

# VNIVERSITAT DE VALÈNCIA



VNIVERSITAT  
DE VALÈNCIA

PROGRAMA DE DOCTORADO 987-122 A

DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTIVA

**“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”**

**TESIS DOCTORAL**

**ALBERTO ENCARNACIÓN MARTÍNEZ**

**Codirigida por:**

**Dr. D. PEDRO PÉREZ SORIANO**

**Dr. D. SALVADOR LLANA BELLOCH**

**Valencia, Julio de 2012**



# UNIVERSIDAD DE VALENCIA



VNIVERSITAT  
ID VALÈNCIA

PROGRAMA DE DOCTORADO 987-122 A  
DEPARTAMENTO DE EDUCACIÓN FÍSICA Y DEPORTES



## TESIS DOCTORAL

**“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”**

**Alberto Encarnación Martínez**

**DIRECTORES DE TESIS**

**Dr. D. Pedro Pérez Soriano**

**Dr. D. Salvador Llana Belloch**



D. **Pedro Pérez Soriano**, Doctor por la Universidad de Valencia y profesor en el departamento de Educación Física de la Universidad de Valencia, y D. **Salvador Llana Belloch**, Doctor por la Universidad de Valencia y profesor en el departamento de Educación Física de la Universidad de Valencia.

HACEN CONSTAR: Que la presente Tesis Doctoral titulada: “**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**”, cuyo autor es **D. Alberto Encarnación Martínez**, ha sido realizada bajo su dirección y reúne, a su juicio, las condiciones requeridas para que pueda optar al grado de Doctor.

Valencia, Julio de 2012

Fdo. Dr. D. Pedro Pérez Soriano

Fdo. Dr. D. Salvador Llana Belloch



A mi familia, por apoyarme en todo aquello que me propongo.

A María, por ser uno de los pilares esenciales en mi vida.



## **AGRADEDIMIENTOS**

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:

- A mis directores de Tesis y amigos, los doctores D. Pedro Pérez Soriano y D. Salvador Llana Belloch. Principalmente por su infinita paciencia y la confianza depositada en mí a lo largo de estos años. Por su dedicación y su atención en cada uno de los momentos de la elaboración de la Tesis. Y especialmente por representar el modelo de referencia en mis últimos años de profesión.
- Al Dr. Gabriel Brizuela y el Dr. Juan Francisco Lisón por despertarme, junto con mis directores, el interés por la ciencia a través del mejor ejemplo, su práctica profesional.
- A la Dr. Andrea Franz, del Instituto de Biomecánica y Ortopedia de Colonia (Alemania), así como a todo su equipo, por haberme ayudado, a pesar de mi nivel de inglés, en la toma de datos y por haberme dado la oportunidad de vivir un mes excepcional en unos laboratorios punteros a nivel internacional. A María Moreno, por haber hecho de mi estancia un periodo más agradable.
- A mis compañeros del IBV, desde el grupo de "VABI" hasta el grupo de "DEPORTIVA" por haberme apoyado en todo momento. Especialmente a David Rosa y a David Garrido por su apoyo dentro del IBV. A Susana Marín y a Marta Valero por ayudarme con el programa de Matlab, a Raquel Marzo, por su apoyo en el análisis estadístico, al Dr. Juan Fayos por sus consejos y su paciencia, al Dr. Álvaro Page por su asesoramiento y su rectitud metodológica y al Dr. José Olaso por su generosidad.
- A todos y cada uno de mis compañeros de cubículo (y cercanías): Nico, Gude, Merxe, José, Nati y Vicky; por todos los buenos momentos vividos.
- A la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad de Valencia, por los años de formación académica y de buenos momentos junto a profesores y compañeros.
- A la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y del Deporte de la Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM), por su apoyo y por la confianza depositada en mí el último año y medio.

- A mis compañeros y amigos del grupo de investigación GISAFFCOM de la UCAM, por su apoyo y perseverancia en la finalización de mi Tesis. Por sus ideas, por los proyectos y por los éxitos que están por llegar.
  
- A todos y cada unos de los participantes en el estudio, por su colaboración desinteresada.
  
- Muy especialmente a mis padres y hermanos, por apoyarme en todas y en cada una de mis decisiones.
  
- A María, por su paciencia, su incansable apoyo, su comprensión y por sus palabras en los momentos de desánimo. Por estar ahí en los momentos buenos y sobre todo en los malos. Por su alegría.

## **ÍNDICE GENERAL**

1.	INTRODUCCIÓN GENERAL.....	3
1.1.	Origen de la tesis.....	3
1.2.	Estado del arte .....	5
1.2.1.	Introducción al estado del arte. ....	5
1.2.2.	La marcha.....	6
1.2.3.	Estudios biomecánicos de la marcha.....	11
1.2.3.1.	Fuerzas de reacción del suelo y absorción de impactos. ....	11
1.2.3.2.	Patrón general de presión plantar. ....	20
1.2.4.	Estado del arte de la marcha nórdica.....	28
1.2.4.1.	Origen y evolución de la marcha nórdica.....	28
1.2.4.2.	Marcha nórdica en España. ....	30
1.2.4.3.	Descripción técnica de la marcha nórdica.....	31
1.2.4.4.	Material empleado. ....	36
1.2.4.5.	Evidencias científicas de los beneficios de la marcha nórdica. ....	38
1.3.	Herramientas biomecánicas de análisis de la marcha.....	56
1.3.1.	Instrumental empleado para el registro de las fuerzas de reacción del suelo: dinamometría. ....	56
1.3.2.	Instrumental empleado para el análisis de impactos: acelerometría. ....	58
1.3.3.	Instrumental empleado para el análisis de las presiones plantares. ....	61
1.3.4.	Resumen de ideas.....	67
1.4.	Objetivos de la tesis. ....	69
1.5.	Plan de trabajo. ....	71
2.	METODOLOGÍA .....	77
2.1.	Diseño de experiencias.....	77
2.1.1.	Descripción de la muestra.....	80
2.1.2.	Pasillo de marcha y sincronización del instrumental.....	81
2.1.3.	Protocolo previo al test de laboratorio.....	83
2.1.4.	Determinación de la velocidad de los test.....	84
2.2.	Estudio de presurometría.....	86
2.2.1.	Instrumental de medida utilizado.....	86
2.2.2.	Diseño de experiencias.....	87
2.2.3.	Tratamiento de datos.....	89
2.3.	Estudio de dinamometría.....	90

2.3.1.	Instrumental de medida.....	90
2.3.2.	Diseño de experiencias.....	90
2.3.3.	Tratamiento de datos.....	92
2.4.	Estudio de acelerometría.....	93
2.4.1.	Instrumental de medida.....	93
2.4.2.	Diseño de experiencias.....	94
2.4.3.	Tratamiento estadístico.....	95
2.5.	Características del programa empleado para la extracción de parámetros.....	95
3.	RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL.....	99
3.1.	Velocidades del estudio.....	99
3.2.	Estudio de presurometría.....	100
3.2.1.	Análisis exploratorio.....	100
3.2.2.	Análisis descriptivo.....	101
3.2.3.	Prueba t-Student.....	102
3.2.4.	Resultados ANOVAMR (presiones plantares).....	104
3.3.	Estudio de dinamometría.....	107
3.3.1.	Análisis exploratorio.....	107
3.3.2.	Análisis descriptivo.....	108
3.3.3.	Prueba t-Student.....	109
3.3.4.	Resultados ANOVAMR (dinamometría).....	114
3.4.	Estudio de acelerometría.....	119
3.4.1.	Análisis exploratorio.....	119
3.4.2.	Análisis descriptivo.....	120
3.4.3.	Prueba t-Student.....	121
3.4.4.	Resultados ANOVAMR (impactos).....	124
3.5.	Análisis de correlaciones.....	126
3.5.1.	Correlaciones: Experiencia.....	126
3.5.2.	Correlaciones: marcha vs marcha nórdica.....	127
3.6.	Desarrollo argumental.....	131
3.6.1.	Descripción del patrón de presión plantar.....	132
3.6.2.	Efectos del tipo de marcha sobre la fuerzas de reacción.....	139
3.6.3.	Efectos del tipo de marcha sobre la transmisión del impacto.....	148
3.6.4.	Análisis de correlaciones.....	155
4.	CONCLUSIONES FINALES.....	159

4.1.	Patrón de distribución de presiones plantares .....	159
4.2.	Efectos del tipo de marcha sobre fuerzas de reacción del suelo.....	160
4.3.	Efectos de la condición de marcha y niveles de impactos.....	161
4.4.	Limitaciones del estudio .....	161
4.5.	Futuras líneas de investigación.....	162
5.	BIBLIOGRAFÍA .....	167
6.	ANEXOS. ....	200
	Anexo I: Carta de consentimiento informado.....	200
	Anexo II: Hoja de registro utilizada para la toma de datos de los sujetos de estudio. ....	201

## **Índice de tablas**

Tabla 1.- Valores típicos de fuerzas de impacto y aceleraciones durante diversas actividades.15	
Tabla 2.- Valores de aceleración registrados durante la marcha (Kim y Voloshin, 1992). ..... 15	
Tabla 3.- Presiones máximas (kPa) en diferentes regiones del pie a tres velocidades de marcha (Rosenbaum y cols., 1994). ..... 23	
Tabla 4.- Tiempo en el cual se alcanzan las máximas presiones por zonas expresado como porcentaje de la fase de apoyo del ciclo de marcha (Clarke, 1980). ..... 23	
Tabla 5.- Resumen de estudios fisiológicos..... 40	
Tabla 6.- Distribución de las patologías descritas en los estudios seleccionados. Modificado de Martínez (2011). ..... 44	
Tabla 7.- Resumen revisión literatura estudios biomecánicos. GRF: fuerzas de reacción del suelo. .... 49	
Tabla 8.- Valores descriptivos de la muestra analizada. .... 80	
Tabla 9.- Velocidad media (SD) en m/s durante la marcha y la marcha nórdica. Descripción de las velocidades del estudio según experiencia y condición. .... 99	
Tabla 10.- Resultados obtenidos en la prueba de normalidad Shapiro-Wilk para los parámetros analizados en los estudios de presurometría..... 100	
Tabla 11.- Estadísticos descriptivos de los principiantes..... 101	
Tabla 12.- Estadísticos descriptivos de los expertos. .... 101	
Tabla 13.- Resultados de la prueba t-Student del estudio de presurometría. Análisis del efecto de la experiencia. .... 102	
Tabla 14.- Resultados ANOVAMR estudios de presurometría. .... 104	
Tabla 15.- Resultados obtenidos en la prueba de normalidad Shapiro-Wilk para los parámetros analizados. .... 107	
Tabla 16.- Estadísticos descriptivos del grupo de principiantes. .... 108	
Tabla 17.- Estadísticos descriptivos del grupo de expertos..... 108	
Tabla 18.- Resultados T-Student del estudio dinamométrico. Efectos del sexo sobre los parámetros de análisis. .... 109	
Tabla 19.- Resultados prueba t-Student, efectos de la experiencia de los participantes. .... 110	
Tabla 20.- Resultados ANOVAMR del estudio de dinamometría. Niveles de significación. .... 114	
Tabla 21.- Resultados prueba de normalidad Shapiro-Wilk en los estudios de acelerometría.119	
Tabla 22.- Niveles de significación extraída de la prueba de Levene..... 120	
Tabla 23.- Estadísticos descriptivos del grupo de principiantes del estudio de acelerometría. 120	
Tabla 24.- Valores descriptivos de la muestra de participantes expertos..... 120	
Tabla 25.- Resultados t-Student del estudio de acelerometría, análisis del efecto del sexo.... 121	
Tabla 26.- Resultados t-Student del estudio de acelerometría, análisis del efecto de la experiencia. .... 121	
Tabla 27.- ANOVAMR del estudio de acelerometría. .... 124	

Tabla 28.- Niveles de correlación de Pearson entre la variable Experiencia y el resto de variables. ....	126
Tabla 29.- Correlaciones de Pearson durante la condición de marcha, principiantes.....	127
Tabla 30.- Correlaciones de Pearson durante la condición de marcha nórdica, principiantes.	128
Tabla 31.- Correlaciones de Pearson durante la condición de marcha, expertos. ....	128
Tabla 32.- Correlaciones de Pearson durante la condición de marcha nórdica, expertos. ....	129

**Índice de figuras**

Figura 1.- Ciclo de la marcha (Reproducido con permiso de: Sánchez, 1999). ..... 7

Figura 2.- Fase de contacto inicial (Sánchez, 1999)..... 8

Figura 3.- Fase de respuesta a la carga (Sánchez, 1999)..... 9

Figura 4.- Fase media del apoyo..... 9

Figura 5.- Fase final del apoyo (Sánchez, 1999). ..... 10

Figura 6.- Fase previa a la oscilación (en negro) (Modificado de Sánchez, 1999)..... 10

Figura 7.- Fase media de oscilación (Sánchez, 1999)..... 10

Figura 8.- Fases marcha humana normal (Sánchez, 1999). ..... 11

Figura 9.- Ejemplo de fuerzas de reacción vertical del suelo durante las fases de la marcha... 12

Figura 10.- Dibujo del trabajo de Giovanni Alfonso Borelli (De motu animalium, 1680)..... 12

Figura 11.- Ajustes del acelerómetro a la tuberosidad tibial. (Voloshin, 2000)..... 13

Figura 12.- Plataforma dinamométrica (Sánchez, 1999). ..... 13

Figura 13.- Fuerza y tiempo del impacto de talón registrado mediante plataforma de fuerzas durante la marcha. .... 14

Figura 14.- Sección transversal de la almohadilla del talón..... 16

Figura 15.- Curva de fuerza-desplazamiento obtenida impactando con un péndulo balístico sobre la almohadilla del talón ( $v=0.62$  m/s)..... 17

Figura 16.- Representación esquemática de los sistemas de absorción del miembro inferior. . 17

Figura 17.- Estado de la almohadilla talar en descarga (izquierda) y en carga (derecha), Prichasuck y cols. (1994). ..... 18

Figura 18.- Aplicaciones clínicas de distintos sistemas de mejora de las propiedades de absorción de impactos. .... 20

Figura 19.- Ejemplo gráfico de la distribución de presiones durante la marcha en las fases de apoyo, transferencia de la carga y el despegue. .... 24

Figura 20.- Primera caminata con bastones organizada en Helsinki el 5 de Enero de 1988 (fuente [www.inwa-nordicwalking.com](http://www.inwa-nordicwalking.com))..... 28

Figura 21.- Representación gráfica de la Técnica Alfa. © Asociación de Nordic Walking de España (ANE)..... 32

Figura 22.- Dirección de los pies durante la marcha (Sánchez, 1999). ..... 33

Figura 23.- Coordinación general marcha nórdica..... 33

Figura 24.- Técnica apoyo del bastón..... 34

Figura 25.- Apoyo del pie durante la marcha nórdica (Sánchez, 1999). ..... 34

Figura 26.- Fase propulsiva de la mano..... 35

Figura 27.- Ajuste de la dragonera..... 36

Figura 28.- Bastón de marcha nórdica..... 37

Figura 29.- Ajuste de longitud del bastón..... 37

Figura 30.- Diferencias asociadas al uso del bastón en VO <sub>2</sub> máx, Kcal, HR (Frecuencia cardiaca), entre la marcha (NP, <i>no poles</i> ) y la marcha con bastones (WP, <i>walking poles</i> ) (modificado de Porcari y cols., 1997).....	42
Figura 31.- Mecanismo de lesión del ligamento colateral cubital del dedo pulgar tras una caída con bastones. Fuente: <a href="http://www.hughston.com/hha/a_14_1_2.htm">http://www.hughston.com/hha/a_14_1_2.htm</a> (Acceso: 11/01/2012). ...	45
Figura 32.- Condición 3 (izquierda) y condición 4 (derecha) del estudio de Willson y cols. (2001). .....	50
Figura 33.- Comparación gráfica del patrón de fuerzas de reacción vertical de la rodilla durante las cuatro condiciones del estudio de Willson y cols. (2001).....	51
Figura 34.- Resultados obtenidos impulso vertical. Izquierda (Run, carrera), derecha (pole, bastones) (Kwon y cols., 2001). .....	51
Figura 35.- Resultados obtenidos picos de fuerza. Izquierda (Run, carrera), derecha (pole, bastones) (Kwon, Y.H y cols. 2001). .....	51
Figura 36.- Valores de momento de aducción de rodilla durante las tres condiciones de ensayo. Modificado del trabajo original Kleindienst y cols. (2006 y 2007). .....	52
Figura 37.- Aceleraciones medias registradas durante la condición de marcha nórdica en muñeca a diferentes velocidades de estudio. Modificado del original. Hagen y cols., (2011)....	53
Figura 38.- Valores de longitud de zancada, tiempo de contacto y velocidad obtenidos en las distintas condiciones del estudio de Willson y cols. (2001). .....	54
Figura 39.- Promedio del momento articular de tobillo en el plano transversal (n=15). Modificado del original Stief y cols., (2008). .....	54
Figura 40.- Plataforma dinamométrica empleada para el registro de las fuerzas de reacción del suelo. ....	56
Figura 41.- Galga extensométrica utilizada habitualmente en plataformas extensométricas. ...	57
Figura 42.- Fuerzas de reacción, momento torsor y centro de presiones sobre una plataforma dinamométrica (Sánchez, 1999). .....	57
Figura 43.- Direcciones de medición de un acelerómetro triaxial. ....	59
Figura 44.- Esquema de la cadena de medida utilizada para el estudio de las aceleraciones en tibia y cabeza durante la marcha mediante el empleo de acelerómetros telemétricos (modificado de Vera y Hoyos., 1993). .....	59
Figura 45.- Registro de aceleración (T) y presión (H) durante la marcha. El incremento de la presión (H) entre el talón y el suelo corresponde con el pico de aceleración (T), lo que indica que el impacto del talón con el suelo es el origen de la onda de choque (Voloshin, 2000). .....	60
Figura 46.- Ensayo de transmisión de impactos durante la recepción de colchonetas de gimnasia (Pérez, 2004). .....	60
Figura 47.- Sistema de Pedigrafía.....	62
Figura 48.- Podoscópio (A), banco de marcha (B).....	63
Figura 49.- Imagen fotopodograma.....	63
Figura 50.- Estudio de la pisada mediante el empleo de espumas fenólicas.....	64
Figura 51.- Imagen 3D del pie generada mediante escáner.....	64
Figura 52.- Plataforma de presiones plantares. ....	65

Figura 53.- Registro de la pisada mediante una manta de presiones. ....	65
Figura 54.- Gráfica del registro de presiones máximas durante la marcha. ....	66
Figura 55.- Esquema del funcionamiento del equipo de registro del equipo de presiones plantares Biofoot 2001. ....	66
Figura 56.- Resumen general de la metodología y variables empleadas en los test biomecánicos.....	77
Figura 57.- Instrumentación de los sujetos. ....	79
Figura 58.- Esquema pasillo de marcha. ....	79
Figura 59.- Condiciones empleadas en el estudio. ....	80
Figura 60.- Test biomecánicos realizados en el laboratorio de la FCAFE (Valencia). ....	81
Figura 61.- Test biomecánicos. Instituto de Biomecánica y Ortopedia (Colonia). ....	81
Figura 62.- Pasillo de marcha laboratorio biomecánica de la Universidad de Colonia.....	82
Figura 63.- Ocultación de la plataforma de fuerzas empleada durante el estudio. ....	82
Figura 64.- Mesa de trabajo y adquisición de los datos.....	83
Figura 65.- Unidad de conexión empleada. ....	83
Figura 66.- Lectura de la carta de consentimiento instantes previos a los test. ....	84
Figura 67.- Principiantes durante el periodo de práctica previa a los test. ....	84
Figura 68.- Esquema del instrumental Biofoot/IBV (Vera y Hoyos, 1993).....	86
Figura 69.- Componentes del equipo de medida Biofoot/IBV 2001.....	87
Figura 70.- Distribución de las zonas del pie para estudio de presiones (modificado de Hessert, y cols. 2005). ....	88
Figura 71.- Inserción de la plantilla en el amplificador de señal. ....	88
Figura 72.- Ventana del software empleado para realizar el ajuste de cero del sistema. ....	89
Figura 73.- Registro de presión en cada uno de los sensores. ....	89
Figura 74.- Esquema de funcionamiento plataforma dinamométrica Dinascan/IBV. ....	90
Figura 75.- Ejemplo de la gráfica registrada durante los test dinamométricos.....	91
Figura 76.- Gráfica ejemplo donde se pueden apreciar los parámetros calculados.....	91
Figura 77.- Acelerómetro empleado en los estudios de acelerometría. ....	93
Figura 78.- De izquierda a derecha, amplificador de la señal de acelerometría, conexión de la señal de acelerometría a las entradas analógicas y conexión acelerómetros-prolongadores. ..	93
Figura 79.- Proceso de instrumentación en los estudios de acelerometría.....	94
Figura 80.- Parámetros analizados en el estudio de acelerometría. ....	94
Figura 81.- Presiones significativamente diferentes ( $p < 0.005$ ) durante la condición de marcha a velocidad $V^1$ (izquierda) y $V^2$ (derecha).....	103
Figura 82.- Presiones significativamente diferentes ( $p < 0.005$ ) durante la condición de marcha nórdica a velocidad $V^1$ (izquierda) y $V^2$ (derecha).....	103
Figura 83.- Diferencias debidas a la velocidad en la muestra de principiantes.....	104

Figura 84.- Diferencias debidas a la velocidad en expertos. ....	105
Figura 85.- Diferencias significativas en los principiantes entre condiciones (MN vs M). ....	105
Figura 86.- Diferencias significativas en los expertos entre condiciones (MN vs M).....	106
Figura 87.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha ( $V^1$ ) (* $p < 0.05$ ). 110	
Figura 88.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha ( $V^1$ ) (* $p < 0.05$ ). 111	
Figura 89.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha ( $V^2$ ) (* $p < 0.05$ ). 111	
Figura 90.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha ( $V^2$ ) (* $p < 0.05$ ). 112	
Figura 91.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica ( $V^1$ ) (* $p < 0.05$ ).....	112
Figura 92.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica ( $V^1$ ) (* $p < 0.05$ ).....	113
Figura 93.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica ( $V^2$ ) (* $p < 0.05$ ).....	113
Figura 94.- Resultados ANOVAMR, efecto de la velocidad (medias marginales estimadas) (* $p < 0.05$ ).....	115
Figura 95.- Resultados ANOVAMR, efecto de la velocidad (medias marginales estimadas) (* $p < 0.05$ ).....	115
Figura 96.- Resultados ANOVAMR, efecto de la velocidad (medias marginales estimadas) (* $p < 0.05$ ).....	116
Figura 97.- Resultados ANOVAMR, efecto de la velocidad (medias marginales estimadas) (* $p < 0.05$ ).....	116
Figura 98.- Resultados ANOVAMR, efecto del tipo de marcha (medias marginales estimadas) (* $p < 0.05$ ).....	117
Figura 99.- Resultados ANOVAMR, efecto del tipo de marcha (medias marginales estimadas) (* $p < 0.05$ ).....	117
Figura 100.- Resultados ANOVAMR, efecto del tipo de marcha (medias marginales estimadas) (* $p < 0.05$ ).....	118
Figura 101.- Impactos máximos en tibia. ....	119
Figura 102.- Impactos máximos en cabeza. ....	119
Figura 103.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica ( $V^2$ )..	122
Figura 104.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica en los impactos. ....	123
Figura 105.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica en la transmisión. ....	123
Figura 106.- Resultados ANOVAMR, efectos de la velocidad en la máx. aceleración en tibia.	124
Figura 107.- Resultados ANOVAMR, efectos del tipo de marcha en la máx. aceleración en tibia. ....	125
Figura 108.- Patrón de distribución de presión plantar durante la marcha (presión media $V^1$ y $V^2$ ).....	133

Figura 109.- Media y desviación típica de los picos de presión máxima durante la marcha extraído de diversos estudios (extraído de Perttunen, J. 2002). .....	134
Figura 110.- Patrón de distribución plantar y diferencias entre tipos de marcha.....	136
Figura 111.- Resumen resultados dinamometría.....	139
Figura 112.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la experiencia en la marcha.....	141
Figura 113.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la experiencia en marcha nórdica.....	141
Figura 114.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la velocidad en expertos. ....	143
Figura 115.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la velocidad en principiantes. ....	144
Figura 116.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la condición en principiantes. ....	146
Figura 117.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la condición en expertos. ....	146
Figura 118.- Diferencias en aceleración en tibia asociadas a la experiencia en marcha y marcha nórdica.....	149
Figura 119.- Diferencias en la máxima aceleración en cabeza asociadas al nivel de experiencia durante la marcha nórdica.....	150
Figura 120.- Diferencias en aceleración asociadas a la condición de marcha.....	153



# ***Introducción general***



## 1. INTRODUCCIÓN GENERAL

### 1.1. ORIGEN DE LA TESIS

La presente tesis doctoral tiene sus inicios a finales del año 2006, cuando me encontraba realizando la fase docente del doctorado, y cuando tuvimos las primeras nociones de la actividad física llamada *Nordic Walking* (desde ahora, marcha nórdica), la cual estaba en auge en media Europa, pero en España se sabía poco a cerca de ella.

No obstante, el interés investigador que motivó mi inicio del doctorado no despertó por aquella época, sino más bien venía de mucho tiempo atrás cuando desde joven decidí orientar mi futuro profesional hacia la actividad física desde un punto de vista profesional. Este aspecto fue reafirmado con mi estancia de casi cuatro años en el Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV), gracias al cual puedo sumar más de cuatro años de experiencia en investigación relacionada con el ámbito de la actividad física y deportiva.

Es cierto que el ámbito de la biomecánica no fue desde un principio mi principal objetivo de estudio, pero fue dentro de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia donde gracias a buenos consejos, he acabado apreciando la biomecánica tanto como para hacer de ella mi trabajo diario.

Gracias a mis directores de tesis, también considerados amigos y compañeros de profesión, pude tomar contacto con la biomecánica. Dicho contacto se remonta mucho antes de iniciar mis estudios en la Facultad de Ciencias de la Actividad y el Deporte, cuando ya por los años 98-99, el Dr. D. Salvador Llana leía su tesis doctoral, al mismo tiempo que compaginaba su labor de investigación en el IBV con el entrenamiento en mi antiguo club de natación. Fue por esa época donde, inconscientemente, surgió mi interés por la investigación y por la docencia universitaria, debida quizás a las conversaciones con mi entrenador o tal vez a las influencias de su entorno.

Una vez iniciados mis estudios universitarios, tuve mi primer contacto con la biomecánica como casi todos mis compañeros de profesión, gracias a las asignaturas de “Biomecánica del movimiento”, impartida por el Dr. D. Gabriel A. Brizuela, el cual me aportó una visión más profunda de este campo. Posteriormente en la asignatura de “Cinesiología”, impartida por el Dr. D. Juan Francisco Lisón quien me transmitió su entusiasmo por la biomecánica y la anatomía humana, aprendí la importancia que tenía la comprensión del movimiento en nuestra profesión. En “Natación”, impartida por el Dr. D. Salvador Llana, aprendí lo fácil que podía resultar la biomecánica bien explicada. Mi último contacto a nivel académico lo tuve ya en los cursos del doctorado gracias a la asignatura de “Métodos de investigación en Biomecánica deportiva”,

impartida por el Dr. D. Pedro Pérez y por el Dr. D. Gabriel Brizuela quienes reafirmaron que me gustaba la investigación.

Fue por el año 2005, tras finalizar mis estudios y regresar del INEF de Madrid, cuando conocí al Dr. D. Pedro Pérez, quien depositó su confianza en mí y acabó por impulsar mi interés por la investigación en biomecánica, incitando y proponiendo iniciar nuevas líneas de investigación en el ámbito de la actividad física y la biomecánica.

Una vez realizados mis estudios de doctorado, tuve la oportunidad de seguir el camino de mis directores de tesis, materializándose dicha oportunidad en forma de beca de investigación en el IBV. Más de tres años y medio después, muchos compañeros del IBV continuaron incitando mi interés por la biomecánica, también gracias a ellos he podido darle forma al estudio.

Tras mi paso por el IBV, fue la Universidad Católica San Antonio de Murcia (UCAM) la que me ha dado la oportunidad de compaginar mi interés por la investigación con la docencia universitaria. Es por ello y gracias a ellos que tras un año y medio de docencia, el presente curso académico he impartido la asignatura de Biomecánica del Deporte dentro del grado de CCAFD, aspecto que a la par de comprometido y sacrificado para con los alumnos, supone una gran oportunidad para mi crecimiento personal como investigador y docente. Es en este punto de mi trayectoria, donde he podido dar fin a la presente Tesis Doctoral, en gran medida gracias al apoyo y el empeño de los componentes del grupo de investigación GISAFFCOM.

El comienzo del presente trabajo se debe en gran medida a la participación del Dr. D. Salvador Llana y del Dr. D. Pedro Pérez en diversos proyectos y estancias investigadoras durante los años 2004, 2005 y 2006 en la *German Sport University of Cologne* (Alemania), gracias a las cuales fue posible la colaboración con dicha universidad en el presente proyecto.

La revisión inicial del estado del arte sobre la marcha nórdica desveló la posibilidad de iniciar nuevas líneas de estudio, motivando de este modo la realización de mi primer estudio de biomecánica deportiva, gracias al cual pude realizar mi primera estancia investigadora en el extranjero, así como mi proyecto de investigación y con ello la obtención del Diploma de Estudios Avanzados (D.E.A.) en el año 2007.

Fue entonces cuando gracias al asesoramiento y motivación de mis directores, continuamos una línea de investigación biomecánica basada en el análisis del movimiento de la actividad conocida como Marcha Nórdica, centrando el estudio en conocer la respuesta biomecánica del ser humano durante dicha actividad mediante el estudio de diversas variables clásicas del ámbito de la biomecánica deportiva, estudio que representa mi Tesis Doctoral.

## 1.2. ESTADO DEL ARTE

### 1.2.1. Introducción al estado del arte.

La marcha nórdica es una actividad de carácter cíclico, cuya introducción dentro del mundo de la actividad física y el deporte, entendiéndola con las peculiaridades actuales (técnica y materiales empleados) datan del año 1997, pese a que sus orígenes se remontan a principios de la década de 1930. Desde su nacimiento en Finlandia, el número de practicantes a nivel mundial ha tenido un importante crecimiento, si bien resulta complicado evaluar debido a la falta de un censo que contabilice el número de practicantes reales.

Pese a su corta trayectoria como actividad física-deportiva reglada, su difusión a nivel internacional ha sido y es considerable, en gran parte debido a los esfuerzos de sus promotores en divulgar las bondades de dicha práctica. Dichas bondades han sido en parte respaldadas por la literatura científica, principalmente en lo referente al estudio de la respuesta fisiológica del organismo ante dicha actividad, resultados que mostraremos en el apartado de **evidencias científicas** de los beneficios de la práctica de la marcha nórdica. Si bien, existen otros estudios de carácter **biomecánico** que de igual manera aportan conocimiento sobre la respuesta del organismo durante dicha actividad, estudios que igualmente se presentan en el apartado de evidencias científicas. A modo de resumen, se puede decir que durante la marcha nórdica se incrementan casi todos los parámetros relacionados con el consumo energético y la intensidad de ejecución (FC, VO<sub>2</sub>máx, GE, VE, etc.), en comparación con la marcha realizada a la misma velocidad de ejecución, por lo que hace pensar que es una actividad física adecuada para potenciar los efectos sobre la salud que aporta la práctica de actividad física.

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.

De la descripción del estado actual del conocimiento científico, se desprenden diversas ideas que situarán el objeto de estudio de la presente Tesis Doctoral, aspecto que se abordará directamente en apartados específicos. Igualmente, se hace una descripción de las principales herramientas empleadas para el análisis de las manifestaciones biomecánicas de interés, describiendo con mayor profundidad las herramientas que finalmente se emplean en los estudios presentados.

Así, el presente apartado introduce las peculiaridades de la marcha nórdica, actualiza el estado del conocimiento entorno a dicha actividad y presenta las líneas de estudio que se

abordan en la presente tesis doctoral con una declaración de objetivos que cierra el actual apartado.

Si bien, antes de profundizar en la marcha nórdica, y puesto que la gran mayoría de estudios comparan dicha actividad con la marcha, previamente se describe la marcha y determinados aspectos de interés.

### **1.2.2.La marcha.**

Tal y como se ha descrito anteriormente, la mayoría de estudios relacionados en torno a la marcha nórdica han tenido como objetivo definir las principales características de dicha actividad, y para ello han analizado y comparado de manera sistemática la marcha nórdica con la marcha. Se entiende que dicha comparación es debida a la similitud que existe entre ambas, destacando que ambas tienen dos fases claramente identificadas (fase de apoyo y fase de oscilación), así como a simple vista, son similares las velocidades a las cuales se practican.

Es pues 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 la marcha nórdica. Por ello, a continuación se describen los procesos biomecánicos que suceden durante la marcha humana normal, así como también se describen todas sus fases.

A modo de introducción, la marcha resulta el medio básico de locomoción humana, la cual, como cualquier actividad física tiene asociado un gasto energético, que en el caso de la marcha es minimizado gracias a diversos procesos adaptativos relacionados con la transferencia de energías durante el ciclo de marcha y mecanismos de reducción del desplazamiento del centro de gravedad. Gracias a los distintos mecanismos de adaptación tanto muscular, como mecánico y fisiológico se ha conseguido optimizar el movimiento, en el cual interactúan todas las partes formantes del cuerpo trabajando al unísono de forma ordenada y de la forma más económica posible.

De esta forma, la marcha se puede definir como *“un proceso de locomoción en el cual el cuerpo humano, en posición erguida, se mueve hacia adelante, siendo su peso soportado, alternativamente, por ambas piernas”* (Inman, Ralston y Todd, 1981).

A pesar de que la definición de la marcha es sencilla, el proceso de la marcha es en sí mismo un fenómeno bastante complejo en el cual interactúan diversos mecanismos. Dicho proceso se divide en distintas fases y sub-fases donde el primer nivel de análisis se sitúa en el **ciclo de marcha**, considerado como los acontecimientos que se suceden desde que un talón toma contacto con el suelo, hasta que el mismo talón vuelve a tomar contacto. Durante el ciclo

de la marcha cada una de las piernas pasa por dos fases claramente definidas. Estas fases son las siguientes (Sánchez, 1999):

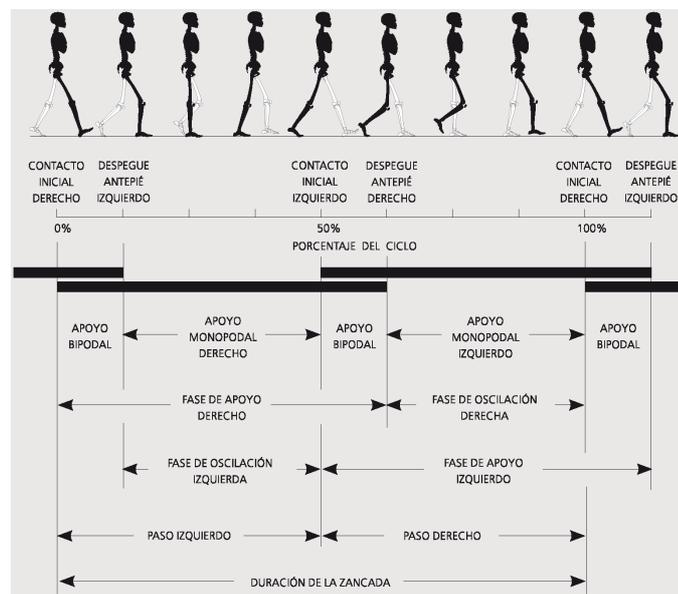


Figura 1.- Ciclo de la marcha (Reproducido con permiso de: Sánchez, 1999).

- **Fase de apoyo.** Esta fase se comienza con el contacto inicial del talón de uno de los dos pies y finaliza con el despegue del antepié de dicho pie. La principal característica de esta fase es la toma de contacto con el suelo, la transferencia y aplicación de fuerzas y los mecanismos de optimización que permiten avanzar sin excesivos requerimientos fisiológicos. Esta fase supone el 60% aproximado del ciclo de la marcha. Como dato de interés, cabe destacar que es básicamente en esta fase donde se producen las mayores alteraciones de la marcha.
- **Fase de oscilación.** El inicio de esta fase viene marcado por el final de la anterior, es decir, el instante de despegue del antepié del suelo y finaliza con el contacto del talón con el suelo. Es en esta fase en la que se produce realmente el avance del cuerpo. Dicha fase ocupa el 40% del ciclo de la marcha.

Cabe mencionar que dichas fases se verán comprometidas a medida en que la velocidad de la marcha sea mayor, de forma que a mayor velocidad de marcha la oscilación será mayor y como consecuencia el apoyo menor. A modo de referencia, la velocidad espontánea media en adultos oscila entre 75 a 80 m/min. (4.5 – 4.8 km/h) (Sánchez, 1999). Más adelante se abordará un punto en el cual se exponen los aspectos que influyen sobre la biomecánica de la marcha.

Profundizando un poco más en los procesos de la marcha, existen dentro del ciclo dos **instantes de transición**, entre el apoyo y la oscilación, llamados apoyo **bipodales** o **doble**

**apoyo**, donde ambos pies tienen contacto con el suelo. Dicha transición desaparece en el instante en que se pasa de la marcha a la carrera, aspecto importante por el cual se diferencian. Este doble apoyo ocupa un 10% del ciclo de la marcha (Sánchez, 1999). Por consiguiente se entiende que las fases entre los dos apoyos bipodales de la marcha serán considerados como las fases de **apoyo monopodal**. Es decir, mientras un pie está apoyado en el suelo (fase de apoyo monopodal), el miembro contralateral se encuentra en su fase de oscilación. Con esto se puede decir que la distancia que existe entre dos apoyos monopodales consecutivos se denomina **longitud de zancada**. Del mismo modo, se entiende que el paso es el periodo entre el apoyo de un talón y el siguiente apoyo del talón contralateral.

Así, el ciclo de marcha se puede dividir en cuatro fases más o menos bien diferenciadas, las cuales están marcadas por los instantes de doble apoyo y apoyo unipodal. De esta forma se iniciará con un **primer periodo de doble apoyo** seguido de una fase de **apoyo unipodal** a la cual le sucederá otra fase de **doble apoyo** y posteriormente otra de **apoyo unipodal**.

De esta forma, cada ciclo de marcha está formado por dos pasos, cuya longitud media suele ser de **75 cm**. La anchura del paso vendrá determinada por la distancia existente entre los puntos medios de ambos talones, con una distancia media de unos **10 cm**. sobre terreno llano. La disposición anatómica muscular y ósea, hacen que durante el proceso de marcha caminemos con un ángulo de paso formado por la línea longitudinal del pie con la línea de dirección de unos  $15^\circ$  aproximadamente (Marco, 2012).

Por otro lado, Perry (1992) describió de forma más detallada las fases de la marcha, dividiendo el ciclo en ocho sub-fases ofreciendo mayor concreción en cada una de ellas. De esta manera las fases de la marcha constan de las siguientes sub-fases:

- **Contacto inicial (CI)**. Durante esta fase el pie toma contacto con el suelo. El objetivo de esta fase es el de posicionar el pie sobre el suelo para iniciar el apoyo. En el instante de contacto, la cadera se encuentra flexionada, la rodilla en extensión y el pie en posición neutra (figura 2).

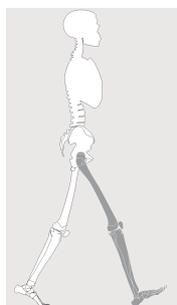


Figura 2.- Fase de contacto inicial (Sánchez, 1999).

- **Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga (AI).** Es durante esta fase donde se identifica el primer contacto de doble apoyo, coincidiendo con la fase de despegue del antepié del miembro contralateral (ver figura). A lo largo de esta fase, el miembro inferior debe absorber el impacto inicial manteniendo la estabilidad y la progresión, por lo que en este instante la rodilla se flexiona, el tobillo realiza una flexión plantar y la cadera se estabiliza. Toda esta acción la controlará el cuádriceps femoral y el tibial anterior (figura 3).

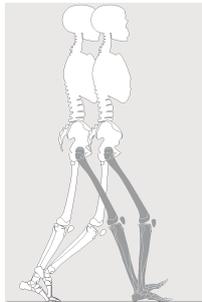


Figura 3.- Fase de respuesta a la carga (Sánchez, 1999).

- **Fase media de apoyo (AM).** Esta fase se prolonga hasta el despegue del talón del suelo. El objetivo principal de dicha fase es la progresión del cuerpo sobre el pie estacionado, manteniendo la estabilidad del cuerpo, de manera que es el “rodillo” del tobillo quien permite el avance del miembro (figura 4). Tras el apoyo completo del pie, el tobillo, la rodilla y la cadera empiezan a extenderse y, además, estabilizan al cuerpo en el plano frontal.

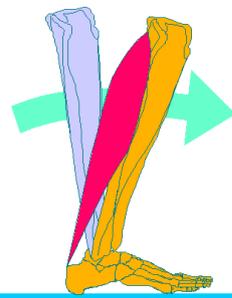


Figura 4.- Fase media del apoyo.

- **Fase final del apoyo (AF).** El inicio de esta fase vendrá marcado por el despegue del talón y finaliza cuando el miembro contralateral contacta con el suelo. Es en este instante cuando el pie que oscila sobrepasa el pie de soporte produciéndose un desequilibrio hacia delante. En este caso, la rodilla termina su extensión y comienza a flexionarse mientras la cadera mantiene su extensión (figura 5).

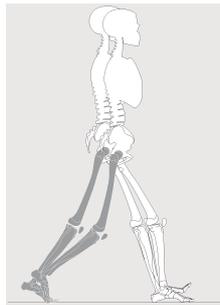


Figura 5.- Fase final del apoyo (Sánchez, 1999).

- **Fase previa de oscilación (OP).** Será en esta fase dónde se produzca el segundo apoyo bipodal y donde se culmina el despegue del antepié. El objetivo principal es prepararse para la oscilación. En este instante se produce la transferencia de peso de un miembro al otro facilitada por la musculatura contralateral. En este instante el tobillo realiza una flexión plantar, la rodilla continua flexionándose y la cadera reducirá su extensión (figura 6).



Figura 6.- Fase previa a la oscilación (en negro) (Modificado de Sánchez, 1999).

- **Fase inicial de la oscilación (OI).** Esta fase se considera como el primer tercio de la fase de oscilación, durante dicha fase el miembro inferior de referencia se despegar del suelo y alcanza al miembro contralateral, para ello se produce una flexión de cadera y rodilla para facilitar la separación con el suelo y evitar tropiezos.
- **Fase media de oscilación (OM).** Dicha fase comienza cuando ambos miembros se cruzan y finaliza cuando la tibia oscilante alcanza una posición vertical. La progresión de dicho miembro es debida a la flexión continuada de la cadera, la acción de péndulo que realiza la rodilla gracias a la acción de la gravedad y por último a la acción del tobillo que dorsiflexa hacia una posición neutra de  $0^\circ$  (figura 7).

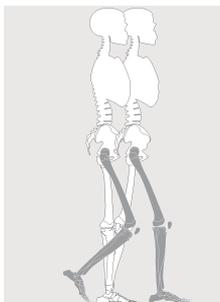
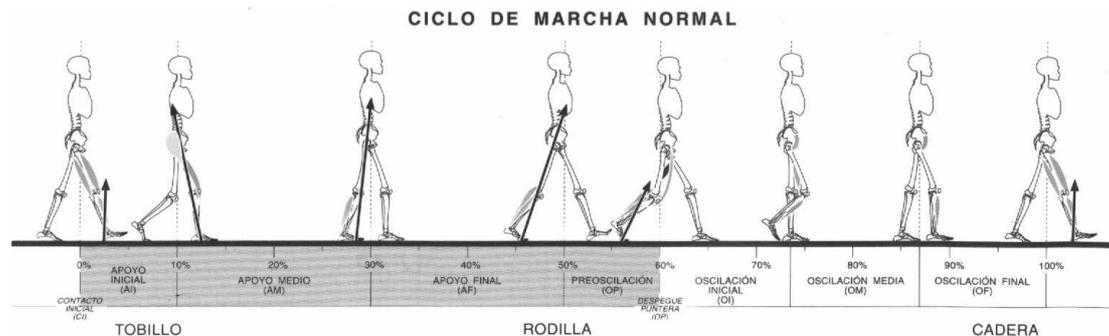


Figura 7.- Fase media de oscilación (Sánchez, 1999).

- **Fase final de oscilación (OF).** Esta fase está limitada por el comienzo de un nuevo paso. En ella se produce el contacto con el suelo, previo al cual se frena la flexión de cadera, así como también se produce el frenado de la flexión de rodilla que queda en posición anatómica. La pierna, en este punto, adelantará al fémur mientras que el tobillo mantiene una alineación cercana a la posición anatómica.



**Figura 8.- Fases marcha humana normal (Sánchez, 1999).**

Así, una vez descritos las diversas fases que suceden durante la marcha, a continuación se describen con mayor nivel de detalle los procesos biomecánicos desde tres puntos de vista concretos: las fuerzas de reacción del suelo, los impactos y el patrón de presiones plantares durante la marcha.

### **1.2.3. Estudios biomecánicos de la marcha.**

Son muchas las aportaciones realizadas al estudio de la marcha, así como diversas las disciplinas de estudio desde las cuales se ha abordado su análisis. A continuación se describen los procesos que suceden durante la marcha normal desde un punto de vista de la interacción que se produce entre el suelo y el pie de las personas a tres niveles: las fuerzas generadas, los impactos recibidos y el patrón general de presiones durante dicha interacción. Dichos procesos han sido ampliamente analizados en la literatura, por lo que a continuación se presentan las bases de dicho cuerpo de conocimiento.

#### **1.2.3.1. Fuerzas de reacción del suelo y absorción de impactos.**

Como introducción al presente apartado, es conveniente comentar que debido al principio de acción-reacción, cuando un individuo apoya el pie en el suelo (camina, corre, salta, baila, etc.) surgen acciones recíprocas entre el miembro y el suelo. De esta forma 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 igual pero de sentido contrario denominadas fuerzas de reacción del suelo, utilizándose muchas veces el acrónimo en inglés GRF (*ground reaction forces*) (figura 9). Dicho impacto se transmite a lo largo del cuerpo y

paulatinamente se atenúa gracias a los diversos sistemas de amortiguación presentes en nuestro organismo. La transmisión a lo largo del cuerpo de estas fuerzas también se le suele denominar ondas de choque, fenómeno que no se puede apreciar directamente. Fue Borrelli (1680) el primero en estimar las fuerzas que surgían durante la locomoción humana usando un modelo matemático (figura 10).

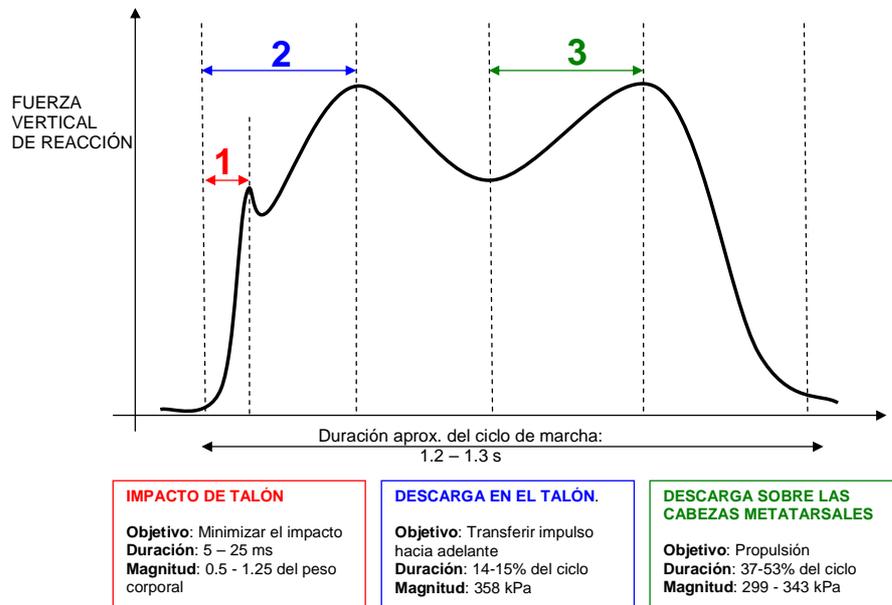


Figura 9.- Ejemplo de fuerzas de reacción vertical del suelo durante las fases de la marcha.

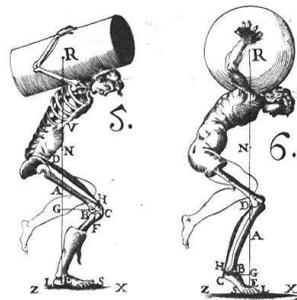


Figura 10.- Dibujo del trabajo de Giovanni Alfonso Borelli (*De motu animalium*, 1680).

La magnitud de dicho impacto estará condicionada por aspectos como la **velocidad**, el tipo de **pavimento**, el **tiempo de aplicación** de la carga, el tipo de **calzado**, etc. Es cierto que dicho impacto cumple, en su justa medida, 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, aunque el impacto no lo veamos, lo podemos registrar con técnicas de medición específicas como la **acelerometría** y la **dinamometría**.

De esta forma, tanto la acelerometría como la dinamometría se han empleado comúnmente para estudiar las fuerzas de reacción del suelo (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, cálculo del gasto energético, etc. (Henning y Sanderson, 1995; Llana, 1998; Pérez, 2004; Sandersons y Cavanagh, 1987; Sanner, y O'Halloran, 2000).

Básicamente, el registro de las aceleraciones se realiza mediante el uso de unos sensores, denominados acelerómetros, capaces de traducir una aceleración en una señal eléctrica.

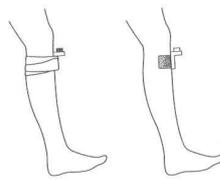


Figura 11.- Ajustes del acelerómetro a la tuberósidad tibial. (Voloshin, 2000).

Por otra parte, las fuerzas de reacción del suelo se registran mediante **plataformas dinamométricas** (figura 12), siendo estas un instrumento electrónico que permite la medida y el análisis de las fuerzas que un individuo ejerce sobre el suelo durante cualquier tipo de movimiento o gesto determinado. Tradicionalmente se han utilizado para la valoración de la marcha humana, la evaluación de técnicas deportivas, el análisis de la estabilidad, etc.

Principalmente se utilizan dos tipos de transductores o sensores, los **extensométricos** y los **piezoeléctricos**. Cada tipo de transductor tiene unas características que los hacen adecuados para diversos tipos de estudio, de manera que los extensométricos son adecuados para el estudio de procesos estáticos y dinámicos, mientras que los piezoeléctricos permiten el registro de cargas con frecuencias elevadas estando más limitadas para trabajos a bajas frecuencias.

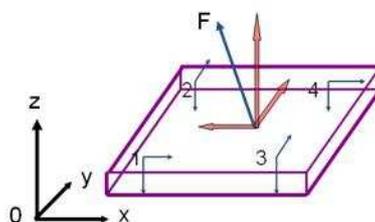


Figura 12.- Plataforma dinamométrica (Sánchez, 1999).

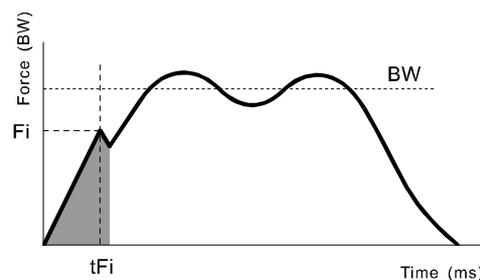
Siguiendo con las principales aportaciones dentro del estudio de marcha, se ha demostrado que el impacto del pie con el suelo, genera una onda de choque que se propaga a lo largo de todo el sistema musculoesquelético hasta llegar a la cabeza (Chu y Yazdani-Ardakani, 1986; Collins y Whittle, 1989; Jefferson, Collins, Whittle, Radin y O'Connor, 1990;

Johnson, 1986; Lewis, Tan y Shiue, 1991; Light, Mclellan y Klenerman, 1980; Noe, Hoffmann, Askew y Gradisar, 1993; Shorten y Winslow, 1992; Voloshin y Wosk, 1981, 1982, Wosk y Voloshin, 1981, 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 (consecuencia del impacto) 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.

#### - **Absorción de impactos y marcha.**

Profundizando en los procesos de absorción de impactos durante la marcha se podría decir que 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; Munro y cols., 1975; Perry, 1983; Voloshin y Wosk, 1981) que se transmiten a través de la cadena músculo-esquelética desde el talón hasta la cabeza (Chu y Yazdani-Ardakani, 1986; Collins y Whittle, 1989; Lewis y cols., 1991; Light y cols., 1980; Noe y cols., 1993; Shorten y Winslow, 1992; Voloshin y Wosk, 1981; Voloshin y Wosk, 1982; Wosk y Voloshin, 1981, 1985).

El impacto de talón es una fuerza de alta magnitud aplicada en un periodo 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 y cols. 1986; Jorgensen y Bojsen-Moeller, 1989a; Light y cols., 1980; Shorten y Winslow, 1992) (figura 13).



**Figura 13.- Fuerza y tiempo del impacto de talón registrado mediante plataforma de fuerzas durante la marcha.**

La magnitud de estas fuerzas varían desde 0.5 a 1.25 veces el peso corporal, (Jefferson y cols., 1990; Lewis y cols., 1991) y dependen de distintos factores biomecánicos como la velocidad de marcha (Clarke, Cooper, Hamill y Clarke, 1985; Shorten y Winslow, 1992), el peso corporal (Shorten y Winslow, 1992) y otros como el género, la edad o la obesidad (Bates, Osternig y Sawhill, 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 y cols., 1986).

En términos de **aceleración**, son diversos los estudios que han analizado la magnitud de los impactos recibidos durante diversas actividades físico-deportivas. La tabla 1, muestra los valores de fuerzas y aceleraciones registradas durante diversas actividades.

**Tabla 1.- 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)
<b>Marcha</b>	1.3	0.27- 0.55	1 <sup>er</sup> pico: 1.6 Hz 2 <sup>o</sup> pico: 1.17 Hz	2 - 5	1
<b>Carrera apoyo talón (heel-toe)</b>	3-6	1.6-3.0	1 <sup>er</sup> pico: 17 Hz 2 <sup>o</sup> pico: 5 Hz	5 - 17	1 - 3
<b>Carrera de antepié</b>	4	0.4	5 Hz	5 - 12	1 - 3

Cabe decir que otros estudios de la marcha han reportado picos de aceleración en tibia y en cráneo de 5 a 0.5 (g) respectivamente (Light y cols. 1980), mientras que saltando se han llegado a registrar valores de 25 g e incluso mayores (Loy y Voloshin, 1991).

Igualmente, se ha demostrado que la onda de choque se atenúa según asciende hacia la cabeza. Ejemplo de esto se presenta en el trabajo de Kim y Voloshin (1992), donde se expresa la aceleración registrada en distintas localizaciones anatómicas. Del mismo modo, estudios previos demostraron que el pico de la onda de impacto generado en el instante de contacto del talón con el suelo, se reduce por un factor de 1.45 a su paso por la rodilla y por un factor de entre 3.29 y 3.74 desde la tibia a la cabeza (Wosk y Voloshin, 1981).

**Tabla 2.- Valores de aceleración registrados durante la marcha (Kim y Voloshin, 1992).**

	Aceleración (m/s <sup>2</sup> )	
	Media	(SD)
<b>Tuberosidad Tibial</b>	17.31	3.48
<b>Cóndilo medio femoral</b>	12.72	3.09

Numerosos estudios (Voloshin y Wosk, 1981; Voloshin y Wosk, 1982; Voloshin, 1993) con sujetos han correlacionado esta onda de choque producida por el impacto de talón con daños en los tejidos blandos, huesos, miembro inferior, columna vertebral y con degradación de las propiedades biomecánicas del cartílago articular. Por supuesto, esto causa discomfort, además de una gran variedad de problemas de salud comunes como dolor de espalda crónico, tendinitis del tendón de Aquiles, fractura de cartílagos, problemas musculares y, especialmente, fracturas por fatiga y osteoartritis (Jorgensen, 1985; Jorgensen y Bojsen-Moeller, 1989a; Lewis y cols., 1991; Light y cols., 1980; Milgrom y cols., 1985; Nigg, 1986; Radin y Paul, 1971; Radin y cols., 1973; Radin, Orr, Kelman, Paul y Rose, 1982; Shorten y Winslow, 1992; Voloshin y

Wosk, 1981; Voloshin y Wosk, 1982). Asimismo, el impacto del talón con el suelo se transmite a través de las articulaciones del tobillo, rodilla y cadera hasta la espina dorsal y la cabeza (Chu y Yazdani-Ardakani, 1986). De manera que existen evidencias experimentales entre impactos repetitivos y desórdenes degenerativos de las articulaciones (Radin, 1980; Broom, 1986; Radin, 1987).

