. L., Parker, H. G., Pugh, J. W., Steinberg, R. S., Paul, I. L., y Rose, R. M. (1973). Response of joints to impact loading — III. *Journal of Biomechanics*, 6(1), 51-57. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(73\)90037-7](https://doi.org/10.1016/0021-9290(73)90037-7)
- Ramírez, W., Vinaccia, S., y Ramón, G. (2004). El impacto de la Actividad Física y el Deporte sobre la Salud, la Cognición, la Socialización y el rendimiento académico: una revisión teórica. *Revista de estudios Sociales*, 18, 67–75.
- Ramón-Cabot, J., Fernández-Trujillo, M., Forcada-Vega, C., y Pera-Blanco, G. (2008). Efectividad a medio plazo de una intervención educativa grupal dirigida al cuidado de los pies en pacientes con diabetes tipo 2. *Enfermería Clínica*, 18(6), 302-308. [https://doi.org/10.1016/S1130-8621\(08\)75852-2](https://doi.org/10.1016/S1130-8621(08)75852-2)

- Rao, S., Saltzman, C., y Yack, H. J. (2007). Segmental foot mobility in individuals with and without diabetes and neuropathy. *Clinical Biomechanics*, 22(4), 464-471. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2006.11.013>
- Ravi Kumar, M. N. V. (2000). A review of chitin and chitosan applications. *Reactive and Functional Polymers*, 46(1), 1-27. [https://doi.org/10.1016/S1381-5148\(00\)00038-9](https://doi.org/10.1016/S1381-5148(00)00038-9)
- Rebollo Roldán, J. (2008). Estudio cualitativo y comparativo sobre los beneficios en salud de un programa de natación terapéutica. *Fisioterapia*, 30(5), 213–222.
- Reuter, I., Mehnert, S., Leone, P., Kaps, M., Oechsner, M., y Engelhardt, M. (2011). Effects of a Flexibility and Relaxation Programme, Walking, and Nordic Walking on Parkinson's Disease. *Journal of Aging Research*, 2011, e232473. <https://doi.org/10.4061/2011/232473>
- Revord, L. P., Lomond, K. V., Loubert, P. V., y Hammer, R. L. (2016). Acute effects of walking with Nordic poles in persons with mild to moderate low-back pain. *International Journal of Exercise Science*, 9(4), 507.
- Reynolds, K., Darrigrand, A., Roberts, D., Knapik, J., Pollard, J., Duplantis, K., y Jones, B. (1995). Effects of an antiperspirant with emollients on foot-sweat accumulation and blister formation while walking in the heat. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 33(4), 626-630. [https://doi.org/10.1016/0190-9622\(95\)91283-5](https://doi.org/10.1016/0190-9622(95)91283-5)
- Riebe, D., Franklin, B. A., Thompson, P. D., Garber, C. E., Whitfield, G. P., Magal, M., y Pescatello, L. S. (2015). Updating ACSM's Recommendations for Exercise Preparticipation Health Screening. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 47(11), 2473-2479. <https://doi.org/10.1249/MSS.0000000000000664>
- Ring, M., Eriksson, M. J., Fritz, T., Nyberg, G., Östenson, C. G., Krook, A., ... Caidahl, K. (2015). Influence of physical activity and gender on arterial function in type 2 diabetes, normal and impaired glucose tolerance. *Diabetes y Vascular Disease Research*, 12(5), 315-324. <https://doi.org/10.1177/1479164115588548>
- Robbins, S. E., y Gouw, G. J. (1990). Athletic footwear and chronic overloading: a brief review. *Sports Medicine*, 9(2), 76-85.

