

Universidad CEU-Cardenal Herrera

Departamento de Fisioterapia



**Efecto del calzado inestable sobre la activación muscular y
acelerometría del miembro inferior y del tronco en sujetos sanos**

TESIS DOCTORAL

Presentada por: D. Pablo Salvador Coloma

Dirigida por: Dr. D. Salvador Llana Belloch

Dr. D. Pedro Pérez Soriano

Dr. D. Juan Francisco Lisón Párraga

VALENCIA

2016

D. Salvador Llana Belloch, Profesor del Departamento de Educación Física Universidad Valencia.

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado “**Efecto del calzado inestable sobre la activación muscular y acelerometría del miembro inferior y del tronco en sujetos sanos**”, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Educación Física de la Universidad de Valencia por D. Pablo Salvador Coloma, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que el interesado pueda optar al título de Doctor por dicha Universidad.

Valencia, 9 de diciembre de 2015

Dr. D. Salvador Llana Belloch

D. Pedro Pérez Soriano, Profesor del Departamento de Educación Física Universidad Valencia.

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado “**Efecto del calzado inestable sobre la activación muscular y acelerometría del miembro inferior y del tronco en sujetos sanos**”, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Educación Física de la Universidad de Valencia y por D. Pablo Salvador Coloma, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que el interesado pueda optar al título de Doctor por dicha Universidad.

Valencia, 9 de diciembre de 2015

Dr. D. Pedro Pérez Soriano



D. Juan Francisco Lisón Párraga, Director y Profesor del Departamento de Medicina de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia.

CERTIFICA:

Que el trabajo titulado “**Efecto del calzado inestable sobre la activación muscular y acelerometría del miembro inferior y del tronco en sujetos sanos**”, realizado bajo mi dirección en el Departamento de Medicina - Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera de Valencia por D. Pablo Salvador Coloma, reúne todos los requisitos legales y académicos necesarios para que el interesado pueda optar al título de Doctor por dicha Universidad.

Valencia, 9 de diciembre de 2015

Dr. D. Juan Francisco Lisón Párraga

**“El éxito es la capacidad de ir de
un fracaso a otro sin perder
entusiasmo”**

(Wiston Churchill)

Agradecimientos

A D. Salvador Llana Belloch y D. Pedro Pérez Soriano, excelentes profesores de FCAFE en la Universidad de Valencia y mejores personas por guiarme en mis primeros pasos como investigador y haber confiado en mí y en este proyecto, permitiéndome realizar este estudio en sus instalaciones, compartiendo sus amplios conocimientos sobre calzado y marcha conmigo.

A D. Juan Francisco Lisón Párraga, excelente director del Departamento de Fisioterapia de la Universidad CEU-Cardenal Herrera y mejor persona por haberse embarcado en este proyecto y cederme parte del equipo de instrumentación necesario, compartiendo sus conocimientos sobre EMG.

A todos los miembros del Grupo de Investigación en Biomecánica aplicada al Deporte, por haber participado de un modo u otro en esta investigación, en especial a Angels, Ferran y Marc por haberme hecho sentir en familia.

A mis directores de Tesis Doctoral Salvador Llana Belloch, Pedro Pérez Soriano y Juan Francisco Lisón Párraga, por su minuciosa ayuda en la revisión del estudio de investigación y del texto final y por sus ánimos para llevarlo adelante.

A Sonia, mujer de Juan Francisco Lisón Párraga, por su paciencia y comprensión.

A mis amigos por haber ayudado de una u otra forma, María José Córdoba, Oscar Ramírez, Javier Pérez, Estefanía Alabau, Merche Gutiérrez, Laura Torres, Pau Varo y Amparo Puchades sinceramente, gracias.

A mis Padres, José Miguel y Pilar y a mi hermano Diego. Gracias por la educación recibida, por el apoyo y el amor incondicional que siempre he tenido. Sin vosotros no habría sido posible.

A Ruth, mi mujer, por ser la casualidad más bonita que ha llegado a mi vida y el apoyo incondicional que ha mostrado para realizar este proyecto, aguantarme en mis malos momentos, por estar siempre a mi lado y por el cariño que me demuestra día a día.

A mi hija Jimena, que en el momento de hacer esta Tesis Doctoral aún estaba en el vientre de su madre y es lo más grande que tengo.

Medios de comunicación

Prensa escrita

- Diario Información Vega Baja pagina 20 martes 19 mayo 2015.
- Diario Levante EMV pagina 33 martes 19 mayo 2015.
- El correo gallego pagina 45 martes 19 mayo 2015.
- Diari de Terrasa pagina 15 martes 19 mayo 2015.

Radio

- Programa de la cadena Ser de Elda “La ventana del Vinalopó” del 03/06/2015.

Televisión

- Programa “Saber Vivir” de Televisión Española del día 10/06/2015.

Medios Online

- Investigadores analizan por primera vez el beneficio lumbar del calzado curvo lunes, 18 de mayo de 2015 (www.lasprovincias.es)

<http://www.lasprovincias.es/agencias/valencia/201505/18/investigadores-analizan-primera-beneficio-392715.html>

- El calzado curvo beneficia la región lumbar, según unos investigadores lunes, 18 de mayo de 2015 (www.eldia.es)

<http://www.eldia.es/agencias/8106999-calzado-curvo-beneficia-region-lumbar-investigadores>

- El calzado curvo beneficia la región lumbar, según unos investigadores lunes, 18 de mayo de 2015 (www.elconfidencial.com).

http://www.elconfidencial.com/ultima-hora-en-vivo/2015-05-18/el-calzado-curvo-beneficia-la-region-lumbar-segun-unos-investigadores_581110/

- El calzado curvo beneficia la región lumbar, según unos investigadores lunes, 18 de mayo de 2015 (www.lavanguardia.com).

<http://www.lavanguardia.com/vida/20150518/54431307811/el-calzado-curvo-beneficia-la-region-lumbar-segun-unos-investigadores.html>

- En marcha el primer estudio sobre los efectos en la lumbar del calzado de suela curva lunes, 18 de mayo de 2015 (www.lavozlibre.com)

<http://www.lavozlibre.com/noticias/ampliar/1075164/en-marcha-el-primer-estudio-sobre-los-efectos-en-la-lumbar-del-calzado-de-suela-curva>

- El calzado curvo beneficia la región lumbar, según unos investigadores lunes, 18 de mayo de 2015 (es.noticias.yahoo.com)

<https://es.noticias.yahoo.com/marcha-estudio-efectos-lumbar-calzado-suela-curva-101418297.html>

Revistas JCR

- Artículo titulado: Effects of unstable shoes on trunk muscle activity and lumbar kinematics. En la revista Eur J Phys Rehabil Med 2015 Apr 9. Con un factor de impacto de 1,903, perteneciente al Q2 de rehabilitación.

ÍNDICE

Índice

ÍNDICE DE TABLAS	21
ÍNDICE DE FIGURAS.....	22
GLOSARIO.....	27
1 INTRODUCCIÓN	31
1.1 BIOMECÁNICA DEL PIE.....	32
1.2 ANTECEDENTES SOBRE LA MARCHA	34
1.3 NOMENCLATURA DE LA MARCHA.....	35
1.3.1 <i>Velocidad de la marcha</i>	35
1.3.2 <i>Cadencia de la marcha</i>	36
1.3.3 <i>Longitud de la zancada</i>	36
1.3.4 <i>Longitud del paso</i>	37
1.3.5 <i>Anchura del paso</i>	38
1.3.6 <i>Ángulo del paso</i>	38
1.4 FASES DE LA MARCHA	39
1.5 PRINCIPALES GRUPOS MUSCULARES DE LA MARCHA	44
1.6 FACTORES QUE MODIFICAN LA MARCHA	47
1.6.1 <i>Factores extrínsecos</i>	48
1.7. EL CALZADO INESTABLE: ESTUDIOS PREVIOS.	52
1.8. TÉCNICAS DE ANÁLISIS MEDIANTE ACELEROMETRÍA.....	59
1.9. FUNCIONES DE LA MARCHA	62
1.10. CINEMÁTICA	64
2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS	69
3 MATERIAL Y METODOS	73
3.1 PARTICIPANTES	73
3.2 CALZADO	74
3.3 PROTOCOLO DEL ESTUDIO.....	75
3.3.1 <i>Instrumentos</i>	75
3.3.2 <i>Aplicación del protocolo</i>	79
3.4 MEDICIÓN DE RESULTADOS	82
3.4.1 <i>Electromiografía, electrogoniometría y acelerometría</i>	82
3.4.2 <i>Procesado de datos en la señal EMG y acelerometría</i>	84
3.4.3 <i>Análisis estadístico</i>	87
4 RESULTADOS.....	93
4.1 PARTICIPANTES	93
4.2 EMG TRONCO	93
4.3 ROM LUMBAR	94

4.4	EMG EXTREMIDADES INFERIORES	95
4.5	PARÁMETROS ESPACIO TEMPORALES	96
4.6	ACELEROMETRÍA.....	97
5	DISCUSIÓN.....	101
5.2	EMG TRONCO	102
5.2	ROM LUMBAR	105
5.3	EMG MIEMBRO INFERIOR	106
5.4	ACELEROMETRÍA.....	109
5.4.1	PARÁMETROS ESPACIO TEMPORALES	109
5.4.2	VALORES MÁXIMOS Y ATENUACIÓN	110
5.5	LIMITACIONES DEL ESTUDIO	113
5.6	FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN	114
6	CONCLUSIONES	119
6.2	EFECTO DEL TIPO DE CALZADO SOBRE LA EMG DEL TRONCO	119
6.2	EFECTO DEL TIPO DE CALZADO SOBRE EL ROM LUMBAR	119
6.3	EFECTOS DEL TIPO DE CALZADO SOBRE LOS PARÁMETROS ESPACIO-TEMPORALES 119	
6.4	EFECTOS DEL TIPO DE CALZADO SOBRE LOS IMPACTOS DE ACCELEROMETRÍA ...	120
6.5	EFECTO DEL TIPO DE CALZADO SOBRE LA EMG DEL MIEMBRO INFERIOR	120
8.	CONFLICTO DE INTERESES.....	125
7.	ANEXOS	151
7.1	CONSENTIMIENTO	151
7.2	ARTICULO 1 EFFECTS OF UNSTABLE SHOES ON TRUNK MUSCLE ACTIVITY AND LUMBAR SPINE KINEMATICS.....	153
BIBLIOGRAFIA.....		129

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Velocidad media en función de la edad.....	36
Tabla 2 Variables cinemáticas durante la marcha.....	37
Tabla 3 Recorridos osteoarticulares de los principales segmentos durante la marcha (Perry 1992).....	64
Tabla 4 Variables normales y no normales.....	88
Tabla 5 Resultados de las pruebas no paramétricas de actividad de EMG para la musculatura del tronco (ES = Erector espinal y RA = Recto del Abdomen) ..	94
Tabla 6 Resultados prueba T student EMG Miembro inferior	95
Tabla 7 Resultados de las pruebas no paramétricas EMG Miembro inferior ...	96
Tabla 8 Media \pm SD de los parámetros espacio temporales.....	96
Tabla 9 Resultados prueba T student para % de las fases de la marcha	96
Tabla 10 Resultados prueba T para las variables de aceleración máxima, mínima y magnitud	97
Tabla 11 Resultados prueba T para las variables de ratio y atenuación.....	97

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1 Longitud de paso y zancada.....	38
Figura 2 Ángulo de paso	39
Figura 3 Ciclo de la marcha.....	39
Figura 4 Clasificación de las fases en el ciclo de la marcha (Perry 1992).....	40
Figura 5 Fase de contacto inicial (Sánchez, 1999)	41
Figura 6 Fase de respuesta a la carga (Sánchez, 1999).....	41
Figura 7 Fase media del apoyo.....	42
Figura 8 Fase final del apoyo (Sánchez, 1999)	42
Figura 9 Fase previa a la oscilación (en negro) (Modificado de Sánchez, 1999)	43
Figura 10 Fase media de oscilación (Sánchez, 1999)	44
Figura 11 Fases marcha humana normal (Sánchez, 1999).....	44
Figura 12 Secuencia de activación muscular durante la marcha (Sussman 2010)	45
Figura 13 Actividad de EMG del MMII durante la marcha (Sussman 2010)	47
Figura 14 Almohadilla grasa plantar (Fadejevs 2015).....	50
Figura 15 Esquema de la suela del calzado inestable (MBT)	53
Figura 16 Velocidad de desplazamiento del CoP para los 3 tipos de calzado (Buchecker et al. 2012).....	54
Figura 17 Actividad de EMG para los músculos TA (a), PL (b), GM (c), VL (d) y BF (e) para cada condición de zapato inestable (Buchecker et al. 2012)	55
Figura 18 ROM de la rodilla en la fase de apoyo al caminar con un calzado inestable y un calzado de control, tanto en pre como post adaptación de 6 semanas. (Landry et al 2012).....	57
Figura 19 ROM del tobillo en la fase de apoyo al caminar con un calzado inestable y un calzado control, tanto en pre como post adaptación de 6 semanas. (Landry et al 2012).....	58
Figura 20 Plataforma dinamométrica para el registro de las fuerzas de reacción.....	60
Figura 21 Acelerómetro para el registro de absorción de impactos	60
Figura 22 Medidas de aceleración durante el ciclo de la marcha. (Lau H, Tong K. 2008) .	61

Figura 23 Calzado inestable modelo Shape Up de Skechers empleado en el estudio.....	74
Figura 24 Calzado tradicional modelo Reebok classic empleado en el estudio.	75
Figura 25 Mega 6000 EMG	76
Figura 26 Electrogoniómetro colocado en tobillo para registro de la marcha en treadmill	77
Figura 27 Electrogoniómetro Fastrack colocado en raquis lumbar.....	78
Figura 28 Acelerometro de talón y tibia.....	78
Figura 29 Cinta rodante “Treadmill”, modelo Techno Gym Run Now.....	79
Figura 30 Vista posterior de los electrodos de EMG y acelerometría.....	81
Figura 31 Vista anterior de los electrodos de EMG y acelerometría.....	81
Figura 32 Sincronización EMG y ROM tobillo a través del ciclo de la marcha. Erector Espinal (ES, línea negra) y Recto Abdominal (RA, línea gris)	84
Figura 33 Media de la aceleración del talón.....	86
Figura 34 Media de la aceleración de la tibia.....	87
Figura 35 Diagrama de flujo sobre la distribución de sujetos.....	93

GLOSARIO

GLOSARIO

EMG: Electromiografía

ROM: Rango de movimiento

TA: Tibial Anterior

BF: Bíceps Femoral

RAB: Recto Anterior del Abdomen

RAC: Recto Anterior del Cuádriceps

ES: Erector Espinal

GL: Gastrocnemio Lateral

GM: Gastrocnemio Medial

PLC: Peroneo lateral corto

TFL: Tensor Fascia Lata

TP: Tibial Posterior

VL: Vasto Lateral

VM: Vasto Medial

GM: Glúteo Medio

ST: Semitendinoso

RF: Recto Femoral

PR: Peroneo

SOL: Soleo

FDL: Flexor Largo de los dedos

ST: Semitendinoso

SM: Semimembranoso

COP: Centro de presiones

CDG: Centro de gravedad

GRFV: Fuerza de reacción vertical del suelo

MVCIs: Máxima contracción isométrica voluntaria

INTRODUCCIÓN

1 INTRODUCCIÓN

Los seres humanos llevan caminando desde hace millones de años, durante gran parte de la historia de la evolución humana el ser humano ha caminado descalzo o siendo portador de un calzado mínimo. La marcha humana por tanto, 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 et al. 1981). Desde el punto de vista de la biomecánica la marcha ha sido estudiada en profundidad (Inman et al. 1981), existiendo gran cantidad de estudios que analizan los diferentes parámetros de la marcha, incluida la marcha con diferentes tipos de calzados (Buchecker et al. 2012, Willy & Davis 2014).

Caminar por distintos entornos, a menudo irregulares, requiere el empleo de entradas sensoriales para asistir el control y la adaptación del paso. El comportamiento locomotor incluye la capacidad de iniciar y de terminar la locomoción, adaptar el paso para evitar obstáculos, y cambiar la velocidad y la dirección en función de nuestras necesidades. Existe la hipótesis de que el caminar sobre una superficie inestable estimula el reclutamiento de más fibras musculares, mejora la coordinación (Buchecker et al. 2012), previene la aparición de lesiones, alivia el dolor o reduce las cargas a nivel articular (Nigg et al. 2012). Sin embargo y a pesar de todos estos potenciales beneficios, existen conclusiones científicas contradictorias a cerca de la funcionalidad de este tipo de calzado inestable.

Para comprender mejor cómo actúa un calzado inestable sobre el cuerpo humano, se han realizado diversos estudios biomecánicos que comparaban el calzado tradicional con un calzado inestable. Estos estudios incluyen la actividad muscular en posición bípeda y quieto (Buchecker et al. 2013), caminando sobre una cinta de marcha (Song & Hidler 2008, Santo et al. 2012), caminando a través de un pasillo de marcha (Song & Hidler 2008), la

cinemática (Landry et al. 2010) y la cinética (Hömme et al. 2012) de los miembros inferior .

En la sociedad actual, la gran mayoría de la gente utiliza diferentes tipos de calzado para sus actividades de la vida diaria. Aunque el calzado fue concebido con el objetivo de mejorar la estabilidad y apoyo durante la marcha, así como medio de protección frente a agresiones externas como frío, calor o golpes, desde la década de 1990 ha aparecido un nuevo tipo de calzado denominado inestable, el cual es cada vez más popular; su publicidad va destinada al público en general, con la esperanza de que este tipo de calzado sea capaz de aliviar el dolor articular, perder peso, tonificar la musculatura del miembro inferior y de este modo evitar ir al gimnasio y mejorar la postura en general. Si todo esto fuera así, el calzado inestable tendría un efecto sobre la cinética y cinemática. Por todo ello es importante conocer cuál es la biomecánica del pie y de qué modo se puede ver afectada está en función de tipo de calzado utilizado.

1.1 Biomecánica del pie

El pie es una estructura perfectamente diseñada con un complejo y elevado componente de fuerza, flexibilidad y movimiento coordinado, y por tanto la zona anatómica que más ha debido evolucionar para la adquisición de la locomoción bípeda humana (Isidro et al 1991). La compleja arquitectura del pie, donde se coordinan huesos, músculos y ligamentos, permite transmitir las tensiones por todo el cuerpo cuando se camina, corre y salta. Cada una de estas partes, de manera individual, tiene un funcionamiento propio y una estructura diferente y compleja, pero la acción conjunta de todos estos elementos convierte al pie en una macroestructura biomecánica que realiza movimientos equilibrados de desplazamiento del centro de gravedad con fases de estabilidad e inestabilidad y un alto grado de coordinación segmentaria (Lafuente Sotillos 1998).