Por otra parte, existen distintos mecanismos inherentes desarrollados por el ser humano para **absorber y reducir impactos** (Chu y Yazdani-Ardakani, 1986; Noe y cols., 1993; Voloshin y Wosk, 1981; Voloshin y Wosk, 1982). En 1973, Radin y cols. mostraron que la absorción de impactos natural parece proteger las articulaciones de los daños producidos por la aplicación de cargas cíclicas.

Uno de los **mecanismos intrínsecos** de absorción de impactos es la **almohadilla del talón** (*heel pad*, en la figura 14). Esta es una masa flexible de aproximadamente 18mm. de espesor (en adultos) localizada entre el calcáneo y la piel de la planta del pie. Esta almohadilla de tejido blando puede llegar a absorber hasta el 90% de la energía del impacto (Chu y Yazdani-Ardakani, 1986, Jorgensen y Bojsen-Moeller, 1989a; Noe y cols., 1993).

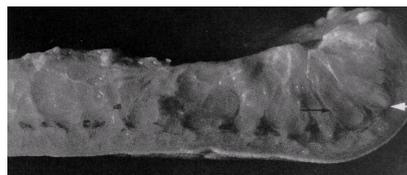


Figura 14.- Sección transversal de la almohadilla del talón.

Por otra parte, la bibliografía confirma que las propiedades de absorción de impactos de la almohadilla del talón varían mucho de una persona a otra (Jorgensen, Larse y Varmarken, 1989b), dependiendo en gran medida de las características fisiológicas de cada individuo (Jahss, Kummer y Michelson, 1992; Jorgensen y cols., 1989b; Kinoshita, Francis, Murae, Kawai y Ogawa, 1996; Prichasuck, Mulprueck y Siriwongpairat 1994; Prichasuck, 1994). Parece ser que los hombres presentan mayor espesor que las mujeres y que además éste tiende a aumentar con el peso y la edad (Jorgensen y cols., 1989b; Prichasuck y cols., 1994; Prichasuck, 1994). Sin embargo, no ha sido todavía establecida una relación de sus propiedades de absorción de impactos con características personales como el peso, el género, el historial físico y otros aspectos (Jorgensen y cols., 1989b).

Cabe mencionar que el comportamiento mecánico de dicha almohadilla no es lineal, sino viscoelástico, es decir, que su **curva fuerza-desplazamiento** depende de la intensidad y velocidad de la carga aplicada, así como de su frecuencia. Esta curva muestra una región de baja rigidez seguida de una zona de alta rigidez, y el desplazamiento aumenta tras alcanzarse la fuerza máxima de aplicación. Tras la aplicación de la carga, en fuerza cero queda una

deformación residual que se recupera con el tiempo (Cavanagh y Lafortune, 1984; Valiant, 1984).

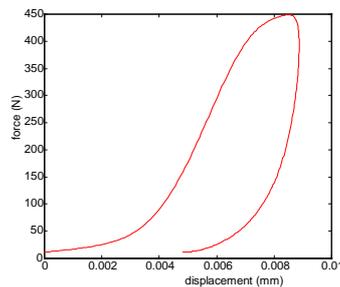


Figura 15.- Curva de fuerza-desplazamiento obtenida impactando con un péndulo balístico sobre la almohadilla del talón ( $v=0.62$  m/s).

Igualmente, existen otros mecanismos pasivos de absorción del impacto como son los cartílagos articulares, el líquido sinovial, otros tejidos blandos (cápsulas, meniscos, etc.); que colaboran en la reducción del impacto generado durante la marcha. Pratt (1989), describe que el comportamiento viscoelástico de los tejidos blandos del organismo actúa como amortiguador debido a tal característica.

Del mismo modo y como ya se ha comentado anteriormente, existen otros mecanismos que permiten amortiguar, de manera pasiva y activa, los impactos recibidos durante la marcha. Así, los diversos sistemas activos de amortiguación son la **eversión de la articulación subastragalina**, la **dorsiflexión** de la articulación mediotarsiana y la **flexión** de la articulación de la **rodilla**.

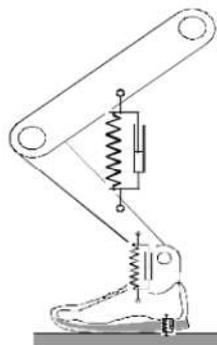


Figura 16.- Representación esquemática de los sistemas de absorción del miembro inferior.

Gracias a la eversión (pronación) de la articulación subastragalina, se dispersa de manera directa cierta cantidad de impacto y de manera indirecta favoreciendo la flexión de la rodilla. Diversos estudios han demostrado que una disminución en la eversión subastragalina, se asocia con el incremento de aceleración registrado en la tibia (Byrne y Cox, 1997 en Sánchez, 1999). Igualmente se ha demostrado que existe correlación entre la falta de eversión subastragalina con patologías inducidas por impactos.

A continuación, se exponen los diversos factores que influyen en la capacidad de amortiguar impactos y/o fuerzas de reacción del suelo, pues serán factores a controlar en los estudios de la presente tesis doctoral.

- **Factores que influyen en la amortiguación de impactos.**

Haciendo un breve resumen, existen diversos aspectos que afectan a la amortiguación de impactos durante el ciclo de marcha. A continuación se describen brevemente aquellos más importantes:

- **Anatomía:** El grosor, la compresibilidad y la rigidez de la almohadilla plantar son factores que afectarán a la capacidad de absorción de impactos. El rango de la almohadilla plantar varía de entre 12.5 mm a 30 mm (Gooding y cols., 1986; Jorgensen, 1985; Jorgensen y cols., 1989b; Khuns, 1949; Steinbach y Russell, 1964). Un mayor espesor ha sido relacionado con un fascitis plantar y dolor del talón (Amis, Jennings, Graham y Graham, 1988; Prichasuck y cols., 1994; Prichasuck, 1994), y un espesor menor con ulceración en diabetes (Gooding y cols., 1986).

La compresibilidad ha sido cuantificada mediante el **índice de compresibilidad visual** para ser utilizada en valoración clínica (Jorgensen, 1985) (figura 17). Jorgensen (1985) mostró una correlación entre la compresibilidad de la almohadilla talar con la aparición de patología en el tendón de Aquiles. Y Prichasuck y cols. (1994) encontraron que el índice de compresibilidad era mayor para gente con problemas de dolor de talón. Finalmente, la rigidez de la almohadilla es su resistencia a la deformación bajo una carga. La naturaleza viscoelástica no lineal de la almohadilla talar hace que su comportamiento dependa de la carga aplicada.

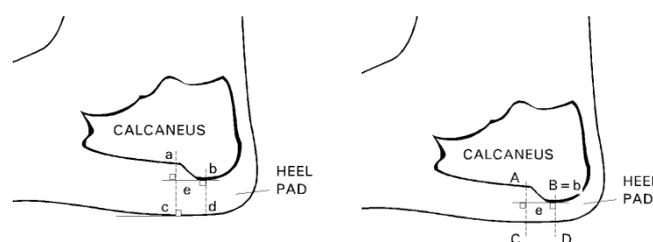


Figura 17.- Estado de la almohadilla talar en descarga (izquierda) y en carga (derecha), Prichasuck y cols. (1994).

- **Lesiones o problemas músculoesqueléticos.** El aumento de la rigidez del sistema locomotor hace que disminuya su capacidad de absorber impactos (Jorgensen, 1985; Noe y cols., 1993; Voloshin y Wosk, 1981; Voloshin y Wosk, 1982; Wosk y Voloshin, 1985), de lo que derivan numerosas lesiones y problemas músculo-esqueléticos. Jorgensen (1985) relacionó la pérdida de capacidad de absorber impactos con incrementos de cargas en el tendón de Aquiles (Light y cols., 1980, Voloshin y Wosk,

1981). Además, las enfermedades degenerativas también disminuyen estas propiedades en las articulaciones.

- **Fatiga:** Existe evidencia experimental de que la fatiga muscular influye en la capacidad de absorción de impactos. Voloshin y cols. (1998) observó una reducción del 53% en la absorción de impactos tras 24 minutos de carrera continua a una velocidad de 15km/h, mientras que Light y cols. (1980) demostraron que la fatiga reduce la capacidad de control muscular y esto hace que la absorción de impactos pierda eficiencia. En la misma línea, Verbitsky y cols. (1998) encontraron un aumento de la aceleración de impacto debido a la fatiga. En estas circunstancias, una ayuda externa para la absorción de impactos (p.e. del calzado) es importante.
- **Pavimento:** La capacidad de amortiguación del pavimento determinará la magnitud del impacto que recibe el sujeto que practica sobre él. De esta forma se conoce que las aceleraciones en tibia son **menores sobre césped que sobre asfalto** y que sobre material sintético (Nigg y Yeadon, 1987; Voloshin, 2000; Voloshin y Wosk, 1981). A pesar de esto, el verdadero factor de riesgo está vinculado con la capacidad del sujeto de amortiguar los impactos. Es decir, conforme la velocidad se incrementa, **la onda de choque alcanza mayores velocidades**, sobre todo si se corre sobre pavimentos rígidos como el asfalto, unido con las limitaciones del ser humano para disipar impactos de alta frecuencia, hacen que durante ciertas actividades el ser humano reciba un nivel de impactos poco saludable (Feehery, 1986).
- **Calzado:** El efecto de un calzado con poca capacidad de amortiguar impactos puede ser muy negativo en el movimiento articular. Es el caso por ejemplo de botas de seguridad y calzados de tacón alto (Voloshin y Loy, 1994). De hecho, caminar con calzados de tacón alto afecta a la capacidad de absorción de impactos resultando en un incremento de las fuerzas del impacto y las aceleraciones (Voloshin y Loy, 1994). Sin embargo, cuando las cargas sobrepasan los límites fisiológicos de estos mecanismos naturales, normalmente tiene lugar daño músculo esquelético y de tejidos blandos (Jorgensen y Bojsen-Moeller, 1989a; Voloshin y Wosk, 1981; Voloshin y Wosk, 1982; Wosk y Voloshin, 1981) que se pueden traducir en un aumento del disconfort o incluso en aparición de lesiones.

Existen estudios basados en acelerometría que indican que la transmisión de impactos es reducida por el uso del calzado (Hennig y Lafortune, 1991; Light y cols., 1980; Voloshin y Wosk, 1981). De manera similar, Light y cols. (1980) mostraron que el uso de calzado **reduce las fuerzas de impacto** y las ondas de choque durante la marcha, y que además el uso de calzados con talón más duro aumentaba el impacto de talón. En general, el calzado deportivo muestra una capacidad de absorción de impactos mayor que el calzado de calle (Lafortune y Hennig, 1992; Smeathers, 1989), seguramente debido al uso de materiales y diseño de geometrías más adecuados al tipo de actividad desarrollada. Al mismo tiempo, se recomienda el uso de las plantillas utilizadas en

calzado deportivo o amortiguador para actividades que requieran largos periodos de tiempo en bipedestación por su demostrado efecto reductor en molestias lumbares (Sobel, Levitz, Caselli, Christos y Rosenblum, 2001).

En la industria del calzado se utilizan materiales como el cuero, látex, corcho, poliuretano, EVA y mezclas de materiales con tal de reducir los niveles de impacto. Sus propiedades mecánicas en general y su capacidad de absorción de impactos en particular vienen definidas por su composición química y estructura (Whittle, 1997) (figura 18).



**Figura 18.- Aplicaciones clínicas de distintos sistemas de mejora de las propiedades de absorción de impactos.**

Todos estos estudios demuestran que el calzado tiene un efecto importante en la absorción de impactos, generalmente beneficioso. No se ha de obviar sin embargo otros estudios que sugieren que el incremento de la absorción de impactos del calzado hace a los usuarios subestimar la severidad de los impactos, lo que se puede traducir en lesiones (Miller, Nigg, Liu, Stefanyshyn y Nurse, 2000). Por tanto, la actuación sobre la absorción de impactos del calzado, aún siendo beneficiosa en general, debe hacerse sin perjuicio de la percepción sensorial del impacto.

### **1.2.3.2. Patrón general de presión plantar.**

El registro de las **presiones plantares** es uno de los métodos comúnmente empleado en multitud de ámbitos para conocer de forma directa los sucesos que se producen en la interfase pie-suelo o pie-calzado. Debido a la gran cantidad de aportaciones científicas publicadas y al conocimiento que estas han generado, se puede decir que es un área de conocimiento consolidada.

Entre las principales áreas de análisis podemos encontrar el estudio de las presiones plantares orientados al diseño de calzado deportivo y plantillas (Brizuela, Llana, Ferrandis y García-Belenguer, 1997; Llana, 1998), análisis de pavimentos y materiales deportivos (Pérez, 2004), análisis de las funciones del pie (Cavanagh y Rodgers, 1987; Hutton y Dhanendran,

1981), evaluación de distintos gestos deportivos (Henning y Sanderson, 1995), estudio de lesiones en el ámbito deportivo (Sandersons y Cavanagh, 1987; Sanner, y O'Halloran, 2000; etc.), rehabilitación deportiva y terapéutica, diabetología (Young, Cavanagh, Thomas, Johnson y Boulton, 1992; Veves, Murraym, Young y Boulton, 1992), salud en general, etc.

A continuación se presentan las principales aportaciones al estudio de las presiones plantares durante la marcha, centrandó el siguiente apartado en aquellos estudios que describen el patrón de general de presiones plantares, así como los principales agentes o circunstancias que afectan a dicho patrón.

A lo largo de los años, han sido diversos los estudios realizados con el fin de conocer de forma minuciosa las funciones del pie durante la marcha (Cavanagh y Rodgers, 1987; Alexander, Chao y Johnson, 1990). Dichos estudios fueron llevados a cabo con sujetos sanos, permitiendo con esto obtener un patrón general de presiones plantares, aspecto que posteriormente se utilizó y se utiliza actualmente para realizar comparaciones con el patrón de marcha anormal de personas con patologías en la marcha.

Básicamente, existen dos tipos de metodología de registro, estática y dinámica, aspectos que se abordarán en el apartado de herramientas de análisis. Si bien es cierto que en materia de análisis mediante técnicas de registro **estático**, han sido muchos 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 realizar (Burger, 1952; Cavanagh y Rodgers, 1987; Elvira, Vera-García y Meana, 2008; Hutton, Scott y Stokes, 1976; Lara, Lara, Zagalaz y Martínez-López, 2011).

Así, una de las formas empleadas para la descripción **estática** de la presiones plantares ha sido la proporción de carga soportada por las distintas zonas del pie, de forma que aunque en la proporción exacta no existe un consenso claro en la comunidad científica, se conoce que las zonas del pie que mayor presión soportan durante el apoyo bipodal se localizan en el talón y en la cabeza de los metatarsianos.

Igualmente, existen estudios que aseguran que la proporción entre la presión sobre el talón y la cabeza de los metatarsianos es la misma (Morton, 1948), mientras que existen otros estudios que indican que varía entre una proporción **5:3** o **3:1** según cada autor (Burger, 1952; Hutton y cols., 1976). Del mismo modo, Hutton y cols. (1976) describieron varias posiciones confortables en bipedestación con el talón soportando entre una y tres veces la carga del antepié, el centro de presiones pasando entre 5 y 15cm por delante de la articulación del tobillo, y los dedos soportando entre el 5 y el 10% de la carga del antepié.

Por otro lado, en apoyo estático la zona de **mayor presión** se localiza sobre la cabeza de los metatarsianos, distribuyéndose la presión de igual manera por todos los metatarsianos menos en el primero que soporta el doble de presión que los demás (Morton, 1948). Según Arvikar y Seireg (1980), la zona del pie que recibe mayor presión se sitúa en el tercer metatarsiano, suponiendo con esto que el pie tiene forma convexa en dicha región.

En cuanto a los estudios realizados con técnicas de **registro dinámico**, serán los trabajos realizados por Cavanagh y Ae (1980), Hutton y Dhanendran (1981), Grundy y cols. (1975), Katoh y cols. (1983) y Soames (1985) los que mejor describen el patrón general de presión plantar durante la marcha normal, confeccionando con esto el conocimiento aceptado sobre el patrón de distribución de presiones plantares. Los resultados de dichos estudios son consistentes dentro de una variabilidad y muestran un patrón dinámico bastante claro.

Asimismo, han sido diversos autores los que han descrito los patrones de distribución de presiones en pies sanos (Clarke, 1980; Hennig y Rosenbaum, 1991; Soames, 1985), mientras que otros han descrito distribuciones de presiones típicas de determinadas patologías (Alexander y cols., 1990). Por otra parte, la relación entre presiones plantares y estructura del pie ha sido abordada por Cavanagh y cols. (1997).

Centrando la atención en los estudios realizados en pies sanos, concretamente en pie descalzo, se conoce que durante la marcha es el talón el que contacta primero en la fase de apoyo por su zona más lateral (Katoh y cols., 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.

Cavanagh y Ae (1980), describieron que la velocidad del **centro de presiones** durante el contacto inicial del talón es muy alta, indicando esto una transferencia de carga, posteriormente disminuye dicha velocidad para finalmente acelerar nuevamente pasado la zona del mediopié.

Cabe destacar que la presión sobre la **zona del mediopié suele ser bastante baja**, de forma que la carga del peso corporal se transmite desde la zona trasera del pie hacia la delantera, de forma que el tiempo empleado entre el apoyo del talón y el mediopié supone aproximadamente un 50% de la fase de apoyo.

Según Cavanagh y Ae (1980), la **zona delantera del pie es la que mayores cambios** y variaciones experimenta, mostrándose aquí la mayoría de las patologías del pie. 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 y cols. (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.

Continuando con la descripción de la progresión de la carga durante la pisada, el pico de presión se dirige hacia la porción central del pie a través de la cabeza de los metatarsianos, y se desplaza hacia la zona del primer y segundo dedo para permitir que el pie se levante sobre ellos (Kato y cols., 1983).

La cabeza de los metatarsianos permanece en contacto con el suelo durante el 60% hasta el 80% de la fase de apoyo (Soames, 1985), siendo la cabeza del tercer metatarsiano la que mayor presión registra. Dichos resultados obtenidos por Soames difieren mucho de los conseguidos por Hutton y Dhanendran (1981), los cuales encontraron que la máxima presión se localiza en la cabeza del primer metatarsiano siendo ésta en proporción tres veces mayor que la alcanzada por el resto de metatarsianos.

Los picos máximos de las presiones, así como los tiempos en que se producen estos máximos en sujetos normales han sido descritos por Clarke (1980) y Rosenbaum y cols. (1994).

**Tabla 3.- Presiones máximas (kPa) en diferentes regiones del pie a tres velocidades de marcha (Rosenbaum y cols., 1994).**

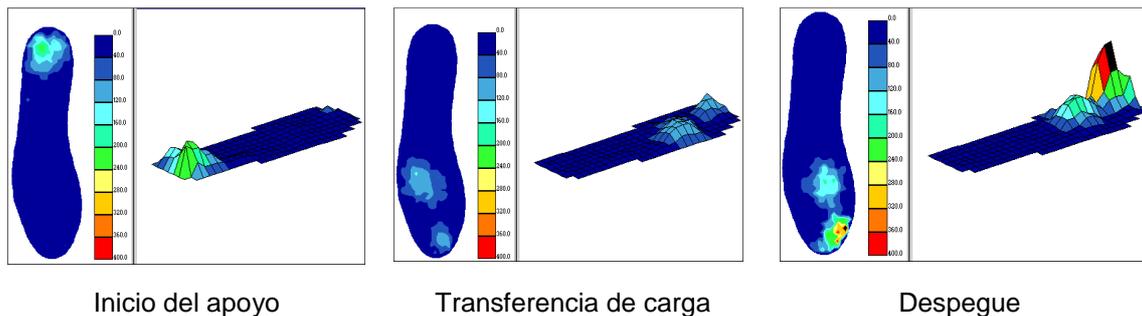
	Velocidad de Marcha		
	Lento	Normal	Rápido
<b>Talón</b>	293 ± 79	358 ± 87	493 ± 128
<b>Mediopié</b>	66 ± 52	57 ± 44	44 ± 41
<b>Cabeza 1º metatarsiano</b>	265 ± 138	299 ± 137	362 ± 165
<b>Cabezas 2º y 3º metatarsiano</b>	312 ± 96	343 ± 133	355 ± 152
<b>Dedo gordo</b>	280 ± 110	317 ± 116	413 ± 162

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 4).

**Tabla 4.- Tiempo en el cual se alcanzan las máximas presiones por zonas expresado como porcentaje de la fase de apoyo del ciclo de marcha (Clarke, 1980).**

Sujetos	Retropié	Mediopié	Cabezas Metas	Dedos
<b>27</b>	14 - 16%	26 - 40%	77 - 79%	83 - 85%

**En resumen**, mientras que la magnitud de las presiones máximas parece ser dependiente del sistema de medida utilizado, hay una tendencia general con respecto a los tiempos en que se producen estos máximos 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.



**Figura 19.- Ejemplo gráfico de la distribución de presiones durante la marcha en las fases de apoyo, transferencia de la carga y el despegue.**

- **Factores que influyen en la distribución de presiones.**

Son numerosos los estudios que han analizado los distintos factores que afectan al registro de presiones plantares, de forma que a continuación se presentan los más importantes:

- **Peso corporal:** Clásicamente, el peso corporal ha sido directamente relacionado con la presencia de presiones máximas elevadas. Cavanagh, Sims y Sanders (1991) demostraron que el peso corporal explica el 14% de la varianza de las presiones máximas tanto en pacientes diabéticos ( $n = 56$ ) como en sujetos sanos ( $n = 27$ ). De manera similar, Nyska, McCabe, Linge, Laing y Klenerman (1995), mientras estudiaban los efectos del calzado de las presiones plantares, comprobaron que los sujetos más pesados tendían a cargar menos el interior de la zona delantera del pie, lo que corresponde con los resultados de Stott y cols. (1973) y Soames (1985). Todavía así, la leve correlación entre el pico de presión plantar y la masa corporal genera bastante confusión (Cavanagh y cols. 1991), aunque el pico de fuerza de reacción del suelo (GRF) durante la marcha se haya demostrado estar relacionado con la masa corporal (Andriacchi, Ogle y Galante, 1977).
- **Rango de movilidad articular:** La limitación de la movilidad articular también ha sido asociada con presiones elevadas. Los pacientes diabéticos presentan movilidad articular limitada tanto en el miembro superior (Rosenbloom, 1983) como en el miembro inferior (Fernando, Masson, Veves y Boulton, 1991). Fernando y cols. (1991) confirmaron que la limitación de la movilidad articular reduce la capacidad de absorción de impactos durante la marcha y de esta forma se favorece la aparición de presiones elevadas en la planta del pie (Mueller y cols., 1989). Según estos autores, el pie debe ser móvil durante la marcha

para posibilitar el movimiento en las articulaciones mayores, específicamente la subastragalina. Esto posibilitará al pie mantener su función de absorción de impactos, ajustarse a superficies irregulares y proporcionar la propulsión necesaria para la marcha.

- **Estructura del pie:** La heterogénea estructura del pie afecta a la distribución de las presiones plantares. Cavanagh y cols. (1997) realizaron un estudio extenso sobre el papel de la estructura del pie bajo carga en las presiones plantares utilizando medidas radiográficas. Estos autores concluyeron, por una parte, que las medidas referentes al espesor de tejido blando comprimido y al arco plantar eran los predictores más potentes de los máximos de presión bajo el talón y la cabeza del primer metatarsiano. Además, en este estudio se demuestra que un mayor espesor del almohadillado plantar está correlacionado con menores presiones. Por otra parte, una de las regiones en que la presión está altamente influenciada por la estructura del arco longitudinal es el mediopié. La carga total bajo el mediopié es normalmente inferior al 15% del peso corporal, pero puede ser mayor en el caso de pies planos (Stokes y cols., 1974). Las presiones en el mediopié son usualmente bajas, aunque Hutton y Dhanendram (1979) registraron un incremento de las mismas con la edad y sugirieron como causante un colapso gradual del arco longitudinal.
- **Cinemática de la marcha:** La variabilidad en la distribución de presiones inter-sujetos puede ser debida principalmente a diferencias cinemáticas. Cavanagh y cols. (1997) propusieron que, en el contacto del pie, las variables cinemáticas pueden ser las responsables de la mayor parte de la varianza de los máximos de presión en el talón. Está claro que las condiciones de marcha (velocidad, inclinación, calzado, etc.) alteran la cinemática de ésta, de esta forma es razonable suponer que modifican también la distribución de presiones.
- **Edad:** Hennig y Rossenbaum (1991) llevaron a cabo un estudio para analizar la influencia de la edad en la distribución de presiones plantares. En el estudio compararon niños de 1 a 3 años con adultos. Posteriormente Hennig, Staats y Rosenbaum (1994) extendió el estudio a niños de entre 6 a 10 años. Sus resultados muestran picos de presión mucho más pequeños para los niños que para los adultos en todas las regiones anatómicas, y atribuyeron este hecho a la presencia de un área de contacto relativa con el peso mucho mayor en niños que en adultos. Por otra parte, Kernozek y LaMott (1994) compararon las presiones plantares entre personas mayores (71-90 años) y jóvenes (18-24 años) caminando descalzos. Los resultados muestran patrones similares para la zona del talón, pero también una mayor carga de presiones plantares en la región del mediopié para los jóvenes y en la región delantera medial para los mayores.
- **Patologías:** Martínez y cols. (1997) estudiaron la distribución de presiones en el antepié normal y patológico y evaluaron el reparto de cargas con dos tipos de plantillas en 358 individuos sanos y 100 pacientes con metatarsalgia. Estos autores encontraron un aumento significativo de la carga sobre el 3<sup>er</sup> metatarsiano en los pies patológicos.

Pacientes con diabetes y neuropatías sufren diversos problemas vasculares y neuropáticos que de forma directa pueden afectar al pie de diversas maneras, de ahí la importancia del estudio de la distribución de presiones durante la marcha. Entre los estudios más importantes, Ulbrecht, Norkitis y Cavanagh (1994) demostraron que la formación de úlceras en los pies de pacientes que padecían diabetes estaba asociado no sólo a elevadas presiones en determinadas zonas del pie durante la marcha sino que también se debía a la combinación de diversos factores como la estructura del pie, sus funciones, la transmisión de cargas, etc.

Diversos estudios han determinado que la característica predominante de la distribución de presiones plantares en personas que presentan diabetes y úlceras en los pies es la presencia de elevadas presiones en zonas específicas, generalmente en la parte delantera del pie. Demostrando que altas presiones en puntos determinados del pie correlaciona con la formación de úlceras en los pies. Al mismo tiempo la situación de las úlceras correlacionan perfectamente con la localización de las altas presiones registradas en el pie.

Pacientes neuropáticos, ausencia de sensaciones en torno al pie, sufren una reducción de las funciones del dedo gordo del pie, de forma que la carga que soportaba el dedo durante la marcha se reduce dejando gran parte de la carga que anteriormente soportaba el dedo gordo del pie sobre la cabeza de los metatarsianos, en particular de la cabeza del primer metatarsiano, siendo esta zona la de mayor incidencia en la formación de úlceras en pacientes con diabetes (Ctercteko, Dhanendran, Hutton y Le Quesne, 1981).

Pacientes con artritis sufren por lo general una reducción de la movilidad del pie localizada en la parte posterior del mismo, debida a deformaciones sufridas en el talón que hacen modificar la velocidad, la frecuencia y la longitud de zancada durante el ciclo de marcha normal. Diversos estudios (Soames y Carter, 1981) demuestran que pacientes con artritis reumatoide reducen la carga soportada sobre los dedos de los pies debidos a la degeneración sufrida en dichas articulaciones. Al mismo tiempo que se localizan presiones más elevadas sobre la cabeza de los metatarsianos.

- **Calzado:** Uno de los factores estudiados es el uso de calzado. Soames (1985) describió que el uso de calzado reduce las presiones alcanzadas en el talón, proporcionando una pisada más homogénea sobre el talón. De la misma manera las presiones alcanzadas sobre los metatarsianos centrales se desplazan hacia una zona medial y la máxima presión se alcanza sobre la cabeza del primer y segundo metatarsiano. Los dedos toman contacto con el suelo en torno al 60 al 80% de la fase de apoyo en comparación al 50-55% de la fase con el pie descalzo.

Una de las demostraciones más directas del efecto del calzado sobre las presiones plantares fue realizada por Perry, Ulbrecht y Cavanagh (1995). En este estudio, compararon los máximos de las presiones plantares en varias regiones del pie durante la marcha en tres condiciones (calzado con suela de cuero, calzado deportivo y únicamente con calcetines). Los resultados revelaron valores inferiores de los máximos de presión en la condición de calzado deportivo para la mayoría de regiones en estudio.

La influencia de la utilización de plantillas en la distribución de presiones plantares fue analizada por Bransby-Zachary y cols. (1990). Los autores estudiaron la presión registrada bajo las cabezas del 1<sup>er</sup> y 3<sup>er</sup> metatarsianos observando que con el uso de plantillas absorbentes se reducía la presión en un 17% en el impacto del antepié con el suelo durante la marcha humana. Johnson (1988) estudió la capacidad amortiguadora de plantillas de diferentes materiales en calzado de entrenamiento y en tres configuraciones de calzado de calle de cuero y tacón de goma: ajustado, holgado y anudado. La utilización de las plantillas redujo significativamente el coeficiente de impacto en todos los casos, llegando a disminuirlo hasta en un 30%. Por su parte Pfeffer y cols. (1999) revisaron un total de 236 pacientes con fascitis plantar (160 mujeres y 76 hombres) sometidos a cinco tratamientos diferentes. Un grupo fue tratado sólo con estiramientos y a los otros cuatro grupos, además, se les instauró tratamiento ortopédico mediante (1) talonera de silicona, (2) talonera de fieltro, (3) talonera de caucho o (4) plantilla ortopédica a medida. Sus resultados fueron que los pacientes que usaban inserciones prefabricadas (1, 2 y 3) obtenían porcentajes de mejora más altos que los que sólo realizaban estiramientos y que los que estiraban y usaban plantillas ortopédicas a medida.

El análisis y diseño de **calzado deportivo** es uno de los ámbitos más extendidos donde se emplean técnicas de presurometría, analizando calzado deportivo, cotidiano o especial. La distribución de las presiones plantares dentro del calzado es uno de los factores más importantes a la hora de fabricar calzado. Schaff y Hauser (1987), sugiere que la distribución adecuada de las presiones plantares condicionará las características de seguridad y confort que necesita un calzado deportivo, entre otros muchos factores, determinando si un calzado es adecuado o no para cierta práctica deportiva. Cavanagh (1980) sugiere que para que un calzado sea confortable debe producir las menores presiones posibles entre el pie y la plantilla.

#### 1.2.4. Estado del arte de la marcha nórdica.

##### 1.2.4.1. Origen y evolución de la marcha nórdica.

Escasas son las fuentes bibliográficas que ayuden a conocer el verdadero origen de la marcha nórdica. De la palabra nórdica se puede interpretar la procedencia de dicha actividad, de manera que se le atribuye su origen a diversos países nórdicos como Noruega, Finlandia y otros países del norte de Europa; siendo estos los precursores de este tipo de actividad.

En cuanto el origen específico de la Marcha Nórdica, existen numerosas teorías de dudosa procedencia que intentan explicar sus primeros pasos. Sin embargo, la teoría más aceptada es aquella que sitúa sus inicios en Finlandia a mediados de la década de 1930, donde el equipo nacional de esquí nórdico ante la necesidad de entrenar en período estival y con la ausencia de nieve en dicha época comenzó a utilizar los mismos bastones que usaban para entrenar en nieve sobre terrenos normales. De este modo los esquiadores podían prepararse durante todo el año, mejorar su condición física así como su rendimiento en los períodos competitivos invernales (Figard-Fabre, Fabre, Leonardi y Schena, 2010). Del mismo modo, emplearon patines para simular la acción de deslizamiento de la nieve de tal forma que con patines o sin ellos dicha acción se convirtió en un nuevo método de entrenamiento y preparación para los esquiadores de fondo, haciéndose imprescindible en las planificaciones de los entrenadores finlandeses. Por el año 1966 se documentaron las primeras lecciones de marcha con bastones de esquí a cargo de *Leena Jääskeläinen* profesora que promulgaba el uso de bastones de esquí junto con la marcha normal con el objetivo de promover una actividad física accesible a todo el mundo. Entre 1973-1991 *Leena Jääskeläinen* introdujo, como miembro del ministerio de educación, la marcha nórdica entre las ideas de actividad física en los colegios. Así, la primera marcha pública con bastones de esquí organizada por la *Suomen Latu* (Asociación Central para Deportes Recreativos y Actividades al Aire Libre) tuvo lugar en Helsinki el 5 de enero de 1988 ([www.inwa-nordicwalking.com](http://www.inwa-nordicwalking.com), visitado el 04 de Noviembre de 2011).



Figura 20.- Primera caminata con bastones organizada en Helsinki el 5 de Enero de 1988 (fuente [www.inwa-nordicwalking.com](http://www.inwa-nordicwalking.com)).

Se puede considerar que la base del desarrollo y la expansión de la marcha nórdica radica en la transformación que sufrió al pasar de ser un método de entrenamiento a una actividad de carácter recreacional.

Según Martínez (2011), en la década de 1980 en EEUU, Tom Rutlin introdujo el caminar con bastones (Pole-Walking) como una forma de ejercicio saludable al alcance de cualquier persona y lo patentó con el nombre comercial de Exerstrider®.

El término Marcha Nórdica se acuñó por primera vez en 1996 cuando la *Suomen Latu, Exel* (fabricante de material deportivo) y el Instituto Finlandés de Deporte se unieron con el objetivo de promover la actividad física saludable mediante una actividad sencilla pero a la vez novedosa. En 1997, *Exel®* lanzó al mercado la firma "*Nordic Walking*", de la cual es dueño de su patente, y se responsabilizó de lanzarlo para uso internacional. Ese mismo año, junto al nombre, puso en el mercado su primer producto diseñado exclusivamente para la práctica de la marcha nórdica, un par de bastones, los cuales fueron desarrollados con la ayuda y el asesoramiento técnico del Instituto Finlandés de Deportes.

El crecimiento de practicantes a nivel mundial es continuo, de esta forma en Finlandia, el número estimado en 1997 era de 10.000 practicantes, en 1999 unos 280.000 practicantes, mientras que en el año 2004 pasó a ser de 760.000, es decir, un 16% de la población de Finlandia practicaba marcha nórdica en el año 2004. Se estima que la distribución en cuanto a sexo de la población practicante de dicha modalidad sea a nivel porcentual de un 61% mujeres y un 39% hombres que lo practican de forma habitual. Del mismo modo se calcula que cerca de 1,5 millones de personas lo prueban por lo menos una vez al año en Finlandia. En Alemania el número de participantes ascendió de los 5.000 en 2001 hasta los dos millones y medio de participantes en 2005. Asimismo se estimó que entre todos los países potencialmente practicantes de marcha nórdica (Austria, Alemania, Austria, Suiza, Benelux, Noruega, Polonia, etc.), el número de practicantes ascendió a más de 6 millones en 2005. Según los datos más actuales, en 2010 la práctica regular de marcha nórdica se realiza aproximadamente en cuarenta países de todo el mundo, estimando en **diez millones el número de practicantes** ([www.inwa-nordicwalking.com](http://www.inwa-nordicwalking.com), visitado el 04 de Noviembre de 2011).

El importante crecimiento a nivel internacional propició la creación de las primeras asociaciones sin ánimo de lucro en los países precursores. Así, en diciembre del año 2000 se creó en Finlandia la *Internacional Nordic Walking Association* (INWA), organismo precursor de las primeras acciones formativas y regulador de las primeras nociones sobre la técnica de la marcha nórdica. Posteriormente fueron creándose multitud de asociaciones de practicantes de marcha nórdica por todo el mundo, las cuales por un lado siguieron las directrices de la INWA y por otro lado trazaron caminos divergentes a ésta.

En términos comparativos, la principal característica que diferencia la marcha de la marcha nórdica reside en la incorporación de dos bastones estandarizados que confieren su peculiaridad a este tipo de locomoción, así como el uso que se hace de ellos, el cual facilita el desplazamiento e incrementar la actividad muscular durante el ejercicio entre otras muchas adaptaciones. De esta forma, la implicación de la musculatura de las extremidades superiores y del tronco (trapecio, tríceps, bíceps, dorsal, deltoides, etc.) es considerablemente mayor que durante la marcha normal, introduciendo con esto una mayor estimulación central para la circulación (Kukkonen-Harjula y cols., 2007).

A modo de resumen, la marcha nórdica como se conoce hoy en día es una actividad relativamente novedosa y que desde su nacimiento ha experimentado un crecimiento importante tanto en número de practicantes como en número de organismos oficiales y semi-oficiales que promueven su práctica en buena parte del planeta. El objetivo de los siguientes apartados es dar a conocer los datos y hechos que avalan dicho crecimiento y su implantación como una de las actividades de moda entre las actividades físicas saludables.

#### **1.2.4.2. Marcha nórdica en España.**

Sin duda, la marcha nórdica se trata de un fenómeno en crecimiento en España, que poco a poco, se está adentrando en nuestro país de forma cada vez más enérgica tras varios años de tímida introducción.

España se sitúa dentro de aquellos países donde desde hace seis años, aproximadamente, se comienza a observar iniciativas por la promoción de la marcha nórdica. A pesar de su lento crecimiento, cada vez es más frecuente ver a grupos de marchadores por parques, playas y montañas haciendo marcha nórdica. En este sentido, a nivel nacional existen multitud de iniciativas encargadas de la promoción de la actividad, entre ellas destacan la Associació Catalana de Nordic Walking, creada en octubre de 2005, la Escuela de *Nordic Walking* Alfa creada en 2006 que posteriormente se convirtió en la Escuela de Formación, Ciencia y Terapia de la ANE (Asociación de *Nordic Walking* España) ([www.nordicwalking-ane.es](http://www.nordicwalking-ane.es)), la empresa *Nordic Walking Original* España con un importante impulso de la actividad en las Islas Baleares (<http://www.nordicwalkingoriginal.com/inicio.php>), la Asociación Española de Caminar Nórdico con Bastones (<http://www.npwea.es/index.php>), la empresa de promoción y material deportivo Marcha Nórdica España (<http://www.marcha-nordica.net>) y otras.

Cabe mencionar que el primer curso realizado en España para la formación de instructores (nivel *International Coach*) de marcha nórdica se celebró en julio de 2006 en la Seu d'Urgell. Siendo Cataluña la comunidad precursora en sus inicios en España.

En el resto de España, la marcha nórdica lleva varios años practicándose en ciudades, senderos y grandes vías e itinerarios naturales que atraviesan nuestro país a manos tanto de visitantes extranjeros, fundamentalmente del resto de Europa, como por la población nacional. Actualmente, la práctica de la marcha nórdica por parte de la población española está en crecimiento, principalmente gracias a las acciones tanto de las instituciones que se encargan de promover dicha actividad con un interés lucrativo, como de las acciones formativas llevadas a cabo por diversas entidades como las universidades españolas y especialmente las licenciaturas y/o grados en Ciencias de la Actividad Física y del Deporte. Concretamente, desde el año 2006, la Universidad de Valencia concede un curso de libre elección que se encarga de difundir y dar a conocer dicha actividad entre la población de estudiantes y otro entre la población general.

Otro de los factores que está favoreciendo que la marcha nórdica se implante en nuestro país son las condiciones climáticas favorables de España, caracterizándose en términos generales por tener un clima suave, donde los veranos son cálidos y los inviernos moderados, cosa que favorece la práctica deportiva al aire libre. Ciertamente es, que el crecimiento de asociaciones, clubes y entidades promotoras de la marcha nórdica está principalmente dirigido por ciudadanos extranjeros. Así, fruto de la evolución de la marcha nórdica en España, existen cada vez más escuelas y organizaciones que fomentan la práctica de dicha actividad, de esta forma se pueden encontrar pequeñas escuelas por toda la geografía nacional (Alicante, Murcia, Mallorca, Madrid, el Escorial, Valladolid, Granada, Denia, Benidorm, Valencia, Zaragoza, Pirineos, Barcelona, etc.).

#### **1.2.4.3. Descripción técnica de la marcha nórdica.**

Desde la aparición de la marcha nórdica como una actividad física dirigida a la población general, han sido diversos los organismos que a distintos niveles han organizado la actividad, por un lado intentando promoverla y por otro unificando la ejecución técnica con tal de poder crear una estructura sólida sobre la cual poder realizar actividades formativas.

Inicialmente, a nivel internacional se creó la *International Nordic Walking Association* (INWA), institución creada con el objetivo de dar mayor difusión a la actividad, así como con un importante interés comercial. La INWA fue la primera institución en difundir una de las actuales técnicas, denominada **técnica diagonal** 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 homogenizar la ejecución técnica y establecer un sistema de titulaciones para monitores y entrenadores. 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 practicantes de marcha nórdica, lo hacen siguiendo dicho modelo técnico.

Con posterioridad surgieron nuevas agrupaciones que aportaron modificaciones a la técnica promovida por la INWA, básicamente dichas agrupaciones proponen un cambio en la **inclinación del tronco** durante la ejecución técnica de la marcha nórdica, pues en la técnica propuesta por la INWA el tronco se desplaza de manera más inclinada, mientras que la nueva técnica propone una “*verticalización*” del tronco. Esta nueva corriente o técnica se denomina **técnica alfa ( $\alpha$ )**, acrónimo de A: andar derecho, L: largos los brazos, F: formar un ángulo con el bastón en el suelo ( $60^\circ$ ) y A: adecuar el paso (Martínez, 2010; <http://nordicwalking-ane.es/>, visitado: 14/12/2011).



Figura 21.- Representación gráfica de la Técnica Alfa. © Asociación de Nordic Walking de España (ANE).

Con todo, la técnica más seguida a nivel mundial es la técnica difundida por la INWA (fuente: <http://inwa-nordicwalking.com/>, visitado: 14/12/2011), por lo que el modelo técnico descrito en la presente tesis doctoral es dicho modelo.

Así, con tal de estudiar dicha disciplina, en el presente trabajo se va a comparar con la marcha, definida en apartados anteriores, de forma que la marcha nórdica 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, Pérez, Llana y Plá, 2007).

Claro está que existen diferencias entre ambos tipos de locomoción, de manera que a continuación se presentan las principales diferencias entre la marcha y la marcha nórdica. Dichas diferencias se establecen de acuerdo con la guía técnica promovida por la INWA (<http://inwa-nordicwalking.com/>), de la cual se extraen que las principales diferencias son:

- El empleo de un par de bastones.
- Una disposición del cuerpo más inclinada hacia delante durante la locomoción.
- La participación activa de los miembros superiores, de forma que la fuerza necesaria para el desplazamiento, también es aportada por las extremidades superiores.
- Mayores rangos articulares tanto para piernas como para brazos durante la marcha nórdica.

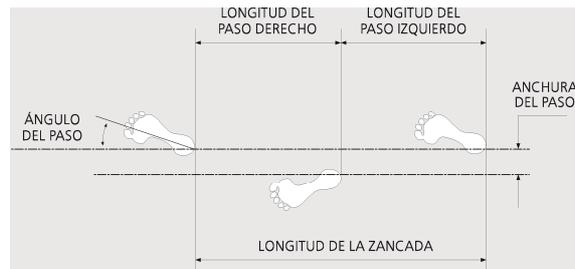


Figura 22.- Dirección de los pies durante la marcha (Sánchez, 1999).

De esta forma, la técnica de la marcha nórdica se puede dividir en cuatro puntos elementales:

- **Coordinación.**

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 23). La secuencia de coordinación es la siguiente:

- El talón izquierdo toca el suelo cuando el bastón de la mano derecha toma contacto con el suelo para iniciar el paso (figura 23, A).
- El pie izquierdo y el brazo derecho realizan la fase de tracción y empuje al mismo tiempo mientras que los miembros contrarios se disponen a tomar contacto con el suelo (figura 23, B).
- La pierna derecha se adelanta al igual que el bastón de la mano contraria (figura 23, C).

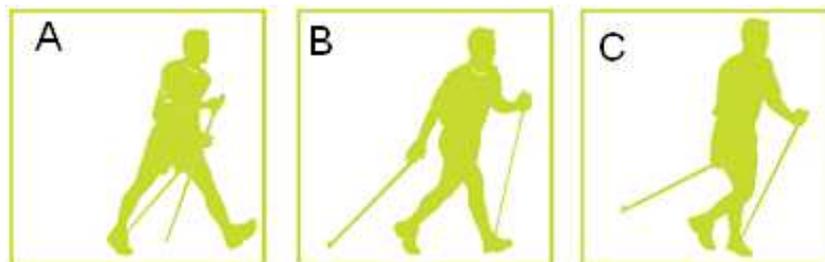


Figura 23.- Coordinación general marcha nórdica.

- **Apoyo de los bastones.**

Las consideraciones básicas para apoyar el bastón correctamente se presentan en cuatro aspectos (figura 24):

- **Inclinación:** el bastón se apoya en el suelo con una inclinación aproximada de 45° (figura 24, A) con respecto a la vertical.
- **Inicio:** la posición del bastón se ajusta a la pisada, apoyándolo entre la pierna adelantada y la retrasada (figura 24, A).
- **Final:** el bastón finaliza su acción cuando pasa la cadera y se extiende el codo hacia atrás. Finaliza con un ángulo similar al de inicio (figura 24, B).
- El bastón se mueve siempre cercano al cuerpo (figura 24, C).



Figura 24.- Técnica apoyo del bastón.

- **Apoyo de los pies.**

Al igual que sucede con la marcha normal, la técnica de la marcha nórdica hace hincapié en que la acción de los pies debe seguir el siguiente patrón:

- **Apoyo:** el contacto inicial se realiza con el talón, mediante una dorsiflexión de la articulación del tobillo.
- **Transferencia de la carga:** 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.
- **Despegue:** el impulso final de la zancada se realiza mediante una flexión plantar de la articulación del tobillo y finaliza con la impulsión del primer dedo del pie.

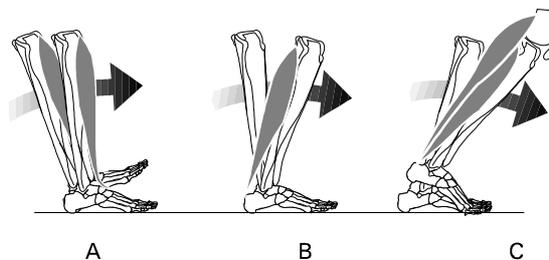


Figura 25.- Apoyo del pie durante la marcha nórdica (Sánchez, 1999).

- **Acción de brazos.**

La acción de brazos se puede dividir en tres aspectos básicos:

- **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 (figura 26).
- **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.



Figura 26.- Fase propulsiva de la mano.

- **Técnica básica INWA.**

El modelo técnico descrito por la INWA se puede resumir en los diez pasos propuestos en su página web (<http://inwa-nordicwalking.com/>), los cuales sirvieron como ejercicios de enseñanza para la progresión metodológica empleada en el periodo de práctica de los estudios realizados en la presente tesis doctoral. Así, los diez pasos importantes o aspectos esenciales de la técnica de la marcha nórdica según la INWA son:

1. *Camina naturalmente pero recordando que el movimiento correcto se inicia cuando el talón toca el suelo y acaba cuando los dedos del pie empujan y se separan del suelo.*
2. *Mantén los hombros relajados y no agarres la empuñadura demasiado fuerte.*
3. *Las manos y los bastones se mantienen cerca del cuerpo.*
4. *Los bastones tienen que conservar una posición en diagonal.*
5. *El pie izquierdo se adelanta al mismo tiempo que lo hace la mano derecha.*
6. *Intenta hacer el empuje con el bastón justo detrás de la línea con la pelvis.*
7. *Abre la palma de la mano cuando finaliza el empuje del bastón.*
8. *Lleva el bastón rápidamente otra vez hacia delante.*
9. *Recuerda que el cuerpo apunta hacia adelante en una línea.*
10. *Asegúrate de conseguir el total apoyo del pie, desde el talón a los dedos.*

Fuente: [http://www.marchanordica.com/tecn\\_2.php](http://www.marchanordica.com/tecn_2.php) 30/11/2010

#### 1.2.4.4. Material empleado.

Una de las ventajas que ofrece la práctica de la marcha nórdica es que no precisa de un material deportivo excesivamente caro, así como no requiere de instalaciones deportivas específicas para su práctica. De esta forma, el bajo coste y no requerir una infraestructura específica hacen de esta modalidad una actividad al alcance de la población en general.

El material imprescindible para la práctica de la marcha nórdica consiste básicamente en un par de bastones, los cuales tienen algunas características que los diferencian de los bastones de senderismo. Se podría decir que dichas diferencias inicialmente se podrían obviar, ya que en sus orígenes, hasta la aparición de bastones específicos, se venían utilizando los mismos bastones empleados para el senderismo y/o el esquí de fondo. De todos modos, los componentes que diferencian unos bastones de otros serían los siguientes (figura 27):

- **La empuñadura.** Por lo general, la empuñadura de los bastones de marcha nórdica son ergonómicas, de manera que cada par de bastones tiene su lado izquierdo y derecho.
- **La dragonera.** La correa mediante la cual se sujeta el bastón a la mano, igualmente diseñada de forma ergonómica, permite un agarre óptimo y sobre todo permite abrir la mano al final del empuje para continuar empujando sobre el bastón. Quizás, esta sea la diferencia más sustancial del bastón de marcha nórdica, ya que este elemento es el que sirve para transmitir el impulso final sobre el bastón.



Figura 27.- Ajuste de la dragonera.

- **El cuerpo del bastón.** Es en sí el bastón, se pueden encontrar diversos modelos y materiales en el mercado. En cuanto a diseños, generalmente los bastones de marcha nórdica suelen ser de una sola pieza, debido a que los telescópicos suelen presentar puntos débiles en las uniones que a la larga pueden suponer zonas de rotura bajo condiciones de práctica intensiva. Aun así, los modelos más económicos suelen ser telescópicos de dos y tres secciones. Por otro lado, se suelen emplear diversos materiales en la fabricación de los bastones, siendo básicamente de aluminio o de fibra de carbono. Los bastones de aluminio suelen ser más económicos y menos resistentes que los bastones de fibra de carbono.
- **La puntera:** Es la pieza de metal, generalmente tungsteno, que se pone en el extremo del bastón para contactar con el suelo y evitar el desgaste del bastón. Los bastones de

marcha nórdica, al igual que los destinados a la práctica del senderismo, también incorporan una puntera de plástico para ser usada en terreno asfaltados y duros donde la puntera metálica no se pueda clavar.



**Figura 28.- Bastón de marcha nórdica.**

Un adecuado 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. A pesar de que existen fórmulas que calculan la longitud del bastón óptima según la altura del individuo, es recomendable probar diversas longitudes para estar seguros de que la altura seleccionada es la adecuada. Asimismo, si el bastón que se selecciona es telescópico, este problema se minimiza ya que se puede llegar a la solución tras diversas pruebas. Para la correcta utilización del bastón es necesario por un lado el correcto ajuste de la altura del bastón y por otro lado el ajuste de la dragonera.

Existen diversas formas de ajustar la longitud del bastón a la altura de los participantes, según los fabricantes de la marca de bastones Exel, la longitud del bastón se ajusta multiplicando la altura por 0,68 (<http://www.exelpoles.com/en/nordic-walking/correct-pole-length>).

Igualmente, la misma marca de bastones propone una manera más sencilla de ajustar la longitud del bastón calculando la distancia vertical que existe desde el puño hasta el suelo, manteniendo el brazo pegado al cuerpo y con el codo flexionado 90°.



**Figura 29.- Ajuste de longitud del bastón.**

En cuanto al ajuste de la dragonera dependerá del tipo de bastón. El principal aspecto en el que coinciden es que las dragoneras están diseñadas una para cada mano, de forma que un bastón será para la mano izquierda y otro para la mano derecha.

#### 1.2.4.5. Evidencias científicas de los beneficios de la marcha nórdica.

Entre la literatura científica analizada, se pueden observar que existen **cuatro grandes bloques** o tipos de estudio focalizados en el análisis de la marcha nórdica. De esta forma, los primeros estudios que se realizaron centraron su interés en conocer los efectos de la práctica de la marcha nórdica sobre la respuesta fisiológica del organismo (Church, Earnest y Morss, 2002; Porcari, Hendrickson, Walter, Terry y Walsko, 1997; Rodgers, VanHeest y Schachter, 1995), comparando los resultados obtenidos principalmente con la marcha humana normal. Estos estudios pretendían analizar y describir los efectos beneficiosos que tenía la práctica de la marcha nórdica sobre la salud, siendo todos realizados en población sana y posteriormente trasladados dichos resultados de manera teórica a poblaciones especiales (personas mayores, obesos, diabéticos, etc.).

Dentro de dichos estudios, una de las variables analizadas que en sus orígenes tuvo mucha importancia fue el análisis de la **percepción de esfuerzo** durante la práctica de la marcha nórdica. Son muchos los estudios que han examinado el efecto que produce el uso de bastones durante la marcha sobre la percepción de esfuerzo. Bien es cierto que esta tipología de estudio generalmente se ha realizado simultáneamente con los estudios de carácter fisiológico.

Los resultados obtenidos en los estudios de carácter fisiológico y de la percepción del esfuerzo han promovido otra de las líneas de estudio centrada en investigar la aplicación práctica de la marcha nórdica en **procesos de mejora de la salud** y/o en **programas de rehabilitación**. Estos estudios centran su actividad en conocer los efectos de la aplicación de programas de entrenamiento y de rehabilitación en poblaciones especiales y/o poblaciones con algún tipo de patología concreta.

Otra de las líneas de estudio, y posiblemente de las primeras, aunque indirecta, ha sido la centrada en el análisis de los efectos que tiene sobre el organismo tanto a nivel fisiológico como biomecánico, la locomoción con y sin bastones sobre **terrenos inclinados**. Es cierto, que los primeros estudios realizados no aludían a la marcha nórdica como actividad específica, sino más bien a un tipo de locomoción menos tecnicada y comúnmente empleada por la comunidad de montañeros, quienes emplean los bastones como medio de ayuda y soporte para afrontar sus travesías por la montaña. A pesar de no estar planteados como el estudio de la marcha nórdica, fueron parte de los precursores de los estudios de dicha actividad física. Entre los primeros trabajos llevados a cabo en esta categoría de estudios, el análisis de la influencia de la carga de peso en terrenos inclinados sobre diversas variables de carácter fisiológico y biomecánico fueron de especial interés, por lo que más adelante se hace un breve repaso de los resultados de dichos estudios.

Finalmente, la **descripción de los procesos biomecánicos** que suceden durante la práctica de la marcha nórdica ha sido uno de los grandes pilares de estudio, generalmente comparados con los procesos que suceden durante la marcha por su similitud. Ciertamente, este tipo de estudios comenzaron a realizarse posteriormente a los realizados a nivel fisiológico, por lo que la literatura científica al respecto es menor. La aparición de este tipo de estudios se debe, en parte, a las necesidades de contrastar los efectos beneficiosos de carácter biomecánico que se promulgaban bajo ningún tipo de apoyo ni referencia científica.

A continuación se presenta en profundidad el estado actual del conocimiento científico centrado en la marcha nórdica desde las diversas orientaciones de estudio.

- **Estudios fisiológicos de la respuesta del organismo durante la práctica de la marcha nórdica.**

Tal y como se ha comentado anteriormente, las primeras líneas de investigación desarrolladas en torno a la marcha nórdica fueron aquellas que analizaron la respuesta fisiológica del organismo durante la práctica de dicha actividad.

La siguiente tabla presenta una breve relación de los principales trabajos que han analizado la marcha nórdica desde una perspectiva fisiológica.