- Robertson, D. D., Mueller, M. J., Smith, K. E., Commean, P. K., Pilgram, T., y Johnson, J. E. (2002). Structural changes in the forefoot of individuals with diabetes and a prior plantar ulcer. *The Journal of Bone and Joint Surgery. American Volume*, 84-A(8), 1395-1404.
- Rodgers, C. D., VanHeest, J. L., y Schachter, C. L. (1995). Energy expenditure during submaximal walking with Exerstriders. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(4), 607-611.
- Rodríguez-Romo, G., Cordente, C. A., Mayorga, J. I., Garrido-Muñoz, M., Macías, R., Lucía, A., y Ruiz, J. R. (2011). Influencia de determinantes socio-demográficos en la adherencia a las recomendaciones de actividad física en personas de entre 15 y 74 años de Madrid: Madrid, Spain. *Revista Española de Salud Pública*, 85(4), 351–362.
- Rosenbaum, D., Engl, T., y Nagel, A. (2008). Foot loading changes after a fatiguing run. *Journal of Biomechanics*, 41, S109.
- Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., y Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait y Posture*, 2(3), 191-197. [https://doi.org/10.1016/0966-6362\(94\)90007-8](https://doi.org/10.1016/0966-6362(94)90007-8)
- Sacco, I. C. N., Hamamoto, A. N., Gomes, A. A., Onodera, A. N., Hirata, R. P., y Hennig, E. M. (2009). Role of ankle mobility in foot rollover during gait in individuals with diabetic neuropathy. *Clinical Biomechanics*, 24(8), 687-692. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2009.05.003>
- Salim, M., Brodin, E., Spaals-Abrahamsson, Y., Berntorp, E., y Zetterberg, E. (2016). The effect of Nordic Walking on joint status, quality of life, physical ability, exercise capacity and pain in adult persons with haemophilia. *Blood Coagulation y Fibrinolysis*, 27(4), 467-472. <https://doi.org/10.1097/MBC.0000000000000554>
- Salinas Martínez, F., Cocca, A., Mohamed, K., y Viciano Ramírez, J. (2010). Actividad Física y sedentarismo: Repercusiones sobre la salud y calidad de vida de las personas mayores. *Retos. Nuevas Tendencias En Educación Física, Deporte y Recreación*, 17, 126–129.
- Salles, A. S., y Gyi, D. E. (2012). The specification of personalised insoles using additive manufacturing. *Work (Reading, Mass.)*, 41 Suppl 1, 1771-1774. <https://doi.org/10.3233/WOR-2012-0383-1771>

- San Tsung, B. Y., Zhang, M., Mak, A. F. T., y Wong, M. W. N. (2004). Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of Rehabilitation Research and Development; Washington*, 41(6A), 767-74.
- Sánchez, J., Prat, J., Hoyos, J., Viosca, E., Soler, C., Comín, M., ... Vera, P. (1999). Biomecánica de la marcha humana normal y patológica. *Instituto de biomecánica de Valencia*, 253.
- Sanderson, D. J., Hennig, E. M., y Black, A. H. (2000). The influence of cadence and power output on force application and in-shoe pressure distribution during cycling by competitive and recreational cyclists. *Journal of Sports Sciences*, 18(3), 173-181. <https://doi.org/10.1080/026404100365072>
- Sanderson, David J., y Cavanagh, P. R. (1987). An investigation of the in-shoe pressure distribution during cycling in conventional cycling shoes or running shoes. *lateral*, 1, 1ICfOl.
- Sanner, W., y O'Halloran, W. (2000). The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(7), 354-376. <https://doi.org/10.7547/87507315-90-7-354>
- Sarnow, M. R., Veves, A., Giurini, J. M., Rosenblum, B. I., Chrzan, J. S., y Habershaw, G. M. (1994). In-Shoe Foot Pressure Measurements in Diabetic Patients With At-Risk Feet and in Healthy Subjects. *Diabetes Care*, 17(9), 1002-1006. <https://doi.org/10.2337/diacare.17.9.1002>
- Sasaki Kazuya, Ikeda Naomi, y Shimizu Hiroko. (2004). Handling evaluated by visual information to consider web-consumers. *International Journal of Clothing Science and Technology*, 16(1/2), 153-162. <https://doi.org/10.1108/09556220410522061>
- Sawacha, Z., Cristoferi, G., Guarneri, G., Corazza, S., Donà, G., Denti, P., ... Cobelli, C. (2009). Characterizing multisegment foot kinematics during gait in diabetic foot patients. *Journal of NeuroEngineering and Rehabilitation*, 6, 37. <https://doi.org/10.1186/1743-0003-6-37>
- Scarlet, J., Conner, J., y Monastersky, C. (1976). Diabetic foot care education in a podiatry clinic: a pilot study. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 66(10), 798-800. <https://doi.org/10.7547/87507315-66-10-798>