El pie constituye la puerta de entrada para estímulos propioceptivos y exteroceptivos que, mediante un mecanismo de retroalimentación, nos

permiten mantener el equilibrio en situaciones estáticas y dinámicas. Gracias a su peculiar biomecánica, el pie es capaz de adaptarse, en función de las necesidades para las que es requerido, las características del terreno en que se mueve y el tipo de calzado utilizado (Gould et al. 1990, Viladot & Voegeli 2001, Ebri 2002, León García et al. 2004).

Como órgano de contacto con el suelo tiene dos funciones principales: la estabilización y la propulsión. Se trata pues de un órgano de contacto antigravitatorio que determina la estabilidad del ortostatismo y de la locomoción; configurándose así como un órgano propioceptivo (León García et al. 2004). El pie no sólo se limita a soportar el peso en posición vertical, su vascularización y su inervación le permiten un papel fisiológico importante, y su estructura osteomuscular posibilita su adaptación a cualquier situación de equilibrio, sea estática o dinámica. En definitiva, se trata de un órgano funcional dinámico (Zurita 2000).

Según Goldcher (Goldcher et al. 1992), la función dinámica del pie nos hace ver que está bien adaptado para el movimiento que implica mecanismos complejos. Así, podemos referenciar cuatro grandes funciones:

A) Función motora activa permitiendo la propulsión, en particular en el andar, correr, subir, empuje para saltar y la recepción.

B) Función de equilibrio en el movimiento asegurando una excelente adaptación al terreno.

C) Función amortiguadora de las presiones sobre la huella plantar en cada paso y en las recepciones.

D) Función técnica especializada (golpeo del balón en el fútbol, aleteo en la natación, puntas en el ballet, etc.); incluso en ciertas patologías donde no se puede hacer uso de las extremidades superiores los pies pueden suplirlas: pintar con el pie, etc.

La bipedestación y la deambulación son el resultado del buen funcionamiento y del perfecto equilibrio entre todas las estructuras del pie. Su alteración dará lugar a una modificación de la biomecánica normal y consiguientemente a un proceso patológico.

Por tanto, una alteración en la biomecánica normal de la marcha, también producirá una alteración en la marcha normal del sujeto.

1.2 Antecedentes sobre la marcha

La marcha humana ha sido adquirida por el hombre a través de millones de años de evolución y ha sido posible gracias a profundas modificaciones anatómicas. Siendo ésta un proceso de transformación de una serie de movimientos angulares simultáneos de las extremidades inferiores, en un desplazamiento traslacional del centro de gravedad del cuerpo. El control y la actitud bípeda implicó la liberación de las manos de las funciones de la marcha y esta liberación posibilitó el uso de las manos para otras funciones de supervivencia ([Zurita 2000](#)).

La marcha nos permite trasladarnos seguros e independientes de un lugar a otro. El paso es un comportamiento extraordinariamente complejo. Los factores fisiológicos que afectan a la dinámica del paso incluyen el control nervioso, la función muscular y el control postural; sin embargo, alteraciones más sutiles en la fisiología subyacente, que incluyen cambios cardiovasculares y la salud mental, también pueden influir en la variabilidad del paso ([Perry 1992](#)).

Caminar por distintos entornos, a menudo irregulares, requiere el empleo de entradas sensoriales para asistir el control y la adaptación del paso. El comportamiento locomotor incluye la capacidad de iniciar y de terminar la locomoción, adaptar el paso para evitar obstáculos, y cambiar la velocidad y la dirección como sea necesario.

La extensión de la superficie de apoyo y la elevación relativa del centro de gravedad por encima del suelo, proporcionan condiciones mecánicas más favorables para la estabilidad a los cuadrúpedos con respecto a los bípedos. Pero éstos no son inferiores en ningún modo en lo que respecta a la estática, equilibrio y marcha. Eso se debe a que los mecanismos nerviosos, idénticos en cuanto a sus principios generales de funcionamiento se han perfeccionado en

los bípedos por el mayor desarrollo de sus niveles nerviosos superiores (Loyber et al 2001).

Caminar puede ser simplemente la traslación del cuerpo de un punto a otro, sin embargo Saunders señala que a pesar de que caminar parece muy intuitivo y sencillo, es un movimiento complejo que necesita explicación detallada de cómo se mueve el cuerpo y las fuerzas que causan el movimiento (Saunders et al. 1953). Para una correcta comprensión, caminar (marchar) debe ser descrito en términos de cinemática y cinética.

La marcha es el resultado de una sucesión de pasos, siendo el paso un conjunto de movimientos que se producen entre el apoyo de un talón y el apoyo del talón contralateral.

1.3 Nomenclatura de la marcha

1.3.1 Velocidad de la marcha

Se entiende por velocidad durante la marcha, a la distancia que recorre el cuerpo hacia delante por unidad de tiempo (Sánchez-Lacuesta 1993). Si bien la unidad del sistema internacional son los metros por segundo (m/s), en algunos estudios se utilizan los centímetros por segundo (cm/s) (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997). La velocidad media adoptada espontáneamente por adultos sanos de entre 18 y 64 años, de ambos sexos oscila entre 1.28 y 1.40 m/s., observándose diferencias según sexo y edad, como afirman algunos autores (Tabla 1) (Perry 1992, Chao et al. 1983, Kadaba et al. 1990, Murray et al. 1964). La velocidad media también puede calcularse como el producto de la cadencia (pasos/min) por la longitud de la zancada (m). Bohannon y Williams (Bohannon & Williams 2011) en un meta-análisis realizado en 2011 recopilan los datos de 41 estudios e integran un total de 23.111 sujetos sin patología. En la tabla 1 se indica la velocidad media para hombres y mujeres en función de su edad derivados de dicho trabajo.

Grupos por género y edad	Número de artículos	Sujetos	Velocidad media (m/s)
V (30-39)	5	83	1,43
V (40-49)	4	96	1,43
V (50-59)	6	436	1,43
V (60-69)	12	941	1,34
V (70-79)	18	3671	1,26
M (20-29)	11	180	1,34
M (30-39)	5	104	1,33
M (40-49)	7	142	1,39
M (50-59)	10	456	1,31
M (60-69)	17	5013	1,24
M (70-79)	29	8591	1,13

Tabla 1 Velocidad media en función de la edad

1.3.2 Cadencia de la marcha

Se define la cadencia durante la marcha, al número de ciclos o pasos por unidad de tiempo (Sánchez-Lacuesta 1993). Si bien la unidad del sistema internacional es el hertzio (hz), este parámetro se presenta muchas veces en pasos/minuto. En un adulto la cadencia suele ser de unos 90 pasos por minuto, si la marcha es lenta la cadencia puede ser de unos 70 pasos por minuto y en marchas rápidas puede alcanzar los 130-150 pasos por minuto (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997) (Tabla 2).

1.3.3 Longitud de la zancada

La longitud de zancada, se conceptualiza como la distancia entre dos contactos de talón consecutivos de un mismo pie (Tabla 2) (Figura 1) (Sánchez-Lacuesta 1993, Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997). La unidad del sistema internacional es el metro (m), pero en este tipo de estudios es muy frecuente utilizar el centímetro (cm).

Según Peruzzi (Peruzzi et al. 2011), el valor promedio en el adulto sano (hombres y mujeres) es aproximadamente de 130 cm. Según Perry este valor es de, 128 cm en las mujeres y 141 cm en los varones (Perry 1992). Kottke considera que es de aproximadamente 156 cm y la (Tabla 2) (Kottke et al. 1993).

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

Tabla 2 Variables cinemáticas durante la marcha

1.3.4 Longitud del paso

Se define la longitud del paso a la distancia entre ambos pies cuando éstos contactan con el suelo (Figura 1) (Sánchez-Lacuesta 1993, Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997). La longitud de paso normalmente es de unos 75 a 85 cm. Los sujetos con extremidades inferiores largas, darán pasos de mayor longitud (Ducroquet 1972, Sánchez-Lacuesta 1993, Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997).

La longitud del paso puede variar por influencia de diversos factores, por ejemplo la edad, sexo, estatura, patologías, fatiga, transporte de carga, dolor, etc. Si la longitud del paso es normal e igual en ambos lados el ritmo de

marcha será normal y armónico (Lelièvre 1993, Ducroquet 1972, Sánchez-Lacuesta 1993).

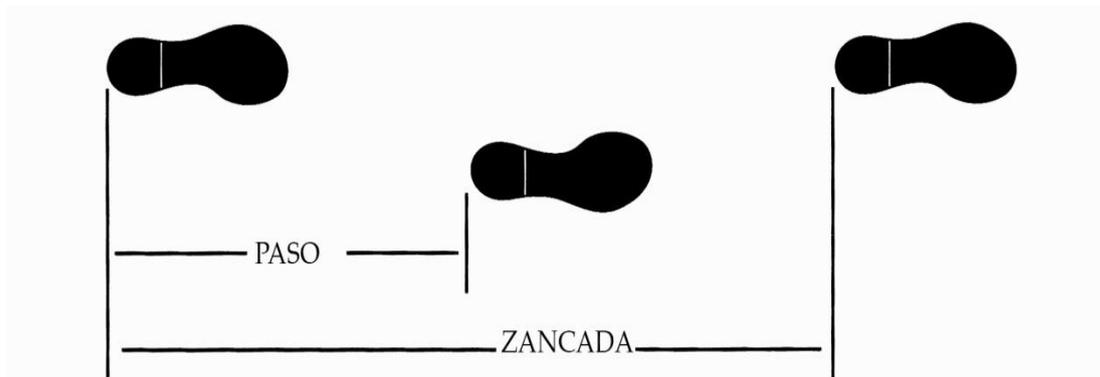


Figura 1 Longitud de paso y zancada

1.3.5 Anchura del paso

La anchura del paso se conceptualiza como la separación lateral entre los apoyos de ambos pies (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997). En un varón con una talla de 170 cm la anchura del paso, al caminar sobre terreno llano, suele ser de unos 5 o 6 cm (Ducroquet 1972).

1.3.6 Ángulo del paso

El ángulo de paso, es el ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión. En condiciones normales mide unos 15° (Figura 2) (Lelièvre 1993, Ducroquet 1972).

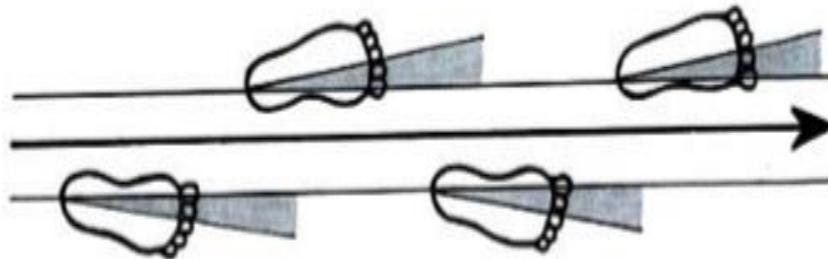


Figura 2 Ángulo de paso

1.4 Fases de la marcha

La marcha es un patrón cíclico, esto es esencial para discutir la marcha como una unidad funcional, de manera que se pueda comparar con la literatura. La unidad funcional de la marcha es por tanto un ciclo de marcha, el cual es identificado con el término de zancada, siendo su duración el intervalo entre las dos secuencias del contacto inicial realizado por el mismo pie (Perry 1992). El ciclo se mide en segundos (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997) y la duración de un ciclo es algo superior a un segundo. Para Lehman oscila entre 1.03 ± 0.1 segundos (Kottke et al. 1993).

El ciclo de la marcha es el centro de la locomoción humana, como se muestra en la (Figura 3), la marcha consta de dos fases alternas para cada pierna: la fase de oscilación o balanceo y la fase de apoyo (Kadaba et al. 1990). La duración precisa de cada periodo del ciclo de marcha depende de la velocidad, pero generalmente en personas adultas sin patología, el 60% corresponde al apoyo y el 40% a la oscilación (Perry 1992).

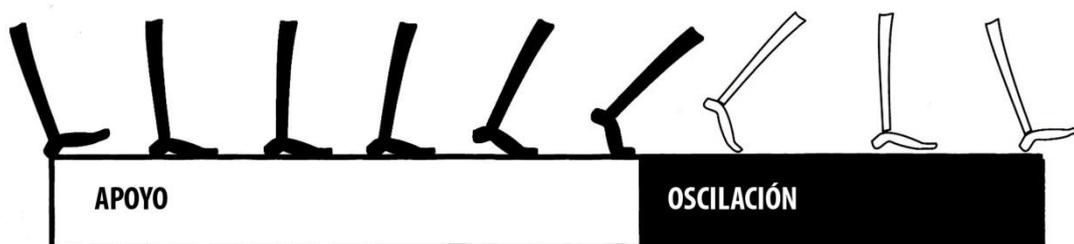


Figura 3 Ciclo de la marcha

La fase de apoyo (o contacto) comienza con el golpe de talón, y comprende el tiempo desde que la pierna está en contacto con el suelo, hasta el despegue de los dedos desde la parte delantera del pie (Moore et al. 2007). La fase de oscilación se inicia cuando los dedos de los pies dejan el suelo, y termina cuando el talón toca el suelo para el siguiente paso. Estas dos fases, a su vez se subdividen en ocho fases (Figura 4), cada una de las cuales dispone de un objetivo funcional y un patrón crítico de movimiento coordinado para cumplir este fin (Shumway-Cook & Woollacott 2012, Hausdorff 2005).

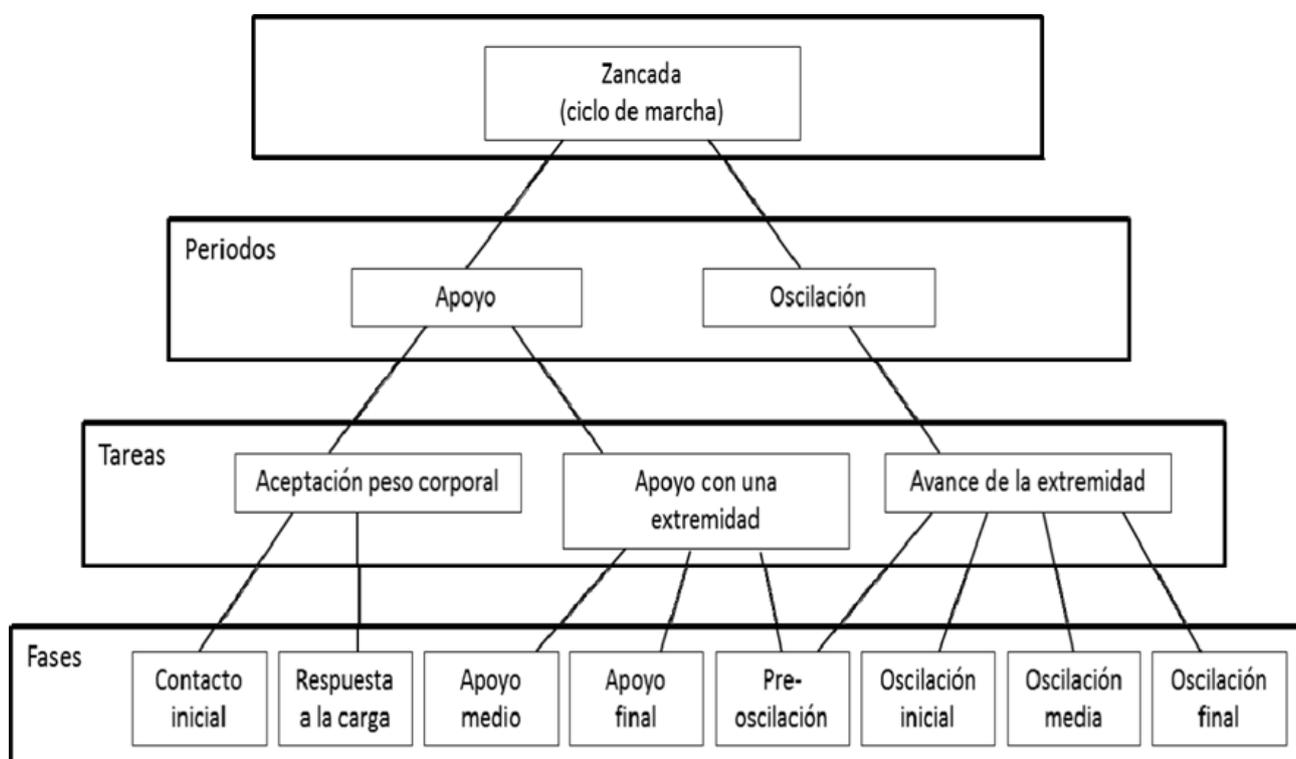


Figura 4 Clasificación de las fases en el ciclo de la marcha (Perry 1992)

- **Fase 1 o de contacto inicial (0-2%):** comienza cuando el talón del pie contacta con el suelo (Figura 5).



Figura 5 Fase de contacto inicial (Sánchez, 1999)

- **Fase 2 o de respuesta a la carga (2-10%):** coincide con un periodo de apoyo bipodal en el que ocurre la transferencia de peso de una extremidad inferior a otra y finaliza cuando el pie contralateral inicia el periodo de oscilación. Representa la etapa de la marcha con mayor demanda funcional. Durante esta etapa ocurren tres funciones esenciales en la marcha: la absorción del impacto del talón con el suelo, la estabilidad inicial de la extremidad inferior y la preservación de la progresión (Figura 6) (Perry 1992, Shumway-Cook & Woollacott 2012).

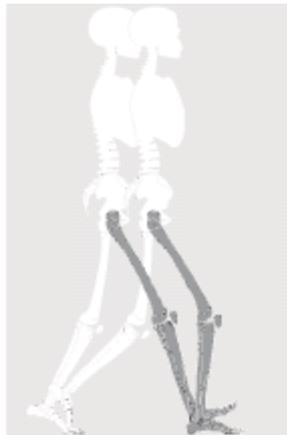


Figura 6 Fase de respuesta a la carga (Sánchez, 1999)

- **Fase 3 o de apoyo medio (10-30%):** constituye la primera mitad de la fase de apoyo unipodal, que comienza cuando una extremidad inferior inicia el periodo de oscilación, de manera que la otra extremidad recibe toda la carga y asume la responsabilidad del soporte mientras la progresión continúa.