**Tabla 5.- Resumen de estudios fisiológicos.**

Autor	Año	Parámetros de estudio	Diferencias con respecto a la marcha
<b>Karawan y cols.</b>	1992	- Resistencia muscular	- Incrementa un 40%
<b>Hendrickson</b>	1993	- Consumo de oxígeno, Frecuencia cardíaca y Gasto calórico	- Incremento del 20%
<b>Knox</b>	1993	- Percepción de esfuerzo	- Incremento significativo 14% puntos durante la marcha nórdica
<b>Rodgers y cols.</b>	1995	- Consumo de oxígeno - Frecuencia cardíaca - Gasto calórico - Percepción esfuerzo	Marcha Nórdica vs Marcha: - 21 vs 18 ml/kg/min; - 133 vs 122 ppm; - 141 vs 74 kcal - Sin cambios
<b>Butts y cols.</b>	1995	- Percepción de esfuerzo	- Incremento de los parámetros fisiológicos - Sin cambios en la percepción de esfuerzo.
<b>Porcari</b>	1997	- Consumo de oxígeno - Frecuencia cardíaca - Gasto calórico - Percepción de esfuerzo	- Incremento del 23% - Incremento del 16% - Incremento del 22% - Incremento significativo 1.5 puntos
<b>Anettila y cols.</b>	1999	- Actividad muscular (EMG)	- Mayor actividad y reducción sentimientos dolor en cuello.
<b>Jordan y cols.</b>	2001	- Consumo de oxígeno - Frecuencia cardíaca	- Incremento de 3,7 kcal/min - Incremento de 34 ppm.
<b>Morss y cols.</b>	2001	- Consumo de oxígeno - Frecuencia cardíaca - Percepción esfuerzo	- Incremento del 20% parámetros fisiológicos - Sin cambios en la percepción de esfuerzo.
<b>Church y cols.</b>	2002	- Consumo de oxígeno - Frecuencia cardíaca - Percepción de esfuerzo	- Incremento del 20% en parámetros fisiológicos. - Sin diferencias en percepción esfuerzo
<b>Ripatti</b>	2002	- Resistencia muscular	- Incremento significativo
<b>Gullstrand y Svedenhag</b>	2003	- VO <sub>2</sub> max, VE, ácido láctico y frecuencia cardíaca	- Incremento significativo
<b>Höltke y cols</b>	2003	- VO <sub>2</sub> max, VE, ácido láctico y frecuencia cardíaca	- Incremento significativo
<b>Aigner y cols.</b>	2004	- Ácido láctico y frecuencia cardíaca	- Incremento significativo en participantes desentrenados durante la marcha nórdica

El principal objetivo de estos estudios fue analizar cómo el empleo de dos bastones durante la marcha modifica la respuesta fisiológica de nuestro organismo. De esta forma, se estudió la respuesta fisiológica monitorizando variables como la frecuencia cardiaca, el consumo de oxígeno, el gasto energético, la concentración de ácido láctico en sangre y el volumen respiratorio.

Así, la gran mayoría de estudios encontraron incrementos estadísticamente significativos en los parámetros de consumo de oxígeno, frecuencia cardiaca y gasto calórico durante la práctica de marcha nórdica en comparación con la marcha (Aigner, Ledl-Kurkowski, Hörl y Salzmann, 2004; Butts y cols., 1995; Church y cols., 2002; Figard-Fabre y cols., 2010; Hendrickson, 1993; Morss, Church, Earnest y Jordan, 2001; Porcari y cols., 1997; Rodgers, VanHeest y Schachter, 1995), también se encontraron diferencias en los niveles de ácido láctico (Gullstrand y Svedenhag, 2003; Höltnke, Steuer, Schneider, Krakor y Jakob, 2003), principalmente en participantes desentrenados (Aigner y cols., 2004). También se han encontrado diferencias de estos parámetros debidas a diferencias en el peso de los bastones empleados (Porcari y cols., 1997; Rodger y cols., 1995), siendo mayores en el estudio de Porcari y cols. (1997).

Por otro lado, estudios más recientes (Hagen, Henning y Stieldorf, 2011; Höltnke y cols., 2005; Rudack, Ahrens, Thorwesten y Völker, 2005; Schiebel, Heitkamp, Thoma, Hipp y Horstmann, 2003; Schiffer y cols., 2006 en Hagen y cols., 2011) indican que los efectos a nivel fisiológico son menores que los descritos en el trabajo de Porcari y cols. (1997). Es posible, que dichas diferencias sean debidas a las condiciones de estudio, pues según los últimos trabajos (Dechman, Appleby, Carr y Haire, 2012), el tapiz rodante no reproduce fielmente las condiciones fisiológicas normales sobre terreno, siendo menores los valores registrados sobre éste.

Igualmente, se ha analizado la influencia de la intensidad de braceo sobre dichos parámetros fisiológicos. Jordan y cols. (2001), mostrando que el intenso braceo con bastones **incrementa** dichos parámetros en comparación con la marcha. Igualmente, en el estudio de Church y cols. (2002), se observó que el incremento en el consumo de oxígeno oscilaba entre el 5 y el 63%, aspecto que se justificó con las diferencias en la intensidad de braceo y en la ejecución técnica de los participantes en el estudio.

	NP	WP	% Cambio
<b>VO<sub>2</sub> (ml kg<sup>-1</sup> min<sup>-1</sup>)</b>			
Hombres	21.7 ± 1.81	26.9 ± 2.26*	24
Mujeres	17.6 ± 2.69	22,1 ± 2,91*	26
Total	19.6 ± 3.08	24.0 ± 3.23*	23
<b>Kcal·min<sup>-1</sup></b>			
Hombres	8.3 ± 0.96	10.0 ± 1.17*	21
Mujeres	5.4 ± 1.13	6.9 ± 1.25*	28
Total	6.9 ± 1.78	8.4 ± 1.97*	22
<b>HR (ppm)</b>			
Hombres	114 ± 11.5	129 ± 13.2*	13
Mujeres	113 ± 15.6	134 ± 19,2*	19
Total	114 ± 13.5	132 ± 16.5*	16

Figura 30.- Diferencias asociadas al uso del bastón en VO<sub>2</sub>máx, Kcal, HR (Frecuencia cardiaca), entre la marcha (NP, *no poles*) y la marcha con bastones (WP, *walking poles*) (modificado de Porcari y cols., 1997).

Por otro lado, existen diversos trabajos que han analizado los cambios producidos a nivel fisiológico después de un **programa de intervención** basado en la práctica regular (entre 3 y 4 veces por semana) de marcha nórdica en comparación con programas de intervención basados en marcha (Anettilla, Jokinen y Holopainen, 1999; Figard-Fabre H. y cols., 2010; Gullstrand y Svedenhag, 2003; Karawan y cols., 1992; Ripatti, 2002). Estos programas han demostrado que la práctica regular de marcha nórdica mejora en un 40% la resistencia muscular de los miembros superiores, incrementa la actividad muscular (EMG) de cuello, hombros, miembro superior y parte alta de la espalda; disminuye los síntomas y sentimientos de dolor en cuello y los hombros.

Entre los estudios relacionados con parámetros fisiológicos se encuentran también aquellos cuyo interés se centra en aspectos relacionados con el estado de ánimo de los participantes, la percepción del esfuerzo realizado, etc. En este sentido, dentro de la actividad física y deportiva existen diversas herramientas diseñadas para valorar la intensidad subjetivamente percibida, siendo la más utilizada las escalas desarrolladas por Borg (1998), quien mediante una escala (6-20) validada cuantifica la percepción subjetiva del esfuerzo, cuyas siglas en inglés son RPE.

En los primeros estudios se observó que la percepción subjetiva del esfuerzo incrementaba durante la práctica de la marcha nórdica (Knox, 1993; Porcari y cols., 1997) al igual que sucedía con los parámetros fisiológicos. Sin embargo en otros estudios donde igualmente se incrementaron los parámetros fisiológicos, no se produjo un incremento

significativo de la percepción de esfuerzo (Butts y cols., 1995; Church y cols., 2002; Figard-Fabre H. y cols., 2010; Morss y cols., 2001; Rodgers y cols. 1995; Schiebel y cols., 2003).

De las conclusiones del estudio de Church y cols. (2002), destaca la reflexión que hace sobre el incremento del consumo calórico sin un incremento de la percepción de esfuerzo durante la marcha con bastones, aspecto que plantean que debe de tener **importancia en futuras aplicaciones para la salud pública**. Todo esto unido a que el uso de bastones durante la marcha proporciona mayor estabilidad, los autores de dicho trabajo justifican que la marcha nórdica puede ser una actividad idónea para su promoción entre la población de mayor edad, así como para sujetos con problemas ortopédicos y de equilibrio.

Una de las conclusiones más importantes de este tipo de estudio se observa en el trabajo de Figard-Fabre H. y cols. (2010) donde se demuestra que tras un periodo de práctica de 4 meses de aprendizaje técnico el porcentaje de **incremento de consumo energético** asociado al empleo de bastones, en comparación con la marcha, alcanza el 37% frente al 20% observado antes del periodo de aprendizaje. Del mismo modo, tras el periodo de aprendizaje técnico, los sujetos **percibían menor esfuerzo** durante la práctica de marcha nórdica en comparación con la marcha. Probablemente, esta disminución sea debida a que durante los primeros test los sujetos de ensayo prestaron demasiada atención al proceso de marcha con bastones, percibiéndola más complicada, mientras que tras el periodo de aprendizaje los sujetos habían automatizado el gesto, por lo que se podría explicar la disminución de la percepción de esfuerzo.

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 cardiaca, el volumen espiratorio, 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 la intensidad es mayor durante la práctica de la marcha nórdica que durante la marcha.

Del mismo modo, se puede decir que la mayoría de los estudios coinciden en que durante la marcha con bastones la **percepción subjetiva del esfuerzo** no varía significativamente en comparación con la marcha bajo las mismas condiciones, a pesar de incrementarse la respuesta fisiológica. Este último aspecto se considera como uno de los principales beneficios asociados a la práctica de la marcha nórdica y por el cual se aconseja su práctica a poblaciones especiales (obesos, diabéticos, mayores, etc.) ya que dichas poblaciones suelen tener dificultades para realizar actividad física de manera regular, por lo que la inclusión de una actividad similar a la marcha con mayores beneficios desde el punto de vista fisiológico resulta muy atractivo.

No obstante, existe otros factores importantes para lo promoción y divulgación de la práctica de la marcha nórdica, más adelante se exponen los principales resultados obtenidos en estudios de carácter biomecánico.

- ***Aplicaciones prácticas de la marcha nórdica en procesos de mejora de la salud y/o rehabilitación.***

La literatura científica ha apoyado casi desde los primeros estudios, el empleo de la marcha con bastones con fines de mejora de la salud de manera directa o indirecta. Por lo que dichos beneficios han hecho crecer el número de estudios relacionados con la aplicación de la marcha nórdica en planes de entrenamiento, de mejora de la salud, de la calidad de vida y de diversas enfermedades; aportando con esto mayor información sobre la utilidad de dicha actividad. El trabajo de Martínez y cols. (2011), presentan una buena revisión de los estudios realizados sobre dichas materia y grupos de población. Así, de manera general, su revisión presenta los artículos de más relevancia en dicho campo de estudio, centrandó la revisión en 25 artículos relacionados con la aplicación de la marcha nórdica en procesos de rehabilitación en determinadas patologías (Tabla 6).

**Tabla 6.- Distribución de las patologías descritas en los estudios seleccionados. Modificado de Martínez (2011).**

Patología	Nº Estudios(n=25)	%
<b>Claudicación Intermitente y Enfermedad Arterial Periférica</b>	3	12.0
<b>Enfermedad de Párkinson</b>	3	12.0
<b>Enfermedad Coronaria</b>	3	12.0
<b>Fractura Vertebral</b>	2	8.0
<b>Obesidad</b>	2	8.0
<b>Síndrome Pre/peri/post Menopausia</b>	2	8.0
<b>Cáncer de Mama</b>	1	4.0
<b>Síndrome de Sjogren</b>	1	4.0
<b>Depresión</b>	1	4.0
<b>Hemiparexia Postraumática</b>	1	4.0
<b>Raquialguía (dolor de espalda)</b>	1	4.0
<b>Síndrome Agudo Facetario</b>	1	4.0
<b>Implante de Prótesis de Cadera</b>	1	4.0
<b>EPOC (enfermedad pulmonar obstructiva crónica)</b>	1	4.0
<b>Diabetes Mellitus tipo 2</b>	1	4.0
<b>Fibromialgia</b>	1	4.0

El empleo de la marcha nórdica en planes de mejora de la salud, adelgazamiento, procesos de rehabilitación se basa principalmente en que la implicación de las extremidades superiores en la marcha de forma activa conlleva un mayor consumo energético durante la actividad, aspecto que a su vez puede ayudar en los programas de reducción de peso por su mayor gasto calórico frente a otras actividades. De forma similar, se han desarrollado máquinas cíclicas de gimnasio que consisten en un tapiz rodante al cual se le añade la acción muscular de brazos, con el objetivo de incrementar el gasto energético durante la actividad (Knox, 1993). Igualmente, otro de los aspectos que han propiciado la utilización de la marcha nórdica en planes de rehabilitación y de mejora de la condición física es que debido a que se trata de una **actividad segura** desde el punto de vista de la incidencia de lesiones (Knobloch y Vogt, 2006), con un ratio de lesión de 0.549/1000 horas de práctica. Por ello, solo el 5% de las lesiones interrumpen la práctica de los participantes para retomarla dentro de las siguientes cuatro semanas.



**Figura 31.- Mecanismo de lesión del ligamento colateral cubital del dedo pulgar tras una caída con bastones. Fuente: [http://www.hughston.com/hha/a\\_14\\_1\\_2.htm](http://www.hughston.com/hha/a_14_1_2.htm) (Acceso: 11/01/2012).**

Asimismo, son muchas las aplicaciones de la marcha nórdica en poblaciones especiales con objetivos de la mejora de la salud y de la condición física, entre ellos destacan los trabajos realizados en programas de **rehabilitación cardiaca** (Kocur, Deskur-Smielecka, Wilk y Dylewicz, 2009a, 2009b; Morgulec-Adamowicz, Marszałek y Jagustyn, 2011; Walter, Porcari Brice y Terry, 1996; Wilk y cols., 2005), la aplicación a programas de entrenamiento con **población obesa** (Figard-Fabre H. y cols., 2010; Schiebel, y cols., 2003), la aplicación en pacientes con **desórdenes vestibulares** (Jacobson y cols., 1997) en pacientes con **dolor crónico de la zona lumbar** (Hartvigsen, Morse, Bendix y Manniche, 2010), en pacientes que padecían **claudicación por dolor** derivada de una enfermedad arterial periférica (Collins y cols., 2005; Oakley y cols., 2008), en pacientes con el **síndrome Sjögren**, relacionado con la afectación del reuma (Strömbeck, Theander y Jacobsson, 2007), en personas afectadas por la enfermedad del **Parkinson** (Baatile, Langbein, Weaver, Maloney y Jost, 2000; Van Eijkeren y cols., 2008), en **pacientes depresivos** (Suija y cols., 2009), en pacientes afectadas por **cáncer de mama** (Sprod, Drum, Bentz, Carter y Schneider, 2005) y en pacientes con **enfermedad crónica obstructiva pulmonar** (Breyer y cols., 2010).

Estos trabajos han demostrado que la aplicación de un programa de rehabilitación y/o entrenamiento basado en la marcha nórdica tiene efectos positivos sobre diversas patologías y/o problemas de la salud. No obstante, no todos los resultados encontrados han sido positivos, Allet y cols. (2009) mostraron que los pacientes que habían sufrido una **hemiparesia** percibían menos confortable la marcha en comparación con un andador de cuatro apoyos o un simple bastón. Igualmente, Gram, Christensen, Christiansen y Gram (2010), aplicaron un programa de intervención en **población diabética** basado en la práctica regular de marcha nórdica. Tras el periodo de entrenamiento todos los grupos mostraron mejorías en cuanto a pérdida de peso, pero no se produjo ninguna mejora significativa en la hemoglobina glicosilada (HbA1c), por lo que en este caso las evidencias sugieren que la marcha nórdica no supone un estímulo beneficioso desde el punto de vista fisiológico en pacientes con diabetes tipo 2.

- **Estudio del efecto de la inclinación del terreno y el uso de bastones de marcha nórdica sobre la respuesta fisiológica y biomecánica del organismo.**

Han sido diversos los estudios que analizan el efecto del empleo de bastones bajo diversas condiciones de inclinación del terreno sobre la respuesta fisiológica y de la percepción de esfuerzo. Gracias a estos estudios, se destacan varias aportaciones interesantes para la metodología de la presente tesis doctoral.

Así, el estudio realizado por Knight y Caldwell (2000), en el cual se analizó el efecto del empleo de bastones en condiciones de inclinación ( $+4.5^\circ \pm 1.0$ ) y con carga a la espalda ( $30.4 \pm 4.7\%$  masa corporal), encontró diferencias significativas en la frecuencia cardiaca, siendo **más altas durante la condición de marcha con bastones** en comparación con la marcha sin bastones. Sin embargo, la percepción del esfuerzo (RPE) **fue significativamente menor** durante la condición de marcha con bastones ( $10.8 \pm 0.36$ ) en comparación con la marcha sin bastones ( $11.6 \pm 0.43$ ). Los resultados del estudio de EMG mostraron un incremento de la acción del tríceps braquial durante la condición de marcha con bastones en comparación con la marcha sin bastones. Tal incremento se constató tanto en la integral de la señal de EMG (iEMG) como en la amplitud promedio (EMG) con un valor del 295% y del 268% respectivamente en comparación con la marcha sin bastones. No sucedió lo mismo con la musculatura isquiotibial, concretamente en el bíceps femoral (BF), cuya actividad **se vio reducida significativamente durante la marcha con bastones**. Por otro lado, se observó una disminución significativa en la amplitud de la actividad del músculo gastrocnemio durante la marcha con bastones.

Los resultados del estudio realizado por Perrey y Fabre (2008) ponen de manifiesto las relaciones que existen entre el empleo, o no, de bastones durante la marcha sobre distintas condiciones de terreno y su repercusión sobre parámetros como la frecuencia cardiaca, consumo de oxígeno, ventilación, volumen tidal, frecuencia respiratoria, frecuencia de paso y la percepción del esfuerzo. El principal resultado del estudio fue que el empleo de bastones influía significativamente sobre la respuesta respiratoria y el consumo energético aeróbico en función de la pendiente del terreno. Esto coincide con los resultados presentados por otros autores en lo relativo al uso de bastones y el consumo energético (Jacobson y cols., 2000; Knight y Caldwell, 2000; Porcari y cols., 1997; Rodgers y cols., 1995; Schiffer y cols. 2006). Como aspecto novedoso, el estudio de Perrey y Fabre, (2008) utiliza **velocidades de ensayo libremente elegidas** para cada una de las condiciones, evitando con esto forzar a los sujetos a caminar a una velocidad que probablemente en condiciones normales no sería la libremente elegida. Para ello se apoyan en lo descrito por Pearce y cols., (1983), quien sugiere que durante la velocidad libremente elegida por el sujeto, éste está cerca de su velocidad más

económica, por lo que **obligar al sujeto a caminar a una velocidad que no fuera esta lleva a la fatiga o al bajo rendimiento**, aspecto que según Perrey y Fabre, no cumplen los estudios predecesores. Como ejemplo de las diferencias encontradas en relación a otros estudios destacan los resultados encontrados por Knight y Caldwell (2000), quienes hallaron un incremento del 5.6% de la frecuencia cardiaca, mientras que en los estudios de Jacobson y cols., (2000), y Perrey y Fabre, (2008) no se hallaron tales diferencias. Al mismo tiempo, los estudios de Schiffer y cols. (2006), Jacobson y cols. (2000) y Perrey y Fabre, (2008) no encontraron significativo el efecto del uso de los bastones sobre los distintos tipos de inclinación, mientras que Rodgers y cols. (1995) si lo hicieron. Se observa que solo durante la marcha sobre **desnivel negativo** se incrementa la frecuencia respiratoria, con lo que consecuentemente se incrementa el volumen espiratorio y con esto el consumo energético, mientras que durante el resto de condiciones esto no sucede. Del mismo modo, Saunders y cols. (2008), **no hallaron interacción** entre las condiciones de marcha (**con y sin bastón**) y las distintas inclinaciones del terreno para ninguno de los parámetros.

Estos datos, pese a no estar directamente relacionados con la marcha nórdica, han sido en parte la base para el desarrollo de otros trabajos de investigación centrados en la marcha nórdica.

- **Estudios biomecánicos de la respuesta del organismo durante la práctica de marcha nórdica.**

Cuando inicié mis estudios de doctorado eran muy pocos los estudios que habían analizado la marcha nórdica en profundidad desde una perspectiva de estudio biomecánico. A día de hoy, existen diversos estudios que aportan mayor información sobre las características biomecánicas de la marcha nórdica.

En la siguiente tabla se muestran los principales estudios y las variables analizadas para detallarlos en profundidad más adelante (tabla 7).

**Tabla 7.- Resumen revisión literatura estudios biomecánicos. GRF: fuerzas de reacción del suelo.**

Autor	Año	Parámetros de estudio
Jacobson y cols.	1997	Cinemática, equilibrio
Brunelle y Miller,	1998	GRF
Schwameder y cols.	1999	GRF
Knight y Caldwell	2000	Cinemática en ascenso con carga
Willson y cols.	2001	Cinemática y GRF
Kwon Y. H.	2001	Cinemática y GRF
Streich y cols.	2005	Presiones plantares
Thorwesten y cols.	2005	GRF
Franz y cols.	2006	Cinemática y GRF, dinámica inversa
Hagen y cols.	2006	Goniometría, impactos Cinemática, GRF y dinámica inversa
Jöllnbeck y cols.	2006	GRF
Kleindienst y cols.	2006	Cinemática y GRF
Schwameder y Ring	2006	Cinemática, GRF y dinámica inversa
Schwameder	2006	Cinemática, GRF y dinámica inversa
Burguer y cols.	2006	EMG, cinemática, GRF
Thorwesten y cols.	2006	GRF
Thorwesten y cols.	2007	GRF
Kleindienst y cols.	2007	Cinemática y GRF
Koizumi y cols.	2008	GRF y EMG
Hansen y cols.	2008	Cinemática y GRF
Stief y cols.	2008	Cinemática, GRF y dinámica inversa.
Pérez y cols.	2009	Presiones plantares
Hansen y Smith	2009	Consumo energético y confort.
Hagen y cols.	2011	Goniometría, impactos, cinemática, GRF y dinámica inversa
Pérez y cols.	2011	Presiones plantares

\*GRF: fuerzas de reacción del suelo.

\*EMG: electromiografía, activación eléctrica.

Entre los trabajos analizados, el realizado por Jacobson y cols. (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  $10^\circ$  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, los estudios no analizaron la marcha nórdica como tal, por lo que deja abierta una posibilidad de estudio.

Uno 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 (Burger, Schwaben y Fischer, 2006; Brunelle y Miller, 1998; Franz, Esser, Lücke, Roth y Brüggemann, 2006; Grüneberg, Jöllenbeck, Leyser, Mull y Classen, 2006; Hagen y cols., 2006 y 2011; Hansen y cols., 2008; Hansen y Smith, 2009; Jöllenbeck, Grüneberg, Leyser, Mull y Classen, 2006; Kleindienst, Michel, Schwarz y Krabbe, 2006; Kleindienst y cols., 2007; Koizumi, Tsujiuchi, Takeda y Murodate, 2008; Kwon, Bolt y Shim, 2001; Schwameder, Roithner, Müller, Niesen y Raschner, 1999; Schwameder y Ring, 2006; Schwameder, 2006; Stief y cols., 2008; Thorwesten, Overhaus, Rudack y Völker, 2005, Thorwesten, Overhaus y Völker, 2006, 2007; Willson, Torry, Decker, Kernozek y Streadman, 2001), siendo muy diversos los resultados encontrados.

Existen trabajos que indican que existen diferencias entre las cargas articulares de rodilla entre la marcha y la marcha con bastones, siendo menores durante la marcha con bastones (Willson y cols. 2001; Koizumi y cols., 2008) o mostrando una tendencia hacia la significación estadística en 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). Según dichos estudios, el empleo de bastones reduce las fuerzas de reacción del suelo a nivel de las extremidades inferiores cuando la velocidad es controlada.

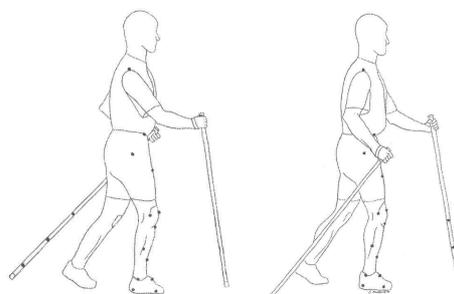


Figura 32.- Condición 3 (izquierda) y condición 4 (derecha) del estudio de Willson y cols. (2001).

En el estudio de Willson y cols. (2001), se observa una reducción de la media de la fuerza de reacción vertical de la rodilla asociada a la utilización de bastones en comparación a la marcha sin bastones. De esta forma la fuerza vertical ( $F_z$ ) durante la marcha con bastones **disminuye** en comparación con la marcha. Se observaron a su vez diferencias en el eje antero-posterior.

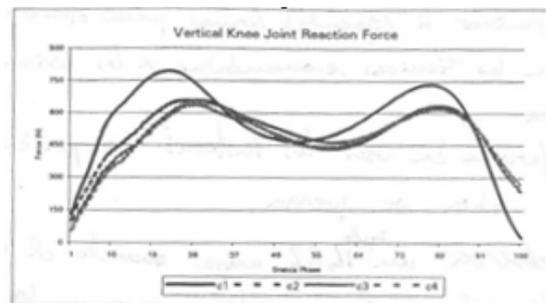


Figura 33.- Comparación gráfica del patrón de fuerzas de reacción vertical de la rodilla durante las cuatro condiciones del estudio de Willson y cols. (2001).

En la misma línea, pero esta vez durante la carrera, se ha demostrado que las fuerzas de reacción del suelo **muestran una tendencia al descenso significativo en el pico vertical de fuerza propulsiva de un 11,4%** y en el impulso vertical de 11,4% (figuras 34 y 35).

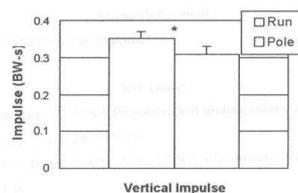


Figura 34.- Resultados obtenidos impulso vertical. Izquierda (Run, carrera), derecha (pole, bastones) (Kwon y cols., 2001).

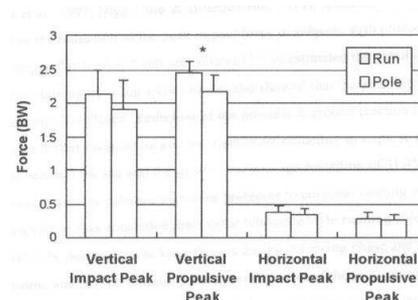


Figura 35.- Resultados obtenidos picos de fuerza. Izquierda (Run, carrera), derecha (pole, bastones) (Kwon, Y.H y cols. 2001).

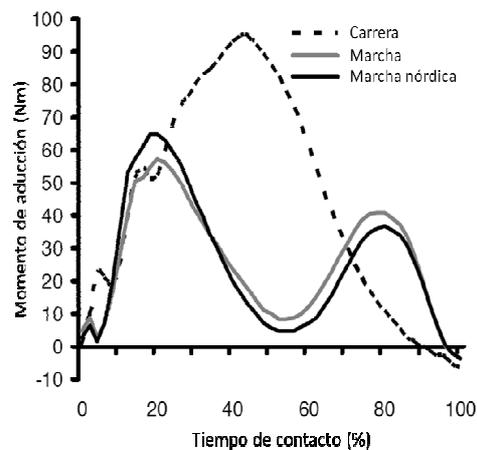
Así, y en contra de lo expresado anteriormente, son varios los estudios que aseguran que durante la marcha nórdica se produce un **incremento** significativo de las fuerzas de reacción del suelo en el instante de **contacto inicial del talón** con el suelo tanto en las fuerzas verticales ( $F_z$ ) como en las anteroposteriores ( $F_y$ ), indicando con esto una fuerte componente de frenado durante la marcha nórdica en comparación con la marcha (Brunelle y Miller, 1998; Hagen y cols., 2006 y 2011; Kleindienst y cols., 2006 y 2007; Stief y cols., 2008; Thorwesten y cols., 2005,2006, 2007). Igualmente, se observó un incremento del impulso de frenado durante

la condición de marcha nórdica (Hagen y cols., 2011; Thorwesten y cols., 2005,2006, 2007). Otros trabajos sin haber mostrado diferencias estadísticamente significativas, advierten de una tendencia al incremento de dichas fuerzas durante la marcha nórdica (Grüneberg y cols., 2006; Jöllenbeck y cols., 2006).

Mediante técnicas de dinámica inversa, diversos trabajos (Franz y cols., 2006; Hansen y cols., 2008; Jöllenbeck y cols., 2006; Kleindienst y cols., 2006 y 2007), no encontraron diferencias significativas entre las cargas articulares durante la marcha nórdica y la marcha. Por lo tanto, la creencia de que se produce una reducción de carga a nivel articular de rodilla asociada al empleo de bastones no se pudo demostrar en dichos trabajos. Ciertamente es que sí que se encontraron diferencias estadísticas entre la carrera y las condiciones de marcha y marcha nórdica. Estos trabajos acaban concluyendo que no existe ningún parámetro mecánico que sugiera que existe ningún tipo de beneficio fisiológico entre la marcha normal y la marcha nórdica.

El trabajo de Hansen y cols. (2008) concluye que dichos cambios en la cinemática del movimiento observados en la marcha nórdica no se acompañan de cambios en la dinámica de la marcha, **descartando la hipótesis de reducción de cargas articulares en la rodilla.**

Hasta ahora, los estudios presentados focalizan su atención en las fuerzas de reacción del suelo en el instante de contacto con el suelo, aspecto que como hemos comentado anteriormente precede a la fase de propulsión del pie, donde diversos estudios han encontrado diferencias significativamente estadísticas. Concretamente, varios trabajos han demostrado que durante la marcha nórdica se observan valores significativamente **menores en el pico de fuerza vertical durante la fase de despegue del pie**, indicando una menor carga en dicha zona durante la práctica de marcha nórdica (Kleindienst y cols., 2006 y 2007; Willson y cols., 2001), así como en el impulso de despegue (Willson y cols., 2001).



**Figura 36.- Valores de momento de aducción de rodilla durante las tres condiciones de ensayo. Modificado del trabajo original Kleindienst y cols. (2006 y 2007).**

Los trabajos más recientes (Hagen y cols., 2006 y 2011), demuestran que durante la marcha nórdica se registran mayores fuerzas verticales y horizontales en comparación con la marcha (excepto en el segundo pico de fuerza vertical).

El **nivel de impacto** recibido durante la marcha nórdica es otro de los parámetros de estudio más recientes, pero que actualmente, cuenta con escasas aportaciones científicas. Así se han descrito niveles de impacto en la muñeca de hasta 7.6 veces la aceleración normal gravitatoria (Hagen y cols., 2006 y 2011).

Cierto es, que estos trabajos presentan la marcha nórdica como una **actividad de bajo impacto**, pues presenta un **menor fuerzas de impacto** y menores velocidades de pronación **en comparación con la carrera**, ambos parámetros relacionados con factores de riesgo de padecer lesiones. Si bien, los altos niveles de **impacto recibidos en las muñecas** como consecuencia del empleo de bastones (figura 37) pueden suponer un **factor de riesgo**, recomendando trabajo de acondicionamiento físico para evitar dichas lesiones o bien utilizar bastones con algún elemento que absorba impactos.

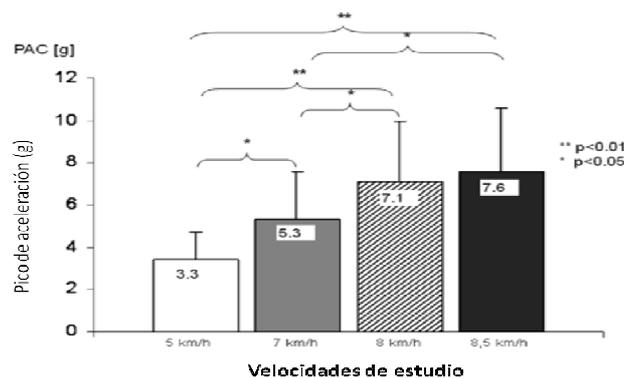


Figura 37.- Aceleraciones medias registradas durante la condición de marcha nórdica en muñeca a diferentes velocidades de estudio. Modificado del original. Hagen y cols., (2011).

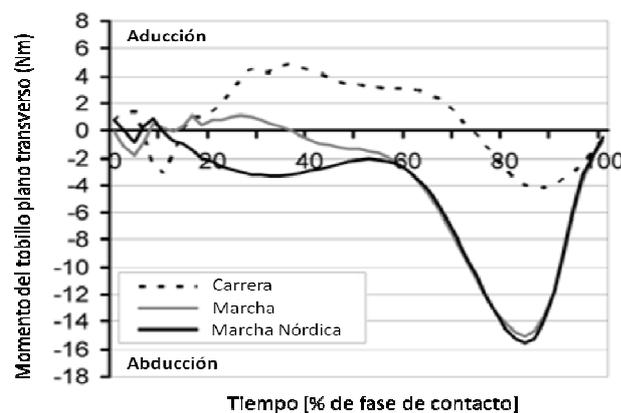
El análisis cinemático de la marcha nórdica ha sido otro de los campos de estudio. Precisamente, las primeras aportaciones demostraron que durante la marcha nórdica se observaba un incremento de la longitud del paso (Knight y Caldwell, 2000; Stief y cols., 2008; Willson y cols., 2001), el tiempo de contacto (Thorwesten y cols., 2005,2006, 2007; Willson y cols., 2001) y la velocidad de ejecución (Stief y cols., 2008; Willson y cols., 2001). De esta forma, la cadencia de marcha durante la marcha nórdica fue significativamente menor (Knight y Caldwell, 2000).

Variable	Condition 1	Condition 2	Condition 3	Condition 4
Stride length (m)	1.57** <sup>(2,3,4)</sup>	1.77** <sup>(1)</sup>	1.76** <sup>(1)</sup>	1.78** <sup>(1)</sup>
(SD)	0.12	0.20	0.20	0.21
Stance time (s)	0.65** <sup>(2,3,4)</sup>	0.66** <sup>(1)</sup>	0.68** <sup>(1)</sup>	0.72** <sup>(1)</sup>
(SD)	0.02	0.02	0.03	0.03
Speed (m·s <sup>-1</sup> )	1.48** <sup>(2,3,4)</sup>	1.59** <sup>(1)</sup>	1.58** <sup>(1)</sup>	1.59** <sup>(1)</sup>
(SD)	0.18	0.20	0.14	0.15

Condition 1, self-selected velocity and no poles; Condition 2, self-selected velocity and pole use; Condition 3, speed controlled velocity and poles angled backward; Condition 4, speed controlled velocity and poles angled forward.  
 \*\* Differences between conditions ( $P < 0.008$ ).  
<sup>(1)</sup> Conditions where differences occur.

**Figura 38.- Valores de longitud de zancada, tiempo de contacto y velocidad obtenidos en las distintas condiciones del estudio de Willson y cols. (2001).**

Desde otro punto de vista cinemático, existen estudios que han encontrado menores momentos de flexión de tobillo (Franz y cols., 2006) frente a otros que han encontrado mayores ángulos de apoyo del tobillo (Stief y cols., 2008). Por otro lado, la **flexión de rodilla** durante la marcha nórdica, ha demostrado ser mayor en comparación con la marcha (Franz y cols., 2006; Hansen y cols., 2008), así como también lo es el rango de movimiento de cadera (Hansen y cols., 2008) en comparación con la marcha. Igualmente, en el plano transversal, se observa un mayor momento en la articulación del tobillo en comparación con la marcha normal y la carrera (figura 39). Y mayores niveles de pronación y velocidades de pronación durante la marcha nórdica en comparación con la marcha (Hagen y cols., 2006 y 2011).



**Figura 39.- Promedio del momento articular de tobillo en el plano transversal (n=15). Modificado del original Stief y cols., (2008).**

Los trabajos de Hansen y Smith (2009), Schwameder y cols. (1999) y Schwameder (2006) centraron su atención en la respuesta biomecánica (cinemática y cinética) durante el empleo de bastones a distintas inclinaciones de terreno y a distintas velocidades. De estos estudios se extrae la conclusión que el empleo de bastones durante el **descenso** propicia una **reducción** significativa de fuerzas en la **articulación de la rodilla**. Igualmente, en condiciones de **ascenso**, la **carga articular** se **incrementa**, incrementándose también conforme se aumenta la longitud y la frecuencia de marcha. No obstante, al igual que sucedía con el estudio de Jacobson y cols. (1997), dichos trabajos **no analizaron la marcha nórdica como tal**, por lo que los resultados de estos trabajos se presentan como precursor de los siguientes, en los cuales ya se habla explícitamente de la marcha nórdica como actividad propia.

Streich y cols. (2005) presentaron un pequeño estudio en el cual pretendían analizar la influencia de la marcha nórdica sobre las **presiones plantares** en pacientes de edades desconocidas y patologías desconocidas. Así, son muchas las incertidumbres que acompañan a este trabajo, pues existen datos referentes a la metodología de la investigación que se desconocen, así como al tratamiento de datos realizados, por lo que dicho trabajo no aporta demasiada información sobre los procesos que suceden durante la marcha nórdica a nivel de las presiones plantares.

La **longitud de los bastones** ha sido otro parámetro de estudio importante, demostrándose que las modificaciones en la longitud del bastón no repercutían considerablemente en la ejecución técnica de la marcha nórdica (Burger y cols., 2006), ni sobre los niveles de confort ante distintas condiciones de inclinación del terreno (Hansen y Smith, 2009).

Los trabajos de Pérez y cols. (2009 y 2011) son resultados de la presente Tesis doctoral, por lo que se comentarán a lo largo del presente trabajo.

Una vez descritos los principales trabajos científicos relacionados con la marcha nórdica, a continuación se presentan las características de las herramientas de análisis empleadas comúnmente para el estudio biomecánico.

### 1.3. HERRAMIENTAS BIOMECÁNICAS DE ANÁLISIS DE LA MARCHA.

Existen diversas formas de identificar la magnitud de esas fuerzas de reacción del suelo, así como el comportamiento del pie durante la marcha. A continuación se presentan los métodos comúnmente empleados tanto para el registro y estudio de carácter biomecánico de las fuerzas de reacción del suelo. De este modo se presentan los sistemas de registro mediante dinamometría, acelerometría y registro de presiones plantares.

#### 1.3.1. Instrumental empleado para el registro de las fuerzas de reacción del suelo: *dinamometría.*

Existen diversas técnicas cuantitativas de registro de cargas externas aplicables al estudio de las fuerzas que tienen lugar en el contacto entre el pie y el suelo durante la marcha. De todas ellas la más importante la constituyen las plataformas dinamométricas, si bien existen otras que las complementan en situaciones específicas, como los podómetros y plantillas instrumentadas.

A finales del siglo XIX principios del XX se describieron las primeras plataformas dinamométricas; Beely en 1892 y Marey en 1894. En 1916 Amar diseñó una pista dinamométrica que registraba fuerzas en tres direcciones: vertical, horizontal, lateral externa y lateral interna. En 1952 Cunningham y Brown fabricaron una plataforma dinamométrica en cuyo diseño se han basado muchos sistemas posteriores de análisis de fuerzas (en Sánchez-Lacuesta y cols., 1992).

Las plataformas dinamométricas son instrumentos electrónicos para la medida y análisis de la fuerza que un individuo ejerce sobre el suelo.

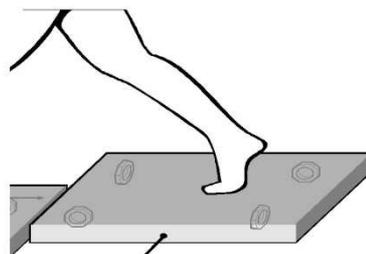


Figura 40.- Plataforma dinamométrica empleada para el registro de las fuerzas de reacción del suelo.

Para transformar dicha fuerza en una señal electrónica se utilizan dos tecnologías de transductores (figura 41): extensométricos y piezoeléctricos. Así podemos encontrar en el mercado principalmente dos tipos de plataformas:

- **PLATAFORMAS PIEZOELÉCTRICAS:** cuyos transductores están formados por elementos sensibles a la presión. Este tipo de plataformas presenta como ventajas una alta sensibilidad y linealidad así como una frecuencia natural muy elevada. A su vez tienen como desventaja que no puede medir fuerzas estáticas.
- **PLATAFORMAS EXTENSOMÉTRICAS:** cuyos transductores son sensible a deformación (galgas extensométricas). La ventaja de este tipo de plataformas es que son capaces de medir fuerzas estáticas y ofrecer el punto de aplicación de las fuerzas de reacción, módulos, componentes horizontales y verticales, y el par torsor.

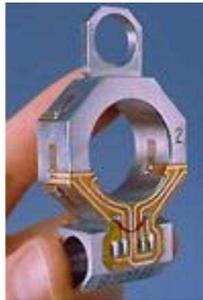


Figura 41.- Galga extensométrica utilizada habitualmente en plataformas extensométricas.

En general, las plataformas que existen en la actualidad emplean cuatro transductores, de uno u otro tipo, ubicados en cada una de las cuatro esquinas de la plataforma. Dichos transductores pueden ser bidimensionales o tridimensionales, según registren fuerzas en dos o tres direcciones perpendiculares. Existen también células de carga complejas que proporcionan las tres componentes de la fuerza y las tres componentes del momento que actúan sobre ella.

Las plataformas deben fijarse rígidamente al suelo para su correcto funcionamiento. Normalmente se habilita un foso, o bien se construye una pista elevada sobre el suelo. La plataforma queda anclada y permite el estudio de marcha humana y movimientos deportivos diversos. Así, cuando un individuo camina sobre una plataforma dinamométrica, la fuerza ejercida por el pie sobre la misma es absorbida por los cuatro captadores (figura 42), que generan las correspondientes señales electrónicas, las cuales, tras un proceso de acondicionamiento de la señal, permiten calcular las tres componentes de la fuerza de reacción, las coordenadas del centro de presión vertical y el momento torsor sobre la plataforma.

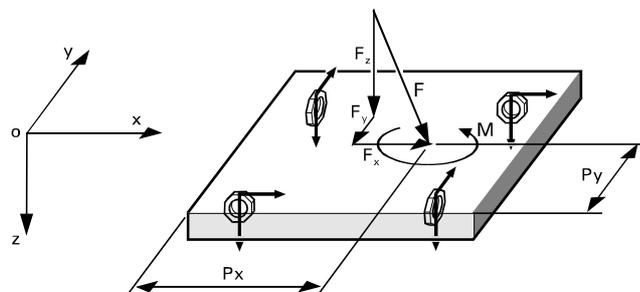


Figura 42.- Fuerzas de reacción, momento torsor y centro de presiones sobre una plataforma dinamométrica (Sánchez, 1999).

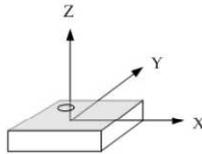
Cuando se trabaja con plataformas se recomienda que el sujeto de ensayo desconozca la ubicación exacta de las mismas, con objeto de impedir la tendencia natural a pisar sobre su centro, lo cual desvirtuaría la naturalidad del proceso.

Existen varias características de las plataformas que, vendrán condicionadas en parte por el tipo de transductor empleado, deberán de ser tenidas en cuenta a la hora de seleccionar un tipo u otro de plataforma, pues su elección condicionará el tipo de estudio que se pueda realizar con ellas. A continuación se describen las más importantes:

- **Rango de medida:** La fuerza máxima que es capaz de medir. Con mayor rango mayor versatilidad, ya que podremos utilizarla en movimientos con fuerzas grandes (saltos, deporte) y pequeñas (andar, bipedestación), pero perderemos precisión.
- **Sobrecarga:** La fuerza máxima que aguanta la plataforma sin romperse. Es mayor que el rango de medida.
- **Sensibilidad cruzada:** Indica la medida de fuerza en un eje diferente al de aplicación real. Por ejemplo, la sensibilidad Z-X es de 1% si al aplicar una fuerza en el eje Z de 100Kg la plataforma mide también una fuerza en X de 1Kg. A menor sensibilidad cruzada mejor será la plataforma.
- **Frecuencia natural o resonancia mecánica:** Cuando mayor sea dicha frecuencia mejor medirá cambios bruscos en las fuerzas como en saltos o movimientos deportivos. A veces un equipo con una alta frecuencia natural puede no medir o medir mal a bajas frecuencias, por ejemplo no mediría el peso de una persona que está quieta sobre la plataforma y no serviría para estudios de equilibrio. Por eso es importante asegurarse de que la plataforma mide fuerzas constantes, desde 0 Hz de frecuencia.

### **1.3.2. Instrumental empleado para el análisis de impactos: acelerometría.**

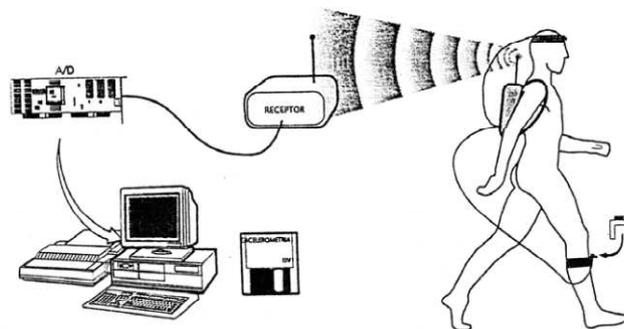
Tal y como se ha presentado en apartados anteriores, una de las formas más comunes de cuantificar los impactos (aceleraciones) sufridas durante cualquier actividad físico-deportiva es mediante el empleo de acelerómetros. En general, el funcionamiento de un acelerómetro se basa en la inercia de una masa situada sobre un captador de fuerzas, de acuerdo a la segunda ley de Newton ( $F=m \cdot a$ ). De esta forma, existen acelerómetros capaces de medir en una, dos o tres direcciones (figura 43), así como existen varios tipos según la tecnología utilizada (piezo-eléctrico, piezo-resistivo, galgas extensométricas, láser, térmico, capacitivo) y diseños. Son muy distintos unos de otros según la aplicación a la cual van destinados y las condiciones en las que han de trabajar.



**Figura 43.- Direcciones de medición de un acelerómetro triaxial.**

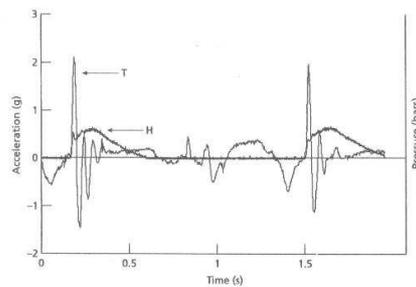
Tal y como se ha comentado anteriormente, la forma más precisa de registrar las aceleraciones es mediante la fijación directa al hueso del sujeto de ensayo, claro está, dicha técnica es muy invasiva, además de los inconvenientes que presenta para el sujeto evaluado, por lo que la fijación externa del acelerómetro a prominencias óseas es aceptada, reduciendo de este modo el efecto perjudicial sobre el sujeto. Hay que tener en cuenta que cuando se colocan acelerómetros sobre un sujeto de ensayo la unión al elemento a medir ha de ser lo más rígida posible para evitar amortiguaciones. Además, cuando van sujetos a tejido blando, la masa del sensor ha de ser lo más baja posible para evitar resonancias, por lo que en biomecánica se emplean acelerómetros de muy baja masa.

Existen dos formas de instrumentar a los sujetos con acelerómetros, directamente sobre el hueso (método muy invasivo) o de manera superficial (nada invasivo y recomendado). Dentro de la categoría de sistemas fijados externamente existen acelerómetros que recogen y transmiten los datos mediante la unión por cable (Helliwell y cols., 1989), otros almacenan los datos en una memoria unida al propio participante (Kim y Voloshin, 1992) o pueden ser enviados por vía telemétrica a un receptor (Forner y cols., 1995).



**Figura 44.- Esquema de la cadena de medida utilizada para el estudio de las aceleraciones en tibia y cabeza durante la marcha mediante el empleo de acelerómetros telemétricos (modificado de Vera y Hoyos., 1993).**

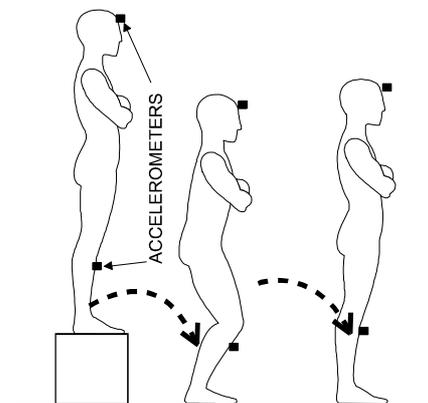
Así, el impacto iniciado en el instante de apoyo del talón con el suelo se ha medido en multitud de estudios montados sobre la piel, ajustándolos sobre las prominencias óseas como la tuberosidad tibial, la cabeza y el sacro (Clarke y cols., 1985; Light y cols., 1980; Loy y Voloshin, 1991; Mizrahi y cols., 1997; Wosk y Voloshin, 1981).



**Figura 45.- Registro de aceleración (T) y presión (H) durante la marcha. El incremento de la presión (H) entre el talón y el suelo corresponde con el pico de aceleración (T), lo que indica que el impacto del talón con el suelo es el origen de la onda de choque (Voloshin, 2000).**

A la hora de seleccionar un acelerómetro para un estudio, digamos que existen dos parámetros principales que son los rangos de funcionamiento de aceleración y la frecuencia.

La precisión de la medida del acelerómetro dependerá del rango de aceleración que puede medir. Las aceleraciones que se producen al saltar o correr no superan las 50 gravedades, por tanto no es aconsejable utilizar acelerómetros de mucho rango. Sin embargo en un impacto o un golpe accidental se pueden llegar a las 100 o 200 gravedades. Por eso en los ensayos tipo "crash test" con maniqués o "dummys" se utilizan acelerómetros de hasta 500 gravedades. Otra de las aplicaciones típica de los acelerómetros es el estudio de la transmisión de impactos durante la recepción sobre diversos pavimentos, como puedan ser las colchonetas (Pérez, 2004).



**Figura 46.- Ensayo de transmisión de impactos durante la recepción de colchonetas de gimnasia (Pérez, 2004).**

Por otro lado, la aceleración es una función en el tiempo, y como tal se puede descomponer en diferentes funciones con diferentes frecuencias, llamando a cada componente armónico. Se podría decir que una señal de aceleración está compuesta por diversos tipos de ondas, llamadas a cada una de ellas base o armónico, de forma que podemos descomponer una señal para estudiarla.

Así, si la aceleración es constante tiene una única componente de frecuencia 0, pero si es variable tiene componentes a mayores frecuencias. A medida que la aceleración varía de forma más rápida, las componentes de frecuencias altas aumentan. La respuesta en frecuencia es la capacidad de transmitir o de detectar las diferentes frecuencias. Por ejemplo, nuestro oído puede captar sonidos en el rango de 20 a 20000 Hz y no podemos oír sonidos fuera de ese rango. El acelerómetro sería como el "oído" de la aceleración. Un acelerómetro con una respuesta en frecuencia de 1 a 10000Hz no puede medir una aceleración constante o que varíe lentamente. Para medir aceleraciones que varían lentamente se necesitan acelerómetros con un rango de frecuencia que empiece en 0 o cerca de 0.

Otros parámetros importantes pueden ser el tamaño, si tienen más funciones, la resistencia a golpes y, por supuesto, el precio.

Para el estudio de los movimientos humanos y, en particular, la marcha humana se utilizan acelerómetros piezorresistivos o basados en extensometría, porque tienen un excelente comportamiento en el rango de aceleración útil en biomecánica (0 a 100 m/s<sup>2</sup>) y permiten la medida de bajas frecuencias, desde 0 hasta 100 Hz. Pueden ser de peso muy pequeño (5g) y tienen gran precisión.

Las principales ventajas de los acelerómetros son, además de su precio reducido, que proporcionan la información directamente y en tiempo real. Sus inconvenientes son que necesitan de una sujeción sólida y que el sujeto ha de ir cableado o con un sistema de telemetría. Además, los acelerómetros son frágiles, siendo vulnerables a golpes directos sobre superficies duras.

### ***1.3.3. Instrumental empleado para el análisis de las presiones plantares.***

Así, existen diversos sistemas de registro, algunos de los cuales hoy en día están en desuso por la aparición de tecnología que permite el registro de manera más precisa y fiables. A modo de resumen, existen básicamente dos clases de sistemas de registro de las presiones plantares, **dinámicos** o **estáticos**.

La esencia de dichos sistemas radica en registrar las presiones que se suceden en la interfase pie-suelo para posteriormente ser interpretadas. Si bien, los registros **dinámicos** de la pisada proporcionan mejores criterios para el estudio del pie y su clasificación (Razeghi y Batt, 2002) en comparación con los sistemas **estáticos**, debido principalmente a que estos sistemas analizan a nivel temporal los sucesos que acontecen entre el pie y el calzado o el suelo, mientras que los sistemas estáticos registran una información descontextualizada del movimiento, aun así aportan una información valiosa.

Como se ha comentado anteriormente, son numerosas las técnicas empleadas por los especialistas para el registro de las presiones plantares. El fin último del registro de las presiones plantares vendrá determinado por el ámbito dentro del cual se realicen las mediciones de dichas presiones, por lo general se pretende con este registro detectar posibles anomalías en la marcha que deriven en situaciones lesivas, disconfort, diseños erróneos de calzado, etc.

Las técnicas empleadas para el registro y evaluación podológica se puede dividir en aquellas técnicas que registran la **huella plantar** y las que registran las **presiones plantares**. Estas últimas, aportan valores numéricos generalmente expresados en kilopascales (kPa), indicando con esto la presión ejercida sobre distintas zonas del pie. La medición de la huella plantar registra la imagen del pie durante un **apoyo estático**, mientras que el registro de las presiones plantares permite analizar tales presiones durante la **marcha dinámica**.

Son diversos los sistemas de evaluación mediante registros de la huella plantar, haciendo un resumen de los comúnmente empleados destacan los sistemas de **pedigrafía**, el **podoscopio ó banco de marcha**, el **fotopodograma**, las **espumas fenólicas**, los **moldes de escayola** y el **escáner**. Mientras que para el registro de las presiones plantares comúnmente se emplean sistemas como las **mantas de presión o plataformas de presión** y las **plantillas instrumentadas**.

A continuación se describen los principales sistemas de medición empleados en el análisis de la huella plantar:

- **Pedigrafía:** dicho sistema de medición consiste en el registro de la huella plantar mediante la impresión de la misma sobre una hoja. Para ello se esparce tinta, mediante un rodillo, sobre una superficie de goma donde el sujeto apoya el pie que se desea estudiar, impregnándose éste de tinta para posteriormente apoyar el pie sobre una superficie de papel y registra la huella. De esta forma se pueden detectar aquellos puntos donde se producen sobrecargas anómalas. Resulta un sistema sencillo de utilizar y a la vez económico siendo sin embargo poco preciso, pues registra la huella en estático, aspecto que no permite conocer los sucesos que se producen durante el ciclo dinámico de marcha (figura 47).



Figura 47.- Sistema de Pedigrafía.

- **Podoscópio y banco de marcha:** estos dos sistemas de medición son empleados siguiendo la misma técnica. Son sistemas diseñados para observar las zonas de apoyo del pie en bipedestación estática (podoscópio, figura 48, A) o durante la marcha normal (banco de marcha) (figura 48, B). El mecanismo que emplean dichos sistemas está basado en la colocación de una serie de espejos bajo unas plataformas rígidas de cristal o metacrilato sobre el que se sitúa el sujeto, reflejando la imagen que produce el pie sobre el cristal/metacrilato. Gracias a esa imagen se pueden observar zonas de mayor presión indicadas por colores blanquecinos de la piel, y zonas de menor presión donde el color de la piel resulta más rosáceo. Dicho sistema resulta más caro que el anterior, aun así la valoración sigue siendo subjetiva y no proporciona ningún valor objetivo sobre las presiones durante la bipedestación o la marcha. Por sus características de registro, donde el sujeto camina sobre una superficie estrecha a determinada altura del suelo, dichos sistemas no son fiables para pacientes con problemas de equilibrio, ya que los resultados pueden resultar alterados por dicho motivo.

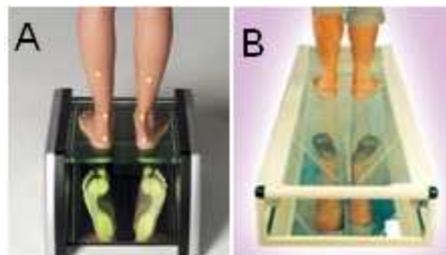


Figura 48.- Podoscópio (A), banco de marcha (B).

- **Fotopodograma:** la técnica empleada es muy similar a la empleada por la pedigrafía, pero este sistema difiere del anterior en que la huella plantar se obtiene aplicando líquido revelador sobre las plantas de los pies en vez de tinta para posteriormente apoyar los pies sobre papel fotográfico, de forma que quede plasmada la imagen del pie sobre la película mostrando sus características. Cuenta con los mismos problemas que la pedigrafía siendo este sistema ligeramente más caro (figura 49).



Figura 49.- Imagen fotopodograma.

- **Espuma fenólica:** dicho sistema consiste en realizar un molde de la planta del pie empleando una espuma de poliuretano, de forma que el paciente apoya el pie sobre la espuma dejando una imagen en tres dimensiones de la planta del pie (figura 50). Posteriormente, se puede escanear la huella y realizar el estudio de la pisada por ordenador o bien recubrir la espuma con escayola líquida y obtener el positivo de la huella para posteriormente poder estudiarla. Sigue siendo un sistema de medición de la pisada estático.