- Schiffer, T., Knicker, A., Hoffman, U., Harwig, B., Hollmann, W., y Strüder, H. K. (2006). Physiological responses to nordic walking, walking and jogging. *European Journal of Applied Physiology*, 98(1), 56-61. <https://doi.org/10.1007/s00421-006-0242-5>
- Schiffer, T., Knicker, A., Montanarella, M., y Strüder, H. K. (2011). Mechanical and physiological effects of varying pole weights during Nordic walking compared to walking. *European Journal of Applied Physiology*, 111(6), 1121-1126. <https://doi.org/10.1007/s00421-010-1739-5>
- Schmidt, M., Helmkamp, A., Mack, N., y Winski, N. (2006). *Entrenamiento para todo el cuerpo: Practicando el Nordic Walking*. Madrid.: Ed. Edimat Libros.
- Schwameder, H., y Ring, S. (2006). Knee joint loading and metabolic energy demand in walking, nordic walking and running. *Journal of Biomechanics*, 39, S185.
- Schwameder, H., Roithner, R., Müller, E., Niessen, W., y Raschner, C. (1999). Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Journal of Sports Sciences*, 17(12), 969-978. <https://doi.org/10.1080/026404199365362>
- Segal, A., Rohr, E., Orendurff, M., Shofer, J., O'Brien, M., y Sangeorzan, B. (2004). The Effect of Walking Speed on Peak Plantar Pressure. *Foot y Ankle International*, 25(12), 926-933. <https://doi.org/10.1177/107110070402501215>
- Sentinelli, F., La Cava, V., Serpe, R., Boi, A., Incani, M., Manconi, E., ... Baroni, M. G. (2015). Positive effects of Nordic Walking on anthropometric and metabolic variables in women with type 2 diabetes mellitus. *Science y Sports*, 30(1), 25-32. <https://doi.org/10.1016/j.scispo.2014.10.005>
- Sgaravatti, A. (2011). Factores de riesgo y Valoración de las caídas en el adulto mayor. *Carta Geriátrico Gerontológica*, 4(1), 1-14.
- Shenoy, A. M. (2012). Guidelines in practice: Treatment of painful diabetic neuropathy. *CONTINUUM: Lifelong Learning in Neurology*, 18(1, Peripheral Neuropathy), 192-198.
- Shim, J., Kwon, H., Kim, H., Kim, B., y Jung, J. (2013). Comparison of the Effects of Walking with and without Nordic Pole on Upper Extremity and Lower Extremity Muscle Activation. *Journal of Physical Therapy Science*, 25(12), 1553-1556. <https://doi.org/10.1589/jpts.25.1553>

BIBLIOGRAFÍA

- Shimazaki, Y., y Murata, M. (2015). Effect of gait on formation of thermal environment inside footwear. *Applied Ergonomics*, 49, 55-62. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2015.01.007>
- Shishoo, R. (2005). *Textiles in Sport*. Elsevier.
- Shorten, M. R., y Winslow, D. S. (1992). Spectral Analysis of Impact Shock during Running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8(4), 288-304. <https://doi.org/10.1123/ijsb.8.4.288>
- Shu, L., Hua, T., Wang, Y., Li, Q., Feng, D. D., y Tao, X. (2010). In-Shoe Plantar Pressure Measurement and Analysis System Based on Fabric Pressure Sensing Array. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 14(3), 767-775. <https://doi.org/10.1109/TITB.2009.2038904>
- Singh, N., Armstrong, D. G., y Lipsky, B. A. (2005). Preventing Foot Ulcers in Patients With Diabetes. *JAMA*, 293(2), 217-228. <https://doi.org/10.1001/jama.293.2.217>
- Skórkowska-Telichowska, K., Kropielnicka, K., Bulińska, K., Pilch, U., Woźniewski, M., Szuba, A., y Jasiński, R. (2016). Nordic walking in the second half of life. *Aging Clinical and Experimental Research*, 28(6), 1035-1046. <https://doi.org/10.1007/s40520-016-0531-8>
- Smeathers, J. E. (1989). Measurement of transmissibility for the human spine during walking and running. *Clinical Biomechanics*, 4(1), 34-40. [https://doi.org/10.1016/0268-0033\(89\)90065-X](https://doi.org/10.1016/0268-0033(89)90065-X)
- Smith, T. C., Wingard, D. L., Smith, B., Kritz-Silverstein, D., y Barrett-Connor, E. (2007). Walking decreased risk of cardiovascular disease mortality in older adults with diabetes. *Journal of clinical epidemiology*, 60(3), 309–317.
- Soames, R. W. (1985). Foot pressure patterns during gait. *Journal of Biomedical Engineering*, 7(2), 120-126. [https://doi.org/10.1016/0141-5425\(85\)90040-8](https://doi.org/10.1016/0141-5425(85)90040-8)
- Spafford, C., Oakley, C., y Beard, J. D. (2014). Randomized clinical trial comparing Nordic pole walking and a standard home exercise programme in patients with intermittent claudication. *British Journal of Surgery*, 101(7), 760-767. <https://doi.org/10.1002/bjs.9519>