Comprende desde el despegue del pie contralateral hasta su avance y alineación con el pie apoyado (Figura 7) (Perry 1992, Shumway-Cook & Woollacott 2012).

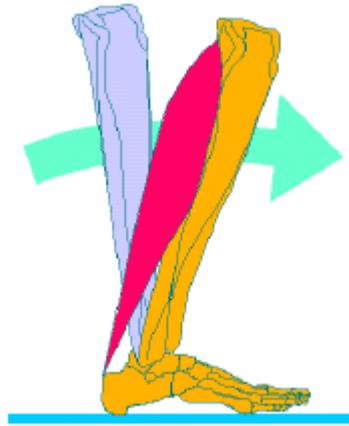


Figura 7 Fase media del apoyo

- **Fase 4 o de apoyo final** (30-50%): constituye la segunda mitad de la fase de apoyo unipodal. Empieza con el despegue de talón del pie apoyado y finaliza con el choque de talón del pie que oscila. Durante esta fase, el peso del cuerpo sobrepasa al pie que permanece apoyado (Figura 8).

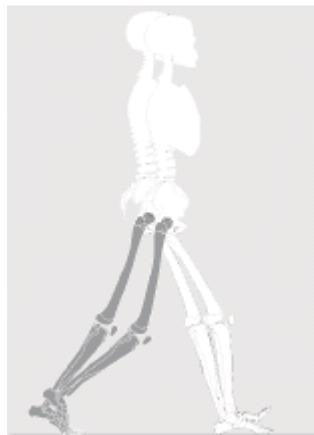


Figura 8 Fase final del apoyo (Sánchez, 1999)

- **Fase 5 o de pre-oscilación** (50-60%): se inicia con el choque de talón del pie que oscila y finaliza con el despegue del pie apoyado. Coincide con el instante de apoyo bipodal donde se produce una transferencia rápida e intensa del peso a la extremidad inferior que inicia el contacto (Figura 9).

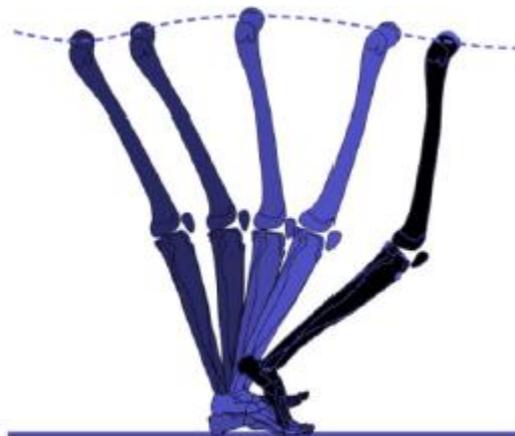


Figura 9 Fase previa a la oscilación (en negro) (Modificado de Sánchez, 1999)

- **Fase 6 o de oscilación inicial** (60-73%): constituye el primer tercio del periodo de oscilación hasta que el pie alcanza la posición del pie que permanece apoyado.

- **Fase 7 o de oscilación media** (73-87%): supone el segundo tercio del periodo de oscilación, en el cual la extremidad inferior sobrepasa a la extremidad inferior contraria. Finaliza cuando la tibia adopta una posición vertical (Figura 10).

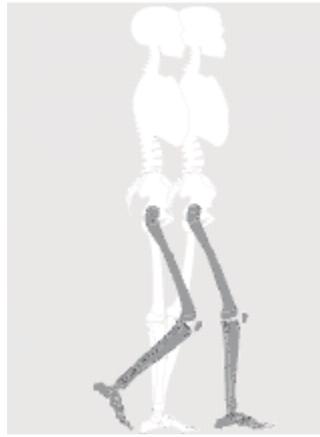


Figura 10 Fase media de oscilación (Sánchez, 1999)

- **Fase 8 o de oscilación final (87-100%):** representa el último tercio del periodo de oscilación, que finaliza cuando el pie contacta con el suelo (Figura 11).

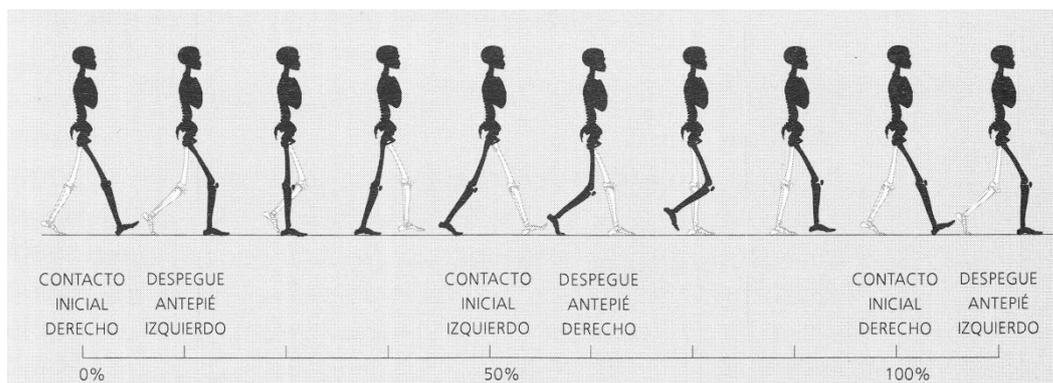


Figura 11 Fases marcha humana normal (Sánchez, 1999)

1.5 Principales grupos musculares de la marcha

Tras conocer cuáles son las diferentes fases de la marcha, a continuación se muestran los músculos que influyen en el control de cada una de las fases de la marcha.

La señal electromiográfica (EMG) indica la activación de las unidades motoras de uno o varios músculos y su objetivo en el uso del estudio de la marcha es determinar con precisión la acción muscular realizada (Perry 1992).

Ésta se caracteriza por dos parámetros: el “*timing*” de activación muscular y su intensidad relativa.

Durante la deambulación es necesaria una intensidad y tiempo de activación muscular óptima para el soporte, absorción de peso corporal durante la fase de apoyo y avance de la extremidad durante la oscilación, por lo que el “*timing*” y/o intensidad relativa pueden evidenciar una mejora funcional de la actividad muscular durante la marcha (Figura 12) (Perry 1992).

Para cada zancada, el “*timing*” está definido por el intervalo entre los puntos de inicio, también denominado “*onset*”, y cese de la actividad muscular u “*offset*”, y la intensidad relativa por su nivel de activación muscular (Perry 1992).

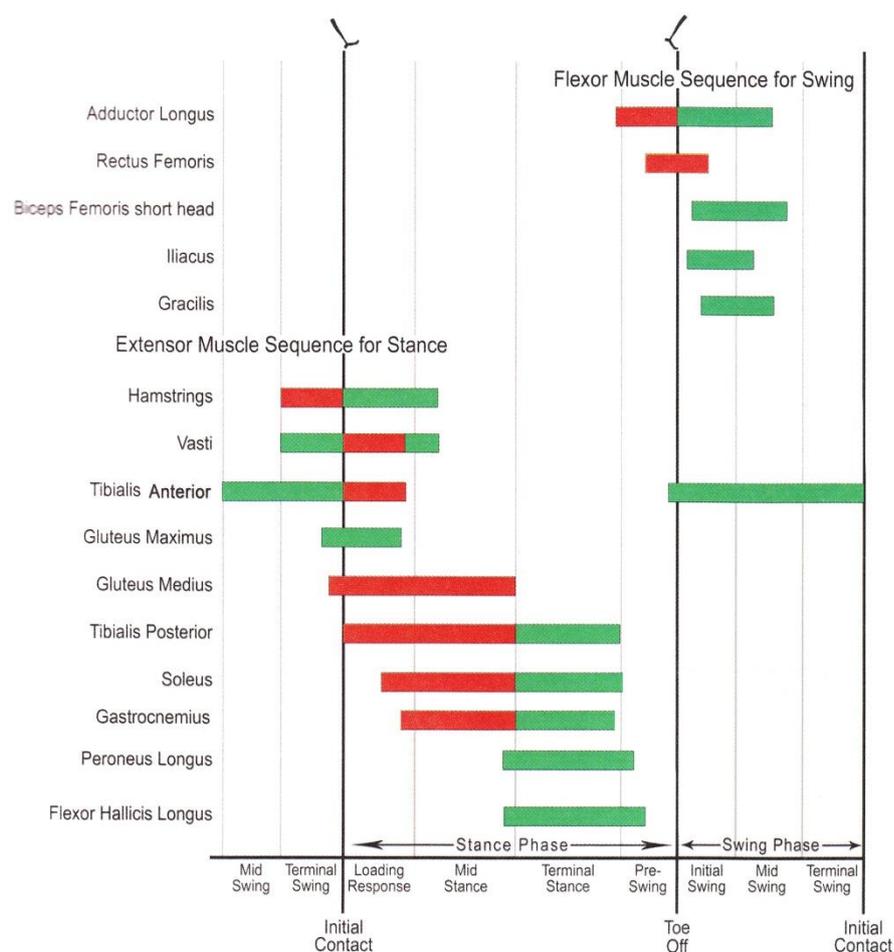


Figura 12 Secuencia de activación muscular durante la marcha (Sussman 2010)

Existen cuatro grupos principales de músculos activos durante las diferentes fases de la marcha normal (Figura 13). La actividad muscular más relevante sucede durante el periodo de apoyo. Se considera que durante la primera mitad del apoyo (0-30% del ciclo) la actividad muscular asume la función de recepción y soporte del peso corporal, mientras que en la segunda mitad del periodo de apoyo (30-60%) realiza la función de progresión y propulsión (Perry 1992).

- Los músculos de la planta del pie están activos durante la fase de apoyo completo (20-50% del ciclo) (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997, Plas et al. 1996).

- El tibial anterior (TA) y extensores de los dedos actúan durante la fase de despegue; controlan la flexión plantar (55-80% del ciclo). También tienen una acción de frenado del pie sobre el suelo (90-15%) (Plas, et al. 1996, Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997).

- Peroneos: suele ser más activo el peroneo lateral corto (PLC). Participan en la dorsiflexión del pie y en la estabilización transversal del retropié junto con el tibial posterior (TP) (30-55% del ciclo) (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997, Plas et al. 1996).

- Los músculos del compartimento posterior de la pierna actúan entre el 15-55% del ciclo. El gastrocnemio medial (GM) es más activo que el lateral (GL). Juegan un importante papel en el control de la rodilla extendida (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997, Plas et al. 1996).

- Los músculos de la parte anterior del muslo son activos entre el 20-90% del ciclo, sobre todo al inicio de la fase de doble apoyo. La contracción del recto femoral (RF) en el choque de talón evita la flexión de la rodilla que, si persistiera en esta fase comprometería la estabilidad de la articulación (Plas et al. 1996, Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997).

- Los músculos de la parte posterior del muslo actúan en fases muy similares a los músculos anteriores, si bien su actividad se inicia un poco antes y también finaliza antes; primero actúan semitendinoso ST y SM semimembranoso y luego el BF, cesando su actividad también en este orden.

Aseguran la desaceleración durante la extensión de la pierna. Los músculos de la zona posterior del muslo controlan también la rotación de la rodilla, especialmente el músculo poplíteo (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997).

- Los glúteos y el tensor de la fascia lata (TFL) se encuentran activos durante la fase de apoyo, permiten la estabilización lateral de la pelvis (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997, Plas et al. 1996).

- El psoas ilíaco es más activo durante la fase de oscilación, aproximadamente entre el 55-75% del ciclo. Controla la parte final de la fase de apoyo y la flexión de la cadera durante la fase siguiente (Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997).

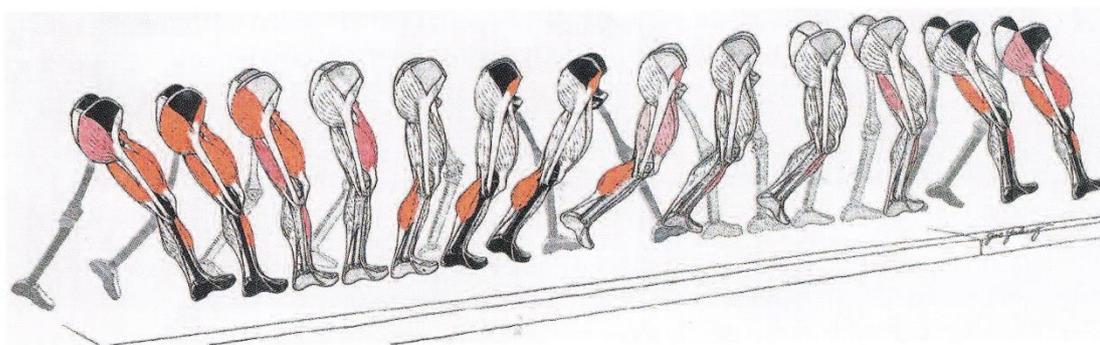


Figura 13 Actividad de EMG del MMII durante la marcha (Sussman 2010)

1.6. Factores que modifican la marcha

Cada individuo tiene una forma determinada de caminar y correr, e incluso se puede llegar a identificar a una persona por su manera de andar o por el sonido de sus pasos. Son diversos los factores que pueden modificar el esquema general de la marcha, tanto: extrínsecos como intrínsecos.

1.6.1 Factores extrínsecos

a) Tipo de pavimento

El ser humano camina de forma distinta según el tipo de terreno sobre el que se desplace; parquet, alfombra, una calle empedrada, arena, subida y bajada de pendientes, etc.

Caminar descalzo sobre la arena de la playa, subir unas rocas o andar por el monte es beneficioso para la bóveda plantar pues le permite ejercer su capacidad de adaptación a las irregularidades del terreno (Kapandji 1993).

Se ha observado que los impactos del pie sobre el suelo aumentan cuando se camina sobre pavimentos duros como asfalto o terrazo, mientras que se suavizan cuando el sujeto camina sobre suelos naturales como madera, hierba o arena (Ramiro 1995, Comín Comín M. et al. 1999).

b) Calzado

Cuando los hombres primitivos se lesionaron los pies con piedras e irregularidades del terreno o sintieron frío o los efectos de la humedad empezaron a cubrir sus pies con hojas de plantas trenzadas, cortezas de árboles y pieles de animales. El calzado tenía un significado funcional y protector. A esta función protectora se añadió después la moda, convirtiéndose en signo de dignidad (los esclavos iban descalzos). Con la evolución del vestido y los usos y costumbres se empezó a poner de moda el calzado de tacón alto. Dado que el contacto con el suelo se realiza mediante el calzado, éste, lógicamente, ha de influir en la marcha (Comín Comín M. et al. 1999, Núñez-Samper & Llanos Alcazar 1997, Cintora 1988, Valente Valenti 1979).

El calzado ideal ha de amortiguar los impactos durante la marcha o la carrera, controlar los movimientos del pie, proporcionar una adecuada sujeción del pie y al mismo tiempo permitir movimientos de los dedos y optimizar la

relación pie-suelo, cuando el sujeto camina o lleva a cabo una actividad deportiva (Ramiro 1995, Ramiro 1998).

Las características del calzado que más influyen en la marcha son:

- **Tacón:**

La presencia de tacón, altura y anchura del mismo influyen en el proceso de marcha (Sánchez-Lacuesta 1993, Lelièvre 1993). Así, el tacón modifica la posición del pie y del resto del cuerpo, lo que produce una alteración postural en posición estática y una modificación de la distribución de cargas y presiones plantares en el pie, relacionadas con alteraciones en el patrón de marcha y en la forma de contacto con el suelo (Comín Comín M., Pérez García et al. 1999).

En bipedestación el uso de tacones altos provoca un aumento de la flexión plantar del pie y modificaciones posturales, con un desplazamiento hacia delante del centro de masas y tendencia a caerse en esa dirección, así como aumento de la lordosis lumbar y frecuentes lumbalgias (Lelièvre 1993). Los tacones altos también influyen en la marcha; disminuyen la longitud del paso y la velocidad, aunque no se observa modificación de la cadencia (Sánchez-Lacuesta 1993).

La fase de apoyo es menor con el pie descalzo que con el pie calzado y esa duración aumenta cuanto mayor es el tacón; se pretende conseguir una mayor estabilidad en la marcha que resulta más insegura cuanto más alto es el tacón (Lelièvre 1993, Sánchez-Lacuesta 1993).

- **Capacidad de amortiguación:**

Durante la marcha bipodal las extremidades inferiores están sometidas a una serie de cargas derivadas de su interacción con el suelo (Sánchez-Lacuesta 1993). En el contacto inicial esas cargas son más bruscas e incluso se habla de impactos (Ramiro 1995).

Al caminar los impactos del pie sobre el suelo son, aproximadamente, del orden del peso del cuerpo, pero al correr, saltar o practicar diversos deportes, esas fuerzas pueden duplicarse, y hasta multiplicarse por diez, dependiendo de la modalidad atlética practicada (Ramiro 1995).

El ser humano posee diferentes mecanismos de amortiguación, como pueden ser las acciones del tibial anterior y del cuádriceps femoral, o la eversión subastragalina durante la fase inicial de apoyo (Ramiro 1995). Los tendones y ligamentos del pie también absorben parte de la energía de choque, siendo el primer elemento que ejerce su acción amortiguadora la almohadilla grasa del talón (Figura 14). Esta posee una gran capacidad de absorción de los impactos (Sánchez-Lacuesta 1993).

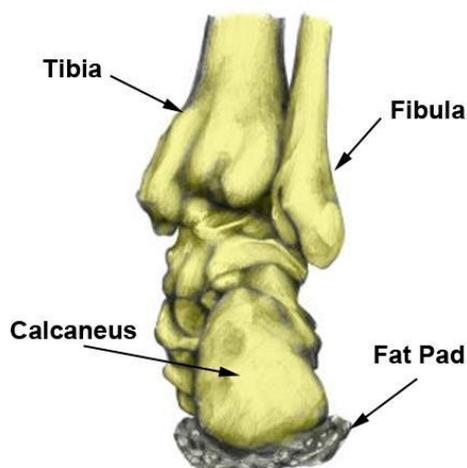


Figura 14 Almohadilla grasa plantar (Fadejevs 2015)

La intensidad de choque depende de la capacidad del aparato locomotor para absorber los impactos pero también de diversos factores extrínsecos como la forma de contacto con la superficie de apoyo, la velocidad de la marcha, el tipo de terreno (Ramiro 1995) y el calzado (Comín Comín M., Pérez García et al. 1999). De todos ellos el que despierta un mayor interés es el calzado pues según su diseño (material de la suela y plantilla, forma, rigidez, altura del tacón, etc.) puede modificarse su capacidad de amortiguación (Sánchez-Lacuesta 1993, Ramiro 1995, Polo Leonor M^aC., et al. 1997).