Figura 50.- Estudio de la pisada mediante el empleo de espumas fenólicas.

- **Moldes de escayola:** esta técnica está muy extendida entre los profesionales del análisis de la pisada para el diseño de ortesis plantares. Consiste en recubrir el pie con vendas de escayola en posición descargada del pie y neutra, generando un molde de escayola rígido. Una vez rígido el molde se rellena de escayola líquida y se obtiene el positivo del molde. Resulta un método económico pero presenta el mismo inconveniente que los anteriores sistemas, estudia la pisada en situación estática.
- **Escaneado del pie:** el sistema consiste en digitalizar simplemente la planta del pie o todo el pie mediante un escáner para posteriormente analizar la pisada (figura 51). Este método presenta dos inconvenientes, el primero es la gran complejidad del proceso de estudio y el alto coste del equipamiento y el segundo problema, al igual que todos los métodos anteriores, estudia la pisada en situación estática.



Figura 51.- Imagen 3D del pie generada mediante escáner.

Los principales sistemas de análisis de presiones plantares son las plataformas y mantas de presión por un lado y las plantillas de presión plantar. Sus principales características son:

- Plataformas de presión o mantas de presión:** dichos sistemas permiten registrar las presiones que se suceden durante la marcha de forma dinámica, proporcionando valores numéricos y objetivos (figura 52). Dichos sistemas tienen mejor resolución en comparación con los anteriores. Principalmente, están compuestos por multitud de sensores de presión, los cuales se disponen siempre paralelos a la superficie de apoyo. Existen dos tipos de sistemas de registros similares, la plataforma de presiones y la manta de presiones, básicamente consisten en una superficie de determinadas dimensiones instrumentada con sensores de presión. La resolución estará en función del número de sensores por unidad de superficie, de manera que a mayor número de sensores por unidad de superficie mayor será la resolución. Dichos sistemas presentan como desventaja que al analizar la marcha con calzado no ofrecen la información de las presiones que se suceden en la interacción pie-calzado, sino la interacción que existe entre calzado-plataforma, perdiendo de esta forma información relevante. Otro de los inconvenientes que presentan dichos sistemas, es que al no estar instrumentados sobre los sujetos, éstos deben adecuar su paso para pisar sobre la plataforma, modificando su patrón de marcha con tal de ajustar la pisada al sistema de registro o haciendo muchas repeticiones para conseguir registros válidos. El estudio de las presiones plantares mediante plataformas de presiones y/o mantas de presión resulta una buena opción frente a los anteriores sistemas de medición. Al mismo tiempo, existen diversas plataformas que miden simultáneamente las fuerzas de reacción del suelo, aportando mayor información objetiva sobre el proceso de marcha.



Figura 52.- Plataforma de presiones plantares.

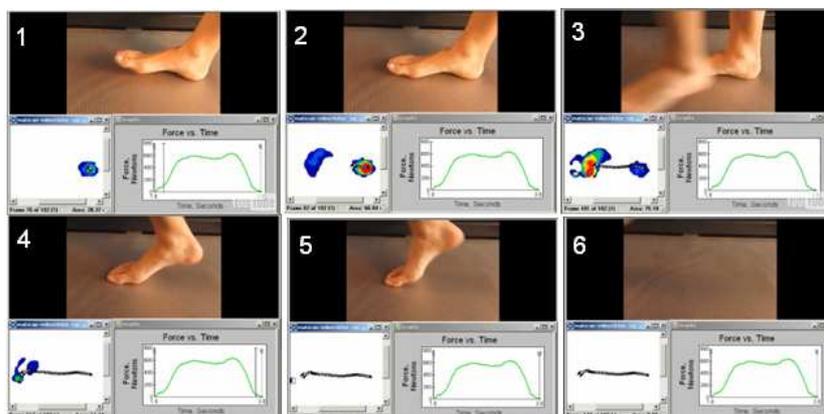


Figura 53.- Registro de la pisada mediante una manta de presiones.

- **Plantillas instrumentadas:** estos sistemas permiten el registro y análisis dinámico de la distribución de las presiones durante el apoyo del pie, facilitando la determinación de los mapas de presiones a lo largo del tiempo de apoyo (figura 54), así mismo permite calcular la componente vertical de la fuerza resultante y estudiar la evolución del baricentro. El registro de las presiones plantares se realiza mediante una plantilla flexible implementada con sensores piezoeléctricos sensibles a la presión que se introducen dentro del calzado, obteniendo con esto el mapa de presiones plantares durante la marcha. Este sistema presenta como ventaja que permite analizar la interacción entre la plantilla-pie-calzado de manera directa. Otra gran ventaja es la mayor libertad de movimientos que permite el sistema al poder introducirse dentro del calzado y poder caminar libremente. De este modo se considera la elección de dicho método como el más propicio para el registro y análisis del patrón general de las presiones plantares durante la marcha nórdica.

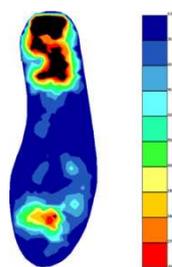


Figura 54.- Gráfica del registro de presiones máximas durante la marcha.

Para llevar a cabo la presente tesis doctoral se optó por utilizar herramientas de registro dinámico de presiones plantares, concretamente un sistema de plantillas instrumentadas llamadas **Biofoot/IBV 2001** (Martínez-Nova y cols. 2007; 2008; Pérez y cols., 2008; Pérez y cols., 2011). Dicho sistema consiste en un equipo formado por unas plantillas flexibles implementadas con 64 captadores piezoeléctricos. Este sistema está basado en el empleo de transductores electrónicos que convierten la fuerza o la presión producida en la interfase pie-suelo en una señal eléctrica (Martínez-Nova y cols., 2007). Mediante una cadena de acontecimientos y registro de la señal se obtiene la distribución cuantitativa de las presiones plantares (figura 55).

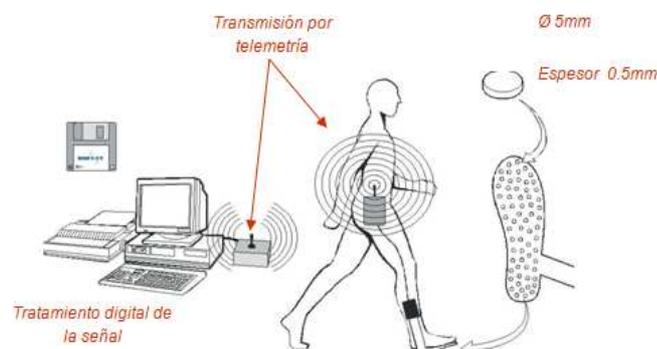


Figura 55.- Esquema del funcionamiento del equipo de registro del equipo de presiones plantares Biofoot 2001.

Los sistemas de presurometría mediante plantillas instrumentadas han mejorado y reducido los problemas de *targeting*, llamando así a los problemas que suceden cuando se emplean sistemas de registro fijos, como las plataformas dinamométricas, donde los participantes en los estudios modifican su forma de caminar para hacer coincidir sus pasos con la situación de la plataforma, mejorando considerablemente la precisión de los registros y la fiabilidad en los datos obtenidos.

Es en este punto donde se pretende centrar el presente proyecto. Debido a la gran importancia que tiene todos los sucesos que se producen durante la marcha en el pie se pretende describir los principales aspectos biomecánicos relativos al pie.

#### **1.3.4. Resumen de ideas.**

Tras la descripción de las diversas variables que afectan a la marcha y en relación con las oportunidades de estudio detectadas anteriormente en la revisión del estado del arte de la marcha nórdica, durante la marcha, concretamente cuando el talón toma contacto con el suelo, se producen una serie de impactos que se propagan a lo largo del cuerpo y que igualmente son absorbidos por diversos mecanismos pasivos y/o activos de nuestro organismo. Como se ha visto, el cuerpo humano tiene mecanismos inherentes de absorción de impactos, capaces de atenuar desde un 50% hasta un 90% las ondas de choque que llegan a la rodilla (Cavanagh y Lafortune, 1984; Forner y cols., 1995; Light y cols. 1980; Noe y cols., 1993; Wosk y Voloshin, 1981) y hasta el 98% cuando llega a la cabeza (Forner y cols., 1995; Light y cols. 1980; Shorten y Winslow, 1992; Voloshin y Wosk, 1981; Wosk y Voloshin, 1981; 1985).

Igualmente, se ha demostrado que niveles altos de impacto, así como la limitación o mal funcionamiento de los sistemas de amortiguación de dichos impactos se han correlacionado con la incidencia de diversas patologías, aspecto por el cual, es importante determinar la magnitud de éstos durante cualquier actividad físico-deportiva con tal de reducir al máximo el riesgo que puede suponer, tanto para la población general como para poblaciones especiales, la práctica de determinadas actividades.

El registro y la interpretación de dichos impactos ha sido estudiado a lo largo de los años con la intención de conocer los efectos sobre el organismo, estudiar su respuesta ante determinadas situaciones de estudio y generar mecanismos o elementos que ayuden a reducir los impactos en los casos en los que el impacto reporte consecuencias desfavorables para el organismo. De esta forma, existen diversos aspectos que afectan o influyen directamente sobre la magnitud de los impactos generados durante cualquier actividad física, aspectos que por lo tanto deberán ser controlados en el estudio de las aceleraciones durante la marcha y durante la marcha nórdica en la presente tesis doctoral.

Igualmente, con respecto a los estudios de las presiones plantares los resultados demuestran que son diversos los aspectos que condicionan el patrón de presión plantar, poniendo especial atención al calzado y las formas especiales de caminar. Todavía hoy en día, desde un punto de vista de investigación básica, se desconoce si la imposición de un nuevo patrón de marcha es clave para reducir las cargas y alterar la distribución de presiones.

Por tanto, los estudios citados demuestran que es importante explorar nuevos estilos de marcha conociendo que esto tiene una influencia muy marcada en los patrones de distribución de presiones plantares, tanto para sujetos sanos y el confort percibido por éstos, como en sujetos patológicos y la patología que sufren. Así el estudio de las presiones plantares durante la práctica de la marcha nórdica podría aportar mayor información sobre la influencia de los nuevos estilos de marcha.

#### 1.4. OBJETIVOS DE LA TESIS.

Tal y como se puede observar en el estado del arte, resultan escasas las aportaciones científicas relacionadas con la marcha nórdica en comparación con las realizadas en marcha.

Del mismo modo, entre la bibliografía analizada se observa que existe una serie de evidencias científicas que promulgan diversos beneficios, tanto fisiológicos como biomecánicos, asociados a la práctica de la marcha nórdica cuando es comparada con la marcha.

A pesar de existir numerosos estudios biomecánicos, existe cierta contradicción o vacío en torno a los resultados obtenidos en los apartados relacionados con el patrón de presión plantar, niveles de transmisión del impacto durante la marcha nórdica y la fuerzas de reacción del suelo durante dicha actividad.

Entre los estudios realizados que analizan las variables biomecánicas de la marcha nórdica, no existe ninguno que haya analizado la distribución de las presiones plantares, así como ninguno de ellos se ha analizado las aceleraciones recibidas durante la marcha nórdica. Igualmente, no se ha estudiado el efecto de la experiencia en la actividad, entendida como el dominio de la técnica o destreza, y su práctica habitual, en los parámetros biomecánicos de interés.

De este modo, las hipótesis (H) de las que parte esta Tesis Doctoral para explicar y describir las diferencias en los sucesos biomecánicos entre la marcha nórdica y la marcha son:

- H1.-** La marcha nórdica con técnica diagonal, afecta al patrón de presiones plantares, reduciendo dichas presiones durante la fase de despegue del pie.
- H2.-** La marcha nórdica con técnica diagonal incrementa las fuerzas de reacción del suelo y el nivel de impacto durante la fase de apoyo del pie en el suelo.
- H3.-** El grado de experiencia puede afectar a los niveles de presión plantar, aceleración y fuerzas de apoyo durante la marcha nórdica siendo menores en los expertos.
- H4.-** Las fuerzas de reacción del suelo, la presión plantar y la transmisión del impacto se ve afectada por la velocidad, aumentando estos valores al aumentar la velocidad.

Teniendo en cuenta que existen diversos aspectos que pueden afectar al ser humano durante la locomoción y que aquí se presenta una nueva actividad física, la cual se asemeja a la marcha humana pero la cual no ha sido ampliamente analizada, podemos decir que el

**objetivo principal** de la presente Tesis Doctoral está dirigido a resolver las hipótesis de partida, dirigiéndose a:

- Analizar la respuesta biomecánica del ser humano durante la marcha nórdica en comparación con la marcha humana y el efecto del nivel de experiencia.

En base a este objetivo general y relacionado con las hipótesis de partida, se desarrollaron una serie de **objetivos parciales**:

1. Identificar el patrón de distribución de presiones plantares durante la práctica de marcha nórdica, así como su relación con los niveles de experiencia.
2. Identificar los procesos de absorción de impactos durante la práctica de marcha nórdica.
3. Identificar las diferencias en las fuerzas de reacción del suelo durante la práctica de marcha nórdica en comparación con la marcha.

### **1.5. PLAN DE TRABAJO.**

A partir de las hipótesis de partida planteadas en la presente Tesis Doctoral, se diseñó un plan de trabajo formado por cuatro fases, tal y como muestra el diagrama 1.

La **primera** fase se centró en recopilar las principales aportaciones científicas sobre el estudio de la marcha nórdica desde una perspectiva biomecánica, así como de los procesos que suceden durante la marcha. La **segunda** fase sirvió para determinar por un lado la metodología más apropiada para afrontar el presente estudio, y por otro lado se realizó la selección de la muestra participante en el estudio y la puesta a punto del material didáctico para instruir a los participantes y del material de ensayo. Durante la **tercera** fase se formó a los participantes del estudio y se llevaron a cabo los test biomecánicos. Finalmente, la **cuarta** y última fase consistió en el tratamiento de la información recopilada y en el análisis de los resultados obtenidos.

- **FASE 1.- REVISIÓN BIBLIOGRÁFICA.**

La revisión bibliográfica se centró principalmente en la descripción de los procesos de la marcha y en la recopilación de las evidencias científicas publicadas sobre la marcha nórdica relacionadas con variables biomecánicas.

- **FASE 2.- DISEÑO DE EXPERIENCIAS.**

- **Sub-Fase 2.1. Determinación de la metodología a emplear.**

Analizadas las principales evidencias científicas y determinadas las variables de interés, se determinó la metodología de estudio. Por cuestiones organizativas, se decidió realizar primero la fase experimental con la muestra de la Universidad de Valencia, así quedaría un periodo de unos dos meses hasta la estancia en Colonia, donde se realizarían los test con la muestra de expertos

- **Sub-Fase 2.2. Selección de la muestra de Valencia y de Colonia.**

Una vez determinada la cronología de la fase experimental se procedió a la selección de la muestra de participantes para el estudio. La selección de la muestra de participantes principiantes se realizó en la Universidad de Valencia entre los alumnos que cumplieran las condiciones pactadas para el estudio. Para la selección de la muestra de participantes con experiencia nos trasladamos a la ciudad de Colonia (Alemania), donde se realizó la selección de participantes gracias a la colaboración del personal investigador de dicha universidad.

- **Sub-Fase 2.3. Puesta a punto del instrumental a emplear.**

Paralelamente a la selección de la muestra, se llevaron a cabo diversos test preliminares en laboratorio para la adecuación de todo el instrumental empleado durante los test a las condiciones del estudio.

Con tal de replicar las condiciones de estudio, se trasladó el instrumental de presiones plantares y los acelerómetros empleados en el estudio de la Universidad de Valencia y se repitieron las pruebas de puesta a punto en la Universidad de Colonia.

Finalmente, y tras la adecuación y puesta a punto del instrumental de medida, se llevaron a cabo los test biomecánicos con los 50 participantes seleccionados para el estudio.

### **FASE 3.- EXPERIMENTACIÓN BIOMECÁNICA.**

- **Sub-Fase 3.1. Formación de los participantes principiantes.**

La formación se realizó en dos fases, una primera fase en la que se distribuyó pequeños dosieres a los participantes del estudio con información relativa a la técnica descrita por el organismo federativo/regulador de la marcha nórdica (*International Nordic Walking Federation, INWA*) y un periodo de práctica, en el cual se realizó una clase práctica donde se llevaron a cabo diversos ejercicios de técnicas hasta que los individuos fueron capaces de caminar con los bastones de manera confortable.

- **Sub-Fase 3.2. Test en la Universidad de Valencia.**

Terminada la fase de formación de los participantes procedentes de la Universidad de Valencia se procedió a realizar los registros biomecánicos con una muestra de cuarenta participantes. Finalmente, se realizó el tratamiento informático y estadístico de los datos registrados en los diferentes estudios de acelerometría, dinamometría y presurometría.

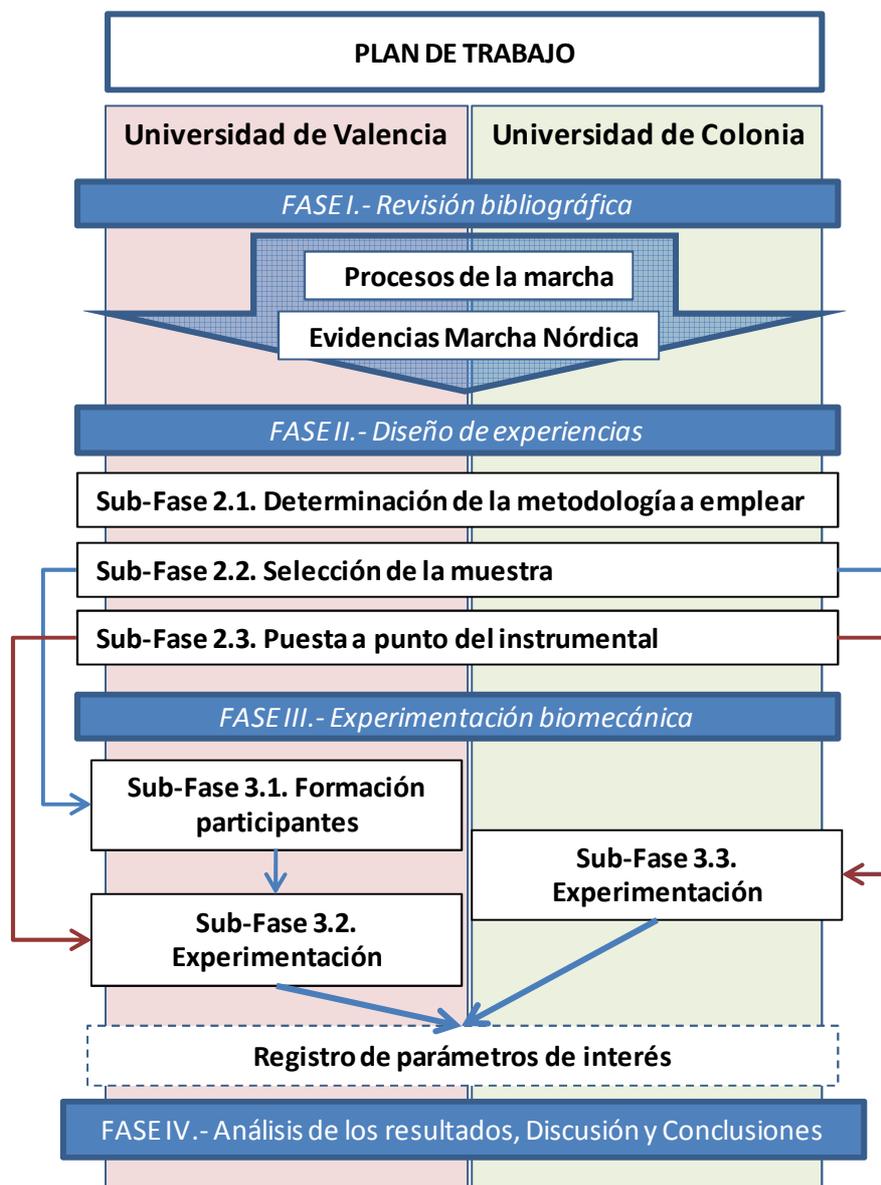
- **Sub-Fase 3.3. Test en la Universidad de Colonia.**

Una vez realizada la adecuación del instrumental al laboratorio de la Universidad de Colonia y seleccionados los participantes en el estudio se procedió a analizar los test con una muestra de diez participantes expertos. Posteriormente se realizó el correspondiente tratamiento informático y estadístico de los datos registrados en los estudios de acelerometría, dinamometría y presurometría.

- **FASE 4.- ANÁLISIS DE LOS RESULTADOS, DISCUSIÓN Y CONCLUSIONES.**

En la última fase se desarrolló el análisis estadístico que permitió obtener los resultados del estudio, con los que se procedió a la discusión con los trabajos de la bibliografía y, finalmente, poder extraer las conclusiones del estudio.

### PLAN DE TRABAJO







# ***Metodología***



## 2. METODOLOGÍA

En la presente Tesis Doctoral se controlaron las condiciones de entorno del estudio con tal de minimizar sus efectos negativos. Así, las pruebas de puesta a punto del instrumental realizadas tanto en el laboratorio de la Universidad de Valencia como en el laboratorio de la Universidad de Colonia permitió que los test se realizaran con normalidad, en el espacio adecuado y en las condiciones ambientales adecuadas.

A modo de resumen, en la siguiente figura se muestran tanto las condiciones del estudio como los parámetros extraídos en el mismo.

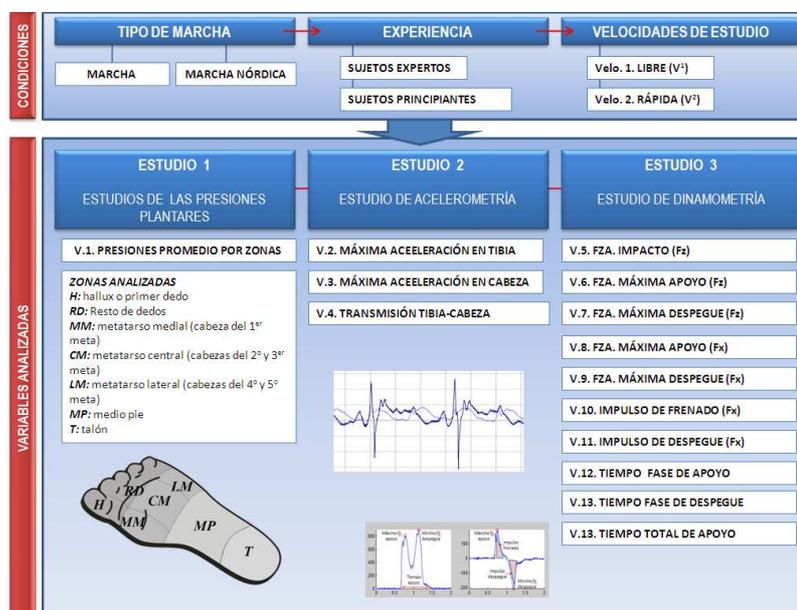


Figura 56.- Resumen general de la metodología y variables empleadas en los test biomecánicos.

A continuación se describe la metodología empleada en el estudio, la muestra participante, las herramientas utilizadas y el tratamiento de la información realizado.

### 2.1. DISEÑO DE EXPERIENCIAS.

El estudio realizado consistió en la comparación biomecánica de dos tipos de marcha, considerando como referencia la marcha humana frente a la marcha nórdica.

Para el desarrollo del trabajo se plantearon diversas condiciones de estudio. Dicha segregación de condiciones se realizó con el objetivo de analizar el efecto que tenía el **grado de experiencia** de los participantes, la **velocidad** de ejecución de los test y el **tipo de marcha** realizado sobre determinadas variables biomecánicas de interés.

Concretamente, las variables analizadas fueron el patrón general de **presiones plantares**, las **fuerzas de reacción del suelo** durante la fase de contacto del ciclo de marcha así como los niveles de **impacto** (aceleraciones) registrados en diversos puntos anatómicos.

Para ello se diseñó un experimento en el cual se evaluó a participantes **con experiencia** (expertos) en la práctica de marcha nórdica y **sin experiencia** (principiantes). La experimentación se llevó a cabo en dos centros de investigación debido a la dificultad que suponía localizar expertos en la práctica de la marcha nórdica en España.

Los test con principiantes se realizaron en el laboratorio de biomecánica de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universidad de Valencia), mientras que los test con expertos se llevaron a cabo en los laboratorios del Instituto de Biomecánica y Ortopedia (*German Sport University* de Colonia).

Los principiantes recibieron una formación básica previa sobre la práctica de marcha nórdica (4.5 horas), con tal de que adquirieran la coordinación específica de la actividad. La inclusión de expertos se determinó mediante el cumplimiento de ciertos requerimientos de inclusión, expuestos en el siguiente apartado.

Se analizó el efecto de la velocidad como variable independiente del estudio sobre las variables de interés, de manera que se establecieron dos condiciones de velocidad, la primera (**V<sup>1</sup>**) consistió en una velocidad **libremente elegida** por cada sujeto, y la segunda velocidad (**V<sup>2</sup>**) o **rápida**, consistió en la **V<sup>1</sup> incrementada en un 20%**.

El análisis biomecánico comparativo entre la marcha y la marcha nórdica permitió evaluar distintos aspectos relevantes a través de diversos estudios realizados simultáneamente con diversas herramientas de análisis biomecánico. De esta manera, los estudios realizados y el instrumental empleado en cada uno de ellos fueron:

- (1) Estudio de presurometría – Plantillas instrumentadas (kpa).
- (2) Estudio de dinamometría – Plataformas dinamométricas (N).
- (3) Estudio de acelerometría – Acelerómetros ( $1G = 9.8m/s^2$ ).

El proceso de instrumentación llevado a cabo con cada uno de los sujetos tuvo una duración aproximada de 30-35 minutos. El proceso consistió en la instalación de los siguientes instrumentos de registro (figura 57):

- Una **plantilla instrumentada** insertada en el calzado de suela flexible, un amplificador y un emisor de datos (insertada en el pie izquierdo).
- Dos **acelerómetros** conectados y sincronizados mediante señal analógica por cable a la caja amplificadora de la plataforma dinamométrica, (situados en la tuberosidad tibial de la pierna derecha, y cabeza).



Figura 57.- Instrumentación de los sujetos.

A cada participante se le administró un formulario de consentimiento informado antes de su intervención en el estudio, en el cual quedan garantizados sus derechos a abandonar la misma sin causa justificada en el momento que creyeran oportuno, así como también incluía las características del estudio. Tras el consentimiento informado, el proceso de formación práctica, y la instrumentación, se procedió a la realización de los test.

El test consistió en caminar sobre un pasillo de marcha (descrito más adelante) según las distintas condiciones del estudio. Cada sujeto realizó 5 repeticiones válidas por condición, tipo de marcha y velocidad ( $V^1$  o  $V^2$ ), obteniéndose 20 repeticiones válidas por sujeto. 5 repeticiones proporcionaban un alto índice de confianza para las variables analizadas ( $r = 0.940$ ) (Hughes, Pratt, Linge, Clark y Klenerman, 1991).

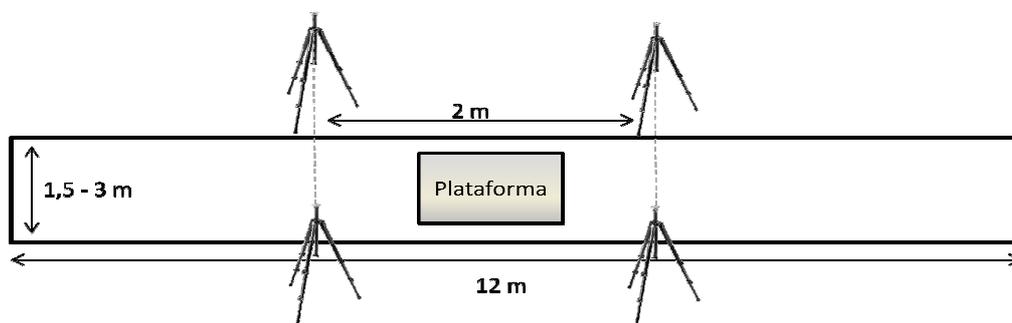


Figura 58.- Esquema pasillo de marcha.

Asimismo, todos los registros de presiones y fuerzas de reacción del suelo se realizaron sobre la pierna dominante y el de aceleraciones sobre la pierna no dominante atendiendo a los resultados encontrados en el trabajo de VanZant y cols. (2001), quienes no encontraron diferencias significativas entre la pierna derecha e izquierda, así como los trabajos de Lee y Lin (2007) y Lin y cols. (2009), quienes demostraron que no existían diferencias significativas en la función sensoriomotora entre la pierna dominante y no dominante en adultos, por lo que se recogió la información de presiones, impactos y fuerzas de una sola pierna. Concretamente, se registró la aceleración en una pierna, ya que se ha demostrado que no existen diferencias en cuanto a la magnitud de aceleración entre la pierna dominante y la no dominante (Rios y cols., 2010).

El orden de las pruebas se asignó de manera aleatoria según el tipo de marcha, de manera que independientemente del tipo de locomoción se realizaba primero la V<sup>1</sup> y después la V<sup>2</sup>. La siguiente figura muestra de manera gráfica las condiciones empleadas en el presente estudio:



Figura 59.- Condiciones empleadas en el estudio.

Una vez realizados los test se procedió a la extracción de variables de interés y al posterior tratamiento de datos.

**2.1.1.Descripción de la muestra.**

Entre los diferentes estudios realizados participaron un total de 50 sujetos (24 mujeres y 26 hombres) cuyos datos descripción, recogidos mediante una hoja de registro (Anexo II), están expuestos en la tabla 8.

Tabla 8.- Valores descriptivos de la muestra analizada.

	EDAD (SD)	PESO (SD)	ALTURA (SD)
<b>Hombres</b>	27.53 ± 7.61	70.96 ± 10.14	174.27 ± 8.05
<b>Mujeres</b>	27.08 ± 7.6	70.71 ± 9.94	174.06 ± 7.93

La muestra fue dividida según su grado de experiencia en **principiantes** (estudiantes FCAFE, España) y **expertos** (instructores de marcha nórdica, Alemania) (figuras 60 y 61).

De esta forma los grupos que se analizaron quedaron de la siguiente manera:

- **Principiantes:** 40 sujetos (20 mujeres y 20 hombres) todos ellos estudiantes en la Licenciatura de Ciencias de la Educación Física y del Deportes de la Universidad de Valencia.
- **Expertos:** 10 sujetos (5 mujeres y 5 hombres) todos ellos instructores de Marcha Nórdica en Colonia (Alemania), con un media de 6.4 ± 2.65 años de experiencia.



Figura 60.- Test biomecánicos realizados en el laboratorio de la FCAFE (Valencia).



Figura 61.- Test biomecánicos. Instituto de Biomecánica y Ortopedia (Colonia).

Los **criterios de inclusión** que se siguieron para la selección y asignación a cada grupo fueron los siguientes:

- Ninguno de los sujetos debía padecer ningún tipo de enfermedad que le impidiera realizar la actividad de manera regular y/o estuviera medicándose.
- Ninguno de los sujetos debía tener ninguna alteración importante en los pies tales como deformaciones (*hallux valgus*) y/o pies cavo/varo severos.
- No estar en tratamiento de recuperación o haber padecido algún tipo de lesión/operación que afectara al miembro inferior durante el último año.
- Realizar cualquier tipo de actividad física de manera regular (mínimo 3 sesiones/semana) de al menos una duración de hora y media a dos horas.
- En el caso de los principiantes, no haber practicado anteriormente marcha nórdica.
- En el caso de los expertos, ser instructor de marcha nórdica con una experiencia mínima de 5 años.

### **2.1.2. Pasillo de marcha y sincronización del instrumental.**

Para la realización de las pruebas se utilizó un pasillo de marcha de 12 metros de largo por 1.5 de ancho en el laboratorio de biomecánica de la FCAFE de Valencia y de 12 metros de largo por 3 de ancho en el laboratorio del Instituto de Biomecánica y Ortopedia de la Universidad alemana. Dichas dimensiones garantizaban la marcha sin dificultad, así como el empleo de los bastones.

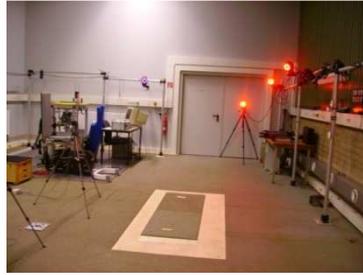


Figura 62.- Pasillo de marcha laboratorio biomecánica de la Universidad de Colonia.

Ambos pasillos estaban instrumentados con una plataforma dinamométrica y un sistema de control de velocidad mediante células fotoeléctricas. Las células fotoeléctricas del sistema de cronometraje se situaron separadas entre sí por dos metros. Todo el cableado (conexión a la red eléctrica, fotocélulas, prolongadores, etc.) se situaron debajo del pasillo de marcha 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 defecto en la velocidad. Para controlar dicho aspecto se realizaron tantas pasadas como fueron necesarias para que los sujetos se sintieran cómodos a las velocidades libremente elegidas. De esta forma, una vez iniciado el registro de información, una desviación del  $\pm 5\%$  de la velocidad de referencia se consideró como no válida.

Con tal de evitar que los sujetos modificaran su patrón normal de marcha y de marcha nórdica durante las pruebas, se decidió ocultar la plataforma bajo una lona de caucho fino (3 mm), de este modo se redujo los posibles problemas de desviación de la atención durante los test. Igualmente, 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.



Figura 63.- Ocultación de la plataforma de fuerzas empleada durante el estudio.

- **Sincronización instrumental empleado.**

Con el propósito de que todo el instrumental adquiriera las señales en el mismo instante de tiempo, se establecieron diferentes medidas con fin de sincronizar las señales de todo el equipamiento empleado durante los test.



Figura 64.- Mesa de trabajo y adquisición de los datos.



Figura 65.- Unidad de conexión empleada.

### **2.1.3. Protocolo previo al test de laboratorio.**

Una vez garantizadas las condiciones necesarias para la realización de los test se diseñó el calendario de pruebas con todos los sujetos seleccionados para el estudio. Previamente a la fase de experimentación todos los participantes realizaron las siguientes tareas:

1. **Formación técnica principiantes.** Con tal de que los principiantes adquirieran la coordinación específica de la técnica diagonal analizada en la presente Tesis Doctoral el grupo de principiantes realizó 3 clases prácticas (1.5 hora/clase) previas al test de laboratorio.
2. **Lectura y firma del consentimiento informado de los participantes.** En ella se informó de las características de los test (ver ANEXO I) y firmaron la carta de consentimiento, confirmando de este modo su participación voluntaria. Se tradujo la carta de consentimiento al idioma alemán con el objetivo de informar de igual manera a los expertos.
3. **Elección de los bastones:** Antes de iniciar las sesiones de formación, y previamente a la instrumentación de los sujetos, se determinó la longitud óptima del bastón según se explica en el apartado de introducción. El bastón empleado en el estudio fue un modelo de bastón telescópico fabricado en aluminio (Leki Supreme®, con un peso de 250 gramos). Los participantes expertos realizaron los test con el bastón que habitualmente empleaban para sus entrenamientos.
4. **Período de práctica.** Tanto los principiantes como los expertos, realizaron un calentamiento previo a los test de 25-30 minutos, el cual consistió en una pequeña parte de ejercicios de carácter aeróbico, seguido de unos ejercicios de estiramientos de la

musculatura del miembro inferior y superior, a continuación realizaron unos ejercicios básicos de técnica de marcha nórdica, y para finalizar volvieron a realizar a realizar unos ejercicios de estiramientos muy suaves.

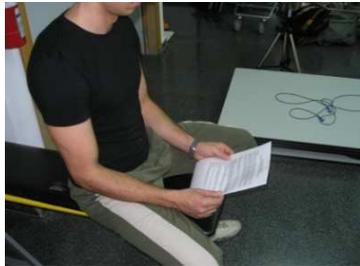


Figura 66.- Lectura de la carta de consentimiento instantes previos a los test.



Figura 67.- Principiantes durante el periodo de práctica previa a los test.

#### **2.1.4. Determinación de la velocidad de los test.**

Una vez que los participantes estuvieron familiarizados con la marcha se procedió a la estimación de la velocidad de ensayo. La velocidad se registró mediante un par de barreras de fotocélulas colocadas en el pasillo de marcha junto a los extremos de la plataforma de fuerzas, con una separación de 2 metros y a la altura de la cintura (Yeadon, Kato y Kerwin, 1999).

Para determinar la velocidad de los test los participantes tuvieron que caminar sobre el pasillo de marcha preparado para el estudio durante al menos 15 minutos o hasta que se sintieron cómodos. Tras el proceso de adaptación al pasillo, se cuantificó la velocidad de cinco repeticiones y se calculó la velocidad inicial del test para cada participante. Se desestimó la repetición más rápida y la más lenta de las 5 realizadas, y se calculó la media de las tres restantes. Este procedimiento se realizó para cada condición de marcha (marcha y marcha nórdica).

Una vez seleccionada la velocidad inicial de cada uno de los participantes ( $V^1$ ) se incrementó la  $V^1$  en un 20% ( $\pm 5\%$ ), determinando de este modo la segunda condición de velocidad ( $V^2$ ). De esta forma, cada sujeto realizó 5 repeticiones válidas por condición y velocidad. Debido a las limitaciones del empleo de acelerómetros por cable, los sujetos debían regresar a la posición inicial de partida después de cada repetición, descansando de esta forma entre un minuto y medio entre repeticiones.

Se les pidió a los sujetos de ensayo que acudieran con su calzado deportivo habitual, pues a pesar de que se ha demostrado que la utilización del mismo calzado evita la variabilidad debido al uso de diferentes tipos de calzado, el sujeto camina en condición distinta a la habitual, por lo que puede variarse su patrón de presiones (Fellin, Rose, Royer y Davis, 2010; Hagen y Hennig, 2008; Pohl, Mullineaux, Milner, Hamill y Davis, 2008). Así, los sujetos

realizaron los test con su calzado deportivo habitual, aspecto que favoreció condiciones de marcha más reales y naturales (Hennig y Milani, 1995; Milani, Schnabel y Hennig, 1995; O'Leary, Vorpahl y Heiderscheit, 2008; Wegener, Burns y Penkalay, 2008; Wiegerinck y cols., 2009).

A continuación se describe la instrumentación y metodología empleada en los estudios realizados, así como las variables analizadas en ambos tipos de marcha y el tratamiento estadístico realizado.

## 2.2. ESTUDIO DE PRESUROMETRÍA.

### 2.2.1. Instrumental de medida utilizado.

Para el registro y análisis de la presión plantar se empleó el sistema de pedobarografía Biofoot/IBV 2001 (figura 68). Dicho sistema consta de plantillas instrumentadas diseñadas para medir y analizar las presiones en la planta del pie en las condiciones en que este se desenvuelve habitualmente.

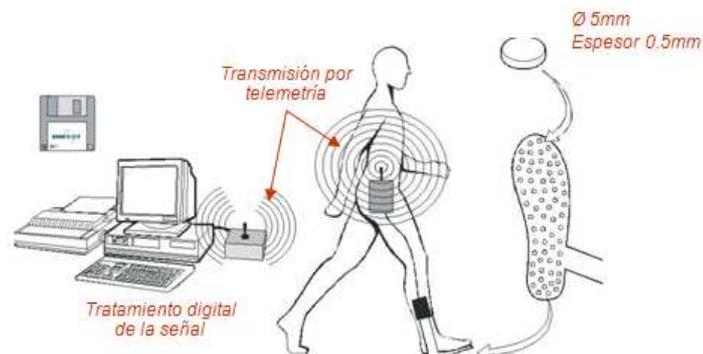


Figura 68.- Esquema del instrumental Biofoot/IBV (Vera y Hoyos, 1993).

Son diversos los estudios que han demostrado la precisión y repetitividad de dicha técnica de registro (Hurkmans, Bussmann, Benda, Verhaar y Stam, 2006; Quesada, Rash y Jarboe, 1997; Martínez-Nova y cols., 2007), aspecto que justificó la elección de dicho sistema de registro.

Durante los test cada sujeto llevó en la zapatilla deportiva del pie izquierdo una plantilla instrumentada, la cual estaba implementada con un número de cerámicas piezoeléctricas según el tamaño del pie. Dichas plantillas iban conectadas a un pequeño módulo amplificador que a su vez está conectado a un transmisor telemétrico el cual manda la información a una tarjeta de adquisición de datos conectada al ordenador de registro. La frecuencia de muestreo utilizada para el registro de las presiones plantares fue de 500 Hz. Se registró un total de 10 segundos por ensayo (5-7 pasos), de los cuales 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 (Randolph, Nelson, Akkapeddi, Levin y Alexandrescu, 2000). De este modo se seleccionó un paso de cada repetición, coincidiendo éste entre las fotocélulas y se promediaron para el posterior análisis.

- **Características técnicas del equipo de presuometría.**

El equipo de presiones empleado durante los test de presuometría (figura 69) estuvo formado por los componentes que a continuación se describen brevemente:

- *Plantillas instrumentadas*, las cuales portaban un promedio de 64 sensores cerámicos piezoeléctricos de reducido tamaño. Disponibles en diversos números según las necesidades.
- *Dos módulos amplificadores*, en los cuales se acoplaban las plantillas y acondiciona la señal de manera que amplifica la señal de presión captada por cada sensor.
- *Un transmisor telemétrico*, el cual adquiere las señales de los sensores y las transmite al ordenador vía telemetría sin cables.
- *Una tarjeta de adquisición de datos*, insertada en el ordenador destinado al equipo, se encarga de recibir la señal enviada por el transmisor.
- *Una aplicación informática*, la cual permitió el registro y la adquisición de los datos.



Figura 69.- Componentes del equipo de medida Biofoot/IBV 2001.

### 2.2.2. Diseño de experiencias.

El instrumental empleado proporciona un análisis detallado del patrón de pisada para cada individuo, siendo necesaria para ello la configuración previa de las zonas de análisis del pie que se desean analizar según elección del grupo investigador.

Para el análisis de los resultados, la plantilla se dividió en diversas zonas, de modo que los sensores de la plantilla fueron distribuidos en 7 áreas (Hessert, y cols. 2005), correspondientes a las siguientes zonas anatómicas (figura 70).

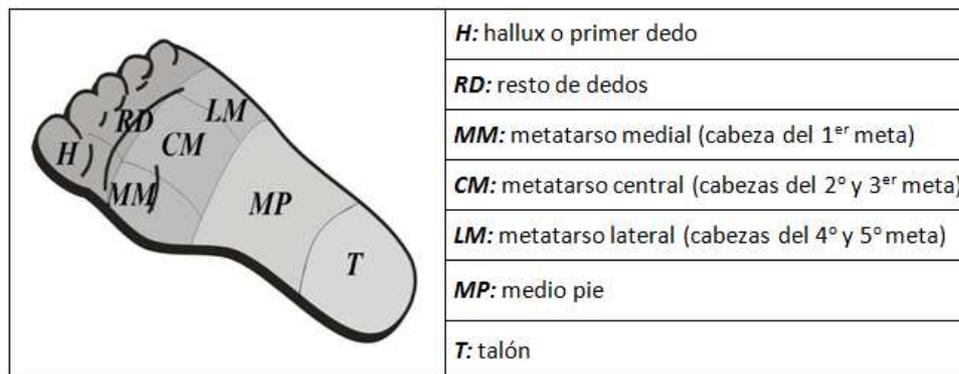


Figura 70.- Distribución de las zonas del pie para estudio de presiones (modificado de Hessert, y cols. 2005).

La plantilla instrumentada se colocó en el pie izquierdo debido a (figura 71):

a) La dificultad de instrumentar el pie derecho, dada la coincidencia del amplificador del equipo de presiones con el acelerómetro colocado en dicha pierna. De esta forma la posibilidad de instrumentar también la pierna derecha con un sistema de presurometría podría generar interferencias instrumentales entre dichos sistemas al coincidir el acelerómetro situado sobre la tibia con el amplificador del equipo de presiones.

b) La utilización de dos plantillas para el análisis bipodal reduce la posibilidad de utilizar frecuencias de muestreo mayores. En este sentido la instrumentación monopodal permitió aumentar dicha frecuencia, utilizando una frecuencia de 500 Hz con un tiempo de medición total de 10 segundos.



Figura 71.- Inserción de la plantilla en el amplificador de señal.

Así, tras la finalización de los test se obtuvieron 1000 ficheros informáticos con formato \*.bft correspondientes a las 5 repeticiones realizadas, en las 4 condiciones.

La variable representativa de las presiones máximas del pie fue MZ (media de los valores máximos por zona), expresadas en kilopascales (Kpa), descartándose la máxima ya que no se obtiene la presión máxima de una zona en una única cerámica, sino de la media de las cerámicas de la misma zona.

Realizados los test, se procedió a la extracción de los parámetros de cada uno de los 1000 ficheros de datos (\*.bft) generados durante los test. La extracción de cada parámetro se

realizó desde el propio programa Biofoot/IBV 2001, seleccionando un único paso en cada repetición. Previamente se realizó el correspondiente ajuste de cero de la señal, lo cual permite eliminar posibles derivas o desplazamientos temporales en las señales de presión.

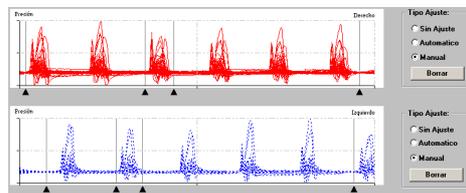


Figura 72.- Ventana del software empleado para realizar el ajuste de cero del sistema.

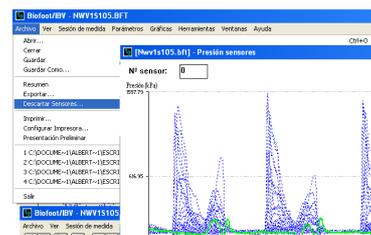


Figura 73.- Registro de presión en cada uno de los sensores.

Finalmente y una vez habiendo comprobado todos los registros, se seleccionó uno de los pasos centrales de cada registro y se exportaron a un fichero .txt desde la aplicación informática.

### 2.2.3. Tratamiento de datos.

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 15.0 (*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). Así mismo se comprobó la normalidad de la muestra mediante la prueba de Shapiro-Wilk (recomendada para muestras iguales o inferiores a 50 sujetos) y la hipótesis nulas de homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene. Se estableció el nivel de significación cuando  $p < 0.05$ .
3. *La prueba T-Student.* Permitted comprobar la igualdad de varianzas entre condiciones: grado de experiencia y sexo en los niveles de presión alcanzado.
4. *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) y la velocidad ( $V^1$  y  $V^2$ )

### 2.3. ESTUDIO DE DINAMOMETRÍA.

A continuación se describe tanto el instrumental empleado como la metodología utilizada durante el estudio dinamométrico.

#### 2.3.1. Instrumental de medida.

El instrumental empleado en los estudios de dinamometría consistió en una plataforma dinamométrica Dinascan/IBV, el cual es un sistema de medida diseñado para registrar, analizar y cuantificar las fuerzas de acción-reacción. En la figura 74 se presenta el esquema de funcionamiento de la plataforma.

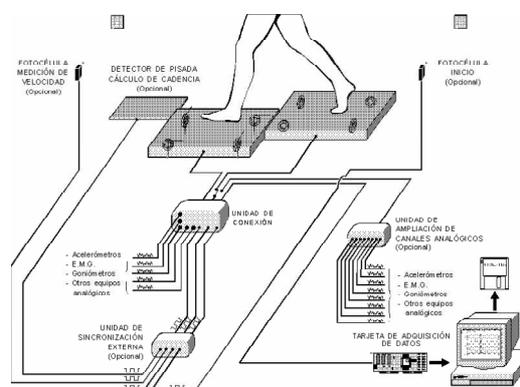


Figura 74.- Esquema de funcionamiento plataforma dinamométrica Dinascan/IBV.

#### 2.3.2. Diseño de experiencias.

El estudio se realizó sobre una sola plataforma, analizando únicamente el pie derecho del sujeto por los siguientes motivos:

- a) El sujeto estaba instrumentado con el sistema de presiones plantares en la pierna izquierda y el sistema de acelerometría en la pierna derecha, de manera que se decidió analizar la misma pierna que fue analizada mediante acelerómetros para contrastar y correlacionar los datos obtenidos.
- b) Según se ha presentado en el apartado anterior, no existen diferencias significativamente estadísticas entre la valoración de una pierna frente a la otra en sujetos que no padecen ningún tipo de patología que afecte al miembro inferior (VanZant, McPoil y Cornwall, 2001; Lee y Lin, 2007; Lin, Liu, Hsieh y Lee, 2009).

Se realizaron cinco registros por cada condición. La duración de los registros fue de cinco segundos, los cuales fueron suficientes para la adquisición de una pisada por repetición. La frecuencia de adquisición durante los registros fue de 500 Hz, suficiente para pruebas de marcha en las que no se producen cambios importantes (Light y cols., 1980).

Al igual que en el estudio de presurometría, se obtuvieron 1000 ficheros informáticos con formato \*.din (figura 75) correspondientes a las cinco repeticiones de las cuatro condiciones.

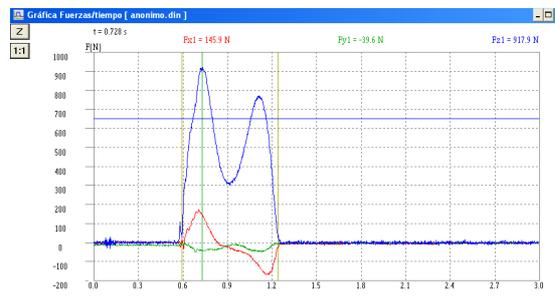


Figura 75.- Ejemplo de la gráfica registrada durante los test dinamométricos.

- **Parámetros analizados en el estudio de fuerzas.**

Para la extracción de los parámetros de interés se diseñó un programa mediante la aplicación Matlab V 7.4.0. (MathWorks®). Todos los parámetros de fuerzas e impulso fueron normalizados (figura 76), siendo éstos los siguientes:

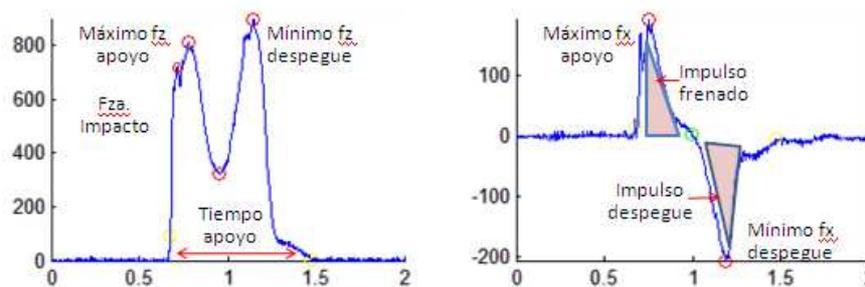


Figura 76.- Gráfica ejemplo donde se pueden apreciar los parámetros calculados.

- **Fuerza de Impacto vertical (Fz) (N/kg):** la máxima fuerza de impacto vertical, expresada en N/kg, al contactar con la plataforma.
- **Máxima fuerza de apoyo vertical (Fz) (N/kg):** la máxima fuerza vertical, expresada en N/kg, que ejerce el sujeto en el instante de apoyo sobre la plataforma hasta el instante de oscilación máximo de la pisada.
- **Máxima fuerza de despegue vertical (Fz) (N/kg):** la máxima fuerza vertical, expresada en N/kg, que ejerce el sujeto en el instante de despegue de la plataforma desde el instante de oscilación máximo hasta el final de la pisada.
- **Máxima fuerza de apoyo horizontal (Fx) (N/kg):** la máxima fuerza horizontal, expresada en N/kg, que ejerce el sujeto en el instante de apoyo sobre la plataforma hasta el instante de oscilación máximo de la pisada.
- **Máxima fuerza de despegue horizontal (Fx) (N/kg):** la máxima fuerza horizontal, expresada en N/kg, que ejerce el sujeto en el instante de despegue de la plataforma, desde el instante de oscilación máximo hasta el final de la pisada.

- **Impulso mecánico de apoyo (N·s/kg):** área encerrada bajo la curva de fuerza horizontal durante el instante de apoyo.
- **Impulso mecánico de despegue (N·s/kg):** área encerrada bajo la curva de fuerza horizontal durante el instante de despegue.
- **Tiempo empleado en el apoyo (s):** tiempo transcurrido entre el apoyo inicial del talón y el instante de máxima oscilación.
- **Tiempo empleado en el despegue (s):** tiempo transcurrido entre la máxima oscilación y el despegue del pie del suelo.
- **Tiempo total de apoyo (s):** tiempo transcurrido desde el apoyo inicial y el despegue final del pie del suelo.

### 2.3.3. Tratamiento de datos.

De igual manera que se realizó con los estudios de presurometría, se procedió a la exportación de los registros obtenidos. Para ello se utilizó la aplicación informática Dinascan/IBV 8.2, la cual permite la exportación de los registros realizados en formato de texto con la extensión “.txt” para su posterior análisis con la aplicación Matlab [versión 7.4.0.287 (R 2007<sup>a</sup>)].

Una vez obtenido los parámetros de interés se ordenaron en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2007, los cuales posteriormente se exportaron al paquete estadístico SPSS 15.0 (Statistical Package for the Social Science) para su análisis.

El análisis estadístico consistió en:

1. *Exploración primaria de datos.* Para comprobar que todos los datos adquiridos eran correctos y al mismo tiempo detectar todos aquellos valores que resultaran anómalos debidos a posibles fallos en las fuerzas 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). Así mismo se comprobó la normalidad de la muestra mediante la prueba de Shapiro-Wilk y la hipótesis nulas de homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene. Se estableció el nivel de significación cuando  $p < 0,05$ .
3. *Prueba T-Student.* Para comprobar la igualdad de varianzas entre condiciones, del mismo modo comprobar cómo afecta el grado de experiencia y el sexo en los niveles de fuerza de reacción del suelo registrados.
4. *Análisis de la Varianza con Medidas Repetida.* Finalmente, se realizó un análisis de la varianza de medidas repetidas con el objetivo de contrastar la hipótesis respecto a la diferencia entre medias de las variables analizadas.

## 2.4. ESTUDIO DE ACELEROMETRIA.

A continuación se describe tanto el instrumental empleado como la metodología utilizada durante el estudio de acelerometría.

### 2.4.1. Instrumental de medida.

Para los estudios de acelerometría se emplearon un par de acelerómetros uniaxiales modelo SMAA02-1 (Sportmetrics®) (Lisón-Párraga y cols., 2012).



Figura 77.- Acelerómetro empleado en los estudios de acelerometría.

Para el estudio se utilizaron acelerómetros piezorresistivos con un rango de aceleración útil en biomecánica (0 a 100 m/s<sup>2</sup>) y permitiendo la medida de bajas frecuencias, desde 0 hasta 100 Hz.

Se adaptaron unos prolongadores de cable para que el sujeto pudiera recorrer los 12 metros de pasillo de marcha sin problemas.



Figura 78.- De izquierda a derecha, amplificador de la señal de acelerometría, conexión de la señal de acelerometría a las entradas analógicas y conexión acelerómetros-prolongadores.

Los acelerómetros empleados en el estudio fueron los mismos tanto para expertos, como para principiantes, de manera que la sincronización del instrumental fue similar en ambos casos.

### 2.4.2. Diseño de experiencias.

A continuación se describe la metodología empleada para la instrumentación de los sujetos, seguido de la metodología de adquisición de las señales.

- **Instrumentación del sistema de acelerometría.**

Los acelerómetros se fijaron en los puntos anatómicos: (acelerómetro 1) en la tuberosidad tibial y (acelerómetro 2) sobre el hueso frontal del cráneo, lo más vertical posible (Voloshin, 1992). Para la correcta fijación de los acelerómetros se empleó cinta adhesiva de doble cara y una tira de esparadrapo sobre dicho acelerómetro para evitar de esta manera los desplazamientos del acelerómetro.



Figura 79.- Proceso de instrumentación en los estudios de acelerometría.

El tiempo de medición fue de 5 segundos, lo cual resultó suficiente para la adquisición de un paso completo. La frecuencia de muestreo para ambos acelerómetros fue de 500 Hz. Se realizaron cinco registros por cada condición. Los registros de acelerometría se guardaron como señales analógicas junto con los datos de dinamometría.

- **Parámetros analizados en el estudio de acelerometría.**

Los parámetros (figura 80) que se analizaron en el estudio de acelerometría fueron los siguientes:

- **Máxima aceleración en tibia (g)**
- **Máxima aceleración en cabeza (g)**
- **Transmisión del Impacto (s) (Tiempo entre la máxima aceleración en tibia y en cabeza)**

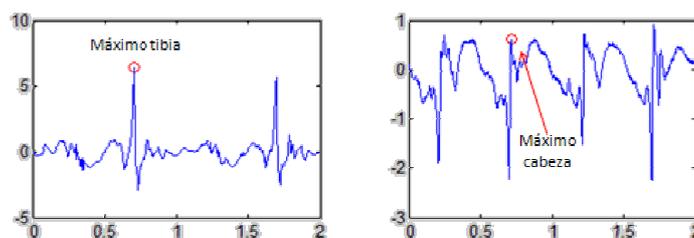


Figura 80.- Parámetros analizados en el estudio de acelerometría.