- Sprod, L. K., Drum, S. N., Bentz, A. T., Carter, S. D., y Schneider, C. M. (2005). The Effects of Walking Poles on Shoulder Function in Breast Cancer Survivors. *Integrative Cancer Therapies*, 4(4), 287-293. <https://doi.org/10.1177/1534735405282212>
- Stebbins, J. A., Harrington, M. E., Giacomozzi, C., Thompson, N., Zavatsky, A., y Theologis, T. N. (2005). Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. *Gait y Posture*, 22(4), 372-376. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2004.10.004>
- Stess, R. M., Jensen, S. R., y Mirmiran, R. (1997). The Role of Dynamic Plantar Pressures in Diabetic Foot Ulcers. *Diabetes Care*, 20(5), 855-858. <https://doi.org/10.2337/diacare.20.5.855>
- Stief, F., Kleindienst, F. I., Wiemeyer, J., Wedel, F., Campe, S., y Krabbe, B. (2008). Inverse dynamic analysis of the lower extremities during nordic walking, walking, and running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(4), 351-359.
- Strömbeck, B. E., Theander, E., y Jacobsson, L. T. H. (2007). Effects of exercise on aerobic capacity and fatigue in women with primary Sjögren's syndrome. *Rheumatology*, 46(5), 868-871. <https://doi.org/10.1093/rheumatology/kem004>
- Sugiyama, K., Kawamura, M., Tomita, H., y Katamoto, S. (2013). Oxygen uptake, heart rate, perceived exertion, and integrated electromyogram of the lower and upper extremities during level and Nordic walking on a treadmill. *Journal of Physiological Anthropology*, 32(1), 2. <https://doi.org/10.1186/1880-6805-32-2>
- Suija, K., Pechter, Ü., Kalda, R., Tähepõld, H., Maaros, J., y Maaros, H.-I. (2009). Physical activity of depressed patients and their motivation to exercise: Nordic Walking in family practice. *International Journal of Rehabilitation Research*, 32(2), 132-138.
- Susan van, D., Beulens, J. W. J., Yvonne T. van der, S., Grobbee, D. E., y Nealb, B. (2010). The global burden of diabetes and its complications: an emerging pandemic. *European Journal of Cardiovascular Prevention y Rehabilitation*, 17(1_suppl), s3-s8. <https://doi.org/10.1097/01.hjr.0000368191.86614.5a>
- Takehima, N., Islam, M. M., Rogers, M. E., Rogers, N. L., Sengoku, N., Koizumi, D., ... Naruse, A. (2013). Effects of nordic walking compared to conventional walking and band-based resistance exercise on fitness in older adults. *Journal of Sports Science y Medicine*, 12(3), 422-430.