- **Peso del calzado:**

Caminar con un calzado pesado conduce a marchas más lentas y a caminar con una oscilación lateral compensadora, consecuencia de lo insuficiente que resulta el glúteo mediano para levantar la carga que constituye cada bota pesada (Sánchez-Lacuesta 1993, Ducroquet 1972). Si se emplea de forma habitual este tipo de pesado las oscilaciones laterales no solo se observarán cuando emplee dicho calzado, sino en cualquier situación, ya que formaran parte del patrón de marcha (Ducroquet 1972).

- **Material:**

El material con que está fabricado el calzado tiene también gran importancia, tanto en la marcha como en la práctica deportiva. En cuanto a la suela del calzado ésta ha de mitigar el impacto contra el suelo (Sánchez-Lacuesta 1993, Ramiro 1995).

- **Control de movimientos:**

El calzado ha de ajustarse bien al pie excepto en la zona de la puntera, donde los dedos no han de quedar comprimidos y han de poder moverse. Suelen emplearse contrafuertes que permiten cierto control y sujeción del tobillo y parte trasera del pie.

Los cordones del calzado son otro elemento más que sirve para ajustar el calzado y la lengüeta sirve para proteger el pie de una tensión excesiva de los cordones y proporcionar un ajuste adecuado del calzado (Polo Leonor M^aC. et al. 1997).

- **Tamaño:**

Longitud y anchura adecuadas para que el pie quede sujeto pero no comprimido. Es importante que la puntera sea amplia para permitir los movimientos de los dedos (Sánchez-Lacuesta 1993).

- **Otros factores:**

También influyen en la marcha la rigidez del calzado (calzado muy rígidos pueden provocar dolor), distribución de las presiones, aspectos de rozamiento, etc. (Sánchez-Lacuesta 1993, Ramiro 1995).

c) Profesión

La realización de ciertas actividades de forma habitual, con repetición de una serie de gestos y movimientos o mantenimiento frecuente de ciertas posturas, por ejemplo durante el desempeño de determinadas profesiones o la práctica de deportes, danza, etc., pueden introducir modificaciones en la marcha (Lelièvre J 1993).

1.7. El calzado inestable: estudios previos.

La marcha es un área de la biomecánica bien estudiada (Inman et al. 1981). Existen muchos estudios que analizan los efectos de diferentes parámetros, incluido el calzado, sobre la marcha (Callaghan et al. 2013, Willy & Davis 2014). La zapatilla deportiva moderna no se introdujo hasta la década de 1970. Y no fue hasta la década de 1990 cuando apareció el calzado "inestable". El concepto de calzado inestable tiene su origen los ejercicios sobre superficies inestables (Buchecker et al. 2012b).

El calzado inestable está diseñado (Buchecker et al. 2012) con una suela modificada con forma de balancín en dirección antero posterior (Figura 15), con

el objetivo de imitar una superficie desigual e irregular, la cual requerirá de un mayor control postural. Según Buchecker et al. (2012) el concepto de calzado inestable, deriva del ejercicio que se realiza sobre este tipo de superficies. Realizar ejercicio sobre este tipo de superficies, se cree que recluta más músculos posturales que de otra forma, mejorando de este modo los patrones de coordinación asociados al control postural.

Recientemente se han realizado estudios sobre el calzado inestable en posición bípeda (Buchecker et al. 2013), sobre una pierna (Germano et al. 2012), midiendo la EMG del miembro inferior al caminar sobre una cinta de marcha (Santo et al. 2012), estudiando la cinética mientras se camina por un pasillo de marcha (Hömme et al. 2012) y la cinemática después de un periodo de adaptación de 6 semanas (Landry, Nigg et al. 2012).

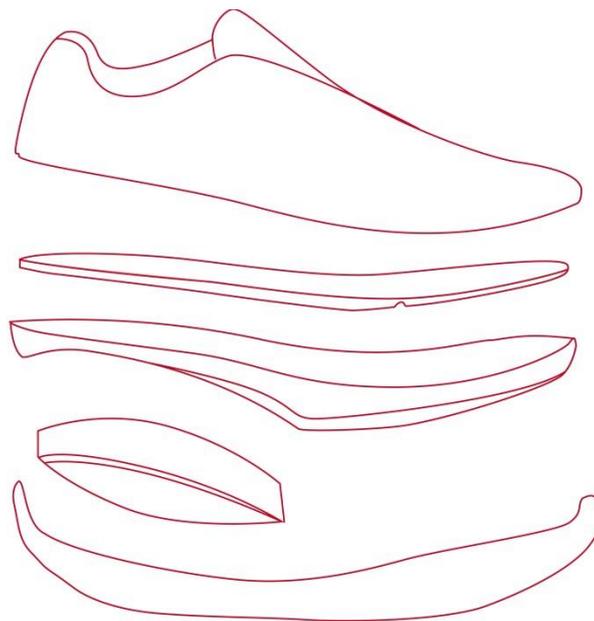


Figura 15 Esquema de la suela del calzado inestable (MBT)

Buchecker (Buchecker et al. 2012) comparó tres tipos de calzado inestable con diferentes niveles de balancín antero-posterior y medio-lateral en la suela que confieren al calzado diferentes grados de inestabilidad, frente a un calzado tradicional. Estos autores estudiaron la velocidad de desplazamiento del centro de presión (CoP), la percepción de la inestabilidad y la actividad EMG para el

tibial anterior (TA), peroneo lateral largo del dedo gordo (PL), gastrocnemio medial (GM), vasto lateral (VL), y el bíceps femoral (BF) en posición bípeda estática. Los resultados mostraron un aumento en la velocidad de desplazamiento del CoP para los tres tipos de calzado inestable en comparación con el calzado tradicional (Figura 16).

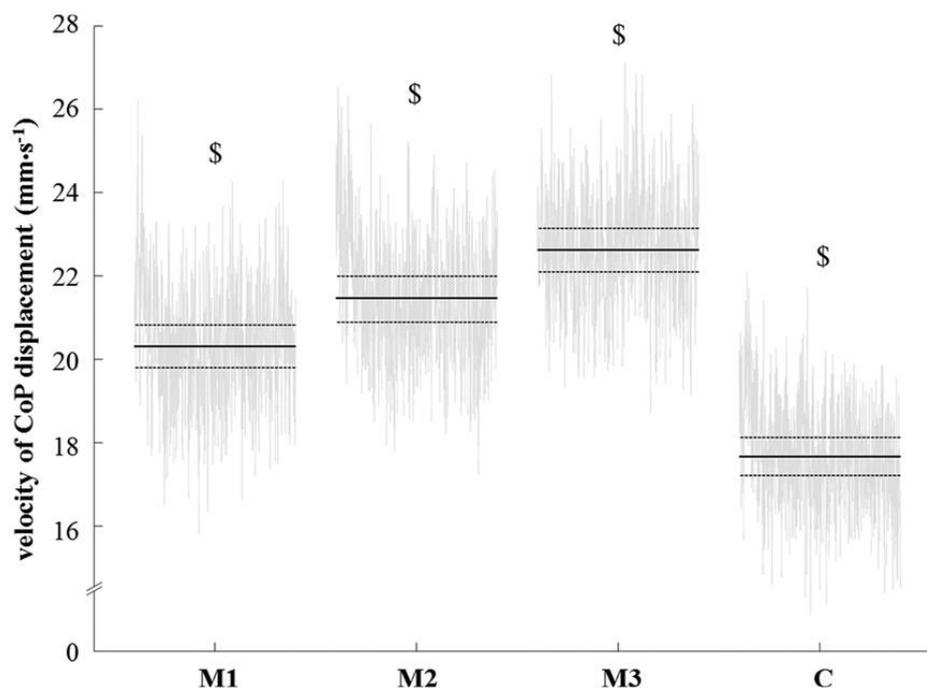


Figura 16 Velocidad de desplazamiento del CoP para los 3 tipos de calzado (Buchecker et al. 2012)

La percepción de la inestabilidad también fue proporcional al grado de desequilibrio que presentaba cada modelo de calzado inestable. Sin embargo, a pesar del aumento de la velocidad de desplazamiento del CoP en el calzado inestable, esto no significó un aumento de la actividad muscular. Solo el calzado con mayor inestabilidad aumentó la actividad del TA, PL y VL durante una postura bípeda estática (Figura 17).

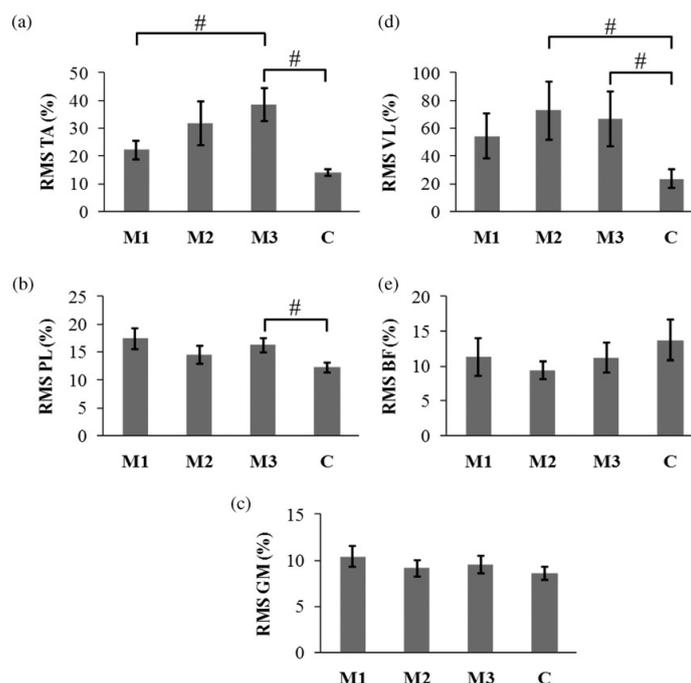


Figura 17 Actividad de EMG para los músculos TA (a), PL (b), GM (c), VL (d) y BF (e) para cada condición de zapato inestable (Buchecker et al. 2012)

La actividad muscular del miembro inferior ha sido estudiada de diferentes formas, por ejemplo Santo (Santo et al. 2012) comparó el promedio de la actividad EMG al principio, a la mitad y al final de estar caminando durante 10 minutos sobre una cinta de marcha con calzado tradicional y calzado inestable. Germano también realizó un estudio sobre EMG y calzado inestable (Germano, et al. 2012) comparando la media cuadrática de ésta (RMS). Estos autores no encontraron diferencias significativas en la actividad EMG del tibial anterior (TA), gastrocnemio medial (GM), gastrocnemio lateral (GL), vasto medial (VM), vasto lateral (VL), recto femoral (RF), bíceps femoral (BF) y glúteo mayor (GM). Por su parte, Santo en su estudio (Santo et al 2012) también encontró escasas diferencias entre los dos tipos de calzado al caminar sobre una cinta de marcha. Si bien el diseño del calzado inestable no influyó en gran medida en la actividad EMG, el diseño puede afectar a la cinemática de las extremidades inferiores.

Estudio	Sujetos	Diseño del estudio	Actividad	Músculos Analizados	Resultados
Nigg et al 2006	3 M, 5 H 28 años 24 Kg/m ²	Estudio transversal (MBT vs Normal)	De pie Caminando (5 Km/h)	TA, BF, VM, GM	De pie: ↑TA Caminando: No efectos significativos
Romkes et al. 2006	6 H, 6 M 39 años 26 Kg/m ²	Estudio transversal (MBT vs Normal)	Caminando (velocidad auto-seleccionada)	TA, MG, LG, ST, VM, VL, RF	Balanceo: ↑MG, ↑LG, ↑VL, ↑VM, ↑RF Oscilación: ↑TA.
Buchecker et al. 2010	10 H 32 años 28 Kg/m ²	Estudio transversal (MBT vs Normal)	Caminando (velocidad auto-seleccionada)	MG, BF, VL	Balanceo medio: ↑VL Balanceo final: ↑MG, ↑VL
Landry et al. 2010	19 M, 9 H 53 años 29 Kg/m ²	Estudio transversal (MBT vs Normal)	De pie	PR, SOL, FDL	De pie: ↑PR, ↑FDL
Santo et al 2012	17 M, 11H 22 años 23 Kg/m ²	Estudio transversal (Skecher vs Normal)	Caminando (4,68 Km/h)	BF, RF, GA, TA	Caminando: ↓ TA, resto sin cambi

Landry et al. (2012) estudió los cambios cinemáticos de la cadera, rodilla y tobillo cuando se camina con un calzado de control y un calzado inestable antes y después de un periodo de adaptación al calzado inestable de 6 semanas. Se evaluó la cinemática en el plano sagital para la cadera, rodilla y tobillo y no se encontraron diferencias significativas en el ángulo de la cadera entre ambos tipos de calzado, ni antes ni después de las 6 semanas de adaptación. Sin embargo, existe una tendencia a una mayor flexión de rodilla para el calzado inestable, y un mayor ángulo de dorsiflexión al inicio de la marcha (Figura 18 y 19), reduciendo la dorsiflexión en las fases finales respecto del calzado tradicional. Stöggli et al. (2010) halló que tras un periodo de adaptación de 10 semanas, el calzado inestable producía un aumento en la velocidad de flexión de rodilla, lo que podría estar relacionado con un mayor rango de movimiento (ROM) de la rodilla. En la actualidad, se acepta que una mayor flexión de rodilla puede atenuar mejor las aceleraciones máximas durante actividades con peso (Decker, et al. 2003).

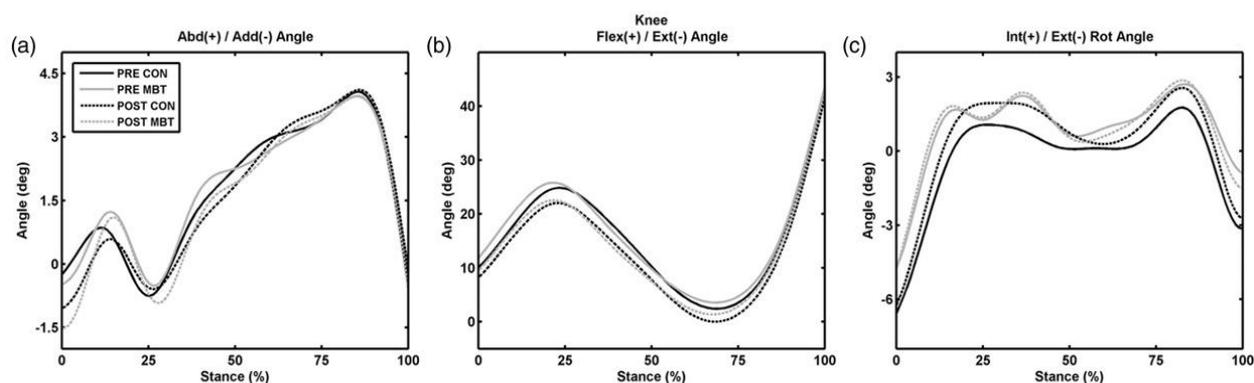


Figura 18 ROM de la rodilla en la fase de apoyo al caminar con un calzado inestable y un calzado de control, tanto en pre como post adaptación de 6 semanas. (Landry et al 2012)

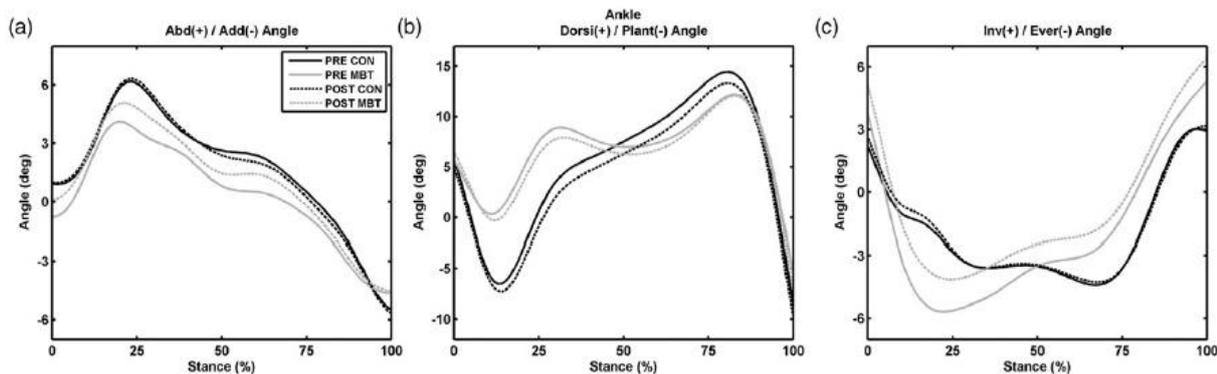


Figura 19 ROM del tobillo en la fase de apoyo al caminar con un calzado inestable y un calzado control, tanto en pre como post adaptación de 6 semanas. (Landry et al 2012)

Hömme et al. (2012) analizó las fuerzas de reacción en tres tipos de calzado, (calzado control, calzado inestable en la dirección antero-posterior y calzado inestable en la dirección medio-lateral) mientras se caminaba a $1,6 \pm 3\%$ m/s. Los resultados mostraron valores reducidos para el momento de la fuerza vertical máxima en la dirección antero-posterior en comparación con el calzado tradicional y una tendencia a tener mayores picos máximos de fuerza vertical que el calzado control y el calzado inestable medio-lateral.

Según el estudio de Vernon et al (2004), los sujetos que caminaban con calzado inestable experimentaban menores cargas en las articulaciones de la cadera, la rodilla y el tobillo en comparación con los que caminaban con el calzado de control. Estos autores sugirieron que el calzado inestables puede disminuir la carga articular y podrían tener un gran potencial como herramienta en la terapia de la artrosis. En 2006, Nigg (Nigg, Emery et al. 2006) realizó un estudio similar, con resultados no concluyentes. La comparación en el impulso angular no mostró diferencias significativas entre el calzado control y el calzado inestable, aunque la rodilla y la cadera mostraron una tendencia a reducir el impulso angular para el calzado inestable. Tampoco se encontraron diferencias significativas en la actividad electromiográfica en los músculos del miembro inferior, aunque la actividad en varios músculos tendió a ser mayor con el uso del calzado inestable (Nigg et al. 2006). Boyer et al 2009, midieron un aumento en el rango de movilidad (ROM) del tobillo, lo que significaría una disminución de la carga articular del mismo.