### **2.4.3. Tratamiento estadístico.**

Una vez obtenido los parámetros de interés para cada uno de los estudios se ordenaron en una hoja de cálculo Microsoft® Excel 2007, los cuales posteriormente se exportaron al paquete estadístico SPSS 15.0 (Statistical Package for the Social Science) para su análisis.

Al igual que en los estudios anteriores el análisis estadístico consistió en:

1. *Una exploración primaria de datos.*
2. *Estadística descriptiva, normalidad de la muestra mediante la prueba Shapiro-Wilk y homogeneidad de varianzas mediante la prueba de Levene.*
3. *Prueba T-Student para la comprobación de la igualdad de varianzas entre condiciones.*
4. *Análisis de la Varianza con Medidas Repetida para analizar los efectos de la velocidad y de la condición de estudio.*

## **2.5. CARACTERÍSTICAS DEL PROGRAMA EMPLEADO PARA LA EXTRACCIÓN DE PARÁMETROS.**

El programa de cálculo de parámetros fue creado con la aplicación Matlab V7.4.0.

Una vez extraídos todos los datos de los estudios realizados y exportados a ficheros con extensión de texto (.txt), se procedió a organizar cada uno de los ficheros de forma que la organización de los datos en columnas quedara de la siguiente manera:

- La primera columna representaba el tiempo
- La segunda columna representaba las fuerzas de reacción del suelo del eje vertical (z)
- La tercera columna representaba las fuerzas de reacción del suelo del eje horizontal (x)
- La cuarta columna representaba la señal de aceleración vertical registrada en la tibia.
- Finalmente, la quinta columna representaba la señal de aceleración registrada en la cabeza.

El programa se configuró para detectar los parámetros descritos anteriormente, de forma que una vez ordenados los ficheros de texto, se importaron al programa desarrollado, el cual detectó uno a uno automáticamente los parámetros de interés. Una vez extraídos todos los parámetros, se volcaron en una hoja de cálculo Excel donde se ordenaron para ser analizados con el paquete estadístico SPSS 15.0.





# ***Resultados y Desarrollo Argumental***



### 3. RESULTADOS Y DESARROLLO ARGUMENTAL

A continuación se presentan los resultados obtenidos en cada uno de los estudios realizados:

- Análisis de las velocidades de estudio.
- Análisis de las presiones plantares.
- Análisis de las fuerzas de reacción del suelo.
- Análisis de los impactos.
- Análisis de correlaciones entre estudios.

#### 3.1. VELOCIDADES DEL ESTUDIO.

Las velocidades empleadas en los estudios fueron registradas según el procedimiento descrito en el apartado de metodología correspondiente. En este sentido, las velocidades medias (m/s) obtenidas fueron:

Tabla 9.- Velocidad media (SD) en m/s durante la marcha y la marcha nórdica. Descripción de las velocidades del estudio según experiencia y condición.

		<b>HOMBRES</b>		<b>MUJERES</b>	
		<b>Expertos</b>	<b>Principiantes</b>	<b>Expertos</b>	<b>Principiantes</b>
		Media (SD)	Media (SD)	Media (SD)	Media (SD)
<b>MARCHA</b>	$V^1$ (m/s)	1.62 (0.15)	1.61 (0.14)	1.82 (0.18)	1.50 (0.09)
	$V^2$ (m/s)	1.94 (0.17)	1.92 (0.13)	2.14 (0.21)	1.79 (0.16)
<b>MARCHA NÓRDICA</b>	$V^1$ (m/s)	1.85 (0.18)	1.78 (0.17)	2.00 (0.08)	1.60 (0.11)
	$V^2$ (m/s)	2.17 (0.22)	2.06 (0.12)	2.28 (0.09)	1.88 (0.13)

$V^1$ = velocidad libremente elegida,  $V^2$ = velocidad 20% más alta que  $V^1$

Tal y como se observa, los expertos caminaron más rápido durante la condición de marcha nórdica que los principiantes. Sin embargo, durante la marcha, las velocidades fueron similares.

### 3.2. ESTUDIO DE PRESUROMETRÍA.

#### 3.2.1. Análisis exploratorio.

Con tal de conocer y adecuar los datos obtenidos en el estudio para su posterior tratamiento, se procedió a realizar un análisis exploratorio de los mismos, el cual nos permitió detectar casos atípicos y estudiar con mayor precisión la forma y características de la distribución.

Previamente al tratamiento estadístico se eliminaron todos aquellos valores que pudieran afectar a la media de cada una de las zonas. Para ello se eliminaron todos los valores alejados más de 3 longitudes de caja del percentil 75. Se analizó cada zona del pie propuesta en el estudio representando los valores obtenidos mediante un diagrama de cajas (SPSS), de manera que se eliminaron aquellos registros que cumplieran la condición de caso extremo.

El parámetro analizado en el estudio de presiones fue la **presión máxima media por zona (MZ)**, el cual representa la media de todos los máximos registrados en cada uno de los sensores. Se consideró dicho parámetro como el más robusto y el menos sensible a valores extremos.

Los **resultados** de la prueba de normalidad revelaron que **la muestra cumplía dicha propiedad** tal y como se puede apreciar en la tabla siguiente.

Tabla 10.- Resultados obtenidos en la prueba de normalidad Shapiro-Wilk para los parámetros analizados en los estudios de presurometría.

ZONAS	Velocidad	PRINCIPIANTES		EXPERTOS	
		MARCHA	MARCHA NÓRDICA	MARCHA	MARCHA NÓRDICA
		<i>Nivel de Significación (sig.)</i>			
T	V <sup>1</sup>	0.147	0.522	0.721	0.203
	V <sup>2</sup>	0.605	0.713	0.762	0.750
MP	V <sup>1</sup>	0.192	0.061	0.650	0.728
	V <sup>2</sup>	0.090	0.062	0.395	0.324
LM	V <sup>1</sup>	0.068	0.073	0.103	0.597
	V <sup>2</sup>	0.101	0.083	0.106	0.618
CM	V <sup>1</sup>	0.765	0.184	0.123	0.067
	V <sup>2</sup>	0.601	0.126	0.450	0.552
MM	V <sup>1</sup>	0.063	0.051	0.493	0.119
	V <sup>2</sup>	0.070	0.281	0.553	0.182
RD	V <sup>1</sup>	0.153	0.898	0.114	0.115
	V <sup>2</sup>	0.538	0.968	0.134	0.118
H	V <sup>1</sup>	0.103	0.188	0.162	0.643
	V <sup>2</sup>	0.579	0.223	0.603	0.151

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

Del mismo modo se realizó una prueba de homogeneidad de varianzas mediante la **prueba de Levene**. Los resultados revelaron que la muestra **cumplía la condición de homogeneidad** de varianzas.

### 3.2.2. Análisis descriptivo.

Se presentan las medias y las desviaciones estándar (SD) para cada una de las zonas del pie.

Tabla 11.- Estadísticos descriptivos de los principiantes.

PRINCIPIANTES	MARCHA				MARCHA NÓRDICA			
	$V^1$		$V^2$		$V^1$		$V^2$	
ZONAS	Media(kPa)	SD	Media (kPa)	SD	Media (kPa)	SD	Media (kPa)	SD
T	467.248	157.24	570.260	181.31	487.714	168.02	571.998	197.81
MP	56.724	27.74	52.209	24.95	51.082	25.24	51.260	26.95
LM	133.685	87.59	95.480	65.60	107.803	69.36	87.923	57.49
CM	192.639	77.79	151.867	78.64	131.994	69.35	118.524	72.79
MM	143.880	99.10	170.956	107.07	140.900	81.82	169.142	104.64
RD	116.018	63.79	114.401	64.46	104.033	60.12	102.124	57.83
H	238.079	136.79	268.953	139.74	235.707	129.48	259.807	133.26

$V^1$ = velocidad libremente elegida,  $V^2$ = velocidad 20% más alta que  $V^1$   
kPa = kilopascales (unidad de presión)

En la siguiente tabla se muestran los parámetros descriptivos del grupo de expertos.

Tabla 12.- Estadísticos descriptivos de los expertos.

EXPERTOS	MARCHA				MARCHA NÓRDICA			
	$V^1$		$V^2$		$V^1$		$V^2$	
ZONAS	Media(kPa)	SD	Media (kPa)	SD	Media (kPa)	SD	Media (kPa)	SD
T	529.204	166.55	653.391	233.59	630.153	211.37	754.517	255.35
MP	54.763	23.58	54.874	19.70	59.509	21.09	57.542	30.96
LM	73.231	28.34	52.478	19.34	67.152	11.59	55.416	19.55
CM	132.014	48.97	92.139	42.00	76.731	23.18	47.848	20.74
MM	106.462	83.39	107.128	82.68	80.694	47.57	85.414	55.78
RD	114.848	96.57	122.751	115.40	104.100	107.05	134.588	127.83
H	377.978	292.37	347.193	227.46	473.466	309.04	487.662	261.94

$V^1$ = velocidad libremente elegida,  $V^2$ = velocidad 20% más alta que  $V^1$   
kPa = kilopascales (unidad de presión)

### 3.2.3. Prueba t-Student.

Se realizó una prueba t-Student con el objetivo de analizar los efectos del Sexo y la Experiencia de los sujetos de estudio sobre las variables registradas. Los resultados obtenidos en la prueba demuestran que **existen diferencias estadísticamente significativas** ( $p < 0.05$ ) **debidas a la experiencia** de los sujetos en la mayoría de zonas del pie, **principalmente durante la marcha nórdica**.

En cuanto a las diferencias debidas al sexo de los participantes **no se hallaron diferencias estadísticamente significativas entre sujetos de distinto sexo**.

En la siguiente tabla se muestran los resultados obtenidos tras el análisis realizado.

**Tabla 13.- Resultados de la prueba t-Student del estudio de presurometría. Análisis del efecto de la experiencia.**

ZONAS	MARCHA		MARCHA NÓRDICA	
	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>
T	0.28	0.23	0.03**	0.02**
MP	0.84	0.76	0.36	0.55
LM	0.04**	0.06	0.00*	0.01*
CM	0.02**	0.02**	0.00*	0.01*
MM	0.31	0.09	0.12	0.00*
RD	0.07	0.11	0.08	0.72
H	0.58	0.90	0.03**	0.00*

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

\* 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.

Tras el estudio se observa que durante la **condición de marcha** se detectaron diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) en la zonas **LM** y **CM** para la condición de velocidad V<sup>1</sup>, siendo mayores los valores registrados por el grupo de principiantes en ambas zonas del pie frente a los valores obtenidos por el grupo de expertos, concretamente la reducción fue de un **45.22%** y de un **31.47%** respectivamente. Durante la velocidad de ensayo V<sup>2</sup> se observaron diferencias significativas en la zona **CM**, siendo mayores los valores registrados por el grupo de principiantes frente a los registrados por los expertos, concretamente un **39.33%** mayor (figura 81).

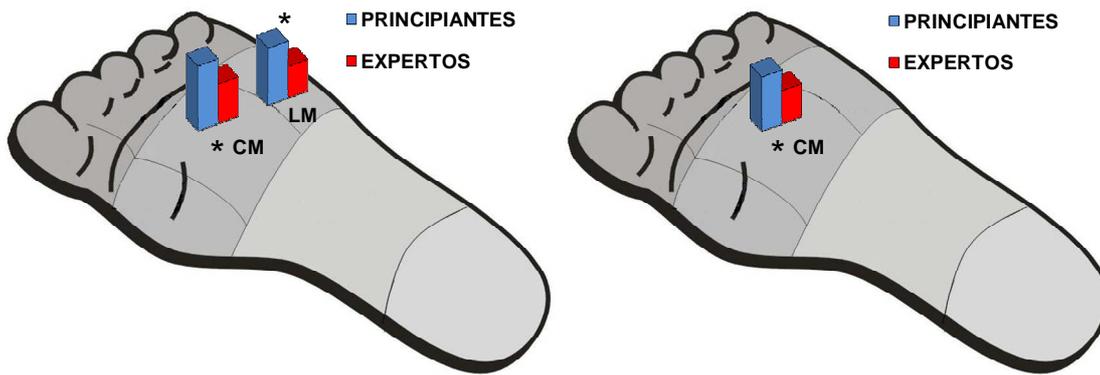


Figura 81.- Presiones significativamente diferentes ( $p < 0.005$ ) durante la condición de marcha a velocidad  $V^1$  (izquierda) y  $V^2$  (derecha).

Del mismo modo, durante la condición de **marcha nórdica** se observaron diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) en las zonas **T**, **LM**, **CM** y **H** tanto para la condición de velocidad  $V^1$  como para la condición de velocidad  $V^2$ , con la salvedad que durante la segunda condición también se obtuvieron diferencias en la zona **MM** debidas a la experiencia de los participantes.

De esta forma, durante la condición de velocidad  $V^1$  el grupo de **principiantes** registró **mayores** valores que el grupo de expertos en las zonas **LM** y **CM**, concretamente un **37.71%** y un **41.87%** respectivamente; y **menores** valores que los **expertos** en las zonas **T** y **H**, siendo dicha diferencia del **22.60%** y del **50.22%** respectivamente.

Durante la condición de velocidad  $V^2$  se observó el mismo comportamiento que durante la velocidad  $V^1$ , concretamente los **principiantes** registraron mayores valores en las variables **LM**, **CM** y **MM** (**36.97%**, **59.63%** y **49.50%** respectivamente) que los expertos; y menores valores en las variables **T** y **H** (**24.19%** y **46.72%** respectivamente) (figura 82).

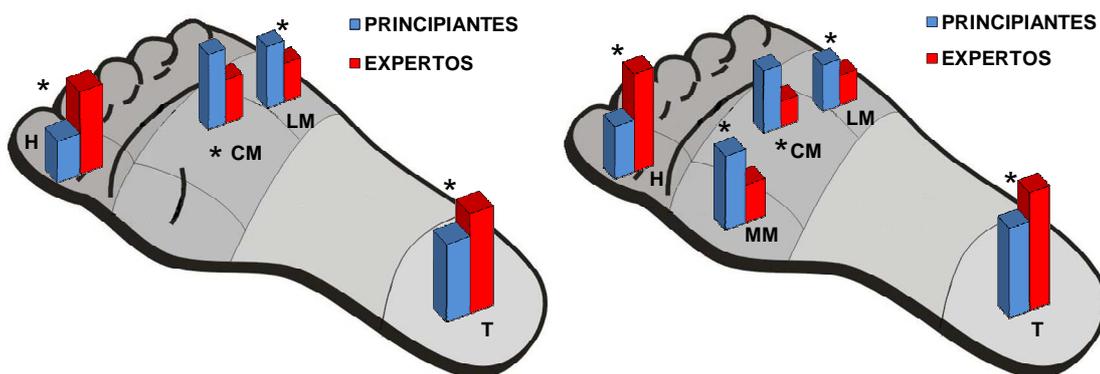


Figura 82.- Presiones significativamente diferentes ( $p < 0.005$ ) durante la condición de marcha nórdica a velocidad  $V^1$  (izquierda) y  $V^2$  (derecha).

3.2.4. Resultados ANOVAMR (presiones plantares).

En la tabla 13 se muestran los resultados obtenidos en el análisis de la varianza para medidas repetidas (ANOVAMR). En dicho estudio se analizó la influencia del factor velocidad de ensayo ( $V^1$  vs.  $V^2$ ) y el factor de condición (marcha vs. marcha nórdica) sobre los valores medios de los parámetros analizados, de tal manera que mediante dicho análisis se elimina la variabilidad que introducen los sujetos.

Tabla 14.- Resultados ANOVAMR estudios de presurometría.

ZONAS	PRINCIPIANTES		EXPERTOS	
	Velocidad	Condición	Velocidad	Condición
T	0.00*	0.80	0.00*	0.09
MP	0.61	0.45	0.75	0.94
LM	0.00*	0.02 <sup>##</sup>	0.02 <sup>**</sup>	0.00 <sup>#</sup>
CM	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.00*	0.00 <sup>#</sup>
MM	0.00*	0.87	0.23	0.24
RD	0.28	0.08	0.02 <sup>**</sup>	0.55
H	0.03 <sup>**</sup>	0.17	0.74	0.08

\* Diferencias significativas ( $p < 0.01$ ) entre  $V^1$  y  $V^2$ .

\*\* Diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre  $V^1$  y  $V^2$ .

# Diferencias significativas ( $p < 0.01$ ) entre la condición de marcha y marcha nórdica.

## Diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre la condición de marcha y marcha nórdica.

Como era de esperar, se encontraron **diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) debidas a la velocidad** en las zonas T, LM y CM tanto para expertos como para principiantes. Del mismo modo se hallaron diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) en la zona MM debidas a la velocidad en los principiantes y en la zona RD en los expertos.

En la siguiente figura se aprecia como en las zonas de T y MM los valores de presión son más elevados en la condición de velocidad  $V^2$ , mientras que las presiones alcanzadas en las zonas CM y LM son menores durante la condición de velocidad  $V^2$ .

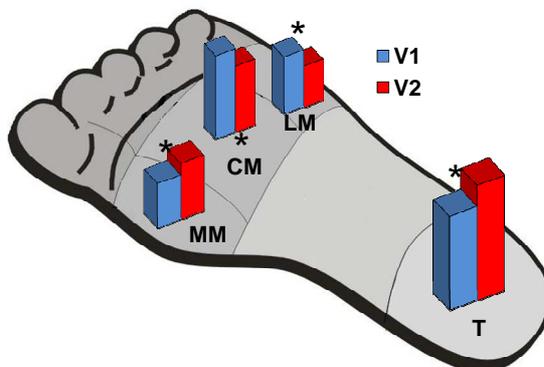


Figura 83.- Diferencias debidas a la velocidad en la muestra de principiantes.

La figura 84 muestra las zonas en las cuales se han encontrado diferencias estadísticamente significativa ( $p < 0.05$ ) debidas a la velocidad en el grupo de expertos. A diferencia del grupo de principiantes, los cuales muestran un incremento significativo en la zona MM, el grupo de expertos la experimentan en la zona **RD**, siendo mayores los valores de presión durante la condición de velocidad  $V^2$ , al igual que sucede con las presiones registradas en la zona del talón (T).

Las presiones registradas en las zonas **CM** y **LM** son **menores durante la condición de velocidad  $V^2$** , indicando para ambos casos una reducción de las presiones debidas al incremento de la velocidad de ejecución de los test.

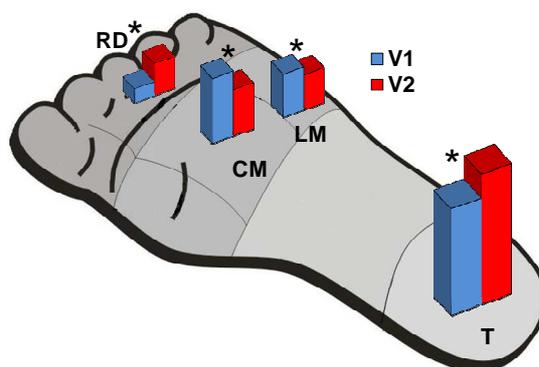


Figura 84.- Diferencias debidas a la velocidad en expertos.

En cuanto a las diferencias asociadas a la **condición de estudio** (MN vs. M), los resultados mostraron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.05$ ) en las zonas de los metatarsianos laterales (**LM**) y los metatarsianos centrales (**CM**) para ambos grupos. De manera que existen diferencias debidas al tipo de locomoción empleada, siendo menores las presiones durante la práctica de marcha nórdica para ambas zonas. Analizando los datos registrados para la población principiante se observa que durante la práctica de marcha nórdica se reducen las presiones en la zona **LM** en un **19.36%** y un **33.34%** en las condiciones de velocidad  $V^1$  y  $V^2$  respectivamente en comparación con la marcha. Mientras que en la zona **CM** se observa una reducción del **31.48%** durante la velocidad de ensayo  $V^1$  y del **21.96%** durante la velocidad  $V^2$ .

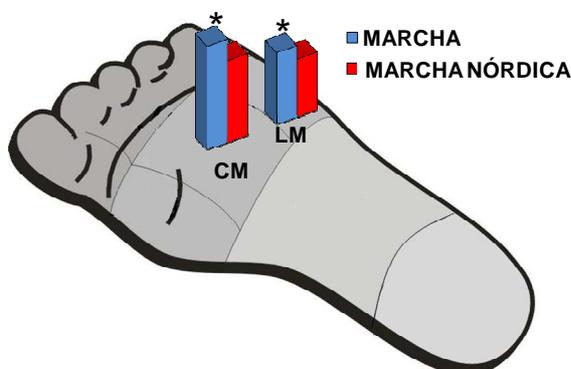


Figura 85.- Diferencias significativas en los principiantes entre condiciones (MN vs M).

En la población experta también se registró una reducción de la presión plantar estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) en similares zonas que los principiantes. Dicha figura muestra niveles de presión menores durante la práctica de marcha nórdica, al igual que sucedía con los principiantes, mostrando con estos resultados una tendencia a la reducción de presión en dichas zonas asociadas al tipo de marcha empleada.

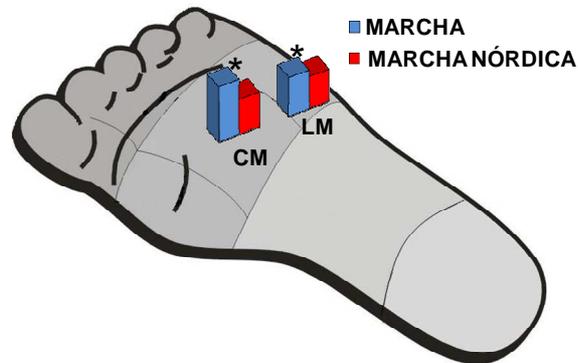


Figura 86.- Diferencias significativas en los expertos entre condiciones (MN vs M).

### 3.3. ESTUDIO DE DINAMOMETRÍA.

En dicho estudio se analizaron parámetros tanto cinéticos (fuerzas de reacción del suelo) como cinemáticos (tiempos y fases de apoyo).

#### 3.3.1. Análisis exploratorio.

La siguiente tabla muestra los valores de normalidad obtenidos, para cada parámetro analizado, segmentados según la condición (marcha y marcha nórdica), la velocidad ( $V^1$  y  $V^2$ ), y la experiencia de los participantes en el estudio (principiantes y expertos).

**Tabla 15.- Resultados obtenidos en la prueba de normalidad Shapiro-Wilk para los parámetros analizados.**

	GRUPO PRINCIPIANTES				GRUPO EXPERTOS			
	MARCHA		MARCHA NÓRDICA		MARCHA		MARCHA NÓRDICA	
	$V^1$	$V^2$	$V^1$	$V^2$	$V^1$	$V^2$	$V^1$	$V^2$
Fza z impacto (N/kg)	0.58	0.81	0.74	0.79	0.86	0.83	0.52	0.37
Fza z apoyo (N/kg)	0.85	0.16	0.10	0.39	0.15	0.05	0.31	0.60
Fza z despegue (N/kg)	0.69	0.36	0.56	0.51	0.20	0.35	0.41	0.42
Fza x apoyo (N/kg)	0.79	0.47	0.29	0.77	0.72	0.37	0.42	0.76
Fza x despegue (N/kg)	0.68	0.08	0.13	0.18	0.09	0.15	0.50	0.83
Impulso frenado (N·s/kg)	0.15	0.24	0.19	0.06	0.13	0.65	0.79	0.41
Impulso despegue (N·s/kg)	0.44	0.39	0.83	0.16	0.33	0.61	0.69	0.74
Tiempo apoyo (s)	0.11	0.27	0.46	0.06	0.44	0.93	0.11	0.94
Tiempo despegue (s)	0.11	0.05	0.14	0.09	0.33	0.50	0.64	0.25
Tiempo total apoyo (s)	0.08	0.40	0.06	0.18	0.86	0.98	0.58	0.89
% Apoyo (%)	0.12	0.31	0.63	1.00	0.74	0.81	0.27	0.93
% Despegue (%)	0.12	0.31	0.63	1.00	0.74	0.81	0.27	0.93

$V^1$ = velocidad libremente elegida,  $V^2$ = velocidad 20% más alta que  $V^1$

La muestra cumplió la condición de normalidad. Así como, los resultados obtenidos en la prueba de Levene confirmaron la homogeneidad de varianzas de la muestra.

### 3.3.2. Análisis descriptivo.

Tras el análisis exploratorio inicial se extrajeron los valores descriptivos *media* y *desviación típica* (SD) para cada uno de los parámetros analizados (normalizados por el peso).

Tabla 16.- Estadísticos descriptivos del grupo de principiantes.

GRUPO PRINCIPIANTES	MARCHA				MARCHA NÓRDICA			
	V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>		V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD
Fza z impacto (N/kg)	0.981	0.17	1.097	0.17	1.146	0.17	1.287	0.17
Fza z apoyo (N/kg)	1.241	0.11	1.379	0.12	1.373	0.16	1.497	0.18
Fza z despegue (N/kg)	1.201	0.08	1.222	0.08	1.179	0.12	1.178	0.12
Fza x apoyo (N/kg)	0.238	0.05	0.289	0.05	0.288	0.05	0.339	0.06
Fza x despegue (N/kg)	0.256	0.03	0.291	0.04	0.284	0.05	0.296	0.04
Impulso frenado (N·s/kg)	23.895	5.69	24.684	5.20	27.962	6.08	27.892	6.72
Impulso despegue (N·s/kg)	23.794	4.92	24.032	4.82	29.284	7.45	27.731	7.08
Tiempo apoyo (s)	0.332	0.03	0.283	0.04	0.310	0.04	0.269	0.04
Tiempo despegue (s)	0.314	0.03	0.298	0.04	0.398	0.07	0.365	0.06
Tiempo total apoyo (s)	0.646	0.04	0.581	0.05	0.704	0.08	0.630	0.08
% Apoyo (%)	51.396	4.20	48.612	5.08	44.298	6.80	42.968	6.96
% Despegue (%)	48.604	4.20	51.388	5.08	56.464	5.05	57.791	5.28

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

Tabla 17.- Estadísticos descriptivos del grupo de expertos.

GRUPO EXPERTOS	MARCHA				MARCHA NÓRDICA			
	V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>		V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD
Fza z impacto (N/kg)	1.115	0.13	1.430	0.20	1.411	0.17	1.547	0.14
Fza z apoyo (N/kg)	1.449	0.13	1.618	0.14	1.621	0.13	1.714	0.11
Fza z despegue (N/kg)	1.317	0.12	1.291	0.14	1.246	0.14	1.150	0.18
Fza x apoyo (N/kg)	0.313	0.05	0.388	0.05	0.422	0.05	0.485	0.09
Fza x despegue (N/kg)	0.326	0.04	0.337	0.05	0.351	0.05	0.339	0.07
Impulso frenado (N·s/kg)	30.519	4.30	31.555	5.97	38.874	4.10	37.419	8.17
Impulso despegue (N·s/kg)	30.993	4.66	30.229	5.26	32.662	4.82	28.980	6.80
Tiempo apoyo (s)	0.322	0.03	0.258	0.06	0.298	0.04	0.245	0.04
Tiempo despegue (s)	0.309	0.02	0.294	0.02	0.311	0.03	0.301	0.03
Tiempo total apoyo (s)	0.618	0.05	0.559	0.06	0.609	0.05	0.546	0.05
% Apoyo (%)	49.750	5.77	45.747	6.39	48.811	5.05	44.672	5.36
% Despegue (%)	50.250	5.77	54.253	6.39	51.189	5.05	55.328	5.36

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

### 3.3.3. Prueba t-Student.

Los efectos de la influencia del Sexo y la Experiencia sobre los parámetros analizados fueron contrastados mediante una prueba t-Student para muestras independientes, de esta manera se fijó tanto el Sexo como la Experiencia como variables de agrupación, y los parámetros extraídos del estudio dinamométrico como variables a contrastar.

Tal y como se puede apreciar en la siguiente tabla, **no** existen diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) asociadas al **sexo** de los participantes para ninguna de las condiciones del estudio.

**Tabla 18.- Resultados T-Student del estudio dinamométrico. Efectos del sexo sobre los parámetros de análisis.**

	MARCHA				MARCHA NÓRDICA			
	V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>		V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>	
	PRINCIPIANTE	EXPERTO	PRINCIPIANTE	EXPERTO	PRINCIPIANTE	EXPERTO	PRINCIPIANTE	EXPERTO
Fza z impacto (N/kg)	0.15	0.54	0.24	0.68	0.43	0.28	0.71	0.42
Fza z apoyo (N/kg)	0.13	0.94	0.20	0.72	0.06	0.59	0.54	0.73
Fza z despegue (N/kg)	0.26	0.16	0.13	0.53	0.72	0.44	0.45	0.81
Fza x apoyo (N/kg)	0.41	0.44	0.28	0.24	0.35	0.17	0.16	0.77
Fza x despegue (N/kg)	0.64	0.22	0.76	0.32	0.67	0.59	0.32	0.98
Impulso frenado (N·s/kg)	0.43	0.72	0.58	0.50	0.59	0.80	0.06	0.34
Impulso despegue (N·s/kg)	0.79	0.21	0.58	0.42	0.76	0.76	0.69	0.78
Tiempo apoyo (s)	0.07	0.32	0.07	0.17	0.40	0.50	0.44	0.22
Tiempo despegue (s)	0.06	0.19	0.05	0.67	0.42	0.10	0.65	0.22
Tiempo total apoyo (s)	0.48	0.49	0.72	0.13	0.66	0.07	0.07	0.07
% Apoyo (%)	0.06	0.67	0.30	0.32	0.98	0.80	0.62	0.59
% Despegue (%)	0.45	0.67	0.08	0.32	0.32	0.80	0.19	0.59

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

Los resultados obtenidos en la prueba t-Student (tabla 19) determinaron **diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0.001$  y  $p < 0,05$ ) asociadas a la experiencia de los sujetos.**

Tabla 19.- Resultados prueba t-Student, efectos de la experiencia de los participantes.

	MARCHA		MARCHA NÓRDICA	
	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>
Fza z impacto (N/kg)	0.03*	0.00*	0.00*	0.00*
Fza z apoyo (N/kg)	0.00*	0.00*	0.00*	0.00*
Fza z despegue (N/kg)	0.00*	0.14	0.13	0.55
Fza x apoyo (N/kg)	0.00*	0.00*	0.00*	0.00*
Fza x despegue (N/kg)	0.00*	0.00*	0.00*	0.01**
Impulso frenado (N·s/kg)	0.00*	0.00*	0.00*	0.00*
Impulso despegue (N·s/kg)	0.00*	0.00*	0.43	0.84
Tiempo apoyo (s)	0.39	0.12	0.41	0.10
Tiempo despegue (s)	0.61	0.64	0.00*	0.00*
Tiempo total apoyo (s)	0.06	0.22	0.00*	0.00*
% Apoyo (%)	0.30	0.13	0.05**	0.46
% Despegue (%)	0.30	0.13	0.00*	0.18

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

\* 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.

Durante la condición de **marcha (V<sup>1</sup>)** el grupo de expertos registró valores significativamente más altos en los parámetros de **Fza Z impacto, Fza Z apoyo, Fza Z despegue, Fza X apoyo, Fza X despegue, Impulso de Frenado e Impulso de Despegue**; incrementando en un **11.99%**, un **14.35%**, un **8.81%**, un **23.96%**, un **21.47%**, un **21.70%** y un **23.23%** los valores registrados por los principiantes respectivamente (figura 87).

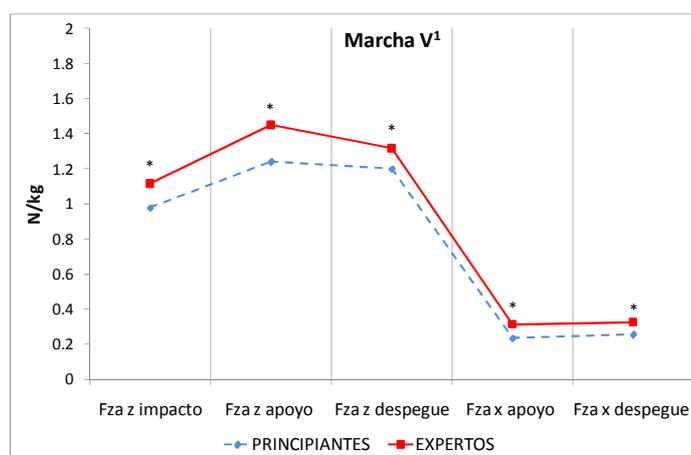


Figura 87.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha (V<sup>1</sup>) (\* $p < 0.05$ ).

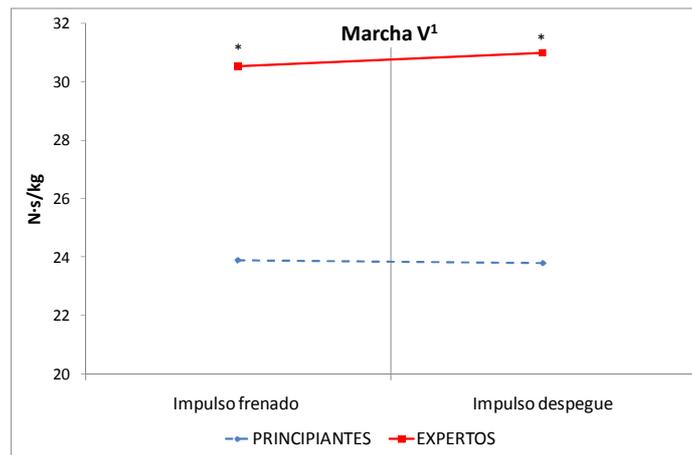


Figura 88.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha (V<sup>1</sup>) (\*p<0.05).

Similares resultados se obtuvieron durante la condición de **marcha (V<sup>2</sup>)**, donde el grupo de expertos alcanzó valores significativamente más altos en los parámetros de **Fza Z impacto, Fza Z apoyo, Fza X apoyo, Fza X despegue, Impulso de Frenado e Impulso de Despegue**; incrementando en este caso un **23.34%**, un **14.77%**, un **25.52%**, un **13.65%**, un **21.77%** y un **20.50%** los valores registrados por el grupo de principiantes respectivamente (figura 89).

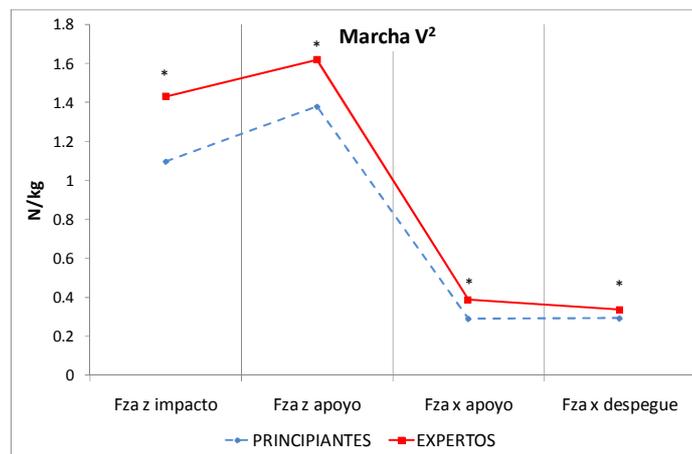


Figura 89.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha (V<sup>2</sup>) (\*p<0.05).

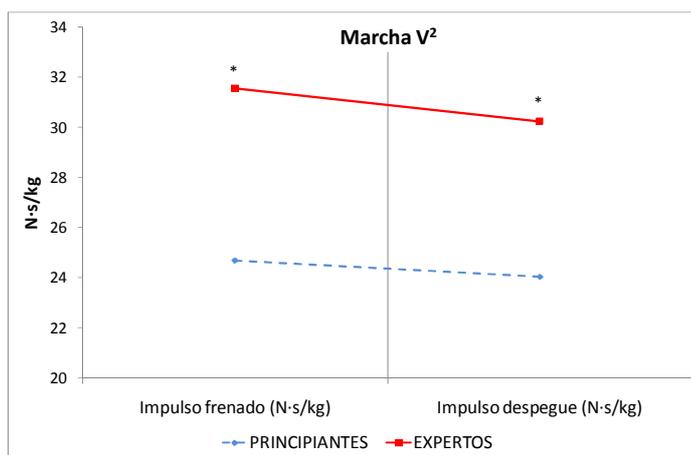


Figura 90.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha (V<sup>2</sup>) (\*p<0.05).

Durante la condición de **Marcha Nórdica (V<sup>1</sup>)**, se detectaron diferencias estadísticamente significativas debidas a la experiencia de los participantes del estudio, mostrando valores significativamente **mayores** el grupo de expertos en los parámetros **Fza Z impacto, Fza Z apoyo, Fza X apoyo, Fza X despegue, Impulso de Frenado y % Apoyo**; incrementando en un **18.77%**, un **15.30%**, un **31.75%**, un **19.09%**, un **28.07%** y un **9.25%** los valores de la población principiante respectivamente. Así como también se obtuvieron valores significativamente **menores** en los parámetros **Tiempo Despegue, Tiempo Total Apoyo y % Despegue**; reduciendo en este caso un **27.97%**, un **15.60%** y un **10.30%** respectivamente en comparación con la población principiante (figura 91).

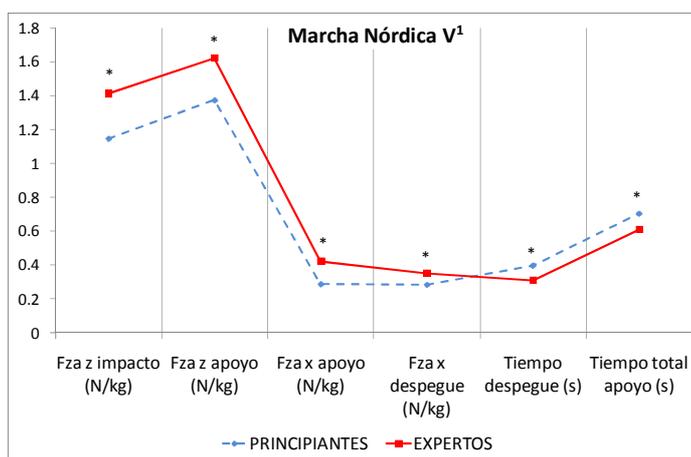


Figura 91.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica (V<sup>1</sup>) (\*p<0.05).

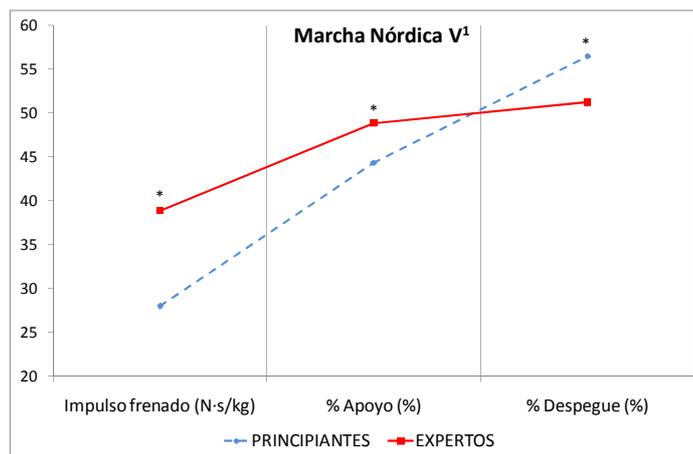


Figura 92.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica (V<sup>1</sup>) (\*p<0.05).

Se obtuvieron valores significativamente **mayores** el grupo de expertos durante la condición de **Marcha Nórdica (V<sup>2</sup>)** en los parámetros **Fza Z impacto**, **Fza Z apoyo**, **Fza X apoyo**, **Fza X despegue** e **Impulso de Despegue**; incrementando en un **16.81%**, un **12.66%**, un **30.10%**, un **12.68%** y un **4.31%** los valores de la población principiante respectivamente. Del mismo modo se alcanzaron valores significativamente **menores** en los parámetros **Tiempo Apoyo** y **Tiempo Despegue**; reduciendo un **15.38%** y en un **21.26%** respectivamente en comparación con la población principiante (figura 93).

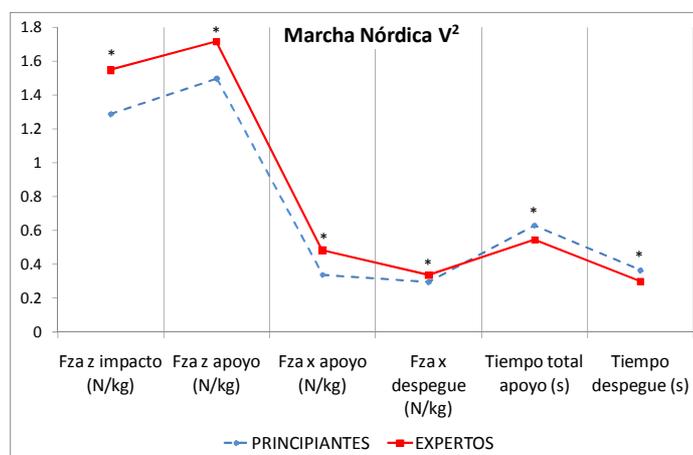


Figura 93.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica (V<sup>2</sup>) (\*p<0.05).

Estos resultados permiten justificar que los análisis estadísticos posteriores, se realicen separando la muestra de expertos vs principiantes, atendiendo **al nivel de experiencia como elemento diferenciador entre muestras**.

### 3.3.4. Resultados ANOVAMR (dinamometría).

En la tabla 20 se puede apreciar que **existen diferencias estadísticamente significativas entre las velocidades** ( $V^1$  Vs.  $V^2$ ) en la gran mayoría de los parámetros estudiados, así como también se aprecian diferencias estadísticas ( $p < 0.05$ ) **entre condiciones**, siendo los **principiantes** los que muestran mayor número de parámetros con diferencias frente a los expertos.

Tabla 20.- Resultados ANOVAMR del estudio de dinamometría. Niveles de significación.

	PRINCIPIANTES		EXPERTOS	
	Velocidad	Condición	Velocidad	Condición
Fza z impacto (N/kg)	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.00*	0.00 <sup>#</sup>
Fza z apoyo (N/kg)	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.00*	0.00 <sup>#</sup>
Fza z despegue (N/kg)	0.28	0.08	0.04**	0.00 <sup>#</sup>
Fza x apoyo (N/kg)	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.00*	0.00 <sup>#</sup>
Fza x despegue (N/kg)	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.96	0.21
Impulso frenado (N·s/kg)	0.41	0.00 <sup>#</sup>	0.85	0.00 <sup>#</sup>
Impulso despegue (N·s/kg)	0.11	0.00 <sup>#</sup>	0.01**	0.85
Tiempo apoyo (s)	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.00*	0.01 <sup>##</sup>
Tiempo despegue (s)	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.11	0.64
Tiempo total apoyo (s)	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.00*	0.29
% Apoyo (%)	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.01*	0.38
% Despegue (%)	0.00*	0.00 <sup>#</sup>	0.01*	0.38

\* Diferencias significativas ( $p < 0.01$ ) entre  $V^1$  y  $V^2$ .

\*\* Diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre  $V^1$  y  $V^2$ .

# Diferencias significativas ( $p < 0.01$ ) entre la condición de marcha y marcha nórdica.

## Diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre la condición de marcha y marcha nórdica.

Existen **diferencias** estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) debidas a la velocidad de ejecución en multitud de parámetros, observándose un **incremento** de magnitud significativo durante la condición  $V^2$  en los parámetros de **Fza z impacto**, **Fza z apoyo**, **Fza x apoyo** y **% Despegue** para ambas poblaciones (principiantes y expertos). Así mismo, los principiantes obtuvieron mayores valores durante la condición de velocidad  $V^2$  en el parámetro de **Fza X despegue**.

Igualmente, se registró un **descenso** de **Tiempo de apoyo**, **Tiempo de despegue**, **Tiempo total de apoyo** y **% Apoyo** durante la condición de velocidad  $V^2$  tanto en principiantes como en expertos. Asimismo, los expertos también mostraron menores valores durante la condición  $V^2$  en los parámetros de **Fza z despegue** e **Impulso despegue**.

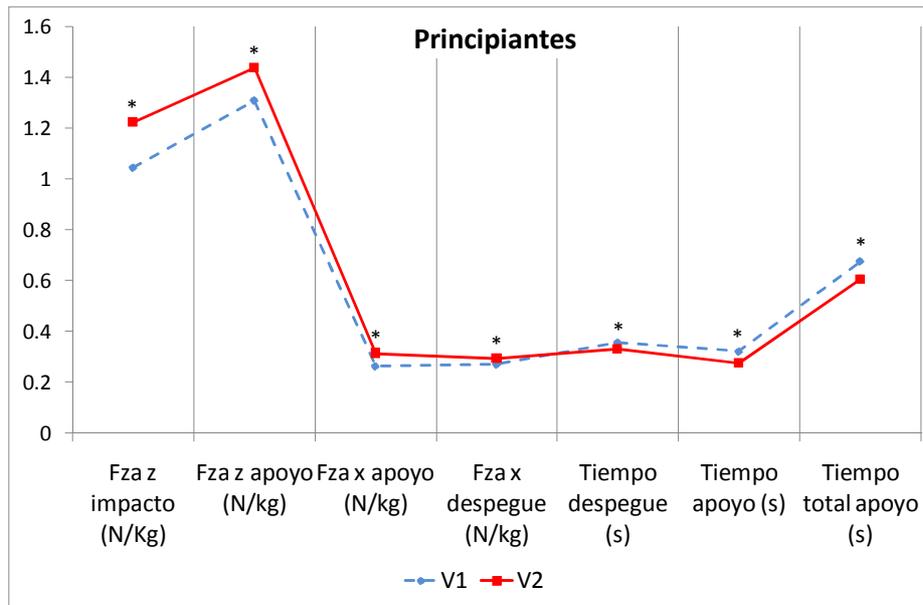


Figura 94.- Resultados ANOVAMR, efecto de la velocidad (medias marginales estimadas) (\*p<0.05).

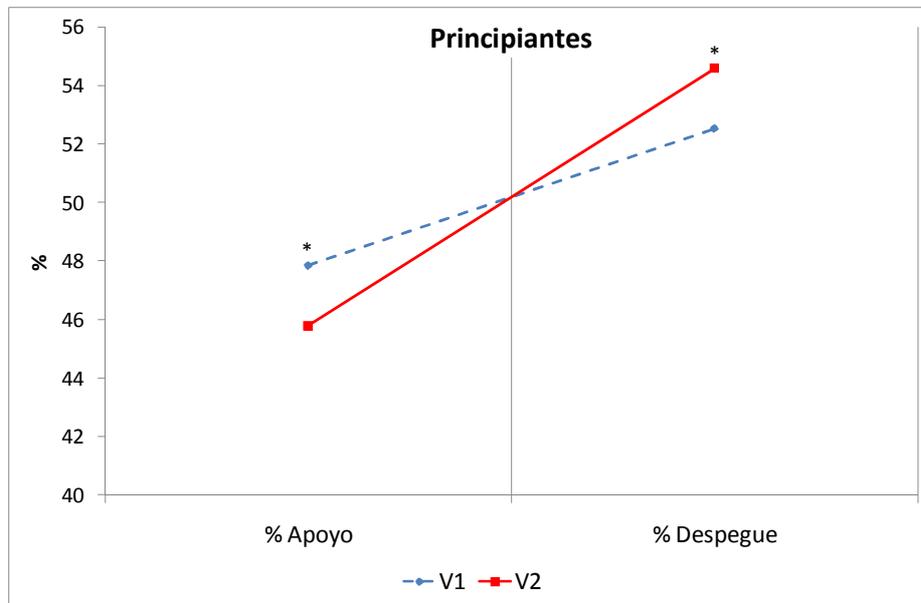


Figura 95.- Resultados ANOVAMR, efecto de la velocidad (medias marginales estimadas) (\*p<0.05).

Igualmente, se presentan los parámetros en los cuales se detectaron diferencias significativas en el grupo de expertos.

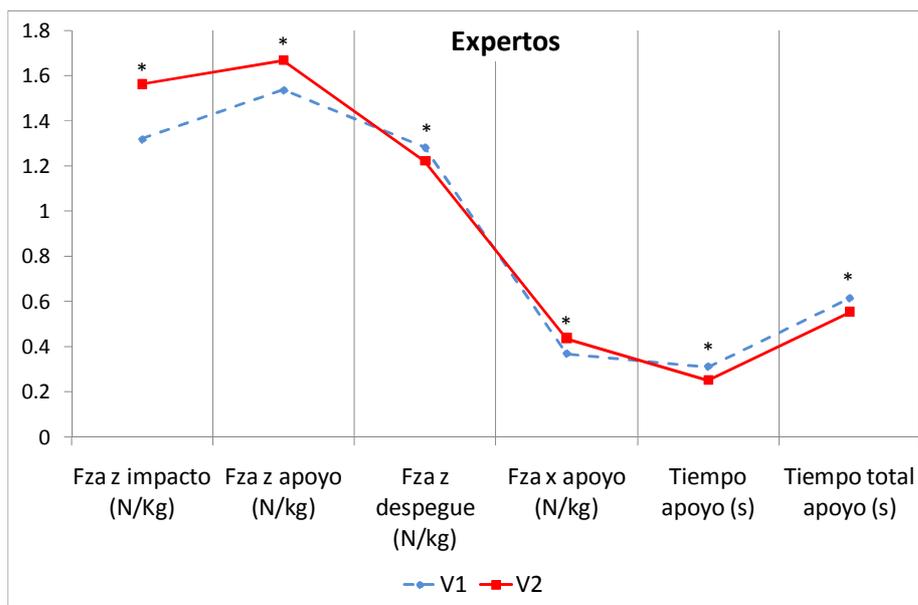


Figura 96.- Resultados ANOVAMR, efecto de la velocidad (medias marginales estimadas) (\*p<0.05).

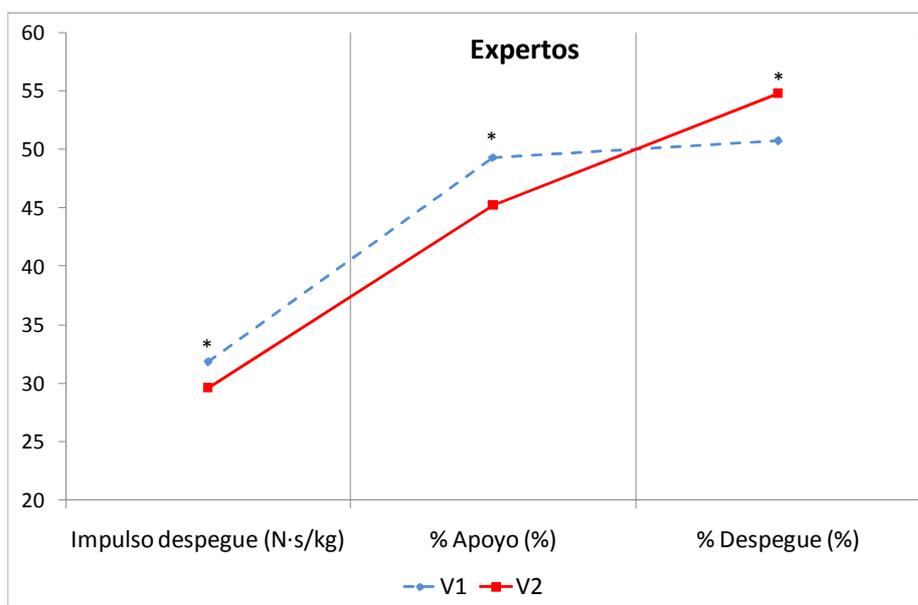


Figura 97.- Resultados ANOVAMR, efecto de la velocidad (medias marginales estimadas) (\*p<0.05).

Respecto a las diferencias debidas a la **condición del estudio** (marcha vs. marcha nórdica) cabe destacar los siguientes resultados:

Se observan **diferencias estadísticamente significativas** ( $p < 0,05$ ) en todos los parámetros analizados para los **principiantes**, exceptuando el parámetro de Fza z de despegue, para el cual no halló ninguna diferencia significativa.

Se aprecia que son **mayores** los valores durante la **marcha nórdica** en los parámetros de **Fza z impacto**, **Fza z apoyo**, **Fza x apoyo**, **Fza x despegue**, **Impulso frenado**, **Impulso despegue**, **Tiempo fase de despegue**, **Tiempo total de apoyo** y **% Fase de Despegue**; con un

incremento promedio del **10.85%**, del **9.6%**, del **19.15%**, del **6.33%**, del **15.01%**, del **19.23%**, del **24.62%**, del **8.71%** y del **14.32%** con respecto a los valores registrados durante la marcha respectivamente.

Por otro lado, se encontraron **valores significativamente menores** para los parámetros **Tiempo fase de apoyo** y **% Fase de Apoyo** (5.79% y 12.71% respectivamente) en la condición de **marcha nórdica** en comparación con la condición de marcha.

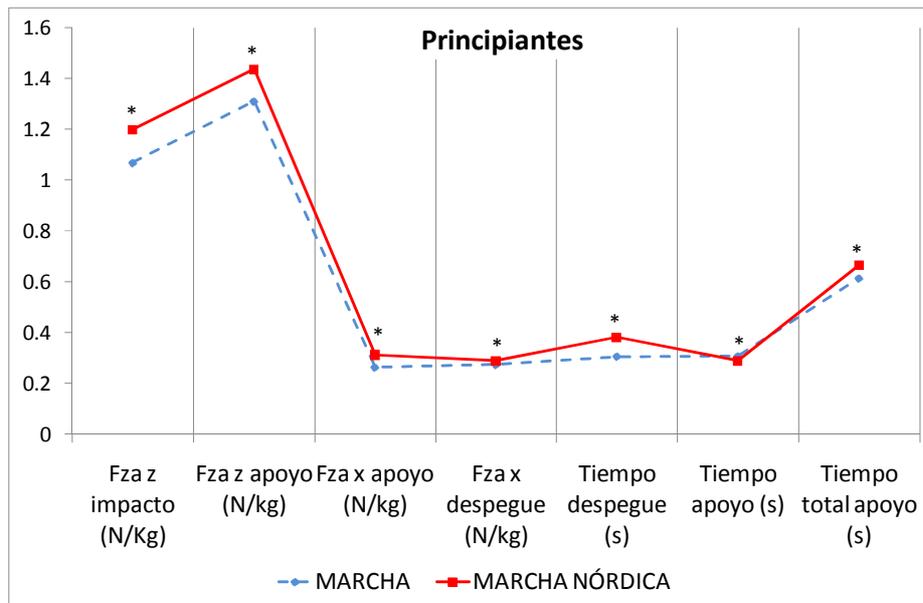


Figura 98.- Resultados ANOVAMR, efecto del tipo de marcha (medias marginales estimadas) (\*p<0.05).

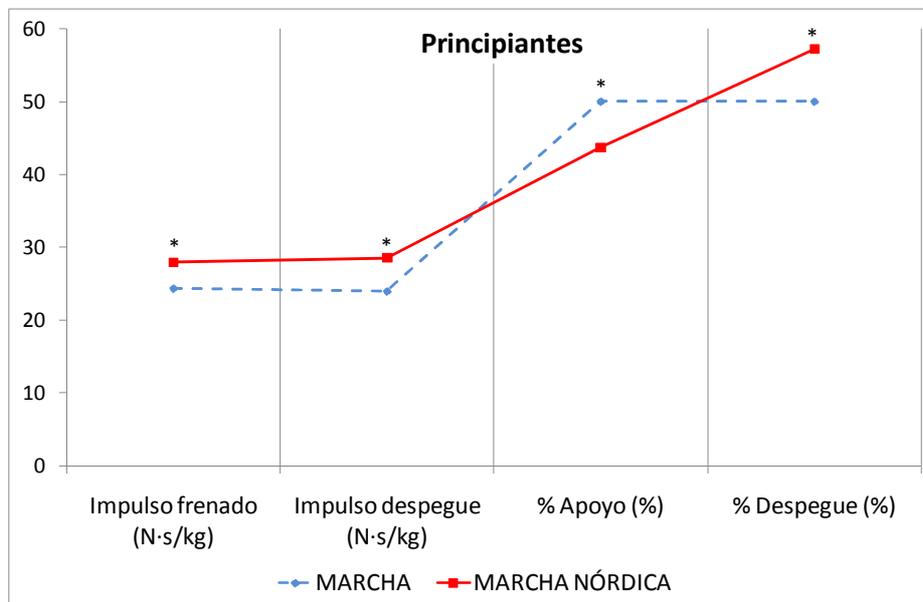


Figura 99.- Resultados ANOVMR, efecto del tipo de marcha (medias marginales estimadas) (\*p<0.05).