- Talbot, L. A., Morrell, C. H., Metter, E. J., y Fleg, J. L. (2002). Comparison of cardiorespiratory fitness versus leisure time physical activity as predictors of coronary events in men aged ≤ 65 years and > 65 years. *The American journal of cardiology*, *89*(10), 1187–1192.
- Tanasescu, M., Leitzmann, M. F., Rimm, E. B., y Hu, F. B. (2003). Physical Activity in Relation to Cardiovascular Disease and Total Mortality Among Men With Type 2 Diabetes. *Circulation*, *107*(19), 2435-2439. <https://doi.org/10.1161/01.CIR.0000066906.11109.1F>
- Taylor, A. J., Menz, H. B., y Keenan, A.-M. (2004). The influence of walking speed on plantar pressure measurements using the two-step gait initiation protocol. *The Foot*, *14*(1), 49-55. <https://doi.org/10.1016/j.foot.2003.09.004>
- Tschentscher, M., Niederseer, D., y Niebauer, J. (2013). Health benefits of Nordic walking: a systematic review. *American Journal of Preventive Medicine*, *44*(1), 76-84. <https://doi.org/10.1016/j.amepre.2012.09.043>
- Turner, D. E., Helliwell, P. S., Burton, A. K., y Woodburn, J. (2007). The relationship between passive range of motion and range of motion during gait and plantar pressure measurements. *Diabetic Medicine*, *24*(11), 1240-1246. <https://doi.org/10.1111/j.1464-5491.2007.02233.x>
- Ulrich, P., y Bernd, S. (2007). *Iniciacion a la marcha nordica / Nordic Walking: Con programas practicos de entrenamientos / With Practical Training Programs*. Ediciones Tutor, S.A.
- United States Department of Health and Human Services. (1996). *Physical Activity and Health: A Report of the Surgeon General*. DIANE Publishing.
- Van Deursen, R. (2004). Mechanical Loading and Off-Loading of the Plantar Surface of the Diabetic Foot. *Clinical Infectious Diseases*, *39*(Supplement_2), S87-S91. <https://doi.org/10.1086/383268>
- Van Eijkeren, F. J. M., Reijmers, R. S. J., Kleinveld, M. J., Minten, A., Bruggen, J. P. T., y Bloem, B. R. (2008). Nordic walking improves mobility in Parkinson's disease. *Movement Disorders: Official Journal of the Movement Disorder Society*, *23*(15), 2239-2243. <https://doi.org/10.1002/mds.22293>

- VanZant, R. S., McPoil, T. G., y Cornwall, M. W. (2001). Symmetry of Plantar Pressures and Vertical Forces in Healthy Subjects During Walking. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(7), 337-342. <https://doi.org/10.7547/87507315-91-7-337>
- Varo-Cenarruzabeitia, José J., y Martínez-González, M. A. (2006). El consejo sanitario en la promoción de la actividad física. *Medicina clínica*, 126(10), 16–17.
- Varo-Cenarruzabeitia, J. J., Martínez-González, M. A., de Irala-Estévez, J., Kearney, J., Gibney, M., y Martínez, J. A. (2003). Distribution and determinants of sedentary lifestyles in the European Union. *International journal of epidemiology*, 32(1), 138–146.
- Varo-Cenarruzabeitia, J. J., Martínez Hernández, J. A., y Martínez-González, M. Á. (2003). Beneficios de la actividad física y riesgos del sedentarismo. *Medicina Clínica*, 121(17), 665-672. [https://doi.org/10.1016/S0025-7753\(03\)74054-8](https://doi.org/10.1016/S0025-7753(03)74054-8)
- Veves, A., Murray, H. J., Young, M. J., y Boulton, A. J. M. (1992). The risk of foot ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study. *Diabetologia*, 35(7), 660-663. <https://doi.org/10.1007/BF00400259>
- Veves, Aristidis, Giurini, J. M., y LoGerfo, F. W. (2006). *The diabetic foot*. Humana Press Boston. Recuperado a partir de <http://library.wur.nl/WebQuery/clc/1237942>
- Viadé, J. (2006). *Pie diabético: guía práctica para la prevención, evaluación y tratamiento*. Ed. Médica Panamericana.
- Viladot Pericé, A. (2000). *Quince lecciones sobre patología del pie*. Springer Science y Business Media.
- Vílchez Barrera, M. E., y Calvo-Arencibia, A. (2016). Evidencia científica de la marcha nórdica en Fisioterapia: revisión bibliográfica. *Fisioterapia*, 38(5), 251-264. <https://doi.org/10.1016/j.ft.2016.03.003>
- Voloshin, A. S. (2000). Impact propagation and its effects on the human body. *Biomechanics in sport*, 577.
- Voloshin, A., y Wosk, J. (1982). An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics*, 15(1), 21-27.