Que tengamos constancia y hasta la fecha, no se han reportado estudios con calzado inestable que valoren el ROM de la columna lumbar y la actividad EMG de la musculatura del tronco durante la marcha, así como los impactos en talón y tibia a través de acelerómetros en lugar de plataforma de fuerzas.

1.8. Técnicas de análisis mediante acelerometría

Debido al principio de acción-reacción, cuando un individuo contacta con 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 contraria a la ejercida contra él del mismo módulo y dirección, pero sentido contrario denominada fuerza de reacción del suelo, utilizándose el acrónimo en inglés GRF (“*ground reaction forces*”). Dicho impacto se transmite a lo largo del cuerpo y progresivamente se atenúa gracias a los diversos sistemas de amortiguación presentes en el organismo. Esta transmisión de impactos a lo largo del cuerpo se le suele denominar también ondas de choque.

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

De esta forma, con el movimiento los impactos se producen de manera continua, así como la activación de los distintos mecanismos de absorción que tiene nuestro organismo. Debido a esto, se puede analizar con diferentes técnicas instrumentales como la acelerometría y la dinamometría (Figura 20 y 21). 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.

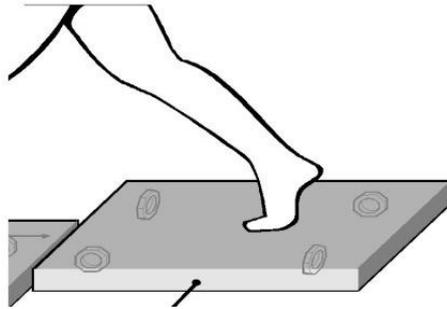


Figura 20 Plataforma dinamométrica para el registro de las fuerzas de reacción



Figura 21 Acelerómetro para el registro de absorción de impactos

Tanto la acelerometría como la dinamometría se han empleado comúnmente para estudiar las GRF, la capacidad de absorción de impactos del sistema musculo-esquelético 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. (Figura 22) (Llana 1998, Henning et al 1995, Pérez 2004, Sanner et al 2000, Lau et al 2008).

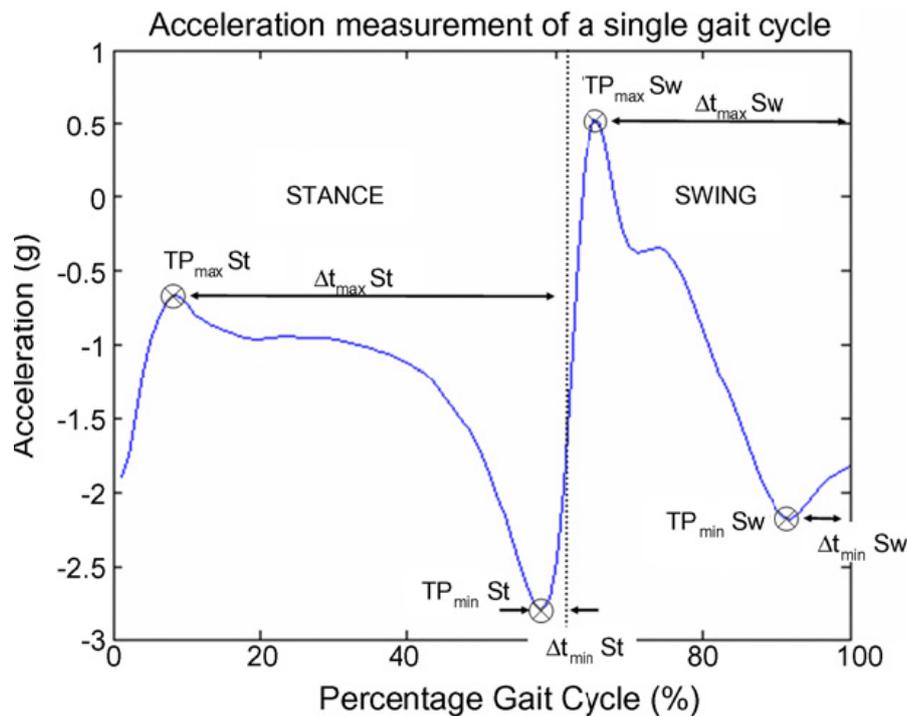


Figura 22 Medidas de aceleración durante el ciclo de la marcha. (Lau H, Tong K. 2008)

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

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

La magnitud de estas cargas, se encuentra alrededor de 1 a 1,2 veces el peso corporal (Hamill et al 2009) para la marcha normal, y dependen de distintos factores biomecánicos como la velocidad de marcha (Clarke et al. 1985, Shorten et al 1992), el peso corporal (Shorten et al 1992) y otros como el género, la edad o la obesidad (Bates et al 1983). Existe una segunda fuerza de reacción vertical del suelo aproximadamente igual en magnitud que se representa como un empuje hacia el suelo (Hamill & Knutzen 2009). Lafortune (Lafortune 1991) encontró que el promedio de las aceleraciones verticales pico en las piernas mientras se lleva un calzado tradicional mientras se camina en una cinta rodante a una velocidad de 1,5 m/s fue de $1.71 \pm 0,09$ g/s.

1.9. Funciones de la marcha

En términos funcionales, los segmentos del cuerpo se agrupan en dos unidades que interactúan durante el ciclo de la marcha (Perry 1992): por un lado, la unidad locomotora, constituida por ambas extremidades inferiores y la pelvis. Por otro lado, la unidad pasajero, integrada por la pelvis, el tronco y la cabeza. La pelvis se considera dentro de ambas unidades, al presentar funciones de locomoción y de pasajero. La interacción entre ambas unidades y de cada uno de los segmentos corporales que las integran determinan la funcionalidad de la marcha humana.

Como se ha indicado anteriormente, en bipedestación y durante la locomoción se generan fuerzas de reacción vertical (GRFV), fuerza contraria al peso corporal de la misma magnitud y sentido contrario, que puede obtenerse mediante acelerometría o plataformas dinamométricas (Chao et al. 1983, Kirtley 2006). Relacionando la alineación de este vector con los centros de masa (CDM) de cada segmento corporal, define la magnitud y dirección de la inestabilidad (Kirtley 2006, Plagenhoef 1983, Winter 2009).

La inestabilidad generada por el GRFV se contrarresta por medio de fuerzas intrínsecas que actúan sobre las articulaciones y que son generadas por las estructuras músculo-tendinosas y cápsulo-ligamentosas. La contribución a la

estabilidad depende, no sólo de la actividad muscular activa, también de las propiedades pasivas de los músculos (capacidad de estiramiento), principalmente de los biarticulares, y de las estructuras cápsulo-ligamentosas ([Kirtley 2006](#)).

La consecución de la estabilidad en los tres planos del espacio durante la marcha resulta fundamental para la correcta recepción del peso corporal y la progresión-propulsión hacia delante ([Whittington et al 2008](#)).

Tanto la recepción del peso corporal como la progresión, constituyen funciones de la marcha cuyo éxito depende de patrones motores específicos que implican a la unidad pasajero y a la unidad locomotora. Estos patrones motores cuentan con la participación de determinados grupos musculares siempre de una forma selectiva, es decir, en respuesta a una inestabilidad. Además, representan movimientos y posiciones que requieren de la interacción entre los diferentes segmentos corporales con la finalidad última de moderar los desplazamientos del centro de gravedad (CDG) durante la locomoción. El centro de gravedad del cuerpo, como objeto, se puede contemplar como el punto en el que la masa de todos los segmentos se distribuye de manera homogénea. En la posición anatómica se considera que el CDG se sitúa a la altura de la 2ª vértebra sacra. Minimizar el grado de desplazamiento del CDG en la línea de progresión es el mayor mecanismo para reducir el esfuerzo muscular en la marcha y, consecuentemente, ahorrar energía ([Winter 2009](#)).

La locomoción bípeda presenta dos situaciones potenciales de gasto. Por un lado, el apoyo alternativo sobre cada una de las extremidades inferiores, que implica un desplazamiento lateral del cuerpo. Y por otro lado, el cambio en la alineación vertical de ambas extremidades inferiores entre el apoyo monopodal y bipodal durante el ciclo de la marcha, lo cual provoca un cambio en la altura de la pelvis que lleva al CDG a moverse arriba y abajo. El CDG está en el punto más bajo cuando la alineación de las extremidades inferiores es oblicua, coincidiendo con los tiempos de apoyo bipodal (contacto inicial y despegue del pie). Mientras que durante el apoyo medio, cuando la alineación de las

extremidades inferiores es vertical y el tipo de apoyo es monopodal, el cuerpo se eleva al máximo (Perry 1992).

1.10. Cinemática

Para poder comprender mejor los posibles cambios experimentados en la cinemática de la marcha normal al caminar con el calzado inestable, debemos conocer cuál es la cinemática normal de la marcha.

Se refiere a los grados de libertad de los diferentes segmentos corporales. Cada grado de libertad puede describirse en función de su amplitud articular (grados) y velocidad angular (grados/s). En el caso del patrón de marcha se considera el desplazamiento en los tres planos del espacio de los segmentos corporales del tobillo-pie, la rodilla, la cadera, la pelvis y el tronco, esencialmente. En la tabla 3 se describen las amplitudes articulares comúnmente aceptadas para sujetos sanos (Perry 1992, Inman et al. 1981, Wright et al 1962).

Segmento corporal	Plano Sagital	Plano Coronal	Plano transversal
Tobillo -Pie	20°-40°	5°-8°	10°
Rodilla	60°-70°	8°-10°	9°-13°
Cadera	40°	15°	8°

Tabla 3 Recorridos osteoarticulares de los principales segmentos durante la marcha (Perry 1992)

Una vez realiza la revisión de la literatura más relevante sobre la temática abordada y los resultados más importantes, se plantea a continuación las hipótesis y objetivos en la presente tesis.

HIPOTESIS Y OBJETIVOS

2 HIPÓTESIS Y OBJETIVOS

El objetivo principal del presente estudio fue valorar en una muestra de sujetos sanos el efecto inmediato que producía el uso de un calzado inestable sobre la actividad EMG de los músculos del miembro inferior y del tronco y sobre la transmisión de impactos en la pierna durante la marcha.

Las hipótesis a contrastar en nuestro estudio fueron las siguientes:

El uso de calzado inestable durante la marcha, en comparación con un calzado tradicional:

- Modificará los principales parámetros espacio-temporales.
- Aumentará la lordosis lumbar
- Aumentará la actividad EMG de la musculatura del miembro inferior y del tronco
- Disminuirá la transmisión de los impactos a lo largo del aparato locomotor.

MATERIAL Y METODOS

3 MATERIAL Y METODOS

3.1 Participantes

Se realizó un análisis a priori del tamaño del efecto y tamaño de la muestra para una potencia deseada del 95%. El tamaño del efecto se estimó por medio de la d de Cohen, calculada a partir de los resultados del trabajo publicado que estudiaron variables dependientes similares (Cohen 1998), con el uso de calzado inestable como una variable independiente (Buchecker, Stoggl et al. 2013). El tamaño de la muestra se calculó utilizando el software G*Power 3 (Faul, Erdfelder et al. 2007). El resultado fue una muestra mínima estimada de 39 sujetos. Para tener margen frente a la posible mortandad experimental, en el estudio participaron 48 sujetos sanos, estudiantes de Ciencias de la actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia, estudiantes del Máster de Terapia Manual Osteopática de la Universidad CEU-Cardenal Herrera y miembros del equipo "Runners".

Los criterios de inclusión fueron:

- Persona sana, hombre o mujer.
- Tener más de 18 años.

Los criterios de exclusión de este estudio fueron:

- Índice de masa corporal (IMC) $>30 \text{ kg/m}^2$.
- Cualquier tipo de patología o cirugía en extremidad inferior o columna lumbar en el último año.
- Evidencia de artritis, diabetes o enfermedad neuromuscular
- Utilización previa de calzado inestable.
- Estar tomando cualquier medicamento que pueda afectar al sistema neuromuscular.

El estudio se llevó a cabo siguiendo los requerimientos éticos establecidos en la Declaración de Helsinki de 1975 (Williams 2008). Todos los sujetos participaron de forma voluntaria y fueron convenientemente informados sobre la naturaleza de su participación en el estudio y firmaron un documento de consentimiento informado (Ver anexo 7.1).

El estudio se realizó en el Laboratorio de Biomecánica de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y Deporte de la Universidad de Valencia.

3.2 Calzado

El calzado inestable probado en este estudio fue de la marca Skechers, modelo Shape Ups® (Figura 11). El calzado de Skechers se caracteriza por una suela redondeada en la dirección anterior-posterior y un talón flexible que proporciona una base inestable de apoyo. La suela redondeada hace que el cuerpo del usuario se desplace hacia adelante, mientras que el talón flexible distribuye más equitativamente la presión plantar y reduce la concentración de presión en el talón. Estudios previos (Nigg, Hintzen et al. 2006, Landry, Nigg et al. 2010) indican que este calzado aumenta la inestabilidad en la dirección antero-posterior y medio-lateral (Figura 23).



Figura 23 Calzado inestable modelo Shape Up de Skechers empleado en el estudio.

El calzado de control utilizado en la prueba fue el Reebok Clasic®. Este modelo, que se caracteriza por una suela plana, se utilizó como una representación de un calzado utilizado comúnmente por la población en general (Figura 24).



Figura 24 Calzado tradicional modelo Reebok classic empleado en el estudio.

3.3 Protocolo del estudio

3.3.1 Instrumentos

a) EMG

La actividad eléctrica de los músculos del miembro inferior (GE, TA, RAC y BF) y del tronco (Erector Lumbar ER y Recto Anterior del Abdomen RAB) fue recogida mediante el sistema de señales Biomonitor ME6000 (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland). Se trata de un sistema portátil de 16 canales simultáneos, incluye un software para el almacenamiento y posterior tratamiento de los datos (Megawin), el cual se empleó en su versión 3.0.1. (Figura 25)



Figura 25 Mega 6000 EMG

La captación de la señal de EMG se realizaron a través de electrodos de superficie pre-gel (Ag-AgCl), desechables, adhesivos, de 20 mm de diámetro (Infant Electrode, Lessa, Barcelona).

b) Electrogoniometría

Para poder determinar las diferentes fases del ciclo de la marcha, se utilizó un electrogoniómetro de doble eje TSD130A (Biometrics Ltd., Gwent, UK), fijado mediante cinta de doble cara en la parte posterior del tobillo y pierna dejando ambos extremos alineados de forma longitudinal. Figura (26)



Figura 26 Electrogoniómetro colocado en tobillo para registro de la marcha en treadmill

c) Fastrack

El rango de movimiento de la columna lumbar se registró mediante el dispositivo de análisis de movimiento 3-Space Fastrack (Polhemus Inc., Colchester, VT 05446, EEUU) (Figura 27). Este electrogoniómetro funciona con un sistema de sensores electromagnéticos y dispone de hasta 4 sensores capaces de registrar posiciones y orientaciones, en los tres planos del espacio. El dispositivo registra los datos a una frecuencia de 120Hz y tiene una precisión de la posición angular de $0,15^\circ$. Las señales procedentes de los sensores son recogidas por un transmisor que está conectado a la unidad principal del sistema. Para que la transmisión de señales sea correcta es necesario que no existan objetos metálicos en el campo electromagnético cercano al dispositivo. Por ello, la unidad móvil se situó sobre una camilla de madera y el transmisor de señales (fuente electromagnética) se ubicó sobre una pilastra construida con este mismo material.



Figura 27 Electrogoniómetro Fastrack colocado en raquis lumbar

La señal de EMG recogida por el ME 6000 fue sincronizada con la señal de movimiento procedente del 3-Space Fastrack (Polhemus), mediante un programa externo creado para sincronizar ambos instrumentos (Mocapeg) y que mantenía conexión con ambos equipos.

d) Acelerómetro

El sistema de Acelerometría (SIGNAL BLT, Sportmetrics), está basado en un par de acelerómetros, (MMA7261QT, Freescale Semiconductor ©, Múnich, Alemania; con una masa total: 55g; dimensión: 64 × 42 × 24 mm). Los acelerómetros registran datos a una frecuencia de 500 Hz y con un rango de medición de ± 20 G. (Figura 28)



Figura 28 Acelerómetro de talón y tibia



Figura 29 Cinta rodante “Treadmill”, modelo Techno Gym Run Now

3.3.2 Aplicación del protocolo

Antes de la prueba, todos los sujetos tuvieron un período de adaptación a la cinta rodante (Wall, Charteris 1981, Wall, Charteris 1980) y al calzado de 20 minutos (Granacher, Roth et al. 2011, Taniguchi, Tateuchi et al. 2012, McNair, Marshall 1994) caminando con el calzado inestable en la cinta rodante, Excite Run 700, TechnoGymSpA, Gambettola, Italia (Figura 29), a la misma velocidad que el procedimiento experimental (1,44 m/s). Dado que la inclinación podría alterar la cinética y la cinemática, se programó un 0% de pendiente en la cinta con el fin de que este parámetro no introdujera ningún sesgo (Gjøvaag et al. 2011). Los sujetos no recibieron retroalimentación sobre su adaptación al calzado inestable.

Después de la etapa de familiarización y antes de la recolección de datos, los participantes realizaron dos contracciones isométricas voluntarias máximas (MVIC) con el fin de normalizar la activación EMG. Las MVC se realizaron para

los músculos del miembro inferior y del tronco (Vera-García et al. 2010). Cada sujeto fue resistido de forma manual para cada una de las posiciones en las que se realizó la MVIC. Las diferentes MVIC para cada grupo muscular fueron realizadas de la siguiente manera:

- **Gastrocnemio Lateral (GL):** Sujeto sentado, con la rodilla completamente extendida y la cadera flexionada a 90 grados y los brazos cruzados contra el pecho, donde tenía que realizar una flexión plantar máxima contra una máxima resistencia externa.
- **Tibial Anterior (TA):** Sujeto de pie, brazos cruzados sobre el pecho y con una resistencia externa sobre el antepié que tenía que vencer.
- **Bíceps Femoral (BF):** Sujeto en decúbito prono sobre una camilla, flexión de rodilla de 45°, debe vencer una resistencia externa a la flexión.
- **Recto femoral (RF):** Sujeto sentado sobre una silla, brazos sobre el pecho, el sujeto realiza extensión de rodilla.
- **Erector Espinal (ES):** Sujeto situado en decúbito prono con las espinas ilíacas antero-superiores en el borde de la camilla y el resto del cuerpo apoyado sobre una silla. Se solicitó a los participantes que, ante la indicación del investigador, cruzaran sus brazos en “V” por delante del cuerpo y se mantuviesen en posición horizontal durante 5 segundos, mientras se les sujetaban las piernas para asegurar su estabilidad
- **Recto del Abdomen (RAB):** Sujeto sentado, realiza flexión isométrica de tronco resistida, lateralización y rotaciones.