En el caso de los participantes expertos se observaron diferencias estadísticamente significativas ( $p < 0,05$ ) entre condiciones en los parámetros **Fza z apoyo**, **Fza z despegue**, **Fza x apoyo** e **Impulso frenado**.

Al igual que sucedía con el grupo de principiantes, los expertos obtuvieron **mayores** valores durante la práctica de **marcha nórdica**, en comparación con la marcha, en los parámetros de **Fza z impacto**, **Fza z apoyo**, **Fza x apoyo** e **Impulso frenado**; en los cuales se incrementó en un **15.63%**, en un **8.90%**, en un **29.91%** y en un **22.98%** respectivamente. Se registraron valores de menor magnitud durante la **marcha nórdica** en los parámetros de **Fza z despegue** y **Tiempo de apoyo** reduciendo un **8.16%** y en un **6.25%** en comparación con la marcha respectivamente.

A continuación se presentan los gráficos que resumen los resultados del estudio ANOVAMR para la población de participantes expertos. Las siguientes gráficas muestran las medias de aquellos parámetros que mostraron diferencias significativas ( $p < 0.05$ ).

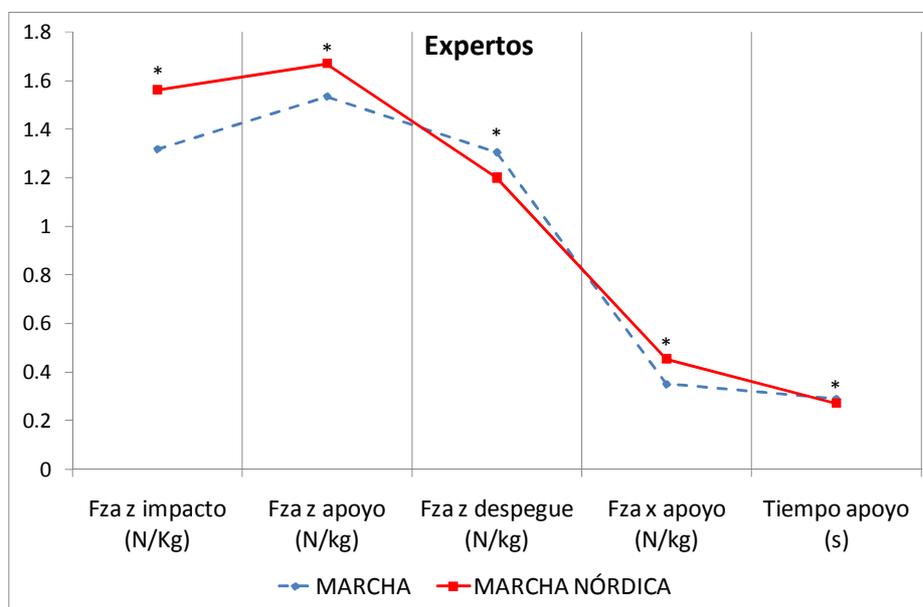


Figura 100.- Resultados ANOVAMR, efecto del tipo de marcha (medias marginales estimadas) (\* $p < 0.05$ ).

Presentados los resultados obtenidos en el estudio de dinamometría pasarán a discutirse en el correspondiente apartado de discusión.

### 3.4. ESTUDIO DE ACELEROMETRÍA.

A continuación se presentan los resultados obtenidos en el estudio de acelerometría, en el cual se analizaron las **aceleraciones** registradas en la **tuberosidad tibial** y en la **cabeza** durante las distintas condiciones del estudio. Los parámetros registrados fueron los siguientes:

- Máxima aceleración en tibia (**Máx. Tibia**)
- Máxima aceleración en cabeza (**Máx. Cabeza**)
- Transmisión tibia-cabeza (**Diferencia Tibia – Cabe.**)

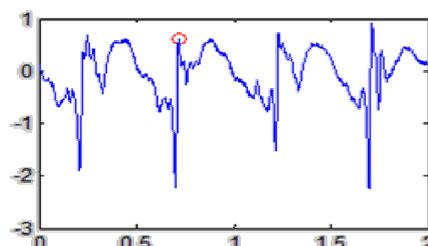
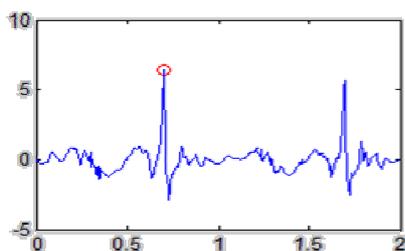


Figura 101.- Impactos máximos en tibia. Figura 102.- Impactos máximos en cabeza.

#### 3.4.1. Análisis exploratorio.

El análisis exploratorio primario de los datos registrados permitió reducir al máximo los efectos negativos de datos anómalos en la muestra y de **comprobar** la distribución de la muestra.

Se eliminaron todos los datos atípicos (valores alejados más de 3 longitudes de caja del percentil 75 y 25), y posteriormente se analizó la distribución de la muestra mediante una prueba de normalidad (**Shapiro-Wilk**) y una prueba de homogeneidad de varianzas (prueba de **Levene**). Los resultados demostraron que la muestra cumplía con la propiedad de normalidad ( $p < 0.05$ ). Del mismo modo, los resultados de la **prueba de Levene** revelaron que la muestra cumplía la condición de **homogeneidad de varianzas** (tabla 22).

Tabla 21.- Resultados prueba de normalidad Shapiro-Wilk en los estudios de acelerometría.

	GRUPO PRINCIPIANTES				GRUPO EXPERTOS			
	MARCHA		MARCHA NÓRDICA		MARCHA		MARCHA NÓRDICA	
	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>
<b>Máx. Tibia (g)</b>	0.059	0.299	0.396	0.507	0.770	0.532	0.660	0.166
<b>Máx. Cabeza (g)</b>	0.183	0.650	0.545	0.781	0.145	0.280	0.640	0.183
<b>Transmisión tibia-cabeza (s)</b>	0.643	0.623	0.055	0.651	0.061	0.801	0.516	0.061

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

Tabla 22.- Niveles de significación extraída de la prueba de Levene.

	GRUPO PRINCIPIANTES				GRUPO EXPERTOS			
	MARCHA		MARCHA NÓRDICA		MARCHA		MARCHA NÓRDICA	
	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>
Máx. Tibia (g)	0.340	0.190	0.103	0.065	0.216	0.399	0.279	0.791
Máx. Cabeza (g)	0.120	0.477	0.123	0.939	0.45	0.233	0.398	0.833
Transmisión tibia-cabeza (s)	0.47	0.46	0.62	0.22	0.54	0.49	0.86	0.87

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

### 3.4.2. Análisis descriptivo.

Las tablas 23 y 24 muestran las medias y desviaciones típicas (SD) para cada uno de los parámetros y grupo de participantes.

Tabla 23.- Estadísticos descriptivos del grupo de principiantes del estudio de acelerometría.

GRUPOS PRINCIPIANTES	MARCHA				MARCHA NÓRDICA			
	V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>		V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD
Máx. Tibia (g)	3.914	0.855	5.117	0.937	4.551	1.062	5,150	1,073
Máx. Cabeza (g)	0.475	0.186	0.504	0.213	0.497	0.141	0.530	0.253
Transmisión tibia-cabeza (s)	0.053	0.019	0.046	0.019	0.055	0.019	0.050	0.020

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

Tabla 24.- Valores descriptivos de la muestra de participantes expertos.

GRUPO EXPERTOS	MARCHA				MARCHA NÓRDICA			
	V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>		V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>	
	Media	SD	Media	SD	Media	SD	Media	SD
Máx. Tibia (g)	4.173	0.42	5.816	0.74	4.874	0.78	6.318	1.05
Máx. Cabeza (g)	0.555	0.14	0.645	0.15	0.683	0.20	0.769	0.15
Transmisión tibia-cabeza (s)	0.018	0.03	0.023	0.03	0.031	0.02	0.024	0.02

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

### 3.4.3. Prueba t-Student.

Tras el análisis exploratorio y el análisis descriptivo llevado a cabo, se realizó una prueba t-Student con la finalidad de analizar el efecto del Sexo y la Experiencia de los sujetos sobre las variables analizadas. Para ello se utilizaron las variables Sexo y Experiencia como variables de agrupación y las variables del estudio (Máx. Tibia, Máx. Cabeza y Transmisión tibia-cabeza) como variables a contrastar.

Los resultados muestran que **no** se hallaron diferencias estadísticamente significativas asociadas al **sexo** de los participantes para ninguno de los parámetros (tabla 25), pero si existieron diferencias ( $p < 0.05$ ) en cuanto a su **grado de experiencia**.

Tabla 25.- Resultados t-Student del estudio de acelerometría, análisis del efecto del sexo.

	MARCHA				MARCHA NÓRDICA			
	V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>		V <sup>1</sup>		V <sup>2</sup>	
	PRINCIPIANTE	EXPERTO	PRINCIPIANTE	EXPERTO	PRINCIPIANTE	EXPERTO	PRINCIPIANTE	EXPERTO
Máx. Tibia (g)	0.464	0.308	0.214	0.443	0.919	0.934	0.707	0.901
Máx. Cabeza (g)	0.053	0.752	0.113	0.816	0.172	0.393	0.152	0.861
Transmisión tibia-cabeza (s)	0.668	0.433	0.984	0.276	0.584	0.773	0.917	0.997

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

Tabla 26.- Resultados t-Student del estudio de acelerometría, análisis del efecto de la experiencia.

	MARCHA		MARCHA NÓRDICA	
	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>	V <sup>1</sup>	V <sup>2</sup>
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*

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>

\* 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.

Tal y como se aprecia en la tabla anterior, existen diferencias significativas durante la **marcha** en el parámetro **Transmisión tibia-cabeza** para ambas velocidades de estudio. Estas diferencias se contrastaron mediante una comparación por pares utilizando el ajuste para comparaciones múltiples de Bonferroni.

Existen diferencias significativas ( $p=0.037$ ), asociadas al **efecto de la experiencia** en el parámetro **Máx. Tibia** durante la condición de marcha ( $V^2$ ), obteniendo mayores niveles de aceleración los expertos, concretamente un **~12%**.

En el parámetro **Transmisión tibia-cabeza**, se observan menores valores en los registros de los expertos tanto para la velocidad  $V^1$  como para la velocidad  $V^2$  en comparación con los valores registrados en el grupo de principiantes, concretamente un **66.04%** y un **50.00%** respectivamente.

Igualmente, pese a no alcanzarse diferencias significativas, se aprecia una tendencia a ella en el parámetro de **Máx. Cabeza** ( $p=0.056$ ) durante la condición de marcha a velocidad  $V^2$ , produciéndose un incremento no significativo del **~21%** en los expertos.

Durante la condición de **marcha nórdica**, se observaron diferencias en los parámetros de **Máx. Tibia** durante la condición de velocidad  $V^2$ , apreciándose un incremento de la aceleración del **~19%** en los expertos (figura 103). 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  $V^1$  como en la velocidad  $V^2$ , concretamente un **~27%** y un **~31%** respectivamente.

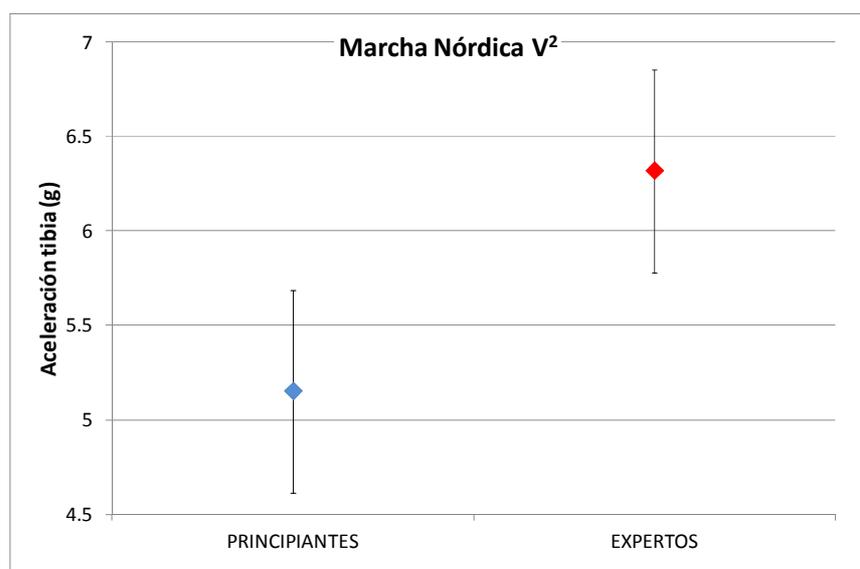


Figura 103.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica ( $V^2$ ).

En los siguientes gráficos se puede apreciar que son los expertos los que presentan mayores niveles de aceleración en cabeza, en comparación con la población de principiantes (figura 104).

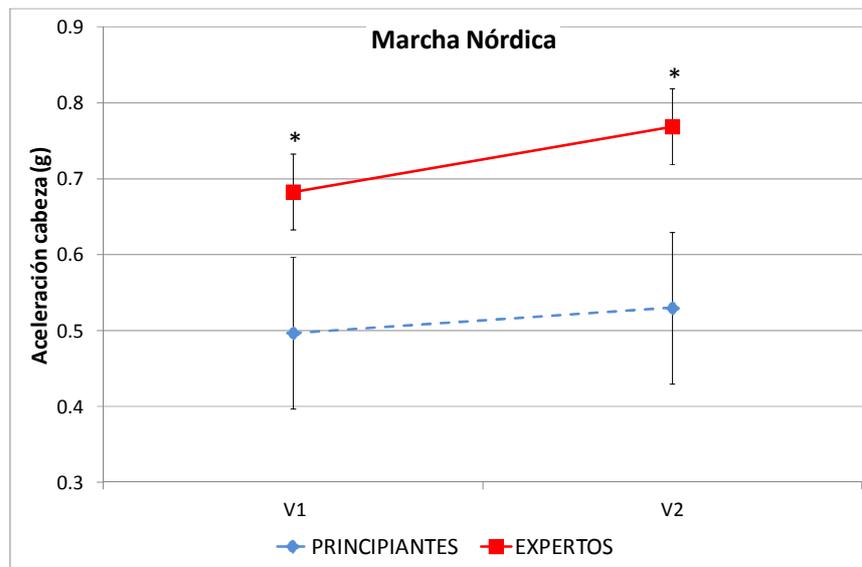


Figura 104.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica en los impactos.

Los parámetros temporales mostraron las mismas diferencias que durante la condición de marcha, de manera que el grupo de expertos obtuvo valores más bajos en sendas velocidades ( $V^1$  y  $V^2$ ), concretamente del **43.64%** y del **52.00%** en la variable de **Transmisión tibia-cabeza** durante la condición de marcha nórdica.

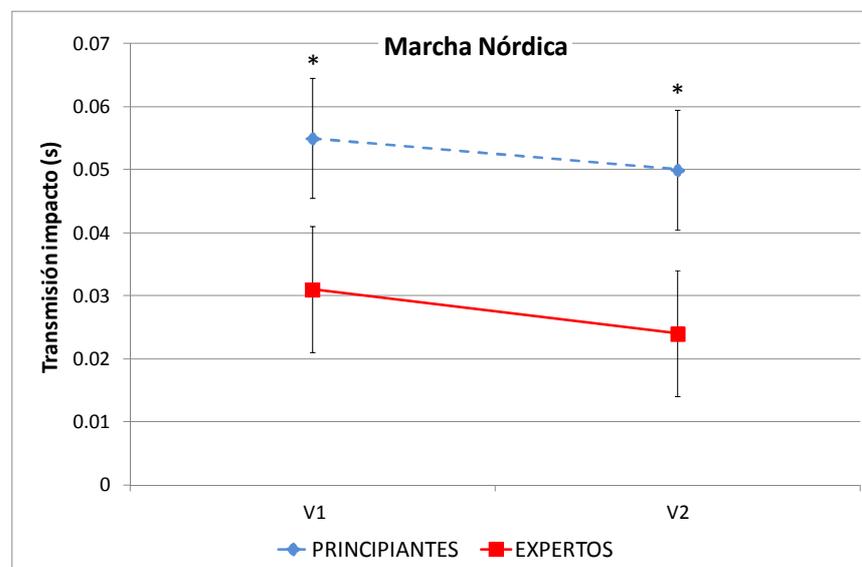


Figura 105.- Resultados t-Student, efecto de la experiencia durante la marcha nórdica en la trasmisión.

**3.4.4. Resultados ANOVAMR (impactos).**

A continuación se presentan los resultados obtenidos en el estudio estadístico ANOVA de Medidas Repetidas (tabla 27). En dicho estudio se analizó la influencia de la velocidad de ensayo ( $V^1$  Vs.  $V^2$ ) y la condición (marcha nórdica Vs. marcha) sobre los parámetros analizados, de manera que los resultados que aporta dicho estudio pretende identificar la existencia de diferencias entre dichas condiciones.

Tabla 27.- ANOVAMR del estudio de acelerometría.

	PRINCIPIANTES		EXPERTOS	
	Velocidad	Condición	Velocidad	Condición
Máx. Tibia (g)	0.00*	0.05*	0.00*	0.01 <sup>#</sup>
Máx. Cabeza (g)	0.03*	0.97	0.00*	0.00 <sup>#</sup>
Transmisión tibia-cabeza (s)	0.00*	0.15	0.91	0.37

\* Diferencias significativas ( $p < 0.01$ ) entre  $V^1$  y  $V^2$ .  
 \*\* Diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre  $V^1$  y  $V^2$ .  
 # Diferencias significativas ( $p < 0.01$ ) entre la condición de marcha y marcha nórdica.  
 ## Diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre la condición de marcha y marcha nórdica.

Analizando el **efecto de la velocidad**, se observaron diferencias significativas en las variables **Máx. Tibia** y **Máx. Cabeza** en ambos grupos, mientras que en la variable **Transmisión del Impacto** sólo se hallaron diferencias significativas en los principiantes. Estas diferencias se contrastaron mediante una comparación por pares utilizando el ajuste para comparaciones múltiples de Bonferroni, observándose en este caso que dichas diferencias existían entre todas las condiciones de estudio.

Tanto los valores de aceleración en tibia, como los valores en cabeza, fueron mayores durante la condición de velocidad  $V^2$ .

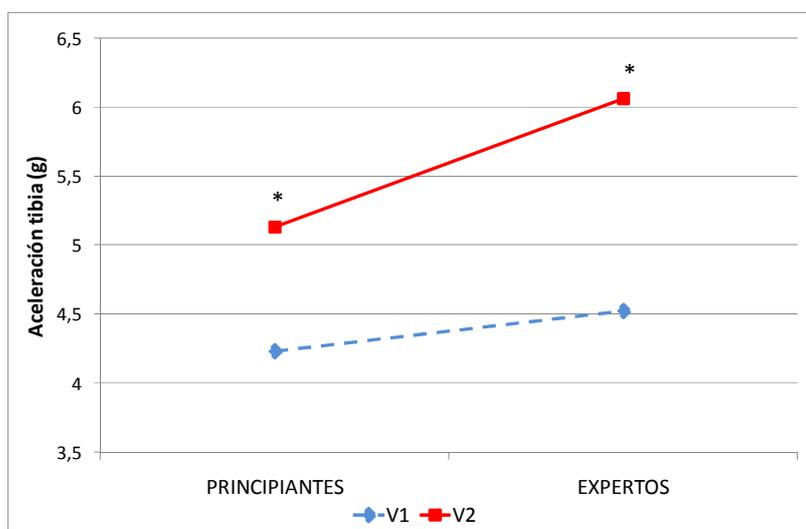


Figura 106.- Resultados ANOVAMR, efectos de la velocidad en la máx. aceleración en tibia.

Por otro lado, los valores de **Transmisión de Impacto** fueron más bajos durante la condición de velocidad  $V^2$  en principiantes.

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**.

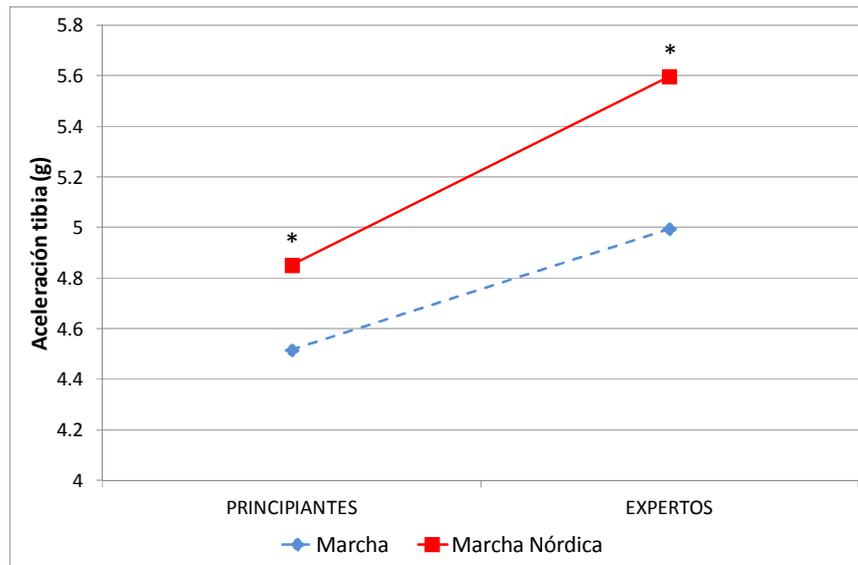


Figura 107.- Resultados ANOVAMR, efectos del tipo de marcha en la máx. aceleración en tibia.

### 3.5. ANÁLISIS DE CORRELACIONES.

Se llevaron a cabo diversos estudios donde únicamente se seleccionaron aquellas relaciones que mostraron significatividad positiva ( $p < 0.05$ ), y donde el coeficiente de correlación de Pearson ( $r$ ) fuera mayor o igual a 0.7 ( $r \geq 0.7$ ). De este modo se segmentó el fichero de datos, se seleccionaron las condiciones deseadas, y se introdujeron en el programa SPSS todas las variables analizadas en los estudios anteriores para la obtención de la matriz de correlaciones.

#### 3.5.1. Correlaciones: Experiencia.

Para comprobar si la variable *Experiencia* tiene algún tipo de relación directa con el resto de variables, se realizó el análisis de correlaciones segmentando los datos para cada una de las condiciones de estudio.

Tal y como se puede apreciar en la tabla 28 únicamente se encontraron correlaciones positivas importantes ( $r > 0.7$ ) con la variable **Fza. X Máx. Apoyo** durante la condición de **marcha nórdica (V<sup>1</sup>)**, indicándonos esto que a mayor experiencia, mayores son los valores de fuerza máxima en dirección antero-posterior en el instante de apoyo.

Tabla 28.- Niveles de correlación de Pearson entre la variable Experiencia y el resto de variables.

	Marcha V <sup>1</sup>	Marcha V <sup>2</sup>	Marcha Nórdica V <sup>1</sup>	Marcha Nórdica V <sup>2</sup>
Fza. Z Impacto	-	0.619**	-	-
Fza. Z Máx. Apoyo	0.620**	0.634**	-	-
Fza. X Máx. Apoyo	-	0.662**	<b>0.773**</b>	0.674**
Fza. X Máx. Despegue	-	-	-	-
Impulso Frenado	-	-	0.635**	-

\*\* La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

V<sup>1</sup>= velocidad libremente elegida, V<sup>2</sup>= velocidad 20% más alta que V<sup>1</sup>.

Igualmente, aunque su índice de correlación de Pearson es menor a 0.7, se han señalado las correlaciones (menos potentes) en sombreado. De este modo se observa que durante la condición de **marcha (V<sup>1</sup>)**, a mayor experiencia de los sujetos se registró mayor **Fza. Z Máx. Apoyo** y mayor **Fza. X Máx. Despegue**. Durante la condición de **marcha (V<sup>2</sup>)**, se observó que a mayor experiencia se registraron mayores niveles de **Fza. Z Impacto**, **Fza. Z Máx. Apoyo** y **Fza. X Máx. Apoyo**. Durante la condición de **marcha nórdica**, además de la relación comentada anteriormente, se observa que a mayor experiencia se alcanzan mayores valores en la variable **Impulso de Frenado**. Por último, durante la condición de **marcha nórdica (V<sup>2</sup>)** se apreció que a mayor experiencia se alcanzaban mayores valores en la variable **Fza. X Máx. Apoyo**.

### 3.5.2. Correlaciones: *marcha vs marcha nórdica.*

Tras conocer la relación de la experiencia de los sujetos con el resto de variables, se segmentaron los datos por condición y experiencia, de manera que a continuación se presentan las relaciones entre variables para cada una de las agrupaciones realizadas.

- **Correlaciones obtenidas para el grupo de principiantes:**

Pese a no alcanzar el coeficiente de correlación de Pearson seleccionado como valor de corte  $r \geq 0.7$ , en sombreado se indica la relación existente entre la variable velocidad y las variables **Fza. Z Máx. Apoyo** y **Fza. X Máx. Apoyo**, indicando que a mayor velocidad de marcha se registran mayores valores en dichas variables, aspecto que ya se observó en la prueba ANOVAMR realizada en el estudio de dinamometría.

**Tabla 29.- Correlaciones de Pearson durante la condición de marcha, principiantes.**

PRINCIPIANTES M	Velocidad	Fza. Z Máx. Apoyo	Fza. X Máx. Apoyo	Fza. X Máx. Despegue	Tpo. Fase Apoyo
Fza. Z Máx. Apoyo	0.681**	-	-	-	-
Fza. X Máx. Apoyo	0.620**	0.710**	-	-	-
Tpo. Apoyo	-	-	-	-	0.761**
% Apoyo	-	-	-	-	0.809**
% Despegue	-	-	-	-	-0.809**
Impulso frenado	-	-	0.719**	-	-
Impulso despegue	-	-	-	0.723**	-

\*\* La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

M. Marcha

Analizando el resto de relaciones, se observan correlaciones positivas entre las variables **Fza. Z Máx. Apoyo** y **Fza. X Máx. Apoyo**; entre la **Fza. X Máx. Apoyo** y el **Impulso de frenado**; entre la **Fza. X Máx. Despegue** y el **Impulso de despegue**; entre el **Tiempo fase de apoyo**, el **Tiempo de apoyo** (total) y el **% de Apoyo**.

Del mismo modo se encontró una correlación inversamente proporcional entre el **Tiempo fase de apoyo** y el **% de Despegue**.

Al igual que sucedía durante la condición de marcha, pese a no alcanzar el coeficiente de correlación de Pearson  $r \geq 0.7$ , se han sombreado la relación existente entre la variable velocidad y la variable **Fza. Z Máx. Apoyo**, indicando que a mayor velocidad de marcha nórdica se registra mayores valores en dicha variable. Igualmente se ha sombreado la relación entre la **Fza. X Máx. Apoyo** y el **Impulso de frenado**, indicando que a mayor fuerza máxima antero-posterior en el instante de apoyo, se observa un incremento del Impulso de frenado.

Tabla 30.- Correlaciones de Pearson durante la condición de marcha nórdica, principiantes.

PRINCIPIANTES MN	Velocidad	Fza. Z Máx. Apoyo	Fza. X Máx. Apoyo	Fza. X Máx. Despegue	Tpo. Fase Despegue
Fza. Z Máx. Apoyo	0.604**	-	-	-	-
Fza. X Máx. Apoyo	-	0.731**	-	-	-
Tpo. Apoyo	-	-	-	-	0.845**
Impulso frenado	-	-	0.645**	-	-
Impulso despegue	-	-	-	0.738**	-

\*\* La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

MN. Marcha Nórdica

Analizando el resto de relaciones, se observan correlaciones positivas entre las variables **Fza. Z Máx. Apoyo** y **Fza. X Máx. Apoyo**; entre la **Fza. X Máx. Despegue** y el **Impulso de despegue**; y entre el **Tiempo de la Fase de Despegue** y el **Tiempo de Apoyo** (total).

- **Correlaciones obtenidas para el grupo de expertos:**

Al igual que se observa en las correlaciones del grupo de principiantes, se observa una relación positiva (aunque de menor intensidad  $r < 0.7$ ), entre las variables **Velocidad** y la **Fza. Z de Impacto** y la **Fza. X Máx. de apoyo**.

Tabla 31.- Correlaciones de Pearson durante la condición de marcha, expertos.

EXPERTOS M	Velocidad	Fza. Z Máx. Apoyo	Fza. Z Máx. Despegue	Fza. X Máx. Apoyo	Impulso Despegue	Tpo. Fase Apoyo	Tpo. Apoyo
Máx. Tibia	0.704**	-	-	0.622**	-	-	-
Fza. Z Impacto	0.688**	0.790**	-	0.802**	-	-0.780**	-0.884**
Fza. X Máx. Apoyo	0.606**	0.845**	-	-	-	-0.748**	-0.786**
Fza. X Máx. Desp.	-	-	0.818**	-	0.767**	-	-
Tpo. Fase Apoyo	-	-	-	-	-	-	0.909**
% Apoyo	-	-	-	-	-	0.946**	0.758**
% Despegue	-	-	-	-	-	-0.946**	-0.758**
Talón	-	-	-	-	-0.807**	-	-

\*\* La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

M. Marcha

Tal y como se observa en la tabla 31, existen correlaciones positivas entre las variables **Fza. Z de Impacto** y la **Fza. Z Máx. Apoyo**, entre la **Fza. Z Máx. Apoyo** y la **Fza. X Máx. Apoyo**, entre la **Fza. Z Máx. Despegue** y la **Fza. X Máx. Despegue**, entre la **Fza. X Máx. Apoyo** y la **Fza. Z de Impacto**, entre la **Fza. X Máx. Despegue** y el **Impulso de Despegue**, entre el **Tiempo de Fase de Apoyo**, el **% de Apoyo** y el **Tiempo de Apoyo** (total). Estas relaciones indican que cuando

una de dichas variables incrementa su valor, la variable que se relaciona positivamente con ella también lo hará.

Por otro lado se encontraron relaciones negativas, de manera que cuando una de las variables incrementa, la variable relacionada disminuye y viceversa. Estas relaciones se encontraron entre las variables de **Fza. Z de Impacto**, el **Tiempo de Fase de Apoyo** y el **Tiempo de Apoyo** (total); entre la **Fza. X Máx. de Apoyo**, el **Tiempo de Fase de Apoyo** y el **Tiempo de Apoyo** (total); entre el **% de Despegue**, el **Tiempo de Fase de Apoyo** y el **Tiempo de Apoyo** (total); entre la presión máxima en el **Talón** y el **Impulso de Despegue**.

Al igual que se ha realizado en apartados anteriores, se han sombreado aquellas correlaciones que pese a no alcanzar el nivel de correlación deseado ( $r \geq 0.7$ ), presentan correlaciones moderadamente altas que resultan de interés comentar.

En concreto, se tratan de correlaciones negativas entre las variables de **Máx. aceleración en cabeza** y **Transmisión tibia-cabeza**; entre la **Transmisión tibia-cabeza** y la **Fza. X Máx. de Despegue**; entre la **Fza. Z de Impacto** y el **Tiempo de Apoyo** (total); entre la **Fza. Z Máx. de Apoyo** y el **Tiempo de la Fase de Apoyo**; y entre la **Fza. X Máx. de Apoyo**, el **Tiempo de la fase de Apoyo** y el **Tiempo de Apoyo** (total).

Tabla 32.- Correlaciones de Pearson durante la condición de marcha nórdica, expertos.

EXPERTOS MN	Máx. cabeza	Fza X Máx. Apoyo	Fza. X Máx. Despeg.	Impulso Frenado	Impulso Despeg.	Tpo. Fase Apoyo	Tpo. Apoyo	RD
Fza. Z Impacto	-	-	-	-	-	-0.718**	-0.680**	-
Transmisión tibia-cabeza	-0.671**	-	-0.689**	-	-	-	-	-
Fza. Z Máx. Apoyo	-	0.788**	-	-	-	-0.617**	-	-
Fza. Z Máx. Despegue	-	-	0.760**	-	0.796**	-	-	-
Impulso Despegue	-	-	0.837**	0.784**	-	-	-	-
Tpo. Fase Despegue	-	-	-	-	0.763**	-	-	-
Tpo. Fase Apoyo	-	-0.680**	-	-	-	-	-	-
Tpo. Apoyo	-	-0.685**	-	-	-	0.882**	-	-
% Apoyo	-	-	-	-	-	0.917**	-	-
% Despegue	-	-	-	-	-	-0.917**	-	-
Talón	-	-	-	0.711**	-0.708**	-	-	-
H	-	-	-	-	-	-	-	0.868**

\*\* La correlación es significativa al nivel 0,01 (bilateral).

MN. Marcha Nórdica

En cuanto a las correlaciones positivas más fuertes ( $r > 0.7$ ), encontramos relación entre la Máx. aceleración en Tibia y la Fza. Z de Impacto; entre la Fza. X Máx. de Apoyo y la Fza. Z Máx. de Apoyo; entre la Fza. X Máx. de Despegue y la Fza. Z Máx. de Despegue; entre la Fza. X Máx. de Despegue y el Impulso de Despegue; entre el Impulso de Frenado y el Impulso de Despegue; entre el Impulso de Despegue y la Fza. Z Máx. de Despegue; entre el Impulso de Despegue y el Tiempo de la Fase de Despegue; entre el Tiempo de la Fase de Apoyo y el Tiempo de Apoyo (total); entre el Tiempo de la Fase de Apoyo y el % de Apoyo; entre la máxima presión registrada en la zona del Talón y el Impulso de Frenado; y entre la máxima presión registrada en la zona H y la registrada en la zona RD.

Del mismo modo, se observaron correlaciones negativas ( $r > 0.7$ ) entre las variables de la máxima presión en la zona del **Talón** y el **Impulso de Despegue**; entre la **Fza. Z de Impacto** y el **Tiempo de la Fase de Apoyo**; y entre el **Tiempo de la Fase de Apoyo** y el **% de Despegue**.

### 3.6. DESARROLLO ARGUMENTAL.

La marcha, ha sido una de las actividades físicas más empleadas en la promoción del mantenimiento físico, ya que, entre sus características, se observa que a bajas intensidades se reduce el riesgo de lesión en las extremidades inferiores.

En este sentido, en los últimos años un “nuevo estilo” o modalidad de marcha denominada “Nordic walking” o Marcha Nórdica ha incrementado su popularidad dentro del ámbito de la actividad física y del fitness así como también ha incrementado su potencial comercial (Kleindienst y cols., 2007). Este incremento de popularidad se ha visto reflejado principalmente en un notable aumento del número de practicantes (Hansen y cols., 2008; Oakley, y cols., 2008; Stief y cols. 2008; Turk, Vidensek, y Micetic Turk, 2007; van Eijkeren y cols., 2008), así como en el incremento de publicaciones científicas sobre dicha actividad en los últimos años (Hagen y cols., 2006 y 2011; Hansen y cols., 2008; Pérez y cols., 2011; Perrey y Fabre, 2008; Stief y cols., 2008; van Eijkeren y cols., 2008; Willson y cols., 2001). Entre los ámbitos en los que con mayor fuerza ha recaído dicha modalidad destaca el ámbito de la rehabilitación y/o mantenimiento físico (Hansen y cols. 2008), debido en parte por los numerosos estudios que describen los beneficios cardiovasculares y cardiorespiratorios asociados a la marcha nórdica en comparación con la marcha (Church y cols., 2002; Hagner y cols., 2009; Jürimäe y cols., 2009; Knobloch y cols, 2006; Kukkonen-Harjula y cols. 2007; Perrey y cols., 2008; Porcari, y cols., 1997; Rodgers y cols., 1995; Schiffer y cols, 2006; Schiffer y cols, 2009; Walter y cols., 1996).

Dicho incremento de practicantes de la marcha nórdica motivados por los posibles beneficios derivados de su práctica, ha provocado un aumento de la investigación sobre este nuevo “estilo de marcha” (Brunelle y Miller, 1998; Hansen, y cols., 2008; Perrey y Fabre, 2008; Stief, y cols., 2008; Wilson, y cols., 2000), que entre otros aspectos, ha permitido demostrar algunas falsas creencias señaladas en la literatura popular y mediática sobre los beneficios de la marcha nórdica, respecto a la reducción de la carga en el sistema músculo-esquelético (~ 30%) con la utilización de los bastones (Hagen y cols., 2011; Hansen y cols., 2008; Pérez y cols., 2011; Stief y cols., 2008).

Cierto es que entre las principales modificaciones observadas en la marcha nórdica respecto de la marcha, destaca el aumento de la intensidad del ejercicio, debido fundamentalmente a un aumento de la velocidad de la marcha proporcionada por los bastones (Wilson y cols. 2001), y ligeras modificaciones cinemáticas como el incremento del rango de movimiento de la cadera, el pico de flexión de rodilla en la primera parte de la fase de apoyo (Hansen y cols., 2008), un mayor instante de extensión a nivel de rodilla, un incremento de la longitud del paso y un incremento en el ángulo de apoyo del tobillo (Stief, y cols., 2008).

Concretamente, en la marcha, un incremento de velocidad supone, entre otros aspectos, un aumento de la presión plantar (Morag y Cavanagh, 1999; Ronsenbaum y cols., 1994), especialmente en el talón, metatarsianos centrales y medios (Burnfield y cols. 2004). Así, se ha demostrado que la máxima fuerza y el pico de presión máxima bajo el talón están altamente correlacionados con la velocidad de marcha (Menz y Morris, 2006), así como también están correlacionados el pico de impacto de aceleración y los picos de máxima fuerza de reacción (Elvin y cols., 2007; Lee y cols, 2008).

Igualmente, existen diversos **aspectos de la metodología** que son importante remarcar, como es la situación que se produjo durante los test realizados en los cuales la **velocidad libremente elegida por los expertos fue mayor que la registrada para los principiantes**. Concretamente los expertos caminaron un ~9% más rápido durante la marcha y un ~12% más rápido durante la marcha nórdica que los principiantes. Del mismo modo, tanto los expertos como los principiantes registraron **mayores velocidades durante la marcha nórdica** en su condición de velocidad libremente elegida, coincidiendo este aspecto con los resultados del estudio de Willson y cols. (2001) y Jöllenbeck y cols. (2006).

Sin embargo y pese a las evidencias, no se ha analizado el efecto y/o repercusión de la marcha nórdica sobre la presión plantar y sobre los niveles de impacto en tibia y en cabeza, tal y como se comenta en el apartado de evidencias científicas de la marcha nórdica.

### **3.6.1. Descripción del patrón de presión plantar.**

Tal y como se ha comentado en el apartado de introducción, el patrón general de presión plantar durante la marcha se inicia con el **contacto inicial del talón** en la fase de apoyo por su zona más lateral (Katoh y cols., 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**. Por otra parte, cabe destacar que la presión sobre la zona del mediopié suele ser bastante baja, de forma que la carga del peso corporal se transmite desde la zona trasera del pie hacia la delantera. Así, según Cavanagh y Ae (1980), la **zona delantera del pie es la que mayores cambios y variaciones sufre**, (cerca del 40% del pico de presión), ya que el pico de presión se dirige hacia la **porción central del pie** a través de la cabeza de los metatarsianos, y se desplaza hacia la zona del **primer y segundo dedo** para permitir que el pie se levante sobre ellos (Katoh y cols., 1983). De esta forma, serán las cabezas del primer, segundo y tercer metatarsiano las que mayor presión registren.

En cuanto al **efecto del sexo sobre las condiciones de estudio**, el presente trabajo coincide con otros trabajos (De Cock y cols., 2006; Hennig y cols., 1994; Murphy y cols., 2005), donde **no encontraron diferencias entre hombres y mujeres** en los picos de presión plantar. Entre las posibles diferencias encontradas en la literatura, destaca una mayor correlación encontrada en mujeres entre la masa corporal y los picos de presión máxima (Hills y cols. 2001), todavía así, la leve correlación entre el pico de presión plantar y la masa corporal genera bastante confusión (Cavanagh y cols. 1991), aunque el pico de fuerza de reacción del suelo (GRF) durante la marcha se haya demostrado que está relacionado con la masa corporal (Andriacchi y cols. 1977).

Analizando las diferencias entre principiantes y expertos durante la **condición de marcha**, se puede decir que el **patrón de distribución** de las presión plantar observado (figura 108), se describe como un proceso en el cual inicialmente se produce un incremento de las presiones en la zona del talón (T) debido a la carga del peso corporal sobre dicha zona, asociada al contacto inicial del suelo con el talón, posteriormente se produce una distribución de dicha carga sobre el resto de estructuras apreciándose un descenso de las presiones en las zonas centrales del mediopié (MP), coincidiendo con la zona de menor presión plantar. Tras la elevación del talón, se produce un nuevo incremento de las presiones plantares en las zonas del antepié, concretamente sobre las cabezas de los metatarsianos, centrales (CM), mediales (MM) y laterales (LM), dicha presión se traslada finalmente junto con el movimiento de elevación del talón hacia el primer dedo (H) y el resto de dedos (RD) con tal de finalizar la impulsión de despegue y cerrando, con ello, el ciclo del paso.

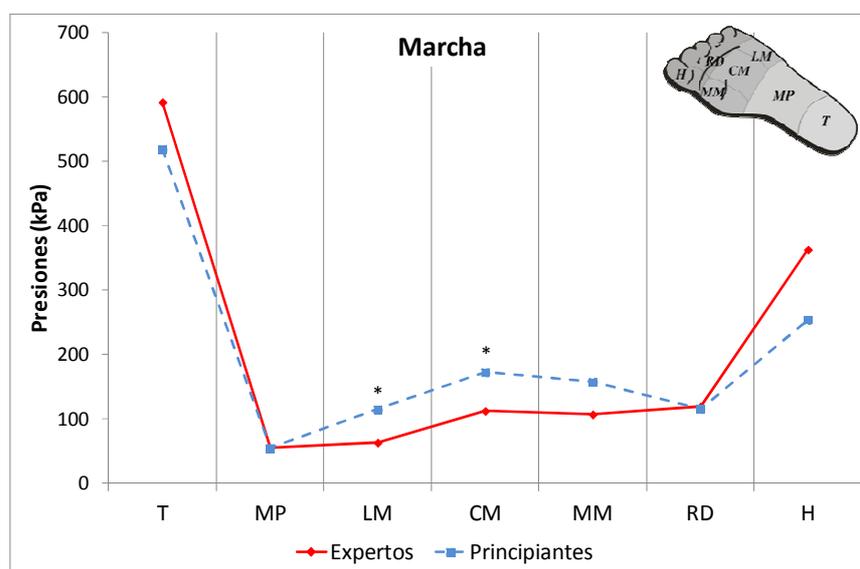


Figura 108.- Patrón de distribución de presión plantar durante la marcha (presión media  $V^1$  y  $V^2$ ).

Los resultados del presente estudio, durante la **condición de marcha**, concuerdan con los datos obtenidos en el trabajo de Bryant y cols. (2000), excepto en el orden de las zonas ya que en su trabajo el talón fue la tercera zona de máxima presión. Dicha discordancia puede ser debida a

las diferencias de velocidades encontradas entre ambos trabajos, pues en el presente estudio fueron superiores.

Igualmente, estos resultados coinciden con la descripción del patrón de marcha realizado por Eils y cols. (2002) y Rosenbaum y cols. (1994), tanto para principiantes como para expertos. Igualmente, los resultados no coinciden en magnitud con los estudios mencionados, pues dichos estudios se realizaron con los sujetos descalzos y a velocidades distintas a las de nuestro trabajo, aspecto que favorece un incremento de magnitud de las presiones, efecto que se describe perfectamente en el trabajo de Mohamed y cols. (2005).

En cuanto al **patrón de presión plantar** durante la **marcha**, registrado en **expertos**, se observa un comportamiento ligeramente diferente al de los principiantes. De esta forma, se aprecia una **reducción** de la presión plantar estadísticamente **significativa** ( $p < 0.05$ ) en las zonas del antepié, concretamente en las zonas **LM** y **CM** durante la velocidad  $V^1$  (aproximadamente un ~30% y un ~46% respectivamente) y en la zona **CM** durante la velocidad  $V^2$  (~40%).

Resumiendo, los resultados muestran diferencias en el patrón de presión durante la condición de marcha según el **grado de experiencia**. Así, se observa en el grupo de expertos, que la práctica habitual de la marcha nórdica posee un efecto positivo en la reducción de la presión plantar cuando camina sin bastones, dado que disminuye de forma considerable (~ 40%) y significativa ( $p < 0.01$ ;  $p < 0.05$ ), la presión plantar en la cabeza de los metatarsianos (LM, MM, y CM), fundamentalmente en la cabeza del 1º (44.8 %) y 2-3º (39.6 %). Estos resultados, permiten suponer que la práctica habitual de la marcha nórdica modifica el patrón de presión durante la marcha normal, con una considerable reducción de la presión plantar en la cabeza de los metatarsianos.

Analizando la distribución de presiones y sus desviaciones estándar (figura 109) de diversos estudios (Perttunen, 2002), se puede observar que el comportamiento de las presiones plantares de la presente Tesis Doctoral durante la condición de marcha es similar a la presentada en multitud de estudios.

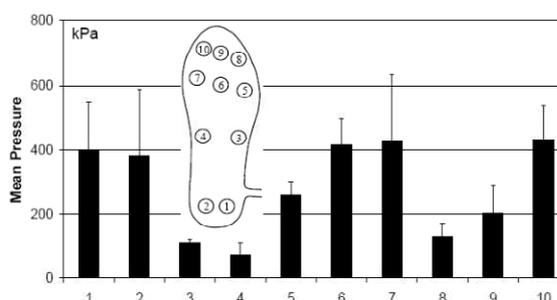


Figura 109.- Media y desviación típica de los picos de presión máxima durante la marcha extraído de diversos estudios (extraído de Perttunen, J. 2002).

Comparando el patrón de distribución plantar entre principiantes y expertos durante la condición de **marcha nórdica**, se puede observar, en los **expertos**, una reducción de presión estadísticamente significativa ( $p < 0.01$ ) localizada en las zonas **LM** y **CM** (36.97% y 59.63% respectivamente), tanto a velocidad  $V^1$  como  $V^2$ , junto con un **incremento** de las **presiones plantares** a ambas velocidades de estudio en las zonas del talón (**T**) y del *hallux* (**H**) (del orden del ~22% y del ~50% respectivamente). Igualmente, se observa un descenso significativo ( $p < 0.05$ ) en la zona de los **MM** (49.50%) a velocidad  $V^2$ .

En este sentido, los resultados obtenidos en las magnitudes de **presión plantar durante la marcha nórdica** en la presente Tesis Doctoral parecen señalar lo descrito por Sanderson y cols. (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. De este modo, los resultados significativos muestran como **los expertos** respecto a los principiantes, **reducen la presión plantar** (~50%) en la zona de los metatarsianos (2º y 3º), aunque por otro lado, se aprecia un **incremento** de la presión en la zona del **talón** (~ 23%) y **primer dedo** (~13 %). Estos resultados concuerdan con los obtenidos por Lee y cols. (2008), por Rosenbaum y cols. (1994), por Eils y cols. (2002) y por De Cock y cols. (2006), quienes afirman que las mayores presiones plantares durante la marcha se localizan sobre la zona del talón en el instante de contacto con el suelo, y difieren de estos, en que también describen la zona de los metatarsianos como una de las zonas que mayor carga soporta durante la marcha, siendo contrario a lo obtenido en los resultados por el efecto de la marcha nórdica.

Analizando las **diferencias entre los distintos tipos de marcha**, los resultados sólo encontraron diferencias estadísticamente significativas entre condiciones (marcha y marcha nórdica) en las zonas **LM** y **CM** tanto en los **principiantes** como en los **expertos**. Observándose una **reducción** de la presión media máxima durante la condición de marcha nórdica del ~20% y del ~30%, respectivamente, pese al incremento de la velocidad observado durante los test.

Se puede decir que los picos de presión máxima se alcanzaron en el siguiente orden: Talón, *Hallux*, CM, MM, LM-RD y MP. Independientemente de los estudios que analizan el patrón general de distribución de las presiones plantares, se observa que los picos de presión máxima se encuentran principalmente en el Talón, el Antepié (MM, CM, LM) y el *Hallux* (H); mientras las menores presiones se localizan en el Mediopié (MP) y los dedos laterales (RD).

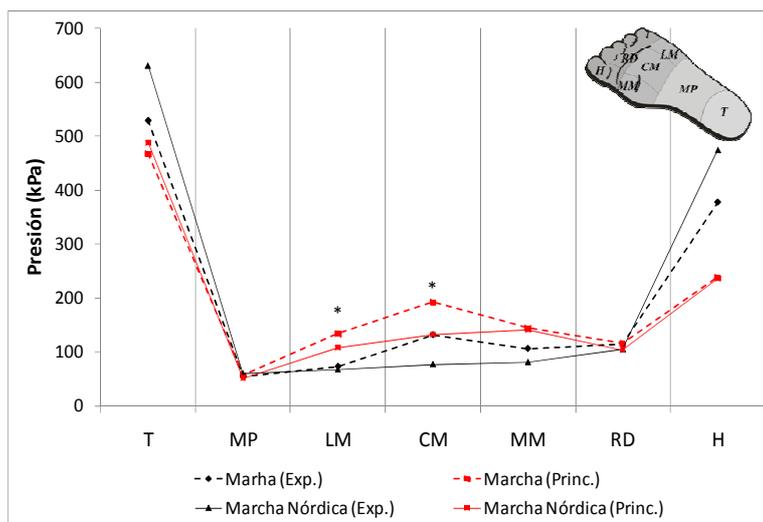


Figura 110.- Patrón de distribución plantar y diferencias entre tipos de marcha.

En cuanto al **efecto de la velocidad** sobre la presión plantar, son muchos los estudios (Burnfield y cols. 2004; Chuckpaiwong y cols., 2008; Drerup y cols. 2001; Drerup y cols., 2008; I-Ju y cols., 2010; ; Kernozek y cols., 1996; Kernozek y Zimmer, 2000; Lee y cols. 2008; Morag y Cavanagh, 1999; Rosenbaum y cols. 1994; Segal y cols. 2004; Warren y cols. 2004; Zhu y cols., 1995) que relacionan directamente el incremento de la presión plantar con el aumento de la velocidad durante la marcha. En este sentido, el incremento de presión señalado anteriormente (en la población experta) en la zona del talón (~ 23%) y primer dedo (~ 13 %), pueda ser debido, tal y como Segal y cols. (2004) describen, a causas relacionadas con las mayores velocidades empleadas por los expertos, que a causas debidas por la condición de marcha. Asimismo, Rosenbaum y cols. (1994) demostraron que el incremento de velocidad se correspondía con un incremento de las presiones en la mayoría de zonas del pie, al igual que se producía una reducción de la presión en la zona lateral correspondiente al 5º meta, coincidiendo con otros estudios (De Cock y cols., 2006; Segal y cols., 2004). La presión plantar en el talón, los metatarsianos medios y centrales, y los dedos de los pies incrementa significativamente con un incremento de velocidad de 0.95 m/s a 1.33 m/s. Igualmente se ha demostrado que en velocidades mayores a 1.33 m/s, el incremento se produce principalmente en la zona de los dedos (primer dedo principalmente) y el talón (I-Ju y cols., 2010; Keller y cols., 1996). Todas las velocidades de estudio empleadas en el presente trabajo fueron superiores a las mencionadas ( $1.33 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), por lo que los resultados están relacionados con las evidencias de estudios anteriores.

Se ha demostrado que un incremento en la velocidad se relaciona con el incremento en la mayoría de las zonas del pie analizadas excepto en el mediopié o arco, y los metatarsianos laterales (Burnfield y cols., 2004), semejándose dichos resultados a los obtenidos en la presente Tesis Doctoral al incrementar la velocidad. De todos modos, otra explicación del aumento de la presión plantar registrada en la zona del Talón (T) durante la marcha nórdica en los expertos sería

el **incremento**, en comparación con la marcha, **de la flexión dorsal de tobillo** en el instante de toma de contacto con el suelo encontrado por Stief y cols. (2008), también llamado *sole angle* (Nigg, 1986). Según Stief y cols. (2008), dicha circunstancia contribuye en el incremento de la longitud de zancada y de la velocidad. Dicha estrategia es similar a la empleada por los marchadores atléticos, quienes incrementan la flexión dorsal de tobillo en el instante de contacto del pie, tienen una mayor flexión plantar en el despegue y mantienen las rodillas en una posición de hiperextensión durante el apoyo con el objetivo de incrementar su velocidad de marcha y con esto su longitud de zancada (Cairns y cols., 1986).

En este sentido Elvira y cols. (2008), estudiaron las respuestas y adaptaciones que produce la práctica de la marcha atlética sobre la huella plantar y la relación de los ángulos de la articulación subastragalina con las presiones plantares. Sus resultados coinciden con los encontrados en la presente Tesis Doctoral, detectando las mayores presiones en las zonas del retropié. Las velocidades de estudio empleadas en el trabajo de Elvira y cols. (2008) se asemejan a las empleadas en otros trabajos donde se comparan las presiones plantares durante la carrera (Cavanagh y cols. 1985; Henning y Milani, 1995), pero a diferencia de estos estudios donde las presiones máximas se encontraban tanto en el retropié como en el antepié, en su estudio se localizaron solo en la zona del retropié, al igual que sucede en nuestro estudio. Las principales causas de dicho incremento de presiones son las limitaciones técnicas de la disciplina de la marcha atlética, aspecto que hace que el impacto del talón al inicio de la pisada sea elevado, con tal de incrementar el impulso horizontal, tal y como sucede en el presente estudio durante la marcha nórdica y otros estudios relacionados (García-Pérez, 2012).

A la luz de los resultados, parece lógico pensar que **una mayor experiencia en la marcha nórdica permita reducir la presión en determinadas zonas del pie**, concretamente en la zona de los metatarsianos independientemente de la velocidad seleccionada. Sin embargo, respecto al efecto que posee la velocidad en ambas condiciones de marcha, parece ser que durante la marcha nórdica (donde la velocidad fue ligeramente superior a la marcha) se reduzca significativamente entre el 20-30 % la presión plantar en la zona de los 2º-3º metatarsiano para los principiantes, y de aproximadamente el 35-50 % para los expertos. Esto supone, que independientemente de la experiencia que tenga una persona en la marcha nórdica, y pese a incrementar la velocidad de ejecución, se reduce la presión en las zonas de los metatarsianos centrales, siendo considerablemente mayor esta reducción a medida que aumenta la experiencia. Según señalan Kwon y Mueller (2001) y Kanade y cols. (2006), esta reducción de la presión plantar puede ser debida a la utilización de los bastones, ya que al ser empleados como instrumentos accesorios durante la marcha, aportan un punto adicional de soporte permitiendo reducir la presión en la zona del antepié. Otra posible explicación a la reducción de presiones estaría asociada al incremento de la velocidad, la cual afecta a los procesos de transmisión de la carga desde el contacto inicial del talón hasta el despegue del dedo gordo, reduciéndose el tiempo

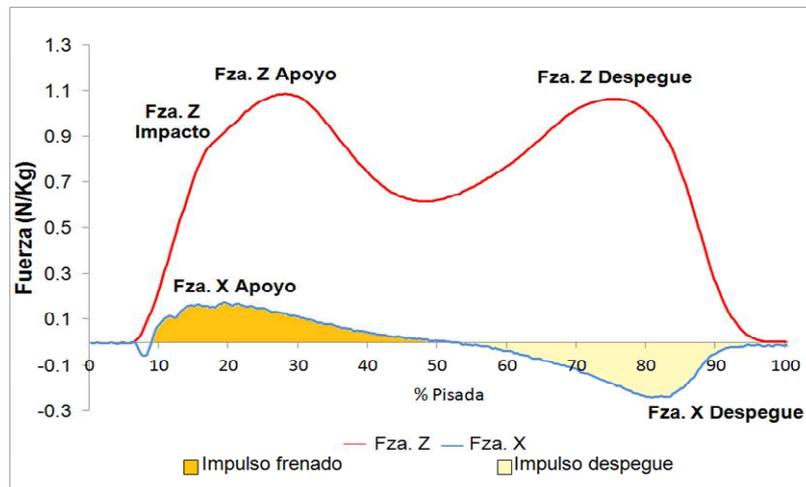
que la carga es soportada por el antepié y produciéndose con esto un incremento de las presiones principalmente bajo el primer dedo durante el despegue (Segal y cols., 2004; Zhu y cols., 1995).