- Voloshin, Arkady S., Mizrahi, J., Verbitsky, O., y Isakov, E. (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system —effect of fatigue. *Clinical Biomechanics*, 13(7), 515-520. [https://doi.org/10.1016/S0268-0033\(98\)00030-8](https://doi.org/10.1016/S0268-0033(98)00030-8)
- Voloshin, Arkady, y Wosk, J. (1981). Influence of artificial shock absorbers on human gait. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 160, 52–56.
- Wakeling, J. M., Pascual, S. A., y Nigg, B. M. (2002). Altering muscle activity in the lower extremities by running with different shoes. *Medicine y Science in Sports y Exercise*, 34(9), 1529–1532.
- Walker, M., y Fan, H.-J. (1998). Relationship Between Foot Pressure Pattern and Foot Type. *Foot y Ankle International*, 19(6), 379-383. <https://doi.org/10.1177/107110079801900607>
- Walter, P. R., Porcari, J. P., Brice, G., y Terry, L. (1996). Acute responses to using walking poles in patients with coronary artery disease. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation*, 16(4), 245-250.
- Warburton, D. E. R., Nicol, C. W., y Bredin, S. S. D. (2006). Health benefits of physical activity: the evidence. *CMAJ: Canadian Medical Association Journal = Journal de l'Association Medicale Canadienne*, 174(6), 801-809. <https://doi.org/10.1503/cmaj.051351>
- Warren, G. L., Maher, R. M., y Higbie, E. J. (2004). Temporal patterns of plantar pressures and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait y Posture*, 19(1), 91-100. [https://doi.org/10.1016/S0966-6362\(03\)00031-6](https://doi.org/10.1016/S0966-6362(03)00031-6)
- Wegener, C., Burns, J., y Penkala, S. (2008). Effect of neutral-cushioned running shoes on plantar pressure loading and comfort in athletes with cavus feet: a crossover randomized controlled trial. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(11), 2139-2146. <https://doi.org/10.1177/0363546508318191>
- Weist, R., Eils, E., y Rosenbaum, D. (2004). The Influence of Muscle Fatigue on Electromyogram and Plantar Pressure Patterns as an Explanation for the Incidence of Metatarsal Stress Fractures. *The American Journal of Sports Medicine*, 32(8), 1893-1898. <https://doi.org/10.1177/0363546504265191>

- Werd, M. B., y Knight, E. L. (2010). *Athletic footwear and orthoses in sports medicine* (pp. 8-11). (New York: Springer.).
- Wiegerinck, J. I., Boyd, J., Yoder, J. C., Abbey, A. N., Nunley, J. A., y Queen, R. M. (2009). Differences in plantar loading between training shoes and racing flats at a self-selected running speed. *Gait y Posture*, 29(3), 514-519. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2008.12.001>
- Wiklund, P., Alen, M., Munukka, E., Cheng, S. M., Yu, B., Pekkala, S., y Cheng, S. (2014). Metabolic response to 6-week aerobic exercise training and dieting in previously sedentary overweight and obese pre-menopausal women: A randomized trial. *Journal of Sport and Health Science*, 3(3), 217-224. <https://doi.org/10.1016/j.jshs.2014.03.013>
- Wilk, M., Kocur, P., Róžańska, A., Przywarska, I., Dylewicz, P., Owczarski, T., ... Borowicz-Bieńkowska, S. (2005). Assessment of the selected physiological effects of Nordic Walking performed as a part of a physical exercise program during the second phase of rehabilitation after a myocardial infarction. *Rehabilitacja Medyczna*, 9(2), 33-39.
- Willems, T. M., Witvrouw, E., De Cock, A., y De Clercq, D. (2007). Gait-related risk factors for exercise-related lower-leg pain during shod running. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 39(2), 330.
- Willson, J., Torry, M. R., Decker, M. J., Kernozek, T., y Steadman, J. R. (2001). Effects of walking poles on lower extremity gait mechanics. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 33(1), 142-147.
- Winter, D. A., Patla, A. E., Frank, J. S., y Walt, S. E. (1990). Biomechanical Walking Pattern Changes in the Fit and Healthy Elderly. *Physical Therapy*, 70(6), 340-347. <https://doi.org/10.1093/ptj/70.6.340>
- Wosk, J., y Voloshin, A. (1981). Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics*, 14(4), 261-267. [https://doi.org/10.1016/0021-9290\(81\)90071-3](https://doi.org/10.1016/0021-9290(81)90071-3)
- Wosk, J., y Voloshin, A. S. (1985). Low back pain: Conservative treatment with artificial shock absorbers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 66(3), 145-148. <https://doi.org/10.5555/uri:pii:0003999385905635>