Las contracciones isométricas del músculo eran mantenidas durante 5 segundos, dejando un intervalo de 1 minuto de descanso entre cada repetición (Konrad 2005). Dado que la motivación de los sujetos podría determinar el logro de un esfuerzo máximo, el mismo examinador supervisó la MVICs y dio ánimos de motivación a todos los sujetos durante la prueba (Vera-García et al. 2010).

Todos los sujetos fueron equipados con dos acelerómetros: uno en el lado izquierdo del talón y el otro en la tuberosidad anterior de la tibia izquierda, mientras que el lado derecho fue instrumentado con la EMG (Figura 30 y 31).

Además, se les colocó los dos sensores del Fastrack sobre las apófisis espinosas de L1 y S1.

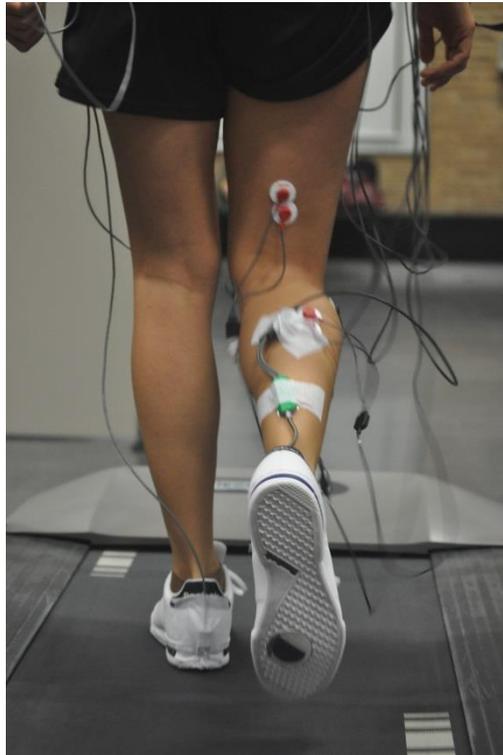


Figura 30 Vista posterior de los electrodos de EMG y acelerometría



Figura 31 Vista anterior de los electrodos de EMG y acelerometría

La prueba consistió en caminar sobre la cinta de marcha 2 x 3 minutos a una velocidad de 1,44 m/s. El orden de las adquisiciones se estableció al azar para ambas condiciones de calzado. Las dos pruebas fueron separadas por un mínimo de 15 minutos para que los participantes no experimentaran fatiga de la prueba anterior.

3.4 Medición de resultados

3.4.1 Electromiografía, electrogoniometría y acelerometría

Los electrodos para el registro de la actividad de EMG se colocaron para cada grupo muscular, de acuerdo a los criterios establecidos por la SENIAM (Hermens et al. 2000) con una distancia entre electrodos de 2 cm en sentido longitudinal a las fibras musculares. Las mediciones para la colocación de los electrodos se realizaron con una cinta métrica de un metro, calibrada a intervalos de 0,1 mm.

Los electrodos de referencia se colocaron sobre los rebordes óseos más cercanos. Todos los registros de EMG se realizaron sobre el lado derecho. Esto es debido a que estudios previos, han demostrado que no existen asimetrías laterales en los patrones EMG del erector de la columna (Paquet et al. 1994, Nouwen et al. 1987). Dado que la señal lateral izquierda es más propensa a la contaminación debido a los latidos cardíacos (Paquet et al. 1994), y con el fin de simplificar y hacer las sesiones de grabación más cortó, sólo se registraron las señales de EMG de los músculos del lado derecho.

Previo a la colocación de los electrodos, se preparó la zona con un rasurado, lijado de la piel y por último, limpieza con alcohol, según las recomendaciones de la SENIAM (Hermens et al. 2000).

Una vez colocados todos los electrodos de registro de EMG, se procedió a colocar el electrogoniómetro del tobillo, el cual nos permitiría dividir la marcha por fases, para ello se empleó cinta de doble cara para adherirlo a la piel sobre el tendón de Aquiles.

A continuación, se colocó el electrogoniómetro para medir el ROM lumbar. Se emplearon dos sensores, uno de ellos se situó adherido a la piel que cubre la apófisis espinosa de L1. Este sensor proporcionaba datos sobre el desplazamiento angular en los tres planos del espacio del tronco en su conjunto, englobando el movimiento de cadera y columna lumbar. El segundo sensor se situó sobre la primera vértebra sacra y proporcionaba datos sobre la flexión de cadera. La colocación de los sensores se realizó con los sujetos en bipedestación y con ligera flexión. La obtención del ROM lumbar se calculó restando el ROM de la cadera al del tronco.

Cada sensor estaba adherido a una pequeña lámina de plástico duro, que a su vez estaba sujeta a la piel mediante Hypafix (BSN Medical) y “tape” de doble cara. Las dos referencias óseas utilizadas, L1 y S1, fueron localizadas a través de una cuidadosa palpación: la primera de ellas, asumiendo que el trayecto de la última costilla nos sitúa sobre la espinosa de D12 y confirmando posteriormente con la posición de L3, previamente localizada. En el caso de S1 su localización se realizó asumiendo que la espina ilíaca pósterio-superior se encuentra, aproximadamente, a nivel de S2 ([Hoppenfeld 2002](#)).

Para la instrumentación de los acelerómetros, se comenzó por rasurar y limpiar la zona de colocación de los acelerómetros con toallitas desmaquillantes y alcohol para eliminar restos de piel muerta, grasa y vello, mejorando así la sujeción del sensor. A continuación se colocaron los sensores del acelerómetro de forma vertical ([Kim & Voloshin 1992](#)), uno en el tercio proximal de la tibia sobre la tuberosidad anterior de la tibia izquierda, en la parte ósea más prominente, y el otro en el talón de la zapatilla. Estos se fijaron a la piel y la zapatilla mediante esparadrapo y cinta adhesiva de doble cara y sujetados con Hipafix (BSN Medical).

Los ciclos de marcha se determinaron en la pierna dominante tras la sincronización en tiempo real de los datos de la SEMG, y del electrogoniómetro TSD130A (Biometrics Ltd., Gwent, UK), marcando el contacto inicial y el despegue de los dedos del pie (toe off) ([Brunnekreef et al. 2005](#), [Eastlack et al.](#)

1991). El análisis se centró en los 10 primeros ciclos del tercer minuto (Figura 32).

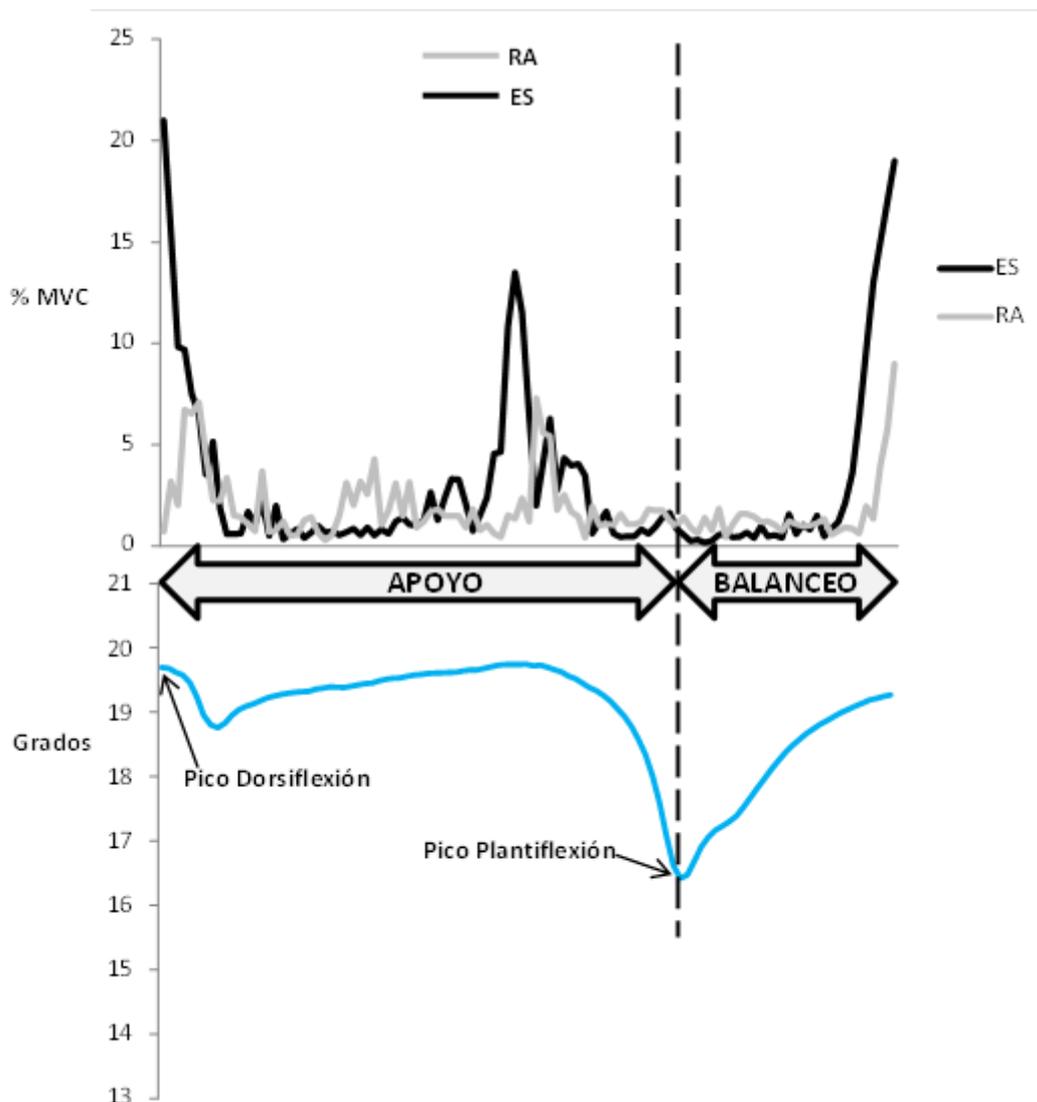


Figura 32 Sincronización EMG y ROM tobillo a través del ciclo de la marcha. Erector Espinal (ES, línea negra) y Recto Abdominal (RA, línea gris)

3.4.2 Procesado de datos en la señal EMG y acelerometría.

La señal electromiográfica registrada en ambos lados fue tratada mediante el software de análisis de datos Megawin. Las características técnicas del Biomonitor ME 6000 incluía: banda de medida de la señal EMG entre 15 y 500 Hz; sensibilidad entre 1 y 20000 μ Vs; coeficiente de eliminación de interferencia al modo común (common-mode rejection ratio) de 110 dB; nivel

de ruido de 1.6 μ V; y ganancia total de 305. La frecuencia de muestreo para la adquisición de datos fue de 2000 Hz. La señal EMG fue amplificada, promediada y procesada mediante la RMS Averaging con una ventana de 0.02 s.

Durante el registro, la señal electromiografica (EMG) fue transferida a través de un cable óptico a un ordenador compatible donde fue monitorizada mediante el programa Mocapeg que sincronizaba la señal de EMG con el ROM lumbar y almacenada para su posterior análisis.

Se recogieron las señales proporcionadas por la EMG para los músculos seleccionados y el ROM del tobillo y columna lumbar, mientras se caminaba por una cinta de marcha durante 60 segundos, se analizaron los diez ciclos centrales mediante el programa Megawin (versión 3.0.1) para Windows. De acuerdo con otros autores ([Felici 2004](#)), cada ciclo se dividió en fase de apoyo y fase de oscilación. Esta señal estaba sincronizada con el ROM del tobillo.

Los valores de EMG fueron normalizados posteriormente respecto al pico máximo de activación de 2 test consecutivos de máxima contracción voluntaria isométrica (MVICs) ([Bogey et al. 2003](#)).

Las variables de acelerometría que se han analizado son las siguientes:

- Aceleración mínima talón
- Aceleración mínima tibia
- Aceleración máxima talón
- Aceleración máxima tibia
- **Magnitud talón y tibia:** Es la diferencia entre el pico máximo y el mínimo tanto para el talón como para la tibia.
- **Tasa talón y tibia:** Es la magnitud de la aceleración dividido por el tiempo transcurrido desde el mínimo hasta el máximo
- **Atenuación tibia:** Es el porcentaje de aceleración que ha sido absorbido por el cuerpo.

A partir de la componente vertical de la señal de acelerometría captada por el sensor situado en la tibia (Figura 33 y 34) se ha realizado el siguiente análisis:

- Se ha calculado el periodo de la señal (duración del paso) localizando el instante temporal de máxima auto correlación en la señal (Orfanidis 1985).
- Se ha detectado el instante de máxima aceleración dentro del primer periodo de la señal y se ha registrado la posición (tiempo) y la aceleración de este punto.
- Se ha detectado el primer mínimo local de aceleración anterior al máximo y se ha registrado la posición (tiempo) y la aceleración de este punto.
- Los pasos anteriores (que detectan los puntos de interés de un solo paso) se han repetido para localizar los puntos de interés de los pasos siguientes. Sin embargo cuando ya se ha detectado un máximo, los de los pasos siguientes se buscan únicamente en una ventana temporal que cuyo centro se encuentra retrasado un periodo del máximo anterior y cuyo ancho corresponde a un 10% de este periodo.

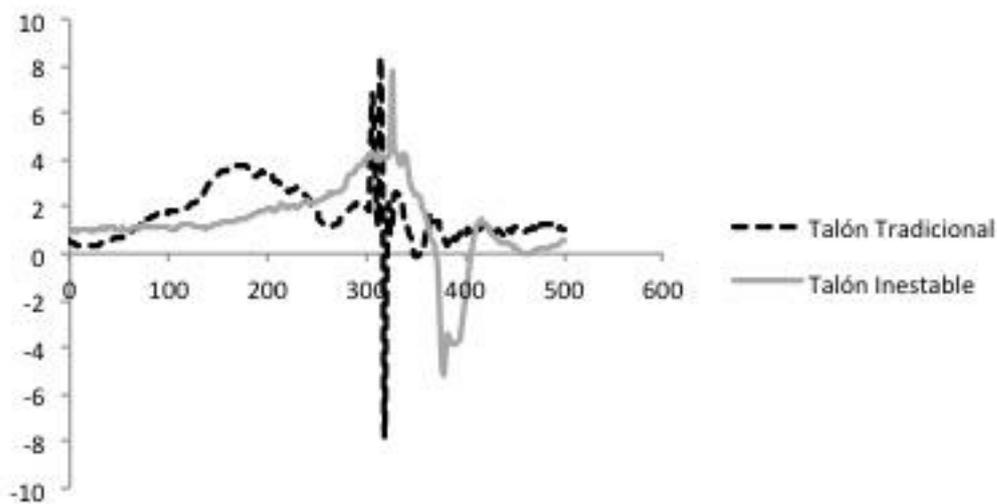


Figura 33 Media de la aceleración del talón

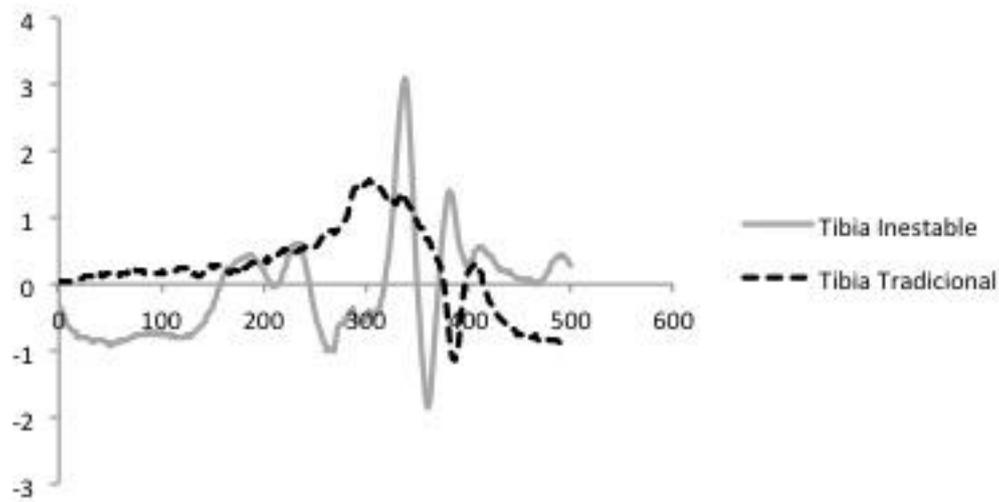


Figura 34 Media de la aceleración de la tibia

Los puntos obtenidos de este modo han sido visualizados de forma gráfica para descartar aquellos detectados de forma errónea.

El análisis de los datos de acelerometría (después de haber sido tratados) se realizó mediante el software MATLAB (The MathWorks, Inc Natick, MA EEUU) para el que se desarrolló una aplicación específica. Las señales proporcionadas por los acelerómetros fueron muestreadas a 500 Hz y filtradas paso bajo con un filtro Chebyshev tipo II de orden 8, con una frecuencia de corte de 120Hz y un rizado de la banda atenuada de 40dB para eliminar el ruido de la señal (Parques & Burrus 1987).

3.4.3 Análisis estadístico

El análisis estadístico de los datos se llevó a cabo empleando el programa SPSS (versión 19.0, Chicago, EEUU). En primer lugar se realizó un análisis descriptivo de los mismos y, a continuación se analizó la normalidad de las variables mediante el test de Kolmogorov-Smirnov. Las variables normales y no normales se clasifican en la siguiente tabla. (Tabla 4)

Variables normales	Variables no normales
ROM lumbar	EMG Erector espinal
Espacio temporales	EMG Recto Abdomen
Aceleración mínima Talón y Tibia	EMG Swing Ines TA
Aceleración máxima Talón y Tibia	EMG Swing TA
Atenuación	EMG BF Ciclo completo de la marcha
Ratio Talón y Tibia	EMG Swing BF
Magnitud Talón y Tibia	
EMG TA Ciclo completo de la marcha	
EMG TA Fase de Stance	
EMG GE	
EMG Stance BF	
EMG RF	

Tabla 4 Variables normales y no normales

Antes de la realización de las pruebas paramétricas y no paramétricas, se comprobó que no existieran diferencias de género, mediante una prueba T no pareada y el test de Mann-Whitney.