Por lo tanto, la **reducción en las presiones** durante la marcha rápida y/o a altas velocidades en la marcha nórdica, podría ser de interés para poblaciones con desórdenes metabólicos crónicos que basan su actividad física en la marcha, como los obesos (Poirier y Eckel, 2002), o en programas de actividad física que intenten reducir el índice de diabetes en la población (Gregg y cols., 2003). Además, la reducción de la magnitud de presión plantar en el antepié durante la marcha, es uno de los principales objetivos en la prevención y tratamiento de úlceras en el pie (Mueller y cols., 2003; Van Shie y Boulton, 2006). Por otro lado, y aunque se han empleado plantillas ortopédicas y/o calzado terapéutico, parece ser que alteraciones en el patrón de marcha también han sido útiles para disminuir la presión plantar (Kwon y Mueller, 2001; Zhu y cols., 1995). Por este motivo, y en relación con los resultados obtenidos en el análisis del patrón de presiones plantares, la actividad física basada en la marcha nórdica podría ser de interés para pacientes diabéticos con desordenes vasculares y neuropatías, ya que estos desordenes suelen estar relacionados con úlceras en áreas sometidas a elevadas presiones (Singh y cols., 2005; Van Shie y Boulton, 2006). Considerando además, como a través de la experiencia en la marcha nórdica, se puede reducir la presión en un 30 - 50% en la zona de los metatarsianos respecto de la marcha.

Igualmente, durante la marcha nórdica, los expertos registraron un incremento de las presiones plantares en comparación con los principiantes en las zonas del talón y del primer dedo, aspecto que ya se ha comentado anteriormente podría estar asociado al modelo técnico utilizado, por lo que se debería revisar dicho modelo con tal de reducir las presiones en las zonas del pie mencionadas.

### 3.6.2. Efectos del tipo de marcha sobre las fuerzas de reacción.

La siguiente figura resume los principales resultados obtenidos, en lo referente a las fuerzas de reacción del suelo, en el presente trabajo.



		<i>Experiencia</i>		<i>Condición</i>	
		<i>Marcha</i>	<i>Marcha Nórdica</i>	<i>Principiante</i>	<i>Experto</i>
<i>Eje vertical</i>	<i>Fza. Impacto</i>	↑ expertos	↑ expertos	↑ MN	↑ MN
	<i>Fza. Apoyo</i>	↑ expertos	↑ expertos	↑ MN	↑ MN
	<i>Fza. Despegue</i>	↑ expertos	≈	≈	↓ MN
<i>Eje anteroposterior</i>	<i>Fza. Apoyo</i>	↑ expertos	≈	↑ MN	↑ MN
	<i>Fza. Despegue</i>	↑ expertos	≈	↑ MN	≈
	<i>Imp. Frenado</i>	↑ expertos	↑ expertos	↑ MN	↑ MN
	<i>Imp. Despegue</i>	↑ expertos	≈	↑ MN	≈

↑: Incremento significativo ( $p < 0.05$ )

↓: Descenso significativo ( $p < 0.05$ )

≈: No existen diferencias significativas.

MN = marcha nórdica.

Figura 111.- Resumen resultados dinamometría.

A nivel **metodológico**, en la presente Tesis Doctoral, la marcha normal ha sido utilizada como referencia para el estudio y comparación con la marcha nórdica, puesto que son semejantes y por que la marcha es la actividad de referencia en la gran mayoría de estudios que han analizado las características biomecánicas y/o fisiológicas de la marcha nórdica (Brunelle y Miller, 1998; Franz y cols. 2006; Hagen y cols., 2006; Hagen y cols., 2011; Hansen y cols., 2008; Jöllenbeck y cols., 2006; Rist y cols., 2004; Schwameder y Ring, 2006; Stief y cols., 2008; Thorwesten y cols., 2005; Willson y cols., 2001).

Como resultado de dicha interacción con el suelo, las estructuras anatómicas del miembro inferior se encargan de transmitir las fuerzas y el impacto recibido al contactar el pie con el suelo

(Lafortune y cols., 1995). Pese a que el pie facilita la transmisión entre el peso y el suelo, y protege tanto las estructuras del pie como la extremidad inferior en las primeras fases del ciclo de marcha, se ha demostrado que la parte pasiva del impacto con el suelo y el impacto recibido en la tibia están relacionados con la incidencia de lesiones por sobreuso (Lee y cols. 2008; Rodgers, 1995). La carga excesiva localizada en el pie está asociada con la aparición de lesiones metatarsales por estrés, principalmente en corredores recreacionales (Bennell y cols., 1999; Nagel y cols., 2008). Por otra parte, las fuerzas generadas en el instante de contacto con el suelo producen una carga interna del miembro inferior que provoca ondas de choque o de impacto transitorias que incrementan con la fuerza (Liddle y cols., 2000).

Así, entre los trabajos que han analizado el efecto de la marcha nórdica sobre las fuerzas de reacción del suelo han sido diversas las interpretaciones realizadas, tendiendo en los últimos trabajos a **desmentir las falsas creencias de disminución de carga durante la práctica de la marcha nórdica** (Hagen y cols., 2011; Hansen y cols., 2008; Stief y cols., 2008). Aspecto que a continuación se discute con los resultados obtenidos, en el siguiente orden, según el efecto de la experiencia, las diferencias entre tipos de marcha y las distintas velocidades empleadas en el estudio sobre las fuerzas de reacción del suelo.

Analizando el **efecto de la experiencia**, se puede decir que los **expertos registran mayores valores de fuerzas de reacción del suelo en ambas condiciones de marcha** (marcha y marcha nórdica), produciéndose un incremento del orden del 18% en la mayoría de variables analizadas, excepto en la variable de máxima fuerza vertical de despegue (Fza. Z despegue), para la cual sólo se encontraron diferencias estadísticas durante la **marcha** a velocidad  $V^1$ . Por lo que a la luz de estos resultados parece lógico pensar que;

(1) los expertos reciben mayores fuerzas de reacción del suelo independientemente de la modalidad de marcha en comparación con los principiantes.

(2) la práctica habitual de marcha nórdica tiene un efecto negativo durante la condición de **marcha**, puesto que incrementa las fuerzas de reacción del suelo en la fase inicial del ciclo de marcha, y no produce modificaciones durante la fase de propulsión o despegue.

(3) los expertos registran un menor tiempo total de pisada en comparación con los principiantes durante la condición de marcha nórdica.

En este sentido, parece que los resultados obtenidos en las variables analizadas sean dependientes en gran parte a las diferencias de velocidades, pues se observa un **incremento** de entre el ~8% al 24% en las fuerzas de reacción del suelo de los **expertos** durante la **marcha** a velocidad  $V^1$ . Así, también se observa un incremento (entre el ~13% y el ~25%) en todas las variables de fuerza durante la **marcha** de los expertos a velocidad  $V^2$  excepto en la variable Fza. Z de despegue, la cual no presenta diferencia asociadas a la experiencia.

Igualmente, en los expertos se observó un incremento significativo, durante la **marcha**, en el **impulso de frenado**, entendido como el área encerrada bajo la curva de fuerzas que implica fuerzas de frenado o reducción de la cantidad de movimiento coincidentes con el contacto inicial del talón. También se observó un incremento en el **impulso de despegue**, entendido como el área encerrada bajo la curva que implica fuerzas de aceleración o de incremento de la cantidad de movimiento, coincidente con la fase previa al despegue del pie con el suelo (figura 112).

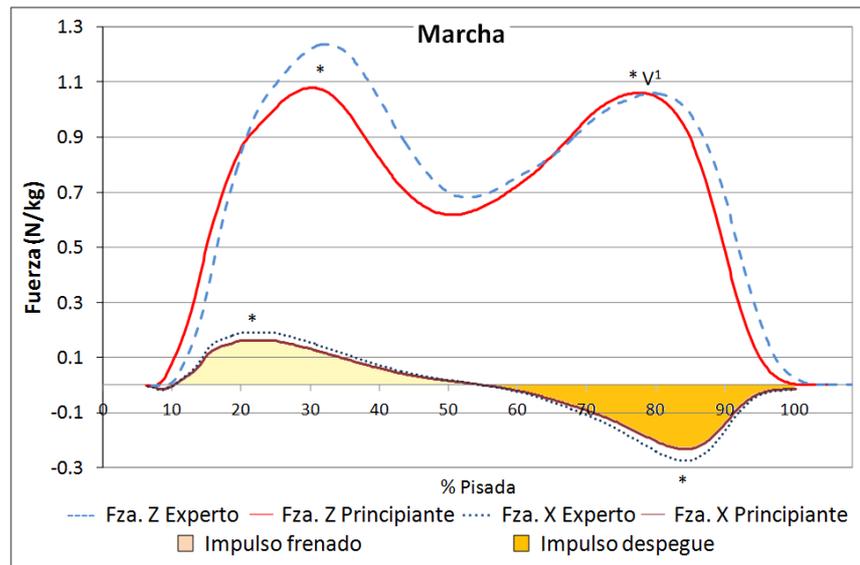


Figura 112.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la experiencia en la marcha.

Con respecto a las diferencias asociadas a la **experiencia** de los sujetos, durante la **marcha nórdica**, los expertos registraron valores significativamente más altos en todos los parámetros de fuerza, excepto en las fuerzas verticales de despegue (fza. z) y en el impulso de despegue en comparación con los principiantes.

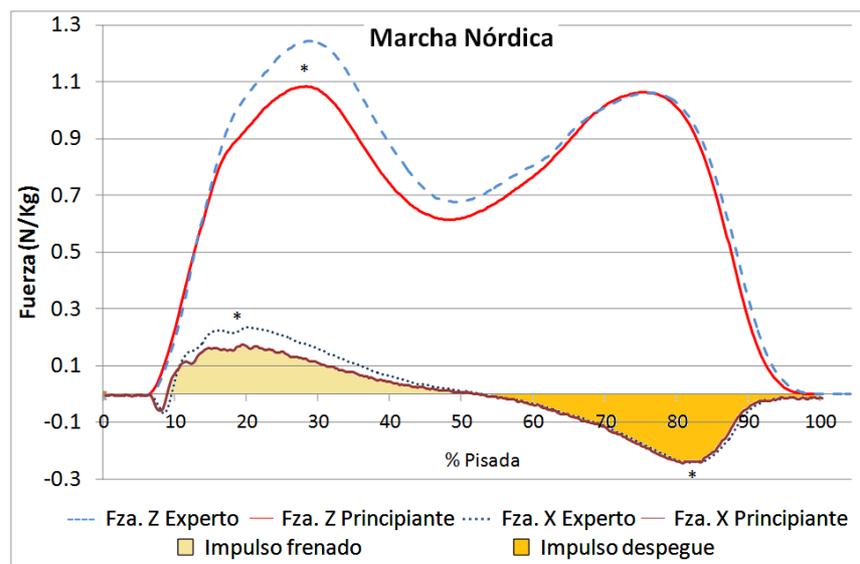


Figura 113.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la experiencia en marcha nórdica.

Diversos son los autores que han descrito el efecto del incremento de los valores en las fuerzas de reacción del suelo asociadas al incremento en la velocidad de marcha (Alexander y Jayes, 1980; Bates y cols., 1983; Cavanagh y Lafortune, 1980; I-Ju y cols., 2010; Munro y cols., 1987; Nigg y Yeadon, 1987), aspecto que se analiza más adelante. Por lo tanto, al haberse registrado los datos a velocidades distintas, resulta complicado explicar el **efecto de la experiencia en las variables mencionadas**.

A pesar de lo anterior, podríamos llegar a la conclusión de que la práctica regular de marcha nórdica de forma vigorosa produce un **incremento** en las **velocidades** de ejecución de **marcha** y de **marcha nórdica**, así como un incremento en la gran mayoría de fuerzas de reacción del suelo relacionadas con la **primera fase del ciclo de marcha**. De esta forma, nuestros resultados estarían en consonancia con los trabajos de Brunelle y Miller (1998), Franz y cols. (2006), Hagen y cols., (2006), Hagen y cols., (2011), Rist y cols. (2004) y Stief y cols. (2008).

Aunque los resultados de la presente Tesis Doctoral aportan información importante sobre las diferencias en cuanto a la respuesta biomecánica de las **GRF, y el efecto de la experiencia de los sujetos**, no es recomendable afirmar que dichos cambios en los parámetros analizados sean debidos exclusivamente a cambios mecánicos asociados al distinto nivel de experiencia de los sujetos. Nuestros resultados muestran un comportamiento similar al obtenido en los estudios realizados en pacientes con osteoartritis (Aststephen y cols. 2008; Zeni y Higginson, 2009), quienes analizan las alteraciones biomecánicas en relación con el grado de afectación de la enfermedad. En dichos estudios la utilización de velocidades libremente elegidas sirvió para demostrar que existen diferencias entre los diversos grados de afectación, pero también se sugirió que dichos cambios podían ser consecuencia de las diferencias en los niveles de las velocidades libremente elegidas (Mockel y cols., 2003; Zeni y Higginson, 2009).

A la hora estudiar los efectos de la velocidad sobre los resultados, la inclusión de la **velocidad de ejecución** como **covariable** en el estudio ANOVA de medidas repetidas es una de las opciones estadísticas propuestas para reducir la incertidumbre vertida sobre los resultados, concretamente de los efectos de la velocidad sobre las variables analizadas. Diversos estudios enfatizan su uso (Zeni y Higginson, 2009), pero igualmente existen otros estudios que cuestionan la utilización de la inclusión de la velocidad como covariable. Particularmente, Aststephen y cols. (2008) argumentan que el uso de la velocidad como covariable es inadecuado, entro otros motivos, porque esa misma variable se ve afectada por el factor principal, en nuestro caso la **experiencia de práctica**. Otra de las razones que incluyen sería que su uso es inadecuado cuando existen diferencias importantes entre la media y el rango de valores de la velocidad (covariable). Este último no es nuestro caso, pues aunque las medias fueron ligeramente diferentes, se solapan los rangos intercuartiles.

Analizando con detenimiento el **efecto de la velocidad sobre las fuerzas de reacción del suelo**, esta vez estudiando ambas muestras por separado, el ANOVAMR ha demostrado que conforme se incrementa la velocidad (en ambas condiciones de marcha) la gran mayoría de valores de las GRF se **incrementan** tanto para **principiantes** como para **expertos**, así como se reducen los tiempos de pisada y sus correspondientes fases. Estos datos contrastan con los trabajos de Menz y Morris (2006) quienes demostraron que tanto la máxima fuerza como el pico de presión máxima bajo el talón están altamente correlacionados con la velocidad de marcha, así como también están correlacionados el pico de impacto de aceleración durante caídas y los picos de máxima fuerza de reacción (Elvin y cols., 2007). Siguiendo con la línea, Lee y cols, (2008), determinaron que el pico de fuerzas de reacción del suelo vertical aumenta con el incremento de la velocidad de marcha y/o carrera. Estos trabajos muestran que la máxima fuerza vertical durante la marcha está dentro de un rango comprendido entre 1.1-1.5 veces el peso corporal (BW) a velocidades comprendidas entre 0.95 y 1.33 m·s<sup>-1</sup>. Los datos concuerdan con los registrados en la presente Tesis Doctoral, siendo ligeramente mayores para la población de expertos (entre ~1.4 y ~1.7 N/kg), ya que igualmente registraron mayor velocidad de marcha (entre ~1.7 y ~2.2 m·s<sup>-1</sup>).

Igualmente, se observó una **reducción significativa (p=0.04 y p=0.01)** en los parámetros de máxima fuerza de **despegue vertical (Fza Z despegue)** y en el **impulso de despegue** respectivamente en los **expertos**, siendo mayores los valores durante la condición V<sup>1</sup>. Este resultado se podría interpretar como que al incrementar la velocidad de marcha, se produce un mayor uso de los bastones permitiendo con esto una reducción de los parámetros relacionados con el despegue.

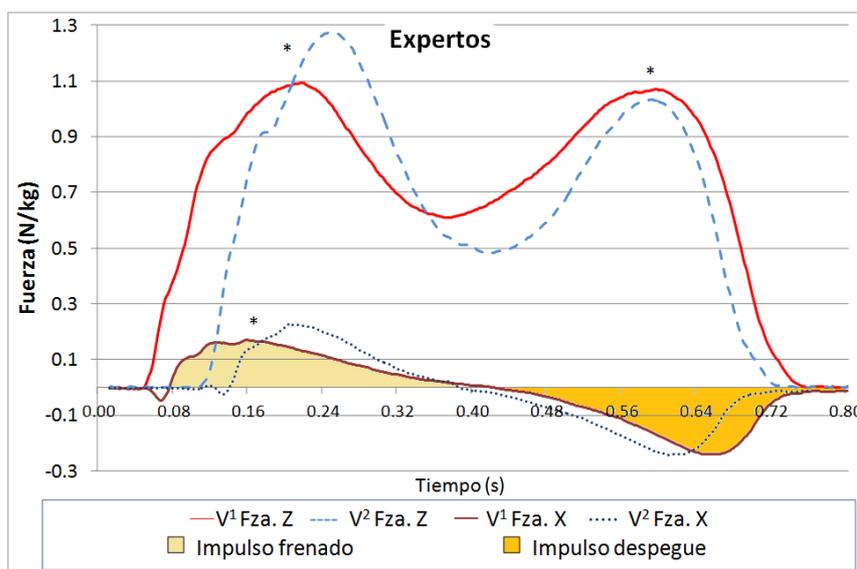


Figura 114.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la velocidad en expertos.

Igualmente, se podría interpretar suponiendo que la velocidad sea el motivo de dichas diferencias entre sujetos. De todos modos, se observa que en contra del normal incremento que debería registrarse en todas las variables de las GRF en los expertos, no se aprecian diferencias

en las fuerzas verticales durante el instante de despegue (Fza Z despegue), por lo que este dato estaría en consonancia con los resultados expuestos por Stief y cols. (2008) quienes describen una **tendencia a la reducción de fuerzas verticales durante el instante de despegue** ( $p=0.088$ ).

Interpretando la tendencia a la reducción expuesta anteriormente en la fase de despegue (Fza Z despegue), se podría asociar al empleo activo del bastón en la fase de despegue, el cual no actúa durante la primera fase del ciclo de marcha, que es cuando se produce las mayores cargas articulares (Kleindienst y cols., 2006; Stief y cols., 2008). Tal y como describen en su trabajo Hagen y cols. (2011), en el instante de contacto inicial con el talón, el pie se encarga de decelerar el cuerpo aplicando fuerza sobre el suelo y los bastones se encargan de acelerar el cuerpo hacia delante aplicando fuerza a través del empleo de los bastones, por lo que no se debe esperar una reducción de la carga en el instante de apoyo inicial, ya que ambas fuerzas tienen sentidos distintos, mientras en el instante de despegue, tanto las fuerzas del miembro inferior, como las fuerzas aplicadas en el bastón tienen la misma dirección, siendo lógico observar una reducción en las fuerzas verticales de despegue.

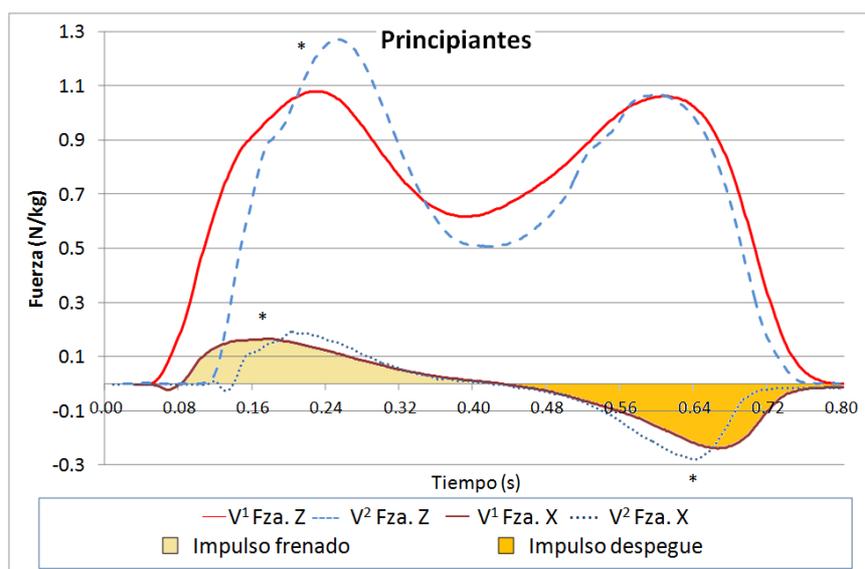


Figura 115.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la velocidad en principiantes.

Los resultados obtenidos en la comparación entre **condiciones de marcha** (marcha vs marcha nórdica), e independientemente de la velocidad de ejecución, los resultados han mostrado grandes **diferencias** entre tipos de marcha en la población de principiantes.

De esta forma se observó un **incremento** de las fuerzas de reacción del suelo tanto en el eje vertical como en el horizontal (fuerzas de frenado antero-posterior) durante la fase inicial del paso, correspondiente con el apoyo inicial del talón en el suelo, suponiendo un incremento entre el ~10% y el ~20% de las fuerzas de reacción del suelo durante la marcha nórdica. Igualmente se observó un **incremento** tanto de los **impulsos de frenado y de despegue** (~15% y ~20%

respectivamente) durante la **marcha nórdica**, lo que nos viene a indicar el **incremento de las GRF** durante la marcha nórdica en los **principiantes**. Igualmente, se observó un **incremento** en las fuerzas de reacción del suelo durante la fase de despegue en el **eje antero-posterior**, mostrando un incremento en las fuerzas propulsivas durante la marcha nórdica.

En este sentido, los resultados son similares a los descritos por Brunelle y Miller (1998) quienes describieron un incremento de las fuerzas de reacción del suelo en el instante de contacto del talón con el suelo, valorando que el empleo de bastones favorece el incremento de dichas fuerzas verticales ( $F_z$ ) estimadas en un 25.7% del peso corporal. Igualmente describieron mayores fuerzas antero-posteriores ( $F_y$ ) en el instante de contacto del talón del orden del 5.8% el peso corporal, indicando un fuerte componente de frenado durante la marcha nórdica.

Por otro lado, tanto el tiempo total de apoyo como los **impulsos de frenado y despegue** fueron significativamente **mayores ( $p < 0.05$ )** en los **principiantes** durante la **marcha nórdica** en comparación con la marcha normal, coincidiendo con los resultados del trabajo de Thorwesten y cols. (2006, 2007), quienes asocian este resultado a un mayor dinamismo durante la marcha nórdica en comparación con la marcha. Estos resultados concuerdan con los encontrados por Hagen y cols. (2011), quienes describieron un incremento significativo ( $p < 0.01$ ) en el tiempo de contacto durante la marcha nórdica en comparación con la marcha.

Igualmente, los resultados de la presente Tesis Doctoral coinciden con los resultados obtenidos por Hagen y cols. (2006), Hagen y cols., (2011), Jöllenbeck y cols. (2006), Rist y cols. (2004) y Stief y cols. (2008); no sólo en cuanto a que **desmienten la falsa creencia de que la práctica regular de marcha nórdica reduce las cargas articulares en un ~30-50%**, sino que además indican que durante la marcha nórdica, los **principiantes registran mayores niveles de GRF**, poniendo en entredicho la prescripción de la marcha nórdica motivada por la reducción de carga articular.

Es posible, que dichos resultados, tal y como describe Jöllenbeck y cols. (2006), sean debidos al empleo de velocidades de marcha ligeramente diferentes entre condiciones, aspecto que, como se ha explicado anteriormente se deberá tener en cuenta en la interpretación de los resultados.

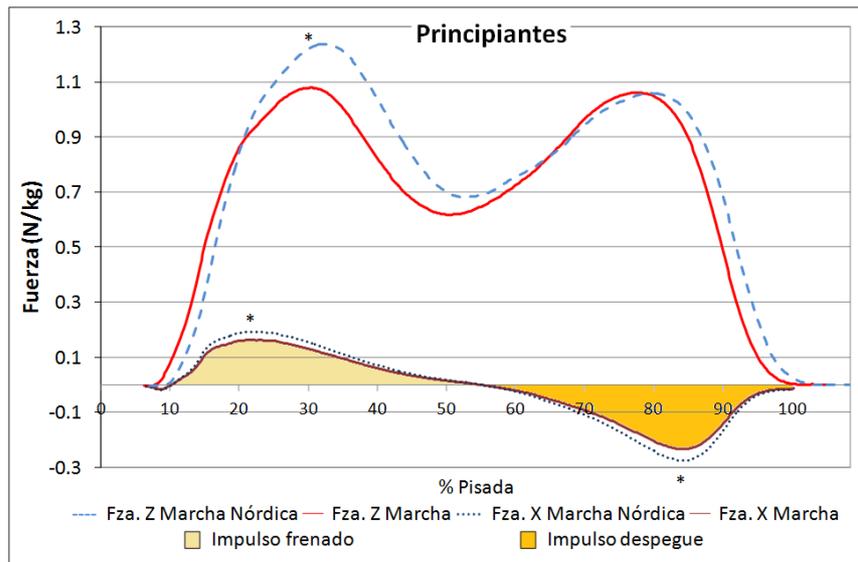


Figura 116.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la condición en principiantes.

En el caso de los **expertos**, se aprecia un incremento significativo ( $p < 0.05$ ) tanto en las fuerzas de reacción verticales y antero-posteriores en el instante de apoyo del pie durante la marcha nórdica en comparación con la marcha, suponiendo un incremento entre el ~9% y el ~30% de las fuerzas de reacción del suelo durante la marcha nórdica. Igualmente se detectó un **incremento significativo en el impulso de frenado ( $p = 0.00$ ) durante la marcha nórdica**, indicando con esto altos niveles de carga en el instante de apoyo. Por el contrario, se observó una **reducción significativa ( $p = 0.00$ ) en las fuerzas verticales de despegue o segundo pico de fuerza vertical (~9%)**, indicando con esto una reducción de dicha componente asociada al empleo de los bastones, estando en consonancia con la tendencia encontrada ( $p = 0.088$ ) en el trabajo de Stief y cols. (2008) y Kleindienst y cols. (2006).

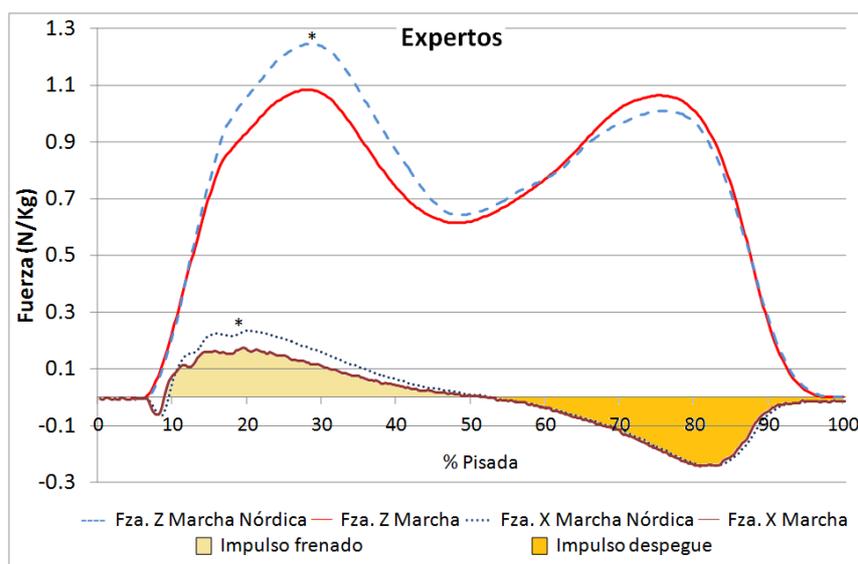


Figura 117.- Fuerzas de reacción del suelo. Diferencias asociadas a la condición en expertos.

De forma general, los resultados coinciden con los obtenidos en los trabajos de Brunelle y Miller (1998), Hagen y cols. (2006 y 2011), Kleindienst y cols. (2006) y Rist y cols. (2004). Éste último detectó, excepto en el segundo pico de fuerza vertical, mayores pendientes de carga vertical y mayores GRF horizontales durante la práctica de la marcha nórdica en comparación con la marcha. Cabe mencionar que en los trabajos de Hagen y cols. (2006 y 2011) se emplearon velocidades idénticas de marcha, aspecto que podría haber modificado el patrón motor de la marcha. Asimismo, Kleindienst y cols. (2006), investigaron a expertos en la práctica de la marcha nórdica, y concluyeron que dichos sujetos registraban incrementos significativos ( $p < 0.05$ ) en las fuerzas de reacción del suelo tanto verticales como horizontales durante la fase inicial de apoyo, concluyendo que *"ninguno de los parámetros cinemáticos durante la marcha nórdica sugiere un beneficio fisiológico en comparación con la marcha"*.

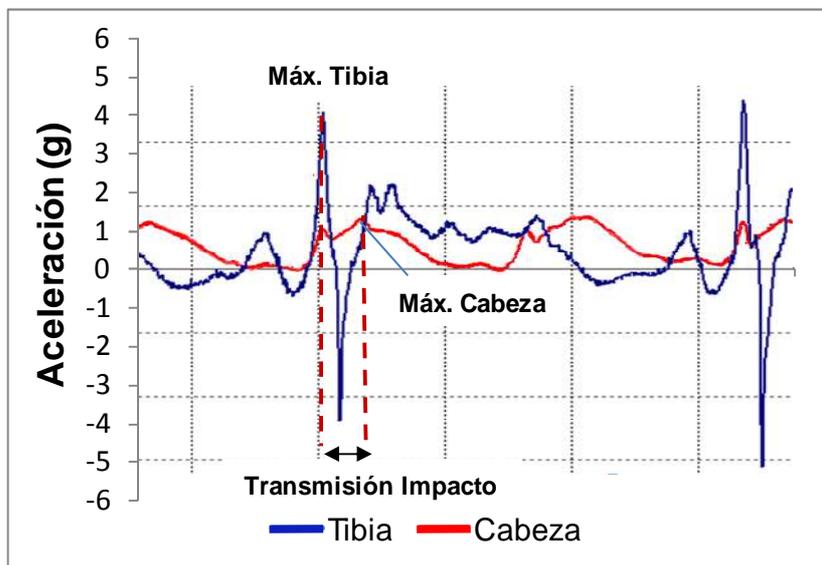
Pese a no coincidir exactamente con los resultados obtenidos en la presente Tesis Doctoral, nuestros resultados están en la línea de las conclusiones de los estudios de Franz y cols. (2006), Hansen y cols. (2008), Jöllenbeck y cols. (2006) y Thorwesten y cols. (2006), quienes no encontraron ningún tipo de reducción en las fuerzas de reacción del suelo durante la marcha nórdica en comparación con la marcha.

Los diversos estudios que han analizado la marcha nórdica desde una perspectiva cinemática, asocian la ausencia de reducción de carga articular y/o el incremento de la misma durante la marcha nórdica en el instante del contacto del talón, con las mayores longitudes de paso, el mayor ángulo de flexión dorsal de tobillo (*sole angle*) en el instante de apoyo del talón (Hagen y cols., 2011; Rist y cols., 2004; Stief y cols., 2008) y con el mayor momento articular de cadera en el plano sagital (Stief y cols. 2008). Asimismo, tal y como se argumenta en el trabajo de Stief y cols. (2008), dicho incremento del ángulo de cadera en el instante de apoyo y el mayor ángulo de flexión dorsal de tobillo son debidos al incremento de la longitud de zancada, explicando de esta forma las mayores cargas verticales y horizontales en el instante inicial de la pisada durante la marcha nórdica.

Gerritsen y cols. (1995) demostraron que por cada ángulo de la pierna que se modifica con el incremento de la longitud del paso se produce un incremento de 68 N en el pico de impacto de las fuerzas de reacción del suelo. Igualmente, demostraron que por cada ángulo del pie en el instante de impacto que se incrementa como resultado del aumento de la longitud del paso se incrementa en 85 N los picos de fuerza.

### 3.6.3. Efectos del tipo de marcha sobre la transmisión del impacto.

A continuación se resumen los principales resultados obtenidos en el estudio de acelerometría.



	Experiencia		Condición	
	Marcha	Marcha Nórdica	Principiante	Experto
<b>Máxima Aceleración en Tibia (g)</b>	↑12% exp. V <sup>2</sup>	↑19% exp. V <sup>2</sup>	↑ 7% MN	↑ 12% MN
<b>Máxima Aceleración en Cabeza (g)</b>	≈	↑ exp. 29%	≈	↑ 21% MN
<b>Transmisión del Impacto (s)</b>	↓58% exp.	↓ 45% exp.	≈	≈

↑: Incremento significativo ( $p < 0.05$ ).

↓: Descenso significativo ( $p < 0.05$ ).

≈: No existen diferencias significativas.

exp. = expertos.

MN = marcha nórdica.

A nivel metodológico, se utilizó un acelerómetro uniaxial en la dirección longitudinal de la tibia, la cual corresponde a la dirección de la propagación de la onda de choque tras el impacto del talón (Wosk y Voloshin, 1981). Se ha demostrado que en el contacto inicial del talón durante la marcha, 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 (Guerritsen y cols., 1995).

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 y cols., 1986; Munro y cols., 1975; Perry, 1983; Voloshin y Wosk, 1981) que se transmiten a través de la cadena musculoesquelética desde el talón hasta la cabeza (Chu y Yazdani-Ardakani, 1986; Lewis y cols., 1991; Light y cols., 1980; Noe y cols., 1993; Shorten y Winslow, 1992; Voloshin y Wosk, 1981; Voloshin y Wosk, 1982; Wosk y Voloshin, 1981, 1985). La magnitud de estas fuerzas de choque varían

dependiendo de distintos factores biomecánicos como la velocidad de marcha (Clarke y cols., 1985; Shorten y Winslow, 1992; Voloshin, 2000), el peso corporal (Shorten y Winslow, 1992) y otros como el género, la edad o la obesidad (Bates y cols., 1983). Dichas ondas de choque o impacto, están también relacionadas con el tipo de marcha, presentando magnitudes distintas durante la marcha, la carrera, subiendo escaleras, etc (Voloshin, 2000).

Tal y como han demostrado diversos estudios, durante la marcha nórdica **se incrementa la longitud del paso**, aspecto que podría afectar a los ángulos con que la extremidad inferior contacta con el suelo y con esto los **niveles de aceleración**, pero Derrick y cols. (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), por lo que los cambios reportados durante la marcha nórdica no superan dicho incremento, y por lo tanto **no afectó a los registros de aceleración**. Dicho aspecto hace que la acelerometría sea una técnica adecuada para registrar los componentes dinámicos de carga durante la marcha (Voloshin, y cols., 1998).

Uno de los objetivos de la presente Tesis Doctoral es comparar la magnitud de impacto (aceleración) recibido durante la marcha nórdica y compararlo con la marcha. Igualmente, se analizó el efecto de la experiencia sobre dichos niveles de impactos, observándose diferencias asociadas a dicha **experiencia** de práctica. Concretamente en los parámetros de **Máxima aceleración en Tibia** durante la condición de marcha y marcha nórdica únicamente a velocidad  $V^2$ , donde los **expertos** alcanzaron mayores niveles de aceleración.

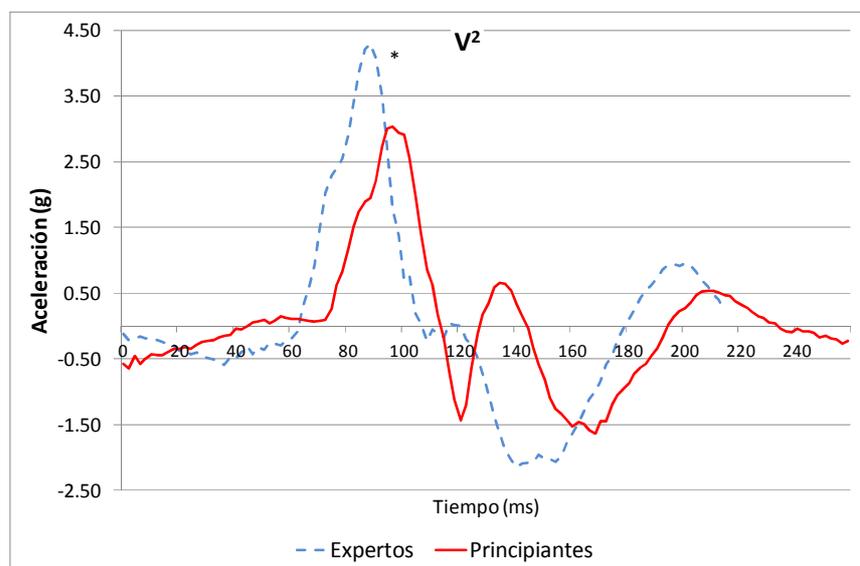


Figura 118.- Diferencias en aceleración en tibia asociadas a la experiencia en marcha y marcha nórdica.

En cuanto al parámetro de **Máxima aceleración en Cabeza**, solamente se registraron diferencias significativas asociadas a la **experiencia** durante la **marcha nórdica** en ambas

velocidades ( $V^1$  y  $V^2$ ), registrando los **expertos** un incremento significativo de las aceleraciones del ~27% y del ~31% respectivamente. Si bien es cierto, se aprecia una tendencia a la significatividad ( $p=0.056$ ) durante la condición de marcha a velocidad  $V^2$ , durante la cual se observa un incremento estadísticamente no significativo del ~21% en las aceleraciones de los expertos.

Igualmente se observaron diferencias significativas asociadas al nivel de **experiencia** para todas las condiciones de estudio para el parámetro **Transmisión Tibia y Cabeza (s)**, obteniendo mayores valores los principiantes en todos los casos. Esto puede ser debido a la diferencia observada en velocidades entre expertos y principiantes.

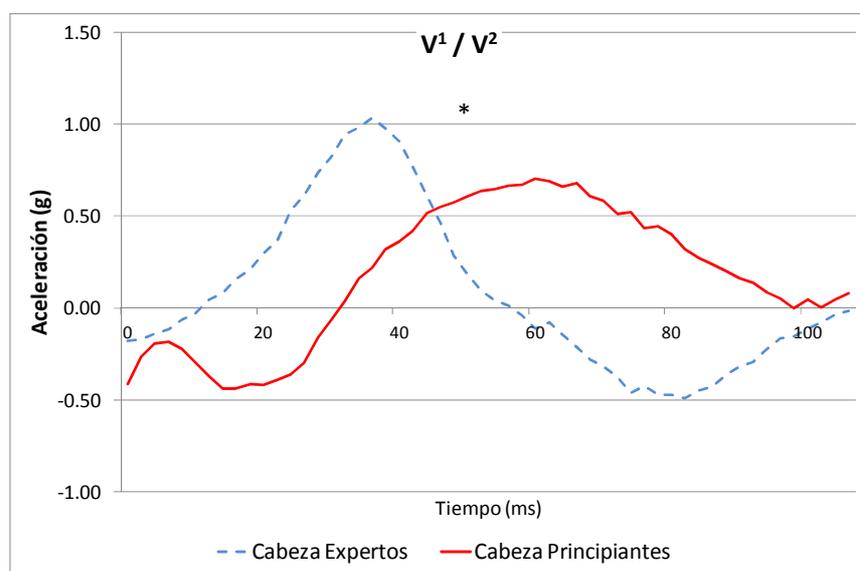


Figura 119.- Diferencias en la máxima aceleración en cabeza asociadas al nivel de experiencia durante la marcha nórdica.

Tal y como se ha argumentado en el apartado anterior, la velocidad libremente elegida por los expertos de nuestro estudio se encuentra ligeramente por encima de los valores descritos por Auvinet y cols. (2002) quienes describieron una velocidad de entre  $1.3$  y  $1.6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  como velocidad de marcha normal. Ciertamente es que los sujetos utilizados en la presente Tesis Doctoral fueron personas físicamente activas, a los cuales se les incitó a caminar libremente pero de forma vigorosa, aspecto que justifica el incremento de velocidad observado y por ende, la reducción en el tiempo de transmisión del impacto observada en los expertos.

Profundizando en los **efectos de la velocidad** sobre los niveles de impacto, son diversos los estudios que ha demostrado que la magnitud de la aceleración es dependiente de la velocidad de marcha (Rios y cols, 2010; Voloshin, 2000, Voloshin y cols., 1998) y de la carrera (Mercer y cols., 2002), demostrando que la magnitud del impacto incrementa de  $2.26 \text{ g}$  a  $5.56 \text{ g}$  en un rango de velocidad de  $0.89 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  a  $1.79 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  durante la marcha. Los resultados muestran que los expertos caminan más rápido durante la marcha nórdica, incrementando sus niveles de aceleración en tibia

y en cabeza a la misma velocidad subjetiva. Dicho incremento en la velocidad de ejecución, asociado al nivel de experiencia, afecta igualmente al tiempo de apoyo, el cual decrece conforme se incrementa la velocidad de marcha (Mercer, y cols., 2003b; Mercer y cols., 2002; Voloshin, 2000), aspecto que concuerda con la reducción significativa del tiempo transcurrido entre picos de aceleración en ambas condiciones y velocidades de estudio.

Sin embargo, es importante decir que la velocidad de marcha nórdica libremente elegida por los expertos está cercana a los  $2.0 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  ( $1.90\pm 0.06 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$ ), la cual supone la velocidad de transición de marcha a carrera (Nilsson y Thorstensson, 1989), por lo que el empleo de bastones permite alcanzar **mayores velocidades** de marcha con el consiguiente beneficio a nivel fisiológico, sin alcanzar los niveles de impactos de la carrera (Hagen y cols., 2011). Estos resultados concuerdan con los presentados por Willson y cols. (2001), quienes determinaron que los sujetos caminaban más rápido a velocidad libremente elegida con el uso de los bastones, concretamente registró  $\sim 1.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  durante la condición de marcha frente a los  $\sim 1.6 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  durante la condición de marcha nórdica. Las velocidades libremente elegidas por los principiantes de la presente Tesis Doctoral se asemejan a las velocidades del trabajo de Willson y cols. (2001), quienes también analizaron principiantes.

A la luz de dicha interpretación, se podría decir que a mayor grado de **experiencia** en la marcha nórdica, mayores son las velocidades de marcha y por tanto mayores los niveles de impacto sobre la tibia y la cabeza.

En cuanto al **efecto del sexo**, Mazzà y cols. (2009), demostraron que pese a que existen diferencias significativas ( $p < 0.05$ ) entre los hombres y las mujeres en las componentes de aceleración medio-lateral y antero-posterior, no encontraron diferencias en la componente vertical entre sujetos, aspecto que concuerda con los resultados de la presente Tesis Doctoral. Ciertamente es que en el trabajo de Mazzà y cols. (2009) se describe que en ambos grupos, las aceleraciones medio-laterales se atenuaron menos que las antero-posteriores. Se sugiere que el mayor control de las aceleraciones registradas en la cabeza de las mujeres sea debido a la necesidad de atenuar el mayor movimiento pélvico registrado en el plano coronal, los hábitos de marcha al utilizar habitualmente tacones, etc., (Mazzà y cols., 2009; Smith y cols., 2002). De esta forma, la habilidad de atenuación de las aceleraciones, permite a las mujeres alcanzar niveles de aceleración en la cabeza equivalentes a los de los hombres, pese a su mayor aceleración pélvica (Mazzà y cols., 2009), tal y como se ha descrito en el apartado de resultados.

Analizando por separado las muestras, el **efecto de la velocidad** sobre los parámetros estudiados, mostraron en ambos grupos un comportamiento similar. Tal y como se ha descrito anteriormente, la magnitud del impacto es dependiente de la velocidad de estudio, confirmándose en la presente Tesis Doctoral, que en ambas muestras se produce un incremento de las aceleraciones registradas tanto en tibia como en cabeza durante la velocidad  $V^2$ . Los principiantes,

además de mostrar el mismo comportamiento detallado anteriormente, también mostraron diferencias significativas en el parámetro de Transmisión Tibia y Cabeza, mostrando un comportamiento de reducción del tiempo de apoyo asociado al incremento de la velocidad (Mercer y cols., 2003b; Mercer y cols., 2002; Voloshin, 2000).

Analizando el **efecto de la condición** (marcha Vs. marcha nórdica), los resultados presentan un dato novedoso, pues se observa un **incremento** de las aceleraciones registradas en la **tibia** durante la condición de **marcha nórdica** tanto en los expertos como en los principiantes. Ciertamente es que el incremento de los expertos es más significativo que el encontrado en los principiantes ( $p=0.01$  Vs.  $p=0.05$ ). No se han encontrado diferencias significativas entre condiciones para la aceleración registrada en la cabeza de los principiantes. Este aspecto responde al comportamiento de protección descrito por diversos autores que sugieren que una reducción de aceleración antes de alcanzar la cabeza permite mantener los niveles de información vestibular y visual necesarios para la estabilización (Kavanagh y Menz, 2008; Pozzo y cols., 1990, 1991).

Así, los niveles de **aceleración** registrados en la cabeza durante la marcha (en principiantes y expertos), y durante la marcha nórdica (sólo en principiantes), coinciden con los obtenidos en otros estudios, los cuales han utilizado velocidades similares o cercanas (Kavanagh, y cols., 2004:  $\sim 0.47$  y  $\sim 0.45$  g; Lafortune y Hennig, 1992; Lafortune y cols. 1996; Menz y cols., 2003:  $\sim 0.5$  g; Rios y cols. 2010; Wosk y Voloshin, 1981,  $\sim 0.56$  g).

Sin embargo, los **expertos** registraron valores de aceleración significativamente **mayores** ( $p=0.00$ ) en la **cabeza** durante la **marcha nórdica** en comparación con la marcha, pudiendo deberse a la velocidad empleada en dicha condición, que tal y como se ha expuesto anteriormente, está muy cerca de la velocidad umbral de transición entre la marcha y la carrera (Nilsson y Thorstensson, 1989), por lo que es lógico pensar que los niveles de aceleración durante la marcha nórdica estén entre los valores registrados en marcha y en carrera, aspecto que justificaría dichas diferencias. Así las aceleraciones en cabeza encontradas durante la carrera oscilan entre  $\sim 1g$  y  $\sim 1.9g$  en un rango de velocidades que oscilan entre  $2.76 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  y  $6.4 \text{ m}\cdot\text{s}^{-1}$  (Mercer y cols., 2003a; Mercer y cols. 2003b; Mizrahi y cols., 1997; Mercer y cols., 2002).

Igualmente, se observa una **reducción** importante en los valores de aceleración inicial en la tibia y su registro final en la cabeza durante ambos tipos de marcha. Han sido muchos los estudios que han analizado los mecanismos propios del organismo de atenuación de impactos, así como su capacidad de protección (Voloshin, 2000; Voloshin y Wosk, 1981, 1982; Voloshin y Loy, 1994). Lo que está claro es que dichos procesos de generación, propagación y atenuación de la onda de choque son procesos fisiológicos que acompañan el movimiento del ser humano (Voloshin, 2000; Light y cols., 1980).

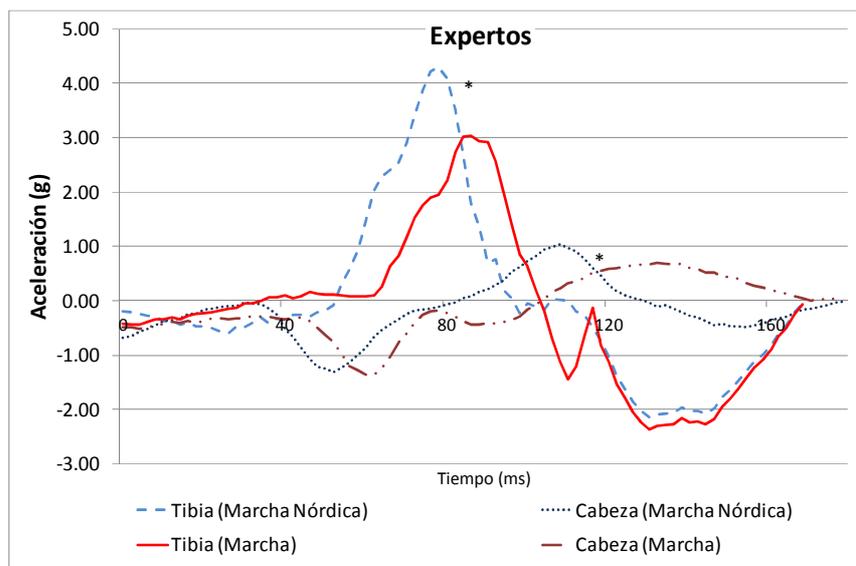


Figura 120.- Diferencias en aceleración asociadas a la condición de marcha.

Se ha demostrado que las altas fuerzas de impacto asociadas al contacto inicial del talón pueden causar daños en el cartílago articular (Radin y cols., 1975). Igualmente, se ha demostrado que dicho impacto se atenúa desde los segmentos inferiores a los superiores (Kavanagh y Menz, 2008; Kim y Voloshin, 1992; Light y cols., 1980; Loy y Voloshin, 1991; Wosk y Voloshin, 1981; Voloshin y Wosk, 1982). Un ejemplo de esto se presenta en el trabajo de Kim y Voloshin (1992), donde se expresa la aceleración registrada en distintas localizaciones anatómicas.

Del mismo modo, estudios previos demostraron que el pico de la onda de impacto generado en el instante de contacto del talón con el suelo, se reduce en 1.45 veces la aceleración registrada a su paso por la rodilla y entre 3.29 y 3.74 veces la aceleración registrada desde la tibia a la cabeza (Wosk y Voloshin, 1981). Así, diversos estudios han demostrado que el tronco juega un papel muy importante en la atenuación de la aceleración registrada durante la marcha, tanto sobre superficie regular como irregular (Menz y cols., 2003), asegurando de este modo la estabilidad de la cabeza y permitiendo que la visión se mantenga estable, aspecto esencial para el mantenimiento del equilibrio (Kavanagh, y cols., 2004; Menz y cols., 2003; Price y cols., 1994; Winter, 1995).

A la luz de los resultados obtenidos, se podría decir que dicho **comportamiento de atenuación de impactos** sucede tanto para la marcha, como para la marcha nórdica, pues en ambos tipos de marcha, se registran magnitudes muy inferiores en la cabeza a las registradas en la tibia. Así, Menz y cols. (2003a) defienden que este mantenimiento de la estabilidad de la cabeza supone una de las tareas fundamentales del control postural durante la marcha.

Durante la marcha nórdica se producen mayores niveles de aceleración en la tibia en comparación con la marcha, por lo que la prescripción de dicha actividad como medida rehabilitadora debe realizarse con precaución para no incurrir en el agravamiento de las patologías

existentes o la generación de nuevas patologías. Este aspecto sugiere **prudencia** a la hora de utilizar la marcha nórdica con poblaciones especiales.

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 y cols., 2003a; Milgrom y cols., 1992; Mizrahi y cols., 1997; Potthast y cols., 2010; Voloshin y cols., 1998). Dichos aspectos pueden estar relacionados con los mayores niveles de aceleración registrados en la tibia durante la marcha nórdica, por lo que se deberán ser tenidos en cuenta si se pretende introducir dicha actividad como medio para mejorar el estado de forma general en poblaciones especiales.

Las afirmaciones extraídas del estudio de Potthast y cols. (2010) son de vital importancia para conocer el comportamiento de las aceleraciones registradas, pues el incremento tanto de las presiones, de las fuerzas de reacción del suelo y de las aceleraciones durante la marcha nórdica se sospecha que puedan estar relacionadas con el incremento del ángulo de flexión dorsal del tobillo, aspecto que propicia mayor rigidez durante el impacto del talón.

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, por lo que deberá ser tenido en cuenta a la hora de prescribir dicha modalidad con objetivos de rehabilitación y/o cuidados para la salud en poblaciones especiales, por las modificaciones demostradas en la presente Tesis Doctoral.

### 3.6.4. Análisis de correlaciones.

Aun habiendo remarcado las relaciones existente entre las variables de estudio, se realizó un estudio de correlaciones para comprobar si existía algún tipo relación directa entre los parámetros analizados.

Los resultados del estudio demuestran una correlación moderada ( $r=0.773$ ) entre la **Experiencia** y la **Fza. anteroposterior (x)** en el instante de apoyo, de manera que nos indica que a mayor experiencia, mayores fuerzas de frenado anteroposterior se tienen durante la marcha nórdica. Igualmente, la **velocidad** correlacionó con la **experiencia** con un valor promedio (moderado-bajo) de  $r \approx -0.53$  en todas las condiciones de estudio analizadas. Indicando una dependencia de la velocidad.

Se observan **correlaciones moderadas** ( $r < 0.7$ ) entre la **velocidad** y los parámetros relacionados con las fuerzas de reacción del suelo en el instante del contacto del talón, tal y como se observa en otros estudios (Alexander y Jayes, 1980; Bates y cols., 1983; Cavanagh y I-Ju y cols., 2010; Lafortune, 1980; Munro y cols., 1987; Nigg y Yeadon, 1987). Igualmente, las correlaciones encontradas en los **parámetros temporales del estudio** responden, tal y como plantean Menz y Morris (2006), al incremento de la velocidad con la reducción del tiempo de apoyo.

Las fuerzas de reacción del suelo están influidas directamente por el peso corporal. Durante un ciclo de carrera normal (talón-punta), el pie impacta con el suelo generando un incremento rápido de las fuerzas de reacción del suelo verticales ( $F_z$ ), alcanzando su máximo tras el contacto del talón. Esta fuerza de impacto acelera una parte del miembro inferior, causando con esto un pico de aceleración (Lee y cols. 2008). Los resultados de Lee y cols. (2008), durante la carrera demostraron una alta correlación ( $r^2=0.91$ ) entre la presión plantar y el pico de fuerza de reacción del suelo vertical, aspecto que no coincide con los resultados del presente trabajo.

Diversos autores han descrito que las cargas repetidas sobre los miembros inferiores son las responsables de las lesiones por sobreuso del sistema musculoesquelético (Cavanagh y Lafortune, 1980; Nigg y Yeadon, 1987). Pese a que la aceleración y las fuerzas de reacción del suelo presentan correlaciones muy pobres, se ha demostrado que los picos de aceleración de impacto vertical y la pendiente de la fuerza vertical de reacción del suelo durante la carrera tienen una correlación de 0.87 (Henning y Lafortune, 1991). La inclusión de la pendiente de la fuerza vertical de reacción del suelo en futuros estudios deberá ser incluida para contrastar dicha relación.

Los resultados del presente estudio están en consonancia con los trabajos de los anteriores autores, en los cuales se demuestra que durante la marcha nórdica no se produce una reducción de las cargas del tren inferior, sino más bien un incremento de su magnitud. Igualmente, se

confirman los resultados expuestos por Hagen y cols. (2011), quienes observaron una reducción de las fuerzas de reacción del suelo en el segundo pico de fuerza vertical, correspondiente al instante de aplicar fuerzas propulsivas hacia delante, sugiriendo que tal reducción es debida al empleo activo de los bastones coincidente en el tiempo.



# ***Conclusiones Finales***



#### **4. CONCLUSIONES FINALES**

A continuación se presentan las conclusiones derivadas de los resultados, las cuales destacan los hallazgos más importantes y sus implicaciones prácticas, dando respuesta a los objetivos e hipótesis planteadas inicialmente.

##### **4.1. PATRÓN DE DISTRIBUCIÓN DE PRESIONES PLANTARES**

Se ha estudiado el efecto de la modalidad de marcha nórdica sobre el patrón general de presión plantar, demostrándose que:

- La marcha nórdica representa un tipo de marcha donde el empleo de bastones permite aumentar la velocidad libremente elegida, sin incrementar la presión plantar de manera significativa respecto a la marcha normal.
- Durante la marcha nórdica se produce una reducción de presión en la zona de los metatarsianos centrales, independientemente de la velocidad de ejecución y del nivel de experiencia de los participantes. Siendo mayor la reducción de las presiones máximas en la zona de los metatarsianos en los expertos.
- Las principales diferencias entre principiantes y expertos durante la marcha nórdica se observan en el incremento de las presiones en la zona del talón y del primer dedo por parte de la población experta.
- Pese a no haberse demostrado un grado de significación estadísticamente positiva, se observa una tendencia cercana al incremento de presión ( $p=0.09$  y  $p=0.08$ ) en las zonas del primer dedo (H) y del Talón (T) en los expertos durante la marcha nórdica.
- La marcha nórdica podría llegar a ser considerada como un tipo de marcha recomendable para poblaciones con riesgo de lesión en la zona de los metatarsianos centrales debido a la reducción de presión plantar en esta zona.

#### 4.2. EFECTOS DEL TIPO DE MARCHA SOBRE FUERZAS DE REACCIÓN DEL SUELO

A continuación se presentan las conclusiones derivadas del estudio del efecto de la modalidad de marcha nórdica sobre las fuerzas de reacción del suelo, así se concluye que:

- Los niveles de fuerzas de reacción del suelo, tanto vertical como horizontal, en la fase inicial de apoyo durante la marcha nórdica son mayores en comparación con la marcha normal.
- El empleo de bastones favorece la reducción, principalmente en los sujetos expertos, de las fuerzas de reacción del suelo verticales durante el despegue en comparación con la marcha sin bastones.
- El incremento de la velocidad está asociado con un incremento significativo ( $p < 0.05$ ) de las fuerzas de reacción del suelo en la mayoría de parámetros analizados, excepto para la población experta, que además presentan una reducción significativa tanto de las fuerzas de reacción verticales en el despegue como en el tiempo total de apoyo ( $p = 0.00$  y  $p = 0.01$  respectivamente), sugiriendo un mayor uso de los bastones con el incremento de la velocidad.
- Los expertos en marcha nórdica caminan a velocidades libremente elegidas más elevadas que los principiantes, favoreciendo el incremento de las fuerzas de reacción del suelo en el instante de contacto.
- La práctica regular de marcha nórdica no produce modificaciones durante la fase de propulsión o despegue.
- La práctica de la marcha nórdica no apunta ninguna reducción de carga durante la fase inicial de apoyo.