- Yang, S., Chiu, Y.-L., Lin, C. C., y Chen, Y. H. (2005). Influence of walking speed to the peak plantar pressure response. En *Seventh Symposium on Footwear Biomechanics, Cleveland, USA (unpublished abstract)*. Recuperado a partir de https://www.researchgate.net/profile/Saiwei_Yang/publication/237286072_INFLUENCE_OF_WALKING_SPEED_TO_THE_PEAK_PLANTAR_PRESSURE_RESPONSE/links/544081cd0cf2fd72f99ddb36.pdf
- Yavuz, M., Brem, R. W., Davis, B. L., Patel, J., Osbourne, A., Matassini, M. R., ... Nwokolo, I. O. (2014). Temperature as a predictive tool for plantar triaxial loading. *Journal of Biomechanics*, 47(15), 3767-3770. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.09.028>
- Young, M. J., Cavanagh, P. r., Thomas, G., Johnson, M. m., Murray, H., y Boulton, A. j. m. (1992). The Effect of Callus Removal on Dynamic Plantar Foot Pressures in Diabetic Patients. *Diabetic Medicine*, 9(1), 55-57. <https://doi.org/10.1111/j.1464-5491.1992.tb01714.x>
- Yuan Gao, y Cranston, R. (2008a). Recent Advances in Antimicrobial Treatments of Textiles. *Textile Research Journal*, 78(1), 60-72. <https://doi.org/10.1177/0040517507082332>
- Yuan Gao, y Cranston, R. (2008b). Recent Advances in Antimicrobial Treatments of Textiles. *Textile Research Journal*, 78(1), 60-72. <https://doi.org/10.1177/0040517507082332>
- Yung-Hui, L., y Wei-Hsien, H. (2005). Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking. *Applied Ergonomics*, 36(3), 355-362. <https://doi.org/10.1016/j.apergo.2004.11.001>
- Zapata, T. G., y Ortega, J. M. R. (2014). Industrialización de los crustáceos para la obtención de Quitosano en ungüento con efecto cicatrizante. *Industrial Data*, 11(2), 024-032. <https://doi.org/10.15381/idata.v11i2.6047>
- Zatsiorsky, V.M. (2000). *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*. Blackwell Science Ltd., Oxford.
- Zhu, H., Wertsch, J. J., Harris, G. F., y Alba, H. M. (1995). Walking cadence effect on plantar pressures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 76(11), 1000-1005. [https://doi.org/10.1016/S0003-9993\(95\)81037-4](https://doi.org/10.1016/S0003-9993(95)81037-4)

BIBLIOGRAFÍA

Ziegert, J. C., y Lewis, J. L. (1979). The Effect of Soft Tissue on Measurements of Vibrational Bone Motion by Skin-Mounted Accelerometers. *Journal of Biomechanical Engineering*, 101(3), 218-220. <https://doi.org/10.1115/1.3426248>

WEBGRAFÍA:

- <http://www.marcha-nordica.net/equipo/bastones-de-marcha-nordica/altura-de-bastones.html>, visitado 15/10/2016
- <http://nordicwalking-ane.es/>, visitado 27/07/2016
- <http://www.efyc.fahce.unlp.edu.ar/article/view/EFyCv16n02a03/6191>, visitado 10/12/2016

7. ANEXOS



7. ANEXOS

ANEXO 1. Consentimiento informado

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Estudio de las variables biomecánicas en mujeres durante el Nordic Walking.

INFORMACIÓN

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 marcha humana normal y el Nordic Walking.

Los ensayos de la citada investigación consisten en una exploración previa del pie y una serie de tests realizados sobre un pasillo de marcha. Los datos se registrarán mediante un sistema de plantillas instrumentadas, que registrarán el patrón de presiones plantar, y un sistema de acelerometría basado en dos acelerómetros, colocados en tibia y cabeza, con el objeto de registrar la transmisión de los impactos.