El test de T de Student para muestras relacionadas se utilizó para estudiar las diferencias entre las variables normales para las dos condiciones del calzado, mientras que para las variables no normales se empleó la prueba no paramétrica de Wilcoxon. Los datos se expresaron como media \pm desviación estándar. Los valores de $P < 0.05$ se consideraron estadísticamente significativos.

RESULTADOS

4 RESULTADOS

4.1 Participantes

Los 48 participantes reclutados finalizaron satisfactoriamente el estudio, como se indica en la figura 18. No se encontraron diferencias en función del género (participaron 24 hombres y 24 mujeres) para ninguna de las variables estudiada, por lo que para los subsiguientes análisis se utilizó toda la muestra (Figura 35). La media de edad fue de 24.5 ± 5.6 años y el IMC fue de $22,68 \pm 2,76$.

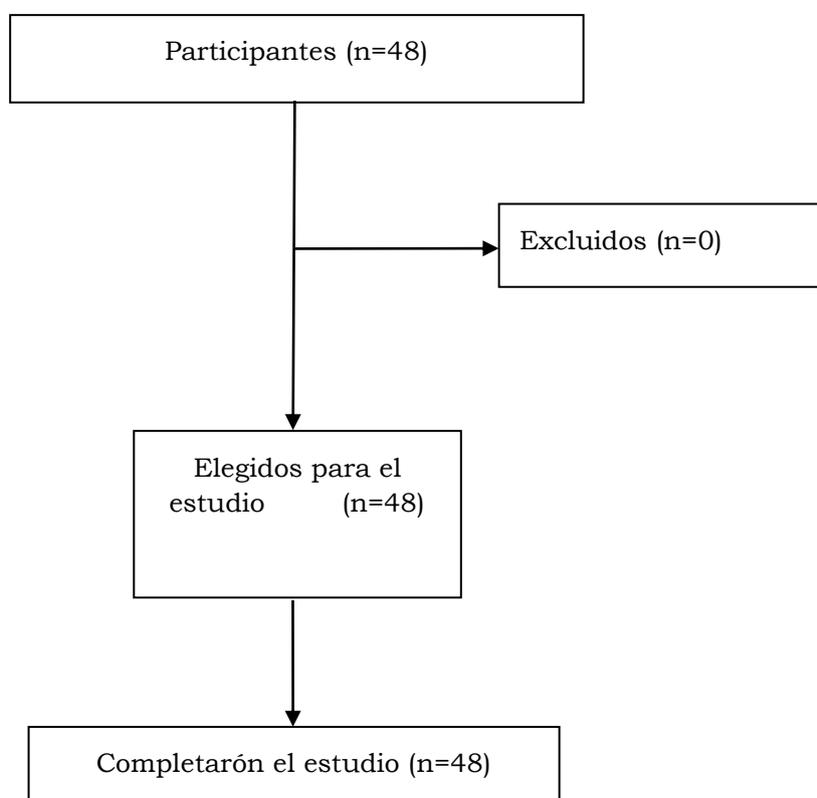


Figura 35 Diagrama de flujo sobre la distribución de sujetos

4.2 EMG tronco

Los resultados del calzado inestable en comparación con el calzado control muestran un incremento de la actividad EMG en el ES del 3,9 % para el ciclo completo de la marcha, 4,2% para la fase de Stance y 3,5% Swing y un

incremento del 1,5% para el ciclo completo de la marcha, 1,2% para la fase de Stance y 1,9% para la fase de Swing en el RA (Tabla 7).

		Estable	Inestable	P	Z
ES (%MVC)	Ciclo completo	4.5 (3 - 9.8)	7.2 (3.7 - 13.9)	<0.001	-5.16
	Fase de Apoyo	5.1 (3 - 10.7)	7.3 (4.1 - 14)	<0.001	-5.44
	Fase de Oscilación	4.4 (2.2 - 9.2)	6.6 (3.1 - 11.8)	<0.001	-5.44
RA (%MVC)	Ciclo completo	2.7 (1.6 - 4.8)	3.4 (1.9 - 5.4)	<0.001	-4.62
	Fase de Apoyo	2.7 (1.6 - 4.8)	3.3 (2 - 5.5)	<0.001	5.44
	Fase de Oscilación	2.8 (1.7 - 4.7)	3.8 (2.2 - 5.7)	<0.001	-5.32

Tabla 5 Resultados de las pruebas no paramétricas de actividad de EMG para la musculatura del tronco (ES = Erector espinal y RA = Recto del Abdomen)

4.3 ROM lumbar

El ROM del raquis lumbar medido en su plano sagital, mostró un incremento significativo ($p < 0,01$) en la condición de calzado inestable con una media de $3,1^\circ$ (95% CI 2.2° a 4°) y un máximo de $4,5^\circ$ (95% CI 2.6° a 6.5°) de extensión lumbar. (Figura 36).

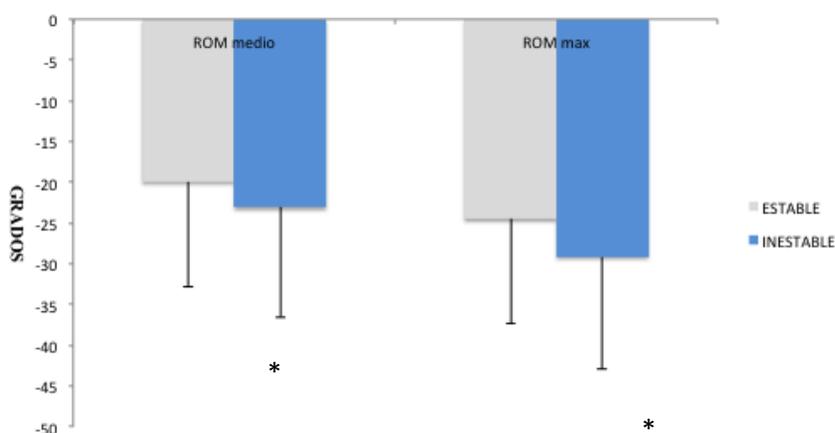


Figura 36 ROM lumbar media y máximo significativamente diferente para el calzado inestable

4.4 EMG extremidades inferiores

Los resultados obtenidos en la prueba t-Student determinaron diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.01$) para la actividad de EMG, mostrando un incremento del 0,52% durante el ciclo completo y un descenso del 0,53% durante la fase de Stance para el TA para la condición de calzado inestable, en el GE se obtuvo un incremento del 0,40% para el ciclo completo de la marcha, mientras que para las fases de Stance y Swing lo que se hayo fue un descenso del 0,41% y 0,47% para la condición de calzado inestable, en la fase de Stance del BF se produjo un descenso del 0,26% para la condición del calzado inestable, por último se obtuvo un incremento del 0,45% para el ciclo completo de la marcha y un incremento del 0,21% y el 0,14% para las fases de Stance y Swing para el RF en la condición de calzado inestable (Tabla 8).

		Estable	Inestable	Diferencia de medias (95% CI)	P
TA (%MVC)	Ciclo Completo	7,37 ± 2,84	7,90 ± 3,48	-0,52 (-1,46 a 0,42)	<0,01
	Fase de Apoyo	7,51 ± 2,56	6,98 ± 1,88	0,53 (-0,25 a 1,31)	<0,01
GE (%MVC)	Ciclo Completo GE	6,10 ± 2,94	6,49 ± 2,87	-0,40 (-1,00 a 0,19)	<0,01
	Fase de Apoyo	4,12 ± 3,41	3,70 ± 2,63	0,42 (-0,09 a 0,93)	<0,01
	Fase de Oscilación	9,92 ± 4,33	9,87 ± 4,25	0,05 (-1,04 a 1,14)	<0,01
BF (%MVC)	Fase de Apoyo	3,81 ± 1,74	3,55 ± 1,41	0,26 (-0,03 a 0,54)	<0,01
RF (%MVC)	Ciclo completo	1,19 ± 0,57	1,32 ± 1,03	-0,13 (-0,36 a 0,11)	<0,01
	Fase de Apoyo	1,34 ± 0,65	1,21 ± 0,58	0,12 (0,01 a 0,25)	<0,01
	Fase de Oscilación	1,03 ± 0,55	1,16 ± 0,81	-0,13 (-0,31 a 0,04)	<0,01

Tabla 6 Resultados prueba T student EMG Miembro inferior

Los resultados de las pruebas no paramétricas para las variables no normales, muestran un incremento del 1,55 % en la actividad de EMG para la fase de Swing en el TA, para el BF durante todo el ciclo de la marcha se obtuvo un descenso de la actividad de EMG del 0,2% (Tabla 9).

		Inestable	Estable	P	Z
TA (%MVC)	Fase de Oscilación	6,45 (3,31 - 8,83)	4,90 (2,44 - 7,57)	<0,05	-2,74
BF (%MVC)	Ciclo Completo	2,92 (1,79 - 3,82)	3,12 (1,84 - 4,16)	<0,05	-2,78

Tabla 7 Resultados de las pruebas no paramétricas EMG Miembro inferior

4.5 Parámetros espacio temporales

La prueba **T de Student** mostró diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.01$) para los parámetros espacio temporales, con un incremento medio de la cadencia en el calzado inestable de 10,99 pasos/min y una disminución media de la longitud del paso de 0,04 m. (Tabla 5).

	Estable	Inestable	Diferencia de medias (95% IC)	P
Cadencia (pasos/min)	116,54 ± 3,26	127,54 ± 3,26	10,99 (11,98 a 10,02)	<0,01
Longitud del paso (m)	1,47 ± 0,07	1,43 ± 0,06	0,04 (0,03 a 0,63)	<0,01

Tabla 8 Media ± SD de los parámetros espacio temporales.

Del mismo modo la prueba **T de Student** también mostró diferencias estadísticamente significativas ($p < 0.01$) para los porcentajes de las fases de la marcha (Apoyo y Oscilación) con una disminución del 0,95% de la fase de Stance en el calzado inestable y un aumento del 0,95% de la fase de Swing en el calzado inestable Tabla 6.

	Estable	Inestable	Diferencia de medias (95% IC)	P
% Fase Apoyo	56,91 ± 2,69	55,96 ± 1,85	0,95 (-1,62 a -0,29)	<0,01
% Fase Oscilación	43,09 ± 2,69	44,04 ± 1,85	-0,95 (0,29 a 1,62)	<0,01

Tabla 9 Resultados prueba T student para % de las fases de la marcha

4.6 Acelerometría

Los resultados obtenidos en la prueba T-Student muestran un aumento significativo ($p < 0,05$) de la aceleración máxima de la tibia de (0,69 g), el ratio de la tibia (0,01 g) y la magnitud de la tibia (0,79 g) en la condición de calzado inestable y una disminución en la aceleración mínima del talón (-0,18 g), la aceleración mínima de la tibia (-0,03 g) y la atenuación (-10,17 %) en el calzado inestable, tal como se indica en la Tabla 10.

	Estable	Inestable	Diferencia de medias (95% IC)	P
Aceleración mínima talón (g)	2,17 ± 0,91	1,99 ± 1,11	0,18 (-0,12 a 0,48)	<0,01
Aceleración mínima tibia (g)	-0,54 ± 0,39	-0,50 ± 0,31	-0,04 (-0,12 a 0,05)	<0,01
Aceleración máxima talón (g)	8,34 ± 1,45	7,78 ± 1,68	0,55 (-0,65 a 1,17)	NS
Aceleración máxima tibia (g)	2,32 ± 1,00	3,01 ± 1,26	0,69 (-1,08 a -0,30)	<0,05
Magnitud talón (g)	6,26 ± 0,99	5,65 ± 1,53	0,61 (0,16 a 1,21)	NS
Magnitud Tibia (g)	1,75 ± 0,76	2,54 ± 1,24	-0,79 (-1,15 a -0,43)	<0,05

Tabla 10 Resultados prueba T para las variables de aceleración máxima, mínima y magnitud

	Estable	Inestable	Diferencia de medias (95% IC)	P
Ratio talón	0,92 ± 0,30	0,89 ± 0,26	0,03 (-0,07 a 0,14)	NS
Ratio tibia	0,07 ± 0,03	0,08 ± 0,03	-0,01 (-0,016 a -0,002)	<0,01
Atenuación (%)	71,12 ± 10,47	60,95 ± 15,92	10,17 (5,44 a 14,89)	<0,05

Tabla 11 Resultados prueba T para las variables de ratio y atenuación

DISCUSIÓN

5 DISCUSIÓN

En los últimos años un “nuevo tipo de calzado” denominado “calzado inestable” ha incrementado su popularidad. Este incremento de popularidad se ha visto reflejado principalmente en un notable aumento del número de usuarios, así como en el incremento de publicaciones científicas sobre dicho calzado en los últimos años (Sousa et al. 2014, Landry et al. 2012, Maffioletti 2012, Germano et al. 2012). Entre los ámbitos en los que con mayor fuerza ha recaído dicha modalidad destaca el ámbito de la rehabilitación (Nigg et al. 2009, Nigg et al. 2006), debido en parte por los numerosos estudios que atribuyen los beneficios en cuanto a activación muscular, reducción de presiones plantares, cambios a nivel cinemático y reducción de las GRF (Romkes et al. 2006, Santo et al. 2012, Nigg et al. 2006, Landry et al. 2012, Landry et al. 2010)

Dicho calzado, está deliberadamente diseñado para disipar la energía cinética, mientras que se adapta al entorno físico y las limitaciones de tareas específicas para las que fue construido (Palmer et al. 2012). En los últimos años, los consumidores han recurrido a la compra de calzado inestable debido a la publicidad de la capacidad de dicho calzado para aliviar dolor en las articulaciones, aumentar el tono muscular y reducir la aceleración vertical máxima conjunta. Si tales efectos son reales, el calzado inestable tendría un efecto sobre la cinemática (Taniguchi, et al. 2012, Nigg et al. 2006) y la aceleración vertical máxima durante la marcha, en comparación con un zapato de suela tradicional.

Desde los primeros estudios sobre locomoción humana, las investigaciones biomecánicas de control motor han examinado principalmente las extremidades inferiores como los actores principales de la locomoción, mientras que el tronco y su control durante la marcha han recibido poca atención, motivo por el cual han sido objeto de estudio en la presente Tesis Doctoral. A continuación, pasamos a discutir los resultados, comenzando por

la EMG del tronco y el miembro inferior, siguiendo con el ROM lumbar y finalizando con los parámetros espacio-temporales y la acelerometría.

5.1 EMG tronco

La estabilización del tronco requiere una mínima acción muscular mientras se está de pie. Pero durante la marcha la actividad muscular del ES se produce en el momento del contacto inicial contralateral, activándose en cada golpe de talón (Perry 1992).

Los músculos abdominales tienen dos patrones de acción. La actividad de los músculos oblicuos externos es de baja intensidad e intermitente, mientras que el RA tiene un bajo nivel de acción continua (Perry 1992).

El hallazgo más novedoso del estudio fue que el calzado inestable produce un aumento significativo de la actividad muscular de EMG para el Erector Espinal (ES) (3,9%) y el Recto Anterior del Abdomen (RAB) (1,5%) durante todas las fases de la marcha en comparación con el calzado de control. Además, se observó que el uso de calzado inestable produjo un aumento significativo de la lordosis lumbar de 3,1° de media. Los resultados obtenidos en el presente proyecto, coinciden con los de Buchecker et al. 2013, que evaluó la alineación de la columna y la actividad EMG de músculos del tronco durante la posición bípeda en adultos asintomáticos (McGill et al. 2003). Estos autores concluyeron que el uso de calzado inestable Masai Barefoot Technology (MBT) -versión original de los calzado inestable- (a) provocó más movimiento a nivel lumbo pélvico, y (b) aumentó la actividad del ES lumbar durante la posición de pie en comparación con el calzado de control estándar. Del mismo modo, Barton et al 2009 informó de un aumento de la actividad del ES lumbar mientras se usan calzado de tacón de 20 mm en 15 mujeres jóvenes sanas. Los autores sugirieron que estos cambios pueden, entre otros factores, ser el resultado de la disminución de la absorción de choque en el pie y / o disminución de la estabilidad lumbo-pélvica.

El calzado MBT se desarrolló principalmente como un calzado para fortalecer los músculos de las extremidades inferiores y reducir la carga de las articulaciones. En cuanto a la carga articular, Taniguchi et al (Taniguchi et al. 2012) investigó los efectos inmediatos de la utilización de calzado MBT en los cambios cinéticos y cinemáticos en la extremidad inferior durante la marcha en hombres sanos, llegando a la conclusión de que el calzado MBT podría ser efectivo para disminuir las fuerzas de reacción del suelo (GRF), mejorando la absorción de impactos. Por el contrario, Ebbeling et al et al. 1994 mostró un aumento en GRF al comparar el calzado de tacón alto con calzado plano deportivo en una población asintomática. Los autores informaron de un aumento de los niveles de activación muscular del ES con la condición de tacón, lo que sugiere que las respuestas ES pueden ser un mecanismo de compensación para el aumento de GRF. Por otra parte, se ha demostrado que un aumento de la lordosis lumbar generalmente sería considerado el mecanismo biomecánico más habitual de la columna vertebral para ayudar en la absorción de impactos, asociado con tacón alto (Opila-Correia 1990). Nuestros resultados sugieren que los niveles de actividad más altos ES muscular y el aumento de la lordosis lumbar podrían ser mecanismos de compensación para mejorar la absorción de choque.

Según Panjabi (Panjabi 1992), la estabilización de la columna vertebral requiere la interacción combinada de los subsistemas pasivos, activos, y neuronales. Específicamente, el aumento de co-contracción de los músculos del tronco aumenta la estabilidad de la columna vertebral (Pope, Panjabi 1985); Además, también puede ayudar a prevenir el dolor de espalda baja (LBP) (Gardner-Morse 1998, Cholewicki et al. 1997).