### **4.3. EFECTOS DE LA CONDICIÓN DE MARCHA Y NIVELES DE IMPACTOS**

A continuación se presentan las conclusiones derivadas del estudio del efecto de la modalidad de marcha nórdica sobre los niveles de impacto registrados sobre tibia y cabeza, de esta forma concluye que:

- Durante la marcha nórdica se registran mayores niveles de aceleración en tibia en comparación con la marcha.
- Los expertos registraron mayores niveles de aceleración en tibia y en cabeza durante la marcha nórdica, y en tibia durante la marcha normal en comparación con los principiantes.
- Los niveles de aceleración son dependientes de la velocidad de marcha, registrándose mayores impactos en la tibia durante la condición de velocidad V2.
- Los principiantes registraron similares valores de aceleración en la cabeza en ambas condiciones de marcha. Mientras que los expertos registraron mayores niveles de aceleración en cabeza debido principalmente a que las velocidades de marcha nórdica se aproximan a los umbrales de transición marcha-carrera por lo que las aceleraciones fueron mayores durante la marcha nórdica.

### **4.4. LIMITACIONES DEL ESTUDIO**

En el siguiente apartado, se presentan aquellas cuestiones que tras la realización de la presente Tesis Doctoral, responden a la cuestión de aquellos aspectos que modificaría en futuros estudios, o aquellos aspectos que pueden limitar la interpretación de los resultados obtenidos, de tal forma las principales limitaciones han sido:

- Cavanagh y cols. (1997) definieron que los dos factores que mejor predicen las presiones durante la marcha son la altura del arco longitudinal-medial y el grosor de los tejidos blandos en compresión. Cabe mencionar que no se tuvo en consideración el tipo de arco en el presente estudio principalmente por dos motivos. El primero fue que 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 del estudio. Y el segundo motivo fue por mejorar la funcionalidad durante los test, puesto que al realizarse simultáneamente los registros de acelerometría y dinamometría se prolongaban en el tiempo, aspecto que se consideró perjudicial para la motivación de los sujetos de estudio. Posiblemente, este aspecto sea una limitación del estudio, por lo que lo será tenido en cuenta en futuras líneas de investigación.

- Igualmente, el número de pasos registrados por condición pudo resultar insuficiente (5 por condición). Esto fue debido principalmente a la longitud del pasillo de marcha, sin embargo, la longitud del pasillo fue similar a la empleada en otros estudios que analizaron la marcha y las presiones plantares. Probablemente, si incrementásemos el número de pasos medidos y analizados se podrían estabilizar las medias obtenidas en el estudio, y seguramente permitiría obtener mayores diferencias. Igualmente, la elección del paso intermedio del pasillo de marcha, asegura y minimiza las inconsistencias propias tanto del inicio como de la finalización del ciclo de marcha.
- 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. Se instrumentó a los sujetos con un par de acelerómetros uniaxiales unidos a la tarjeta de adquisición mediante cable. Esto fue debido a que no existían inalámbricos, aspecto que incrementaba el tiempo de los ensayos y podía interferir en la comodidad de los participantes.
- Hagen y cols. (2011), plantean que la técnica empleada en la marcha nórdica es la principal razón que justifica el incremento de las fuerzas de reacción del suelo, así como el incremento de los tiempos de contacto, por lo que aunque todos los participantes realizaron la técnica que les fue enseñada, sería conveniente en un futuro establecer unos criterios técnicos mínimos para la participación en el estudio.

#### 4.5. FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

Después de presentar las conclusiones, fruto de la discusión de los resultados obtenidos en la misma, a continuación se describen brevemente las futuras líneas de investigación. Así, para próximos trabajos se sugiere realizar:

- Estudios donde se analicen, mediante una metodología similar a la empleada en la presente Tesis Doctoral, las **diferencias existentes entre las dos técnicas de ejecución de la marcha nórdica** (técnica diagonal y la técnica alfa) y la marcha normal, incluyendo en este caso el estudio cinemático mediante técnicas fotogramétricas con el objetivo de describir las diferencias asociadas a los distintos tipos de técnica propuestos.
- Estudios donde se analicen y se tengan en cuenta la **morfología del pie** sobre los efectos de la práctica regular de la marcha nórdica en el patrón de presiones plantares, las adaptaciones agudas y crónicas del arco plantar y donde se describan las características de los movimientos de la articulación subastragalina en comparación con la marcha normal y la carrera.

- Estudios donde se analicen los efectos de un **programa de actividad física** basada en la práctica regular de la marcha nórdica sobre el equilibrio y la coordinación en personas mayores sanas, con tal investigar si el empleo de bastones favorece, perjudica y/o no tiene efectos sobre dichas capacidades.
- Estudios donde se describan las características de los impactos y/o de la capacidad de absorción de los mismos en el dominio de las **frecuencias a distintas cadencias, velocidades y longitudes de paso**.
- Estudio en el que se analice la **incidencia de lesiones** asociada a la técnica de la marcha nórdica, así como su posible implicación con el material empleado.





# ***Bibliografía***



## **5. BIBLIOGRAFÍA**

Abboud, R.J. (2002). Relevant Foot Biomechanics. *Current Orthopaedics*, 16, 165-179.

Aigner, A., Ledl-Kurkowski, E., Hörl, S., y Salzmann, K. (2004). Effekte von nordic walking bzw. normalem gehen auf herzfrequenz und arterielle laktatkonzentration. *Österreichisches Journal für Sportmedizin*, 14(3), 32-36.

Alexander, I.J., Chao, E.Y.S., y Johnson, K.A. (1990). The assesment of dynamic foot-to-ground contact forces and plantar pressure distribution: a review of the evolution of current techniques and clinical applications. *Foot and Ankle*, 11(3), 152-167.

Alexander, R., y Jayes, A.S. (1980). Fourier analysis of forces exerted in walking and running. *Journal of Biomechanics*, 13(4), 383-390.

Allet, L., Leemann, B., Guyen, E., Murphy, L., Monnin, D., Herrmann, F.R. y cols., (2009). Effect of different walking aids on walking capacity of patients with poststroke hemiparesis. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 90(8), 1408-1413. DOI: 10.1016/j.apmr.2009.02.010.

Amis, J., Jennings, L., Graham, D., y Graham, C.E. (1988). Painful heel syndrome: radiographic and treatment assessment. *Foot and Ankle*, 9, 91-99.

Amos, K., Porcari, J., Bauer, S., y Wilson, P. (1992). The safety and effectiveness of walking with ankle weights and wrist weights for patients with cardiac disease. *Journal of Cardiopulmonary Rehabilitation*, 12, 254-260.

Andriacchi, T.P., Ogle, J.A., y Galante, J.O. (1977). Walking speed as a basis for normal and abnormal gait measurements. *Journal of Biomechanics*, 10, 261-268.

Anttila, R., Holopainen S., y Jokinen. (1999). *Pole walking and the effect of regular 12-week pole walking exercise on neck and shoulder symptoms: The mobility of the cervical and thoracic spine and aerobic capacity*. Trabajo final de carrera. Helsinki IV College for Health Care Professionals.

Arvikar, R., y Seireg, A. (1980). Pressure distribution under the foot during static activities. *Medical Engineering and Physics*, 9, 99-103.

Astephen, J.L., Deluzio, K.J., Caldwell, G.E., y Dunbar, M.J. (2008). Biomechanical changes at the hip, knee, and ankle joints during gait are associated with knee osteoarthritis severity. *Journal of Orthopedic Research*, 26, 332-341.

Auvinet, B., Berrut, G., Touzard, C., Moutel, L., Collet, N., Chaleil, D., y Barrey, E. (2002). Reference data for normal subjects obtained with an accelerometric device. *Gait and Posture*, 16, 124-134.

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 & Development*, 37(5), 529-534.

Bates, B.T., Osternig, L.R., y Sawhill, J.A. (1983). An assessment of subject variability, subjectshoe interaction, and the evaluation of running shoes using GRF data. *Journal of Biomechanics*, 16(3), 181-191.

Borg G. (1998). *Borg's Perceived Exertion and Pain scales*. Champaign, Illinois: Human Kinetics

Bransby-Zachary, M.A.P., Stother, I.G., y Wilkinson, R.W. (1990). Peak pressures in the forefoot. *The Journal of Bone Joint and Surgery [Br]*, 72-B, 718-721.

Breyer, M.K., Breyer-Kohansal, R., Funk, G.C., Dornhofer, N., Spruit, M.A., Wouters, E.F., Burghuber, O.C., y Hartl, S. (2010). Nordic Walking improves daily physical activities in COPD: a randomised controlled trial. *Respiratory Research*, 22, 111:112.

Brizuela, G., Llana, S., Ferrandis, R., y García-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.

Broom, N.D. (1986). Structural consequences of traumatising articular cartilage. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 45, 225-234.

Brunelle, E.A., y Miller, M.K. (1998). The effects of walking poles on ground reaction forces. *Research Quarterly for Exercise and Sports*, 69(Suppl.), A30.

Bryant, A., Tinley, P., y Singer, K. (2000). Normal values of plantar pressure measurements determined using the EMED-SF system. *Journal of American Podiatric Medicine Association*, 90(6), 295-299.

Buckwalter, J.A., Glimcher, M.J., Cooper, R.R., y Recker, R. (1995). Bone Biology. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 77, 1256-1289.

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. *Chirurgical Rec.* 35, 1-17.

Burger, R., Schwaben, K., y Fischer, J. (2006). Biomechanical analysis of the Nordic walking-technique. *Journal of Biomechanics*, 39,(Suppl.1), S186.

Butts, N.K., Knox, K.M., y Foley, T.S. (1995). Energy cost of walking on a dual-action treadmill in men and women. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 27(1), 121-125.

Cairns, M.A., Burdett, R.G., Pisciotta, J.C., y Simon, S.R. (1986). A biomechanical analysis of rewalking gait. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 18(4), 446-453.

Cavanagh, P.R., y Ae, M.A. (1980). A technique for the display of pressure distributions beneath the foot. *Journal of Biomechanics*, 13(2), 69-75.

Cavanagh, P.R., y Lafortune, M.A. (1980). Ground reaction forces in distance running. *Journal of Biomechanics*, 13(5), 397-406.

Cavanagh, P.R., y Rodgers, M.M. (1987). The arch index: a useful measure from footprints. *Journal of Biomechanics*, 20(5), 547-551.

Cavanagh, P.R., Andrew, G.C., Kram, R., Rodgers, M.M., Sanderson, D.J., y Henning, E.M. (1985). An approach to biomechanics profiling of elite distance runners. *International Journal of Sport Biomechanics*, 1, 36-62.

Cavanagh, P.R., Morag, E., Boulton, A.J.M., Young, M.J., Deffner, K.T., y Pammer, S.E. (1997). The relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics*, 30, 243-250.

Cavanagh, P.R., y Rodgers, M.M. (1985). Pressure distribution underneath the human foot. En: S.M. Perren y E. Schneider (Eds.), *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research* (pp. 85-95). Amsterdam: Martinus Nijhoff.

Cavanagh, P.R., Sims, D.S., y Sanders, L.J. (1991). Body is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men. *Diabetes Care*, 14, 750-755.

Cavanagh, P.R., Valiant, G.A., y Misevich, K.W. (1984). Biological aspects of modeling shoe/foot interaction during running. En E.C. Frederick (Ed.), *Sport Shoes and Playing Surfaces*. (pp. 24-46). Champaign, Illinois: Human Kinetics.

Chu, M.L., y Yazdani-Ardakani, S. (1986). An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *Journal of Biomechanics*, 19(12), 979-987.

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 and Posture*, 28, 405-411.

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.

Clarke, T.E. (1980). *The pressure distribution under the foot during barefoot walking*. Tesis Doctoral, The Pennsylvania State University.

Clarke, T.E., Cooper, B.L., Hamill, C.L., y Clarke, D.E. (1985). The effect of varied stride rate upon shank deceleration in running. *Journal of Sports Science*, 3, 41-49.

Clarke, T.E., Cooper, L.B., Clark, D.E., y Hamill, C.L. (1985). The effect of increased running speed upon peak shank deceleration during ground contact. En D.A. Winter, R.W. Norman, R.P. Wells, K.C. Hayes y A.E. Patla (Eds.). *Biomechanics IX-B*, (pp.101-105). Champaign, Illinois: Human Kinetics.

Collins, E., Langbein, W., Orebaugh, C., Bammert, C., Hanson, K., Reda, D., Edwards, L., y Littooy, F. (2003). PoleStriding exercise and vitamin E for management of peripheral vascular disease. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 35(3), 384-393.

Collins, E.G., Langbein, W.E., Orebaugh, C., Bammert, C., Hanson, K., Reda, D., Edwards, L.C., y 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, J.J., y Whittle, M.W. (1989). Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clinical Biomechanics*, 4, 179-187.

Ctercteko, C., Dhanendran, M., Hutton, W.C., y Le Quesne, L.P. (1981). Vertical forces acting on the feet of diabetic patients with neuropathic ulceration. *British Journal of Surgery*, 68, 608-614.

De Cock, A., Willems, T., Witvrouw, E., Vanrenterghem, D., y De Clercq, D. (2006). A functional foot type classification with cluster analysis based on plantar pressure distribution during jogging. *Gait and Posture*, 23, 339-347.

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.

Derrick, T.R., Dereu, D., y McLean, S.P. (2002). Impacts and kinematic adjustments during an exhaustive run. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 34, 998-1002.

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, 128-135.

Dueñas, L., Martínez, A., Ferrandis, R., Pérez, P., y Gámez, J. (2001, Noviembre). *Análisis de las presiones plantares en deportistas de élite: ejemplos prácticos*. Comunicación presentada al II Congreso de Educación Física y Deportes (Universidad de Valencia). Valencia.

Eils, E., Nolte, S., Tewes, M., Thorwesten, L., Volker, K., y Rosenbaum, D. (2002). Modified pressure distribution patterns in walking following reduction of plantar sensation. *Journal of Biomechanics*, 35, 1307-1313.

Elvin, N.G., Elvin, A.A., Arnoczky, S.P., y Torry, M.R. (2007). The correlation of segment accelerations and impact forces with knee angle in jump landing. *Journal of Applied Biomechanics*, 23(3), 203-212.

Elvira, J.L., Vera-García, F., y Meana, M. (2008). Subtalar joint kinematic correlations with footprint arch index in race walkers. *Journal of Sports Medicine and Physical Fitness*, 48(2), 225-234.

Elvira, J.L.L., Vera-García, F.J., Meana, M., y García, J.A. (2008). Análisis biomecánico del apoyo plantar en la marcha atlética. Relación entre la huella plantar, ángulos de la articulación subastragalina y presiones plantares. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 20, 41-60.

Encarnación, A., Pérez, P., Llana, S. y Plá, E. (2007, Octubre). *Nordic walking: una alternativa para el entrenamiento general del nadador*. Comunicación presentada al XXVII Congreso AETN de Natación y Actividades Acuáticas, Valencia.

Feehery, R.V. (1986). The biomechanics of running on different surfaces. *Clinics in Podiatric Medicine and Surgery*, 3, 649-659.

Fellin, R.E., Rose, W.C., Royer, T.D., y Davis, I.S. (2010). Comparison of methods for kinematic identification of footstrike and toe-off during overground and treadmill running. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 13(6), 646-650.

Fernando, D.J.S., Masson, E.A., Veves, A., y Boulton, AM.J. (1991). Relationship of limited joint mobility to abnormal foot pressures and diabetic foot ulceration. *Diabetes Care*, 14(1), 8-11.

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.

Foley, T.S. (1994). *The effects of the Cross Walk's resistive arm poles on the metabolic costs of treadmill walking*. Tesis Doctoral. University of Wisconsin-La Grosse.

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 Trauma Surgery*, 104, 363-365.

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 and Ankle International*, 16 (12), 778-786.

Frankel, V.H. & Nordin, M. (2004). *Biomecánica básica del sistema musculoesquelético*. Madrid: Mcgraw-Hill Interamericana.

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, (Suppl.1), S186-S186.

García-Pérez, J.A. (2012). *La carrera en cinta rodante vs suelo: análisis de parámetros biomecánicos y de percepción de esfuerzo*. Tesis Doctoral, Universidad de Valencia.

Gooding, G.A., Stess, R.M. y Graf, P.M. (1986). Sonography of the sole of the foot: evidence for loss of foot pad thickness in diabetes and its relationship to ulceration of the foot. *Investigative Radiology*, 21, 45-48.

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*, 20(5), 355-361.

Graves J.E., Pollock M.L., Montain S.J., Jackson, A.S., y O'Keefe, J.M. (1987). The effect of hand-held weights on the physiological responses to walking exercise. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 19(3), 260-265.

Gregg, E.W., Gerzoff, R.B., Caspersen, C.J., Williamson, D.F., y Narayan, K.M. (2003). Relationship of walking to mortality among US adults with diabetes. *Archives of Internal Medicine*, 163(12), 1440-1447.

Grundy, M., Tosh, P.A., McLeish, R.D., y Smidt, L. (1975). An investigation of the centres of pressure under the foot while walking. *Journal of Bone Joint and Surgery*, 57B, 98-103.

Grüneberg, C., Jöllenbeck, T., Leyser, D., Mull, M., y Classen, C. (2006). Field testing to determine biomechanical loading of the lower limb during nordic walking versus walking- Comparison between Nordic walking instructors and experienced nordic walkers. *Journal of Biomechanics*, 39, (Suppl.1), S186.

Guerritsen, K.G.M., Bogert, A.J., y Nigg, B.M. (1995). Direct dynamic simulation of the impact phase in heel-toe running. *Journal of Biomechanics*, 28, 661-668.

Gullstrand, L., y Svedenhag, J. (2003). Training effects after 7 weeks of pole- and normal walking. En E. Mueller, H. Schwameder, G. Zallinger y V. Fastenbauer (Eds.), *Book of Abstracts of 8th Annual Congress of the European College of Sport Science*, (pp. 33-34). Salzburg, Austria: International Society of Biomechanics in Sports.

Hagen, M., y Henning, E.M. (2008). The influence of different shoelacing conditions on plantar pressure distribution, shock attenuation and rearfoot motion in running. *Clinical Biomechanics*, 23, 673-674.

Hagen, M., Henning, E.M., y Stieldorf, P. (2006). Ground Reaction Forces, rearfoot motion and wrist acceleration in Nordic Walking. En H. Schwamader, G. Strutzenberger, V. Fastenbauer, S Lindinger, y E. Müller (Eds.), *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp.139-142). Salzburg, Austria: International Society of Biomechanics in Sports.

Hagen, M., Henning, 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, 22-31.

Hansen, E.A., y Smith, G. (2009). Energy expenditure and comfort during Nordic walking with different pole lengths. *The Journal of Strength Conditioning Research*, 23(4), 1187-1194.

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 and Science in Sports*, 18(4), 436-441.

Hartvigsen, J., Morse, 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.

Helliwell, P.S., Smeathers, J.E., y Wright, V. (1989). Shock absorbing by the spinal column in normals and in ankylosing spondylitis. *Journal of Process Mechanical Engineering*, 203, 187-190.

Hendrickson, T.L. (1993). *The physiological responses to walking with and without Power Poles™ on treadmill exercise*. Tesis Doctoral, University of Wisconsin, La Grosse.

Hennig E.M., y Rosenbaum, D. (1991). Pressure Distribution Pattern under the Feet of Children in Comparison with Adults. *Foot and Ankle*, 11(5), 306-311.

Hennig, E.M., Staats, A., y Rosenbaum, D. (1994). Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot and Ankle International*, 15, 35-40.

Hennig, E.W., y Lafortune, M.A. (1991). Relationships between ground reaction force and tibial bone acceleration parameters. *International Journal of Sport Biomechanics*, 7, 303-309.

Henning, E.M., y Milani, T.L. (1995). In-shoe pressure distribution for running in various types of footwear. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 299-310.

Henning, E.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.

Hessert, M.J., Vyas, M., Leach, J., Hu, K., Lipsitz, L.A., y Nova, K.V. (2005). Foot pressure distribution during walking in young walking and old adults. *BMC Geriatrics*, 5, 8.

Hills, A.P., Hennig, E.M., McDonald, M., y Bar-Or, O. (2001). Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: A biomechanical analysis. *International Journal of Obesity*, 25, 1674-1679.

Höltke, V., Steuer, M., Schneider, U., Krakor, S., y Jakob E. (2003). Walking vs. Nordic-walking. Comparison of strain. *Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin*, 54, S81.

Höltke, V., Steuer, M., Jöns, H., Krakor, S., Steinacker, T., y Jakob, E. (2005). Walking vs. nordic-Walking II - Belastungsparameter im vergleich. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56(7/8), 243.

Hughes, J., Pratt, L., Linge., K., Clark, P., y Klenerman, L. (1991). Reliability of pressure measurements: the EMED F system. *Clinical Biomechanics*, 6, 14-18.

Hurkmans, H., Bussmann, J., Benda, E., Verhaar, J., y Stam, H. (2006). Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements. *Gait and Posture*, 23(1), 118-125.

Hutton, W.C., y Dhanendram, M. (1981). The mechanics of normal and hallux valgus feet; a quantitative study. *Clinical Orthopaedics*, 157, 7-13.

Hutton, W.C., Scott, J.R.R., y Stokes, I.A.F. (1976). The mechanics of the foot. En L. Klenerman (Ed.), *The foot and his disorders*, (pp. 30-48). Oxford, UK: Blakwell.

I-Ju, H., Yi-You, H., Ching-Haung, Y., Wen-Lan, W., Shneg-Kai, C., y Lan-Yuen, G. (2010). Comparison of plantar pressure distribution between different speed and incline during treadmill jogging. *Journal of Sports Science and Medicine*, 9, 154-160.

Inman, V.T., Ralston, H.J. y Todd, F. (1981). *Human walking*. Baltimore: Williams & Wilkins.

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.

Jacobson, B.H., Wright, T., y Dugan, B. (2000). Load carriage energy expenditure with and without hiking poles during inclined walking. *International Journal of Sports Medicine*, 21, 356-359.

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 and Ankle*, 13(5), 227-232.

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 March 204*(1), 21-28.

Johnson, G.R. (1986). The use of spectral analysis to assess the performance of shock absorbing footwear. *Engineering in Medicine*, 15(3), 117-122.

Johnson, G.R. (1988). The effectiveness of shock-absorbing insoles during normal walking. *Prosthetics and Orthotics International*, 12, 91-95.

Jöllenebeck, T., Grüneberg, C., Leyser, D., Mull, M., y Classen, C. (2006). Nordic walking versus walking - field testing to determine biomechanical loading of the lower limb. *Journal of Biomechanics*, 39(Suppl.1), S185.

Jöllenebeck, T., Leyser, D., Claseen, C., Mull., y Grüneberg, C. (2006). Biomechanical loading of the lower extremities during Nordic Walking - A field study. En H. Schwamader, G. Strutzenberger, V. Fastenbauer, S Lindinger, y E. Müller (Eds.), *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports* (pp. 624-627). Salzburg, Austria: International Society of Biomechanics in Sports.

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 and Science in Sports and Exercise*, 33(5), S86.

Jorgensen, U. (1985). Achillodynia and loss of heel pad shock absorbency. *The American Journal of Sports Medicine*, 13(2), 128-132.

Jorgensen, U., y Bojsen-Moeller, F (1989). Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction with special focus on the role of the heel pad. *Foot and Ankle*, 9(11), 294-299.

Jorgensen, U., Larse, E., y Varmarken, J.E. (1989). The HPC Device: a method to quantify the heel pad shock absorbency. *Foot and Ankle International*, 10(2), 93-98.

Karawan, A., Porcari, J.P., Butts, N.K., Postmus, A.M., Stoughton, L., y Larkin, J. (1992). Effects of 12 weeks of walking or exerstriding on upper body strength and endurance. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 24(5), S824.

Katoh 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*, 177, 23-33.

Kavanagh, J.J., Barrett, R.S., y Morrison, S. (2004). Upper body accelerations during walking in healthy young and elderly men. *Gait and Posture*, 20, 291-298.

Kavanagh, J.J., y Menz, H.B. (2008). Accelerometry: A technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait and Posture*, 28, 1-15.

Keller, T.S., Weisberger, A.M., Ray, J.L., Hasan, S.S., Shiavi, R.G., y Spengler, D.M. (1996). Relationship between vertical ground reaction force and speed during walking, slow jogging, and running. *Clinical Biomechanics (Bristol, Avon)*, 11, 253-259.

Kernozek, T.W., y LaMott, E.E. (1994). Comparisons of plantar pressures between the elderly and young adults. *Gait and Posture*, 3, 143-148.

Kernozek, T.W., y Zimmer, K.A. (2000). Reliability and running speed effects of in-shoe loading measurements during slow treadmill running. *Foot and Ankle International*, 21, 749-752.

Khuns, J.G. (1949). Changes in elastic adipose tissue. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 31A, 542-547.

Kim, W., y Voloshin, A. (1992). Dynamic loading during running on various surfaces. *Human Movement Science*, 11(6), 675-689.

Kinoshita, H., Francis, P.R., Murae, T., Kawai, S., y Ogawa, T. (1996). The mechanical properties of the heel pad in elderly adults. *European Journal of Applied Physiology*, 73(5), 404-409.

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]. [Artículo en Alemán]. *Sportverletzung Sportschaden*, 20(1), 25-30.

Kleindienst, F.I., 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] [Artículo en Alemán]. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 58(4), 105-111.

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, 2093-2101.

Knobloch K., y Vogt PM. (2006). Nordic pole walking injuries nordic walking thumb as novel injury entity. *Sportverletz Sportschaden*, 20(3),137-142.

Knox, K.M. (1993). *Energy cost of walking with and without arm activity on the Cross Walk dual motion cross trainer*. Tesis Doctoral, University of Wisconsin-La Grosse.

Kocur, P., Deskur-Smielecka, E., Wilk, M., y Dylewicz, P. (2009a). 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.

Kocur, P., Deskur-Smielecka, E., Wilk, M., y Dylewicz P. (2009b). Estimation of energy expenditure during various forms of exercise training in early cardiac rehabilitation. *Physiotherapy*, 17(2), 3-11.

Koizumi, T., Tsujiuchi, N., Takeda, M., y Murodate, Y. (2008). Physical Motion Analysis of Nordic Walking. En: M. Estivalet, y P. Brisson, (Eds.), *The Engineering of Sports 7(Vol.2)* (pp. 379-385). Paris: Springer Verlag France.

Kukkonen-Harjula, K., Hiilloskorpi, H., Manttari, A., Pasanen, M., Parkkari, J., Suni, J., Fogelholm, M., y Laukkanen, R. (2007). Selfguided brisk walking training with or without poles: a randomized- controlled trial in middle-aged women. *Scandinavian Journal Medicine Science Sports*, 17, 316–323.

Kwon, Y.H., Bolt, L., y Shim, J. (2001, Agosto). *Mechanics of Pole Running in Subjects with Chronic Knee Problems*. Comunicación presentada al *The 2001 Seoul International Sport Science Congress*, Seoul, Corea.

Kwon, O. Y., y Mueller, M. J. (2001). Walking patterns used to reduce forefoot plantar pressures in people with diabetic neuropathies. *Physical Therapy*, 81(2), 828-835.

Lafortune, M.A., y Hennig, E.M. (1992). Cushioning properties of footwear during walking, accelerometer and force platform measurements. *Clinical Biomechanics*, 7, 181-184.

Lara, S., Lara, A.J., Zagalaz, M.L., 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.

Lee, A.J., y Lin, W.H. (2007). The influence of gender and somatotype on single-leg upright standing postural stability in children. *Journal of Applied Biomechanics*, 23, 173-179.

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.

Lighy, L.H., Mclellan, G.E., y Klenerman, L. (1980). Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *Journal of Biomechanics*, 13, 477-480.

Lin, W.H., Liu, Y.F., Hsieh, C.G., y Lee, A.J. (2009). Ankle eversion to inversion strength ratio and static balance control in the dominant and non-dominant limbs of young adults. *Journal of Science and Medicine in Sport*, 12(1), 42-49.

Lisón-Párraga, J.F., Martí-Salvador, M., Harto-Cea, D., Julián-Rufino, P., Valero-Navarro, J., Vera-García, F.J., Pérez-Soriano, P., y Llana-Belloch, S. (2012). Efectos de la vibración sobre la actividad del rectus abdominis y sobre la transmisión de aceleraciones durante la realización de un puente frontal. *Revista Internacional de Ciencias del Deporte*, 6 (28), 127-141.

Llana, S. (1998). *Análisis del calzado técnico de tenis atendiendo a criterios epidemiológicos, de confort y biomecánicos*. Tesis Doctoral, Universidad de Valencia.

Loy, D.J., y Voloshin, A.S. (1991). Biomechanics of Stair Walking and Jumping. *Journal of Sport Sciences*, 9, 137-149.

Mänttäre, A., Hannola, H., Laukkanen, R., Hiilloskorpi, H., Alikoski, J., Valve, R., Pekkarinen, H., y Parkkari, J. (2004). Cardiorespiratory and musculoskeletal responses of walking with and without poles in field conditions with middle-aged women. En E. Van Praagh, J. Coudert, N. Fellmann, P. Duché (Eds.) *Book of abstracts of 9th Annual Congress of the European College of Sport Science*, (p. 157). France: Clermont-Ferrand.

Marcos, C. (2012). Cinesiología de la marcha humana normal. Extraído el 09 de enero de 2012 desde <http://wzar.unizar.es/acad/cinesio/Documentos/Marcha%20humana.pdf>.

Martínez Lemos, R.I. (2010). Alfa247®: Un modelo de aprendizaje diferenciado para la enseñanza del Nordic Walking. *Revista de Investigación en Educación*, 7, 123-130.

Martínez Lemos, R.I.; García, O., y Serrano, V. (2011). Nordic Walking y salud: una revisión descriptiva. *Cuadernos de Psicología del Deporte*, 11(2)Supl., 115-121.

Martínez Martín, A.A., Pérez García, J.M., y Herrera Rodríguez, A. (1997). Tratamiento ortopédico de las metatarsalgias y su valoración mediante baropodometría electrónica. *Revista de Ortopedia y Traumatología*, 42, 456-462.

Martínez-Nova, A., Cuevas García, J.C., Pascual Huerta, J., y Sánchez Rodríguez, R. (2007). Biofoot in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. *The Foot*, 17, 190-196.

Martínez-Nova, A., Huerta, J.P., y Sánchez-Rodríguez, R. (2008). Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures using the Biofoot in-shoe system. *Journal of American Podiatric Medicine Association*, 98(4), 302-310.

Mazzà, C., Iosa, M., Picerno, P., y Capozzo, A. (2009). Gender differences in the control of the upper body accelerations during level walking. *Gait and Posture*, 29, 300-303.

McMahon, T.A., Valiant, G., y Frederick, E. (1987). Groucho running. *Journal of Applied Physiology*, 62, 2326-2337.

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 and Posture*, 18, 35-46.

Menz, H.B., y Morris, M.E. (2006). Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait and Posture*, 24(2), 229-236.

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, 911-919.

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.

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, 403-408.

Milani, T.L., Schnabel, G., y Hennig, E.M. (1995). Rearfoot motion and pressure distribution patterns during running in shoes with varus and valgus wedges. *Journal of Applied Biomechanics*, 11, 177-187.

Milgrom, C., Finestone, A., Shlamkovitch, N., Wosk, J., Laor, A., Voloshin, A.S., y Eldad, A. (1992). Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation: A randomized prospective study. *Clinical Orthopaedic and Related Research*, 281, 189-192.

Milgrom, C., Giladi, M., Kashtan, H., Simkin, A., Chisin, R., Margulies, J., Steinberg, R., Aharonson, Z., y Stein, M.A. (1985). Prospective study of the effect of a shock-absorbing orthotic device on the incidence of stress fractures in military recruits. *Foot and Ankle*, 6(2), 101-104.

Miller, J. E., Nigg, B.M., Liu, W., Stefanyshyn, D.J., y Nurse, M.A. (2000). Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot and Ankle International*, 21(9), 759-767.

Mizrahi, J., Voloshin, A., Russek, D., Verbitsky, O., y Isakov, E. (1997). The influence of fatigue on EMG and impact acceleration in running. *Basic Applied Myology*, 7(2), 111-118.

Mohamed, O., Cerny, K., Jones, W., y Buernfield, J.M. (2005). The effect of terrain on foot pressures during walking. *Foot and Ankle International*, 26(10), 859-869.

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.

Morgulec-Adamowicz, N., Marszałek, J., y Jagustyn, P. (2011). Nordic Walking as an adapted physical activity. *Human Movement*, 12(2), 124-132.

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 and Science in Sports and Exercise*, 33(5), S23.

Morton, D. (1948). *The human foot*. New York: Columbia University Press.

Mueller, M.J., Hastings, M., Commean, P K., Smith, K.E., Pilgram, T K., Robertson, D., y Johnson, J. (2003). Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy. *Journal of Biomechanics*, 36(7), 1009-1017.

Mueller, M.J., Diamond, J.E., Ellito, A., y Sinacore, D.R. (1989). Intensity, limited joint mobility and plantar ulcers in patients with diabetes mellitus. *Physical Therapy*, 69, 453-459.

Munro, C.F., Miller, D.I., y Fuglevand, A.J. (1987). Ground reaction forces in running: a reexamination. *Journal of Biomechanics*, 20(2), 147-155.

Munro, M., Abernethy, P., Paul, I., Rose, R., Simon, S., Pratt, G., y Radin, E. (1975). Peak dynamic force in human gait and its attenuation by the soft tissues. *Proceeding Orthopaedic Research Society*, 21, Abstr.65.

Murphy, D.F., Beynon, 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 and Ankle International*, 26(2), 171-179.

Nigg, B.M. (1986). *Biomechanics of running shoes*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.

Nigg, B.M., y Yeadon, M.R. (1987). Biomechanical aspect of playing surface. *Journal of Sports Sciences*, 5, 117-145.

Nigg, B.M., Cole, G.K., y Nachbauer, W. (1993). Effects of arch height of the foot on angular motion of the lower extremities in running. *Journal of Biomechanics*, 26(8), 909-916.

Nilsson, J., y Thorstensson, A. (1989). Ground reaction forces at different speeds of human walking and running. *Acta Physiologica Scandinavica*, 136(2), 217-227.

Noe, D.A., Hoffmann, M.S., Askew, M.J., y Gradisar, J.A. (1993). Role of the calcaneal heel pad and polymeric shock absorbers in attenuation of heel strike impact. *Journal of Biomedical Engineering*, 15, 23-26.

Nottingham, S., y Jurasin, A. (2010). *Nordic Walking for total fitness*. Champaign, Illinois: Human Kinetics.

Nyska, M., McCabe, C., Linge, K., Laing, P., y Klenerman, L. (1995). Effect of the shoe on plantar foot pressures. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, 66(1), 53-56.

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.

O'Leary, K., Vorpahl, K.A., y Heiderscheid, B. (2008). Effect of cushioned insoles on impact forces during running. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 98(1), 36-41.

Pearce, M.E., Cunningham, C.A., Donner, A.P., Rechnitzer, P.A., Fullerton, G.M., y Howard, J.H. (1983). Energy cost of treadmill and floor walking at self-selected paces. *European Journal of Applied Physiology*, 52, 115-119.

Pérez, P. (2004). *Análisis de parámetros biomecánicos durante la recepción en colchonetas y su influencia en los mecanismos de lesión en gimnasia deportiva*. Tesis Doctoral, Colección Tesis Doctorales en CD-ROM, Universidad de Valencia.

Pérez, P., Llana, S., Encarnación, A., y Fuster, M.A. (2009). Marcha nórdica: actividad física alternativa en el cuidado del pie. *Motricidad. European Journal of Human Movement*, 22, 83-94.

Pérez, P., Llana, S., Martínez-Nova, A., Morey, G., y Encarnación, A. (2011). Nordic walking practice might improve plantar pressure distribution. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 82 (4), 593-599.

Perrey, S., y Fabre, N. (2008). Exertion during uphill, level and downhill walking with and without hiking poles. *Journal of Sports Science and Medicine*, 7, 32-38.

Perry, J. (1983). Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical Orthopaedics*, 177, 9-15.

Perry, J. (1992). *Gait analysis: Normal and Pathological Function*. Thorofare, NJ: Slack.

Perry, J., Ulbrecht, J., y Cavanagh, P. (1995). The use of running shoes to reduce plantar pressures in patients who have diabetes. *Journal of Bone Joint Surgery*, 77, 1819-1828.

Perttunen, J. (2002). *Foot loading in normal and pathological walking*. Tesis Doctoral, Universidad de Jyväskylä.

Pfeffer, G., Bacchetti, P., Deland, J., Lewis, A., Anderson, R., Davis, W., Alvarez, R., Brodsky, J., Cooper, P., Frey, C., Herrick, R., Myerson, M., Sammarco, J., Janecki, C., Ross, S., Bowman, M., y Smith, R. (1999). Comparison of custom and prefabricated orthoses in the initial treatment of proximal plantar fasciitis. *Foot and Ankle International*, 20(4), 214-221.

Pohl, M.B., Mullineaux, D.R., Milner, C.E., Hamill, J., y Davis, I.S. (2008). Biomechanical predictors of retrospective tibial stress fractures in runners. *Journal of Biomechanics*, 41(6), 1160-1165.

Poirier, P., y Eckel, R.H. (2002). Obesity and cardiovascular disease. *Current Atherosclerosis Reports*, 4(6), 448-453.

Porcari, J.P. (1999). "Pump Up Your Walk." *ACSM's Health and Fitness Journal*, Jan/Feb, 25-29.

Porcari, J.P., Hendrickson, T.L., Walter, P.R., Terry, L., y Walsko, G. (1997). The physiological response to walking with and without power poles on treadmill exercise. *Research Quarterly for Exercise and Sport*, 68, 161-166.

Potthast, W., Brüggemann, G.P., Lundberg, A., y Arndt, A. (2010). The influence of impact interface, muscular activity, and knee angle on impact forces and tibial and femoral accelerations occurring after external impacts. *Journal of Applied Biomechanics*, 26, 1-9.

Pozzo, T., Berthoz, A., Lefort, L., Vitte, E. (1991). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. II. Patients with bilateral peripheral vestibular deficits. *Experimental Brain Research*, 85(1), 208-217.

Pozzo, T., Berthoz, A., y Lefort, L. (1990). Head stabilization during various locomotor tasks in humans. I. Normal subjects. *Experimental Brain Research*, 82(1), 97-106.

Pratt, D.J. (1989). Mechanisms of shock attenuation via the lower extremity during running. *Clinical Biomechanics*, 4, 51-57.

Prichasuck, S. (1994). The heel pad in plantar heel pain. *Journal of Bone and Joint Surgery*, 76B(1), 140-142.

Prichasuck, S., Mulprueck, P., y Siriwongpairat, P. (1994). The heel pad compressibility. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 300, 197-200.

Prince, F., Winter, D.A., Stergiou, P., y Walt, S.E. (1994). Anticipatory control of upper body balance during human locomotion. *Gait and Posture*, 2, 19-25.

Quesada, P.M., Rash, G.S., y Jarboe, N. (1997). Assessment of Pedar and F-Scan revisited. *Clinical Biomechanics*. (Bristol, Avon), 12(3), S15.

Radin, E.L. (1987). Osteoarthritis: what is known about prevention?. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 222, 60-65.

Radin, E.L., Orr, R.B., Kelman, J.L., Paul, I.L., y Rose, R.M. (1982). Effect of prolonged walking on concrete on the knees of sheep. *Journal of Biomechanics*, 15, 487-492.

Radin, E.L., Parker, G.H., Pugh, J.W., Steinberg, R.S., Paul, I.L., y Rose, R.M. (1973). Response of joints to impact loading- III. Relationship between trabecular microfractures and cartilage degeneration. *Journal of Biomechanics*, 6(1), 51-58.

Radin, E.L., Paul, I.L. y Rose, R.M. (1980). Osteoarthritis as a final common pathway. En G. Nuki (Ed.). *The aetiopathogenesis of osteoarthritis* (pp. 84-89). Turnbridge Wells: Pitman Medical.

Radin, E.L., Paul, I.L., y Rose, R.M. (1975). Mechanical factor in the aetiology of osteoarthritis. *Annals of the Rheumatic Diseases*, 34, 132-133.

Radin, E.L., y Paul, I.L. (1971). Response of joints to impact loading. *Arthritis and Rheumatism*, 14(3), 356-362.

Rambaut, P.C., y Johnson, R.S. (1979). Prolonged weightlessness and calcium loss in man. *Acta Astronautica*, 6, 1313-1322.

Randolph, A.L., Nelson, M., Akkapeddi, S., Levin, A., y Alexandrescu, R. (2000). Reliability of measurements of pressures applied on the foot during walking by a computerized insole sensor system. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 81(5), 573-578.

Razeghi, M., y Batt, M.E. (2002). Foot type classification: a critical review of current methods. *Gait and Posture*, 15, 282-291.

Rios, J.L., Andrade, M.C., y Vargas, A.O. (2010). Analysis of peak tibial acceleration during gait in different cadences. *Human Movement*, 11(2), 132-136.

Ripatti, T. (2002). Effect of nordic walking training program on cardiovascular fitness. Sportartspezifische Leistungsfähigkeit, Deutsche Sporthochschule Köln, Germany.

Rippe, J. (1986). Walking for fitness. *The Physician and Sportsmedicine*, 14(10), 144-159.

Rist, H.J., Kälin, X., y Hofer, A. (2004). Nordic Walking-ein sportmedizinisches Konzept in Prävention und Rehabilitation. *Sportorthopädie und Sporttraumatologie*, 20, 247-250.

Robbins, S., y Gouw, G. (1990). Athletic footwear and chronic overloading: A brief review. *Sports Medicine*, 9 (2), 76-85.

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.

Rosenbaum, D., Hautmann, S., Gold, M., y Claes, L. (1994). Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hinfoot angular motion. *Gait and Posture*, 2(3), 191-197.

Rosenbloom, A.L. (1983). Long term complication of type I (insulin dependent) diabetes mellitus. *Pediatric Annals*, 12, 665-672.

Rudack, P., Ahrens, U., Thorwesten, L., y Völker, K. (2005). Vergleich der kardiopulmonalen und metabolischen Belastungscharakteristik des Nordic Walkings und Walkings – Konsequenzen für die Trainingssteuerung. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56(7/8), 253.

Sánchez, J. (1999). *Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica*. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia.

Sánchez-Lacuesta, J., Prat, J., Soler, C., Hoyos, J.V., y Vera, P. (1992). Técnicas instrumentales para la valoración biomecánica de los movimientos humanos. En *Ponencias del "IV Congreso Nacional y I Internacional de técnicas ortoprotésicas (ORTO 92)"* (pp. 34-42). Valencia, España.

Sanderson, D.J., y Cavanagh, P.R. (1987). An investigation of the in-shoe pressure distribution during cycling in cycling or running shoes. En B. Jonsson (Ed.), *Biomechanics X-B*. (pp. 903-907). Champaign, Illinois: Human Kinetics.

Sanner, W.H. y O'Halloran, W.D. (2000). The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *J Am Podiatr Med Assoc*. 90, 360-374.

Saunders, M.J., Hipp, G.R., Wenos, D.L., y Deaton, M.L. (2008). Trekking poles increase physiological responses to hiking without increased perceived exertion. *Journal of Strength and Conditional Research* 22(5), 1468-1474.

Schaff, P., y Hauser, W. (1987). Measurements of pressure distribution in the human lower leg in ski boots. *Sportverletzung-Sportschaden*, 3, 118-129.

Schiebel, F., Heitkamp, H.C., Thoma, S., Hipp, A., y Horstmann, T. (2003). Nordic walking and walking in comparison. *Deutsche Zeitschrift Für Sportmedizin*, 54, S.43.

Schiebel, F., Heitkamp, H., Thoma, S., Hipp, A., y Horstmann, T. (2005). Nordic Walking und Walking im Vergleich. *Deutsche Zeitschrift für Sportmedizin*, 56(7/8), 43.

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.

Schiffer, T., Knicker, A., Dannohl, R., y Struder, H. K. (2009). Energy cost and pole forces during nordic walking under different surface conditions. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 41(3), 663-668.

Schwameder, H. (2006). Lower extremity joint loading in level and graded walking. *Journal of Biomechanics*, 39(Suppl. 1), S185.

Schwameder, H., y Ring, S. (2006). Knee joint loading and metabolic energy demand in walking, nordic walking and running. *Journal of Biomechanics*, 39(Suppl. 1), S185.

Schwameder, H., Roithner, R., Müller, E., Niesen, W., y Raschner, C. (1999). Knee joint forces during downhill walking with hiking poles. *Journal of Sports Sciences*, 17(12), 969–978.

Shorten, M.R., y Winsolw, D.S. (1992). Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sports Biomechanics*, 8, 288-304.

Singh, N., Armstrong, D.G., y Lipsky, B.A. (2005). Preventing foot ulcers in patients with diabetes. *The Journal of the American Medical Association*, 293(2), 217-228.

Smeathers, J.E. (1989). Measurement of Transmissibility for the Human Spine During Walking and Running. *Clinical Biomechanics*, 4(1), 34-40.

Smith, L.K., Lelas, J.L., y Kerrigan, D.C. (2002). Gender differences in pelvic motions and center of mass displacement during walking: stereotypes quantified. *Journal of Womens Health Gender Based Medicine*, 11, 453-458.

Soames, R.W. (1985). Foot pressure patterns during gait. *Journal of Biomedical Engineering*. 7, 120-126.

Soames, R.W., y Carter, P.G. (1981). Barefoot walking observations on normal and arthritic subjects. *Journal of Anatomy*, 133, 682.

Soames, R.W., (1985). Foot pressure patterns during gait. *Journal of Biomedical Engineering*, 7, 120-126.

Sobel, E., Levitz, S.J., Caselli, M.A., Christos, P.J., y Rosenblum, J. (2001). The effect of customized insoles on the reduction of postwork discomfort. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 91(10), 515-520.

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.

Steinbach, H.L., y Russell, W. (1964). Measurement of the heel pad as an aid to diagnosis of acromegaly. *Radiology*, 82, 418-422.

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.

Stokes, I.A.F., Stott, J.R.R., y Hutton, W.C. (1974). Force distributions under the foot - a dynamic measuring system. *Biomedical Engineering*, 9, 140-143.

Stott, J.R.R., Hutton, W.C., y Stokes, I.A.F. (1973). Forces under the foot. *Journal of Bone Joint and Surgery*, 55B, 335-344.

Stoughton. (1992). *Psychological profiles before and after 12 weeks of walking or Exertrider training in adult women*. Tesis Doctoral. University of Wisconsin-La Grosse.

Streich, N., Zybock, R., Wolf, S., y Schmitt, H. (2005). Plantare Druckverteilung im Nordic-Walking. *Deutsche Zeitschrift fur Sportmedizin*, 56(7/8), 291.

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.

Suija, K., Pechter, U., 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.

Thorwesten, L., Overhaus, N., Rudack, P., y Völker, K. (2005). Vergleichende plantare Druckverteilungsmessung beim Nordic Walking und Walking. *Deutsche Zeitschrift fur Sportmedizin*, 56(7/8), 215.

Thorwesten, L., Overhaus, N., y Völker, K. (2006). Ground reaction forces in nordic Walking and Walking. En H. Schwamader, G. Strutzenberger, V. Fastenbauer, S Lindinger, y E. Müller (Eds.), *Proceedings of the XXIV International Symposium on Biomechanics in Sports* (p. 628). Salzburg, Austria: International Society of Biomechanics in Sports.

Thorwesten, L., Overhaus, N., y Völker, K. (2007). Vertical ground reaction forces in nordic walking and walking. En *Proceedings 12th Annual Congress of the European College of Sport Science (ECSS)*, Jyväskylä, Finland.

Ulbrecht, J.S., Norkitis, A. y Cavanagh, P.R. (1994). Plantar pressure and plantar ulceration in the neuropathic diabetic foot. En S.J. Kominsky (Ed.). *Medical and surgical management of the diabetic foot* (pp. 29-45). Chicago. USA: Mosby.

Valiant, G.A. (1984). *A determination of the mechanical characteristics of the human heel pad 'in vivo'*. Tesis Doctoral. Pennsylvania State University, Pennsylvania, USA.

Van Eijkeren, F.J., Reijmers, R.S., Kleinveld, M.J., Minten, A., Bruggen, J.P., y Bloem, B.R. (2008). Nordic walking improves mobility in Parkinson's disease. *Movement Disorders*, 23(15), 2239-2243.

Van Jaasveld, H.U., Grootenboer, H. J., y De Vries, J. (1990). Acceleration due to impact at heel strike using below-Knee prosthesis. *Prosthetics and Orthotics International*, 14, 63-66.

Van Shie, C. H. M., y Boulton, A. J. M. (2006). Biomechanic of the diabetic foot. En M. D. Aristidis Veves, J. M. Giurini y F. W. LoGerfo (Eds.), *The diabetic foot* (Segunda Edición ed., pp. 186-200). Totowa, New Jersey: Humana Press.

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, 337-342.

Verbitsky, O., Mizrahi, J., Voloshin, A., Treiger, J., y Isakov, E. (1998). Shock Transmission and Fatigue in Human Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 14, 300-311.

Veves, A., Murraym H.J., Young, M.J., y Boulton, A.J.M. (1992). The risk of ulceration in diabetic patients with high foot pressure: a prospective study. *Diabetologia*, 35, 660-663.

Voloshin, A., y Wosk, J. (1981). Influence of Artificial Shock Absorbers on Human Gait. *Clinical Orthopaedics and Related Research*, 160, 52-56.

Voloshin, A. (2000). The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system. *Medicine and Science in Sports and Exercise*, 32(6), 1156-1159.

Voloshin, A., Mizrahi, J., Verbitsky, O., y Isakov, E. (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system- effect of fatigue. *Clinical Biomechanics*, 13, 515-520.

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, A.S. (2000). Impact Propagation and its Effects on the Human Body. En V.M. Zatsiorsky, *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention* (pp. 577-587). Oxford: Blackwell Science Ltd.

Voloshin, A.S. y Loy, D.J. (1994). Biomechanical evaluation and management of the shock waves resulting from the high-heel gait: I - temporal domain study. *Gait and Posture*, 2(2), 117-122.

Voloshin, A.S., Mizrahi, J., Varbitsky, O., y Isakov, E. (1998). Dynamic loading on the human musculoskeletal system: effect of fatigue. *Clinical Biomechanics*, 13, 515-520.

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, 245-250.

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 and Posture*, 19, 91-100.

Wegener, C., Burns, J., y Penkala, S. (2008). Effect of Neutral Running Shoes on Plantar Pressure in Athletes With Cavus Feet. *The American Journal of Sports Medicine*, 36(11), 2139-2146.

Whedon, G.D. (1984). Disuse osteoporosis: physiological aspects. *Calcified Tissue International*, 36,(Suppl1), S146-150.

Whittle, M. W. (1996). The use of viscoelastic materials in shoes and insoles: a review. Magister Corporation. Recuperado el 02 de febrero de 2012 desde: <http://www.impacto.ca/pdf/lib.pdf>

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 and Posture*, 29(3), 514-519.

Wilk, M., Kocur, P., Róžańska, A., Przywarska, I., Dylewicz, P., y Owczarski, T. (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 [en Polaco]. *Rehabilitacja Medyczna*, 9(2), 33–39.

Willson, J., Torry, M.R., Decker, M.J., Kernozek, T., y Streadman, 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. (1995). Human balance and posture control during standing and walking. *Gait and Posture*, 3, 193-214.

Wolff, J. (1982). *Das Gesetz der Transformation der Knochen*. Berlin: Hirschwald.

Wosk, J., y Voloshin, A. (1985). Low back pain: conservative treatment with artificial shock absorbers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 66, 145-148.

Wosk, J., y Voloshin, A. (1981). Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics*, 14, 261-208.

Wosk, J., y Voloshin, A. (1981). Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics*, 14(4), 261-267.

Yeadon, M.R., Kato, T., y Kerwin, D.G. (1999). Measuring running speed using photocells. *Journal of Sports Sciences*, 17(3), 249-257.

Young, M.J., Cavanagh, P.R., Thomas, G., Johnson, H., y Boulton, A.J.M. (1992). The effect of callus removal on dynamic plantar foot pressures in diabetic patients. *Diabetic Medicine*, 9, 55-57.

Zatsiorsky, V.M. (2000) (Ed.). *Biomechanics in sport: performance enhancement and injury prevention*. Blackwell Science Ltd., Oxford.

Zeni, J.A., y Higginson, J.S. (2009). Differences in gait parameters between healthy subjects and persons with moderate and severe knee osteoarthritis: A result of altered walking speed?. *Clinical Biomechanics*, 24(4), 372-378.

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.





# ***Anexos***



## 6. ANEXOS.

*Anexo I: Carta de consentimiento informado.*

### **DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO Estudio de las variables biomecánicas del 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 test de la citada investigación consisten en una serie de test realizados sobre un pasillo de marcha. Los datos se registrarán mediante un sistema de presurometría basado en unas plantillas instrumentadas, que registrará el patrón de presiones plantares, 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 FCAFE (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 para diferentes grupos de población, especialmente, para grupos con posibilidades de movimiento disminuidas, pero, también, para mejorar la condición física y el rendimiento de personas sanas. Tus resultados estarán en todo momento a tu disposición.

#### **CONFIDENCIALIDAD**

Los nombres de los voluntarios 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, Salvador Llana (salvador.llana@uv.es) o Pedro Pérez (pedro.perez-soriano@uv.es), en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia.

#### **PARTICIPACIÓN**

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

#### **CONSENTIMIENTO**

Después de leído el presente informe y recibido una copia del mismo, declaro que las condiciones expuestas son satisfactorias y declaro mi disposición a participar en el mismo.

Fdo: \_\_\_\_\_ DNI \_\_\_\_\_ Fecha \_\_\_\_\_

**Anexo II: Hoja de registro utilizada para la toma de datos de los sujetos de estudio.****-BIOMECÁNICA NORDIC WALKING-****ENCUESTA: ESTUDIO DE LAS VARIABLE BIOMECÁNICAS DEL NORDIC WALKING****DATOS PERSONALES.****CÓDIGO SUJETO°:** \_\_\_\_\_

Edad: \_\_\_\_\_ Peso (plataforma): \_\_\_\_\_ Kg Estatura: \_\_\_\_\_ cm Longitud Bastón: \_\_\_\_\_ cm  
 Número de calzado: \_\_\_\_\_ Género: ( ) Hombre ( ) Mujer Número de plantilla: \_\_\_\_\_

**DATOS TÉCNICOS**

¿Practica o ha practicado algún deporte? \_\_\_\_\_ ¿Cuál? \_\_\_\_\_

¿En que CATEGORÍAS ha desarrollado o desarrolla habitualmente su práctica deportiva?

Internacional  Nacional  Autonómico  Regional   
 Aficionado

¿Cuántos AÑOS hace que práctica dicha modalidad? \_\_\_\_\_ ¿Ha oído hablar alguna vez del nordic walking? \_\_\_\_\_ ¿Dónde? \_\_\_\_\_

¿Ha practicado alguna vez nordic walking o similar? \_\_\_\_\_ ¿Dónde? \_\_\_\_\_ ¿Cuándo? \_\_\_\_\_

**DATOS SOBRE LA TÉCNICA CORRECTA DEL NORDIC WALKING**

➤ A continuación se exponen los elementos definitorios de la técnica correcta:.

<b>ASPECTOS A VALORAR</b>	<b>SI</b>	<b>NO</b>
<b>Camina naturalmente sin llevar brazos muy juntos.</b>		
<b>Cuerpo ligeramente inclinado hacia delante.</b>		
<b>Coordinación de brazos-piernas contralateral.</b>		
<b>Apoyo inicial con talón.</b>		
<b>Apoyo final con dedo gordo del pie.</b>		
<b>Planta el bastón al mismo tiempo que el talón.</b>		
<b>Planta el bastón en ángulo con el cuerpo.</b>		
<b>Empuja hasta la cadera simplemente.</b>		
<b>La mano pasa la línea de la pelvis.</b>		
<b>Extiende el codo por detrás de la pelvis.</b>		
<b>Abre la mano en la extensión final.</b>		
<b>Planta el bastón con la mano cerrada.</b>		
<b>Utiliza las correas para acabar de empujar.</b>		
<b>Realiza un recobro rápido del brazo hacia delante.</b>		
<b>Buena rotación de tronco.</b>		

**Observaciones:**.....  
 .....  
 .....  
 .....