Se le informa que la prueba se realizará en el laboratorio de Biomecánica de la FCAF (Universidad de Valencia), ubicada en la planta semisótano del Aulario V, c/ Gascó Oliag, 3, de Valencia. El tiempo estimado de cada sesión de medida será de unos 60 minutos por persona.

RIESGOS

La prueba no implica ningún riesgo de lesiones, dado que se trata de un tipo de actividad tan cotidiana como es caminar a una velocidad media.

BENEFICIOS

Los resultados obtenidos de la investigación serán de gran utilidad para la prescripción de actividad física saludable en diferentes grupos de población, especialmente, para grupos con posibilidades de movimiento disminuidas, pero también, para mejorar la condición física en general de cualquier persona. Sus 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 los investigadores: Inmaculada Aparicio Aparicio (inmaculada.aparicio@uv.es) Pedro Pérez (pedro.perez-soriano@uv.es) y Salvador Llana (salvador.llana@uv.es) en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (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 2. Hoja informativa

INFORMACION PARTICIPACIÓN VOLUNTARIA EN PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

TÍTULO DEL PROYECTO: Análisis de variables biomecánicas para la prevención y cuidado del pie durante la actividad física.

PARTICIPANTES.

Para la realización del proyecto se necesita la colaboración voluntaria de aproximadamente 50-60 personas (mujeres y hombres), mayores de 50 años que no tengan problemas o dificultades para caminar 45 minutos, y que no estén operadas/os de las extremidades inferiores.

TIPO DE PARTICIPACIÓN.

La participación en el estudio está basada en caminar con bastones durante el mes de Febrero (3 días por semana: Lunes, Miércoles, Viernes), durante un tiempo total de 45 minutos/sesión. Se realizarán 1 sesión por la mañana de 10 a 11, o bien de 11 a 12h (en caso de ser necesario, se podría realizar un grupo de tarde).

Para la realización de la actividad, todo el material será proporcionado por los investigadores, siendo todas las sesiones dirigidas por un técnico especializado (Doctorando en Educación física).

La actividad de caminar con bastones se iniciará desde la Facultad de Ciencias de la actividad Física y el deporte de la Universidad de Valencia (cercana al Hospital clínico Materno-infantil, detrás de la Av. Blasco Ibáñez, Valencia). Este estudio no entraña ningún riesgo para los participantes, siendo totalmente voluntaria la participación y abandono en el mismo.



1ª SESIÓN INFORMATIVA DEL PROYECTO

Con el fin informar a todos/as las personas que voluntariamente deseen participar en el estudio, se realizará una sesión Informativa el día **14 de DICIEMBRE A LAS 18:00H**, en el salón de Grados de la Facultad de Ciencias de la actividad Física y el deporte (Universidad de Valencia), donde se informará de los objetivos del estudio, los beneficios esperados en la investigación, así como del horario y sesiones (*cualquier consulta sobre esta sesión informativa y para confirmar la asistencia y/o participación en el proyecto, llamar al teléfono citado al final*).

Responsable del Proyecto:

Prof. Dr. Pedro Pérez Soriano (Dpto. Educación Física y deportiva)

Email : pedro.perez-soriano@uv.es

Teléfono contacto proyecto (preguntar por Inma): 676965542

ANEXO 4. Hoja de seguimiento de las mediciones

HOJA DE SEGUIMIENTO PRETEST

NOMBRE: Josefa Arzola
 CODIGO SUJETO: 08AMV EDAD 59 SEXO F M
 Nº CALZADO: 37-38
 CÓDIGO PLANTILLA: 37-38 0403074
 HISTORIAL BIOFOOT: 08A
 Velocidad comienzo: v1

No diabética

84'4kg

DINASCAN

BIOFOOT

HISTORIAL			Tiempo crono
08AMV0	✓	M01	V0 2,286
08AMV1	✗	M02	2,234
08AMV1a	✓	M03	V1 2,177
08AMV2	✗	M04	1,466
08AMV2a	✓	M05	V2 1,408

Observaciones:

W | V₀ 1,542 08BWV0
 | V₁ 2,083 08BWV1
 | V₂ 1,421 08BWV2

 M | V₀ 1,623 08BMV0
 | V₂ 1,408 08BMV2
 | V₁ 2,348 08BMV1