Skechers diseñó un calzado que intentan simular una superficie inestable, lo que requiere la activación continua de los músculos estabilizadores para mantener la estabilidad adecuada. Nuestros resultados mostraron incrementos significativos en la actividad media de EMG de ES y RAB durante las dos fases de la marcha (fase de impulso: +3,5% ES, +1,9% RA; fase de apoyo: +4,2% ES, +1,2% RA). Por lo tanto, parece razonable suponer que la co-

contracción de ES y RAB (músculos antagonistas) puede haber contribuido a la estabilización de la columna lumbar. Estos resultados podrían ser interpretados como una estrategia encaminada a compensar la inestabilidad del tronco inducida por el calzado inestables, y pueden tener implicaciones en el sistema de control postural durante la marcha, así como en el fortalecimiento de la extremidad inferior y los músculos del tronco. Ciertamente, se ha demostrado que la realización de ejercicio en un entorno inestable aumenta la actividad de los músculos sinérgicos y de estabilización alrededor de una articulación para cualquier movimiento dado, proporcionando una forma más específica y funcional de la formación. Así, estudios recientes han demostrado que el uso de calzado inestable durante las actividades de la vida diaria es un método de entrenamiento útil para fortalecer los grupos musculares de la pierna (Romkes et al. 2006, Landry et al. 2010, Buchecker et al. 2012, Nigg et al. 2006). Entonces, parece plausible especular que el calzado inestable también puede servir como un método de entrenamiento útil para fortalecer los músculos del tronco en los ejercicios de rehabilitación. Como se ha señalado recientemente en diferentes estudios (Zazulak et al. 2008, Collins et al. 2003, O'Sullivan et al. 2006, Behm et al. 2010) intervenciones que incluyen formación neuromuscular del tronco, ejercicio propioceptivo, perturbación, y la corrección de balanceo del cuerpo, se cree que son beneficioso para aumentar el estado fisiológico de la columna vertebral. Del mismo modo, los estudios de McGill et al y Reeves et al (McGill et al. 1996, Reeves et al. 2007) llegaron a la conclusión de que la aptitud de control motor constituye un atributo fundamental para la columna vertebral para lograr la estabilidad en diversas condiciones y para evitar la carga excesiva o lesiones. Otros estudios han demostrado la asociación entre el aumento de la fuerza de los extensores del tronco y la reducción de dolor lumbar en pacientes (Handa et al. 2000, Bentsen et al. 1997, Elnaggar et al. 1991). De hecho, los cambios reales observados en el reclutamiento muscular y un aumento concomitante de la extensión de la columna lumbar que resultan del calzado inestable puede constituir mecanismos potenciales de los hallazgos descritos por Nigg et al. 2009. Estos autores llegaron a la conclusión en un ensayo controlado aleatorio

que el calzado inestable puede ser utilizado para reducir el dolor lumbar moderado en una población de jugadores de golf.

Por otro lado, también se ha demostrado que un pequeño aumento de la actividad EMG de la musculatura lumbar ES del 2% de forma prolongada puede conducir a una sobrecarga crónica y fatiga (McGill et al. 2000). Por otra parte, se ha informado de que la fatiga puede influir en los patrones de activación de la musculatura lumbar y conducir a daños en los tejidos de la médula (Clark et al. 2007, Olson 2010). Nuestros resultados mostraron niveles significativamente más altos de actividad EMG ES en la condición de calzado inestable en comparación con el control [$> 3,9\%$ (ciclo de la marcha completa); $>$ (Fase de apoyo) 4.2% ; $> 3,5\%$ (fase de impulsión)]. En consecuencia, también se podría especular que estos niveles de actividad muscular durante períodos prolongados, como cabe esperar de las personas que usan este tipo de calzado inestables, pueden dar lugar a efectos de deterioro de los tejidos y adaptaciones. En esta línea, el estudio de Mika A et al 2012 llegó a la conclusión de que el aumento de la actividad ES lumbar, asociado con el uso de calzado de tacón alto podría exacerbar el uso excesivo del músculo y dar lugar a problemas de espalda baja.

5.2 ROM lumbar

Además, nuestros resultados también mostraron un incremento significativo en la lordosis lumbar en la condición del calzado inestable [$> 3,5^\circ$ (diferencia de medias); $> 4.5^\circ$ (diferencia máxima)] (Figura 37). El aumento de la lordosis se ha mostrado como una causa importante de dolor postural, radiculopatía, y el dolor facetario (Lin et al. 1992, Cailliet 1995). Las posibles consecuencias negativas de la excesiva lordosis lumbar incluyen la sobrecarga conjunta de las apófisis y el aumento en la unión lumbosacra anterior, que puede progresar a la espondilolistesis (Berlemann et al. 1999, Neumann 2002). Por lo tanto, dependiendo de la situación individual (reducción de la lordosis columna vs. hiperlordosis), el uso de calzado inestable puede ser o bien (a) de considerable

valor terapéutico o (b) una carga innecesaria para estructuras pasivas y / o activas de la columna vertebral.

5.3 EMG miembro inferior

Un reto en la comparación de datos entre los diferentes estudios es que hay varias variaciones en la suela del calzado inestable. Por ejemplo, la ubicación del vértice de la parte inferior del eje de balancín-puede ser diferente en los distintos modelos de calzado inestable utilizados en diferentes estudios. [Wang & Hansen \(2010\)](#) observaron que la forma de la parte inferior del eje de balancín influye en la cinemática del tobillo durante la marcha. Además, no está claro cómo la rigidez de la entresuela varía entre zapatos y de qué modo influye en la estabilidad de la superficie.

En comparación con el calzado tradicional, el calzado inestable mostró un incremento en la actividad de EMG del miembro inferior para el TA y GE, en la línea de los resultados obtenidos por [Nigg et al \(2006\)](#) y [Romkes et al 2006](#) Este incremento en la actividad de EMG supone un gasto extra de energía que se traduce en un 6-10% tanto en pacientes con obesidad severa como en individuos sanos no obesos ([Maffiuletti et al. 2012](#)).

En comparación con el calzado tradicional, el calzado inestable mostró una mayor actividad de EMG durante la marcha para el musculo tibial anterior durante las fases de stance y swing, gemelo externo durante la fase de stance, swing y ciclo completo de la marcha, cuádriceps (en concreto recto anterior) en la fase de stance, en la línea de los resultados obtenidos por [Nigg et al. \(2006\)](#) y [Romkes et al. \(2006\)](#) en sus estudios. Estos resultados, podrían interpretarse como una estrategia encaminada a compensar la inestabilidad inducida por el calzado inestable.

En concreto, el aumento de la actividad de EMG sería la consecuencia lógica de la reducción de la estabilidad del complejo tobillo-pie inducido por la construcción del calzado ([Nigg et al. 2006](#)), que a su vez afecta la estabilidad

postural estática y dinámica tanto en la dirección anteroposterior como en la medio-lateral. El aumento en la actividad EMG tibial anterior es una consecuencia de la mayor dorsiflexión observada en otros estudios (Nigg et al. 2006, Romkes et al. 2006), necesaria para poder realizar la oscilación del pie con el calzado inestable en comparación con el calzado tradicional. La actividad del gemelo durante la fase de swing es necesaria para poder realizar el movimiento de flexión plantar. Al igual que los resultados obtenidos por Romkes et al. (2006), hemos hallado en nuestro estudio que se produce una activación del gemelo en la fase de swing y de stance, coincidiendo esta mayor actividad con la del tibial anterior. Como indican Romkes et al. (2006), esta co-contracción puede contribuir a la estabilización de la articulación del tobillo del pie durante la fase de apoyo, compensando la inestabilidad que pueda generar el propio calzado inestable. El aumento de la actividad del tibial anterior durante la fase de oscilación es necesaria para que se pueda producir un aumento de movimiento de la dorsiflexión del tobillo como indica Nigg et al. (2006) en comparación con el calzado tradicional.

El incremento de la actividad de EMG de la musculatura del miembro inferior en la condición del calzado inestable hace pensar que sería razonable esperar mejoras en la fuerza muscular del tobillo, rodilla y cadera (Nigg et al. 2006). Pero dicho aumento de actividad, podría causar una fatiga neuromuscular aguda posiblemente inducida por el incremento repetido de la actividad de los músculos de la pierna al estar de pie y caminar con el calzado inestable, pudiendo deteriorar la propiocepción en comparación con el calzado tradicional. A su vez, esto podría afectar el control postural tanto estático como dinámico, aumentando así los riesgos de caída, así como la estabilidad del tobillo y pie (Maffiuletti et al. 2012). Teniendo en cuenta que la estabilidad de la articulación del tobillo puede estar comprometida por la gruesa suela del calzado inestable, esto podría suponer una grave amenaza para el ligamento lateral del tobillo (Ramanathan et al. 2011). Sin embargo, el aumento de la actividad EMG de los músculos gemelo externo y tibial anterior, podrían estar involucrados en el mantenimiento de la estabilidad de la articulación del tobillo (Ramanathan et al. 2011), protegiendo de este modo el ligamento lateral.

Los flexores de cadera, podrían experimentar adaptaciones neuromusculares similares a las inducidas por el entrenamiento de resistencia de baja intensidad (Bemben et al. 2000). Curiosamente, la actividad EMG de uno de los principales músculos flexores de la cadera superficiales (recto anterior del cuádriceps) es mayor cuando se camina con el calzado inestable, aunque no ocurre durante la fase de swing. Tanto Romkes et al. (2006), como Taniguchi et al. (2012) en sendos estudios, mostraron que durante la fase media de apoyo, se producía una mayor flexión de rodilla al caminar con el calzado inestable, lo que sugiere una mayor carga articular. Esta adaptación va acompañada de un aumento en la actividad de EMG del musculo cuádriceps (Romkes et al. 2006, Buchecker et al. 2012), lo que va en línea con los resultados obtenidos en el presente estudio.

No obstante, algunos estudios indican (Nene et al. 2004) que el músculo recto anterior del cuádriceps, solo se activa durante la transición entre la fase de apoyo y la de oscilación. Romkes et al. (2006), sugiere que el aumento de la actividad del recto anterior del cuádriceps se debe a la diafonía de los vastos, ya que el incremento de la actividad muscular del recto anterior del cuádriceps es similar a la de los vastos.

Sin embargo, sólo un estudio ha investigado los cambios en la actividad de EMG siguiendo un protocolo de entrenamiento del equilibrio (Cosio-Lima et al. 2003). Este estudio, concluyó que después de un programa de entrenamiento de equilibrio de 5 semanas existe una mejora en el equilibrio y una mayor actividad EMG de la cintura escapular y los músculos abdominales en comparación con un protocolo de ejercicios convencional (Cosio-Lima et al. 2003). Los resultados derivados de la presente investigación, van en la línea de los estudios citados anteriormente y sugieren que el uso del calzado inestable, puede alterar la actividad EMG de los músculos de la pierna con el tiempo.

5.4 Acelerometría

A pesar del uso generalizado del calzado inestable en el ámbito clínico, todas las investigaciones realizadas hasta el momento se han realizado utilizando una plataforma de fuerzas (Boyer & Andriacchi 2009, Sacco et al. 2012, Myers et al. 2006, Taniguchi et al. 2012). En estos estudios, se determinó que el primer contacto de talón producía una disminución del GRF del calzado inestable respecto al calzado tradicional, pero en ningún caso se ha estudiado el efecto que caminar con calzado inestable tiene sobre la transmisión a lo largo del aparato locomotor de los impactos ocasionados durante la marcha.

Por ello, el objetivo principal del presente estudio fue analizar los efectos de diferentes calzados (inestable vs estable) en el cuerpo humano al caminar, y analizar las diferencias en las aceleraciones en la tibia proximal y en el talón del calzado, ya que no existen estudios de acelerometría del calzado inestable que evalúan las aceleraciones de impacto en el talón y la tibia.

5.4.1 Parámetros espacio temporales

Los parámetros temporales y espaciales observados en este estudio se caracterizaron por un aumento de la cadencia ($116,54 \pm 3,26$ pasos/min para calzado tradicional vs $127,54 \pm 3,26$

pasos/min para el calzado inestable), y una disminución de la longitud del paso ($1,47 \pm 0,07$ m para calzado tradicional frente a $1,42 \pm 0,06$ m para el calzado inestable). La velocidad al caminar es un factor que puede influir tanto en la cadencia como en la longitud del paso (Romkes, Rudmann et al. 2006), pero en este estudio la velocidad fue controlada, siendo para todos los sujetos $1,44$ m/s. De hecho, estos resultados concuerdan con los presentados por Li et al (2007) y Yamamoto et al (2000) a una velocidad de 1 m/s a 2 m/s. en el caso del calzado inestable, se produjo un incremento de la cadencia mientras que la longitud del paso disminuyó.

Cuando los participantes caminan a una velocidad auto-seleccionada en el suelo, el calzado inestable induce una disminución de la velocidad (Romkes, Rudmann et al. 2006) debido principalmente a una reducción en la longitud del paso (5,44%) y una ligera reducción de la cadencia (2,28 %). Al caminar en una cinta de marcha, la velocidad es fija, por lo que con el calzado inestable, las adaptaciones cinemáticas más importantes que se producen en las extremidades inferiores son una disminución en el ángulo de la cadera y un aumento de la dorsiflexión en la articulación del tobillo (Nigg et al. 2006, Romkes et al. 2006), dicha disminución en el ángulo de la cadera está relacionada con la disminución de la longitud de paso, ya que como indica Stief et al. (Stief et al. 2008) un incremento en el ángulo de la cadera, produce un aumento en la longitud de paso. En el presente estudio, estas adaptaciones pueden haber contribuido a un aumento en la cadencia de paso (8,62%) y una ligera disminución de la longitud del paso (3,40%).

A la vez que se producía la disminución de la longitud de paso y el aumento de la cadencia, se produjo una disminución del 0,95% de la fase de apoyo para el calzado inestable respecto al calzado tradicional y un incremento del 0,95% de la fase de oscilación. En la marcha normal la duración de la fase de apoyo está en torno 59% del ciclo completo de la marcha (Bugané et al. 2012), En nuestro estudio la fase de apoyo fue del 55,96% para el calzado inestable frente 56,91% del calzado estable, mientras que la duración de la fase de oscilación fue de un 44,04% para el calzado inestable frente al 43,09% del calzado estable, esta disminución del porcentaje de apoyo ya fue observada por Myers et al.(2006), quien la atribuyó al cambio en el punto de apoyo del calzado. Una disminución en la fase de apoyo y un aumento de la fase de oscilación, está relacionado con una marcha más eficiente.

5.4.2 Valores máximos y Atenuación

En cuanto a las fuerzas de reacción del suelo (GRF), estudios previos han demostrado diferencias entre las condiciones de calzado expresadas como la magnitud de estas fuerzas en el talón (Ramstrand et al. 2010, Nigg et al. 2006).

Esto es probablemente debido a las diferencias en la construcción del propio calzado y en la forma en la que el pie hace contacto con el suelo. Por un lado, el calzado inestable tiene una forma muy diferente a un calzado tradicional con el material blando del talón y suela redonda, es más pesado que el calzado tradicional, por lo que se podría esperar que GRF estaría influenciada por las características del calzado (Sacco et al. 2012). Por otro lado, el calzado inestable obliga al usuario a caminar con la parte media del pie, después de aumentar la dorsiflexión del tobillo y en consecuencia reducir la pronación en la articulación subastragalina (Roberts et al. 2011, Nigg et al. 2006). Pero ningún estudio previo ha analizado la transmisión de ondas de choque desde el talón hasta la tibia.

En el presente estudio, la aceleración máxima en el talón fue similar para ambas condiciones de calzado ($7,78 \pm 1,68$ g vs $8,34 \pm 1,45$ g). Pero en el segmento de la tibia, los resultados son diferentes: la aceleración máxima ($3,01 \pm 1,26$ g vs $2,32 \pm 1,00$ g), la magnitud ($2,54 \pm 1,24$ g vs $1,75 \pm 0,76$ g) y la tasa ($0,08 \pm 0,03$ vs $0,07 \pm 0,03$) son mayores para el calzado inestable, y en consecuencia la atenuación en ese caso es más pequeña.

Las diferencias entre las aceleraciones máximas en el talón y la tibia son diferentes, esto puede ser debido a la poca pronación en la articulación subastragalina al caminar con el calzado inestable (Nigg et al. 2006). Como el movimiento de pronación es un factor muy importante en la atenuación de la transmisión de ondas de choque, su poca movilidad y un mayor ROM de la rodilla en el plano sagital (Taniguchi et al. 2012) puede ser la razón por la que la onda de choque es mayor en la tibia con calzado inestable. Por lo que podría ser la hipótesis de que el calzado inestable podría aumentar el riesgo de algunas molestias o incluso lesiones relacionadas con una atenuación incorrecta de la onda de choque en la tibia, como los trastornos degenerativos articulares (Kerrigan et al. 1998) o dolor lumbar (Voloshin & Loy 1994, Voloshin & Wosk 1982). Se ha demostrado que dicho impacto se atenúa desde el talón a la cabeza a lo largo del cuerpo. (Kavanagh & Menz 2008, Kim &

[Voloshin 1992](#), [Loy & Voloshin 1991](#), [Wosk & Voloshin 1981](#), [Voloshin & Wosk 1982](#)).

Igualmente, la activación muscular, los ángulos de rodilla y los materiales de los que está construido el calzado inestable tienen un efecto directo sobre los niveles de aceleración y las fuerzas de reacción del suelo (Mercer, Devita et al. 2003, Milgrom, Finestone et al. 1992, Voloshin, Mizrahi et al. 1998, Potthast, Bruggemann et al. 2010). Dichos aspectos pueden estar relacionados con los mayores niveles de aceleración registrados en la tibia, [Taniguchi et al. \(2012\)](#) describen un aumento del ROM de la rodilla en el plano sagital, dicho incremento del ROM está relacionado con un aumento del pico de impacto, como describe [Gerritsen et al. \(1995\)](#) en su artículo que demostró que por cada grado se produce un incremento de 68 N. Esto explicaría los resultados obtenidos en la tibia que indican un aumento de la aceleración pico máximo en el calzado inestable en comparación con el calzado tradicional, por lo que se debería tener en cuenta si se pretende introducir dicho calzado como medio para mejorar el estado de forma general en poblaciones especiales.

Estos resultados concuerdan con los obtenidos por [Sacco et al \(2012\)](#). Estos autores sugirieron que el calzado inestable podría aumentar el impulso del segmento distal y en consecuencia su aceleración. Asimismo, concluyeron que caminar con el calzado MBT (la versión original del calzado inestable) en una situación similar, produce fuerzas verticales superiores a caminar con un calzado normal, lo que sugiere un aumento de las cargas recibidas por el sistema músculo-esquelético. Teniendo esto en cuenta, ya que aún no está claro si el aumento de las aceleraciones de tibia son perjudiciales para el sistema músculo-esquelético, el calzado inestable se debe utilizar con precaución, especialmente en pacientes con problemas en las articulaciones de las extremidades inferiores (en especial, con problemas articulares en tobillo, rodilla y cadera). Por otra parte, [Taniguchi et al. \(2012\)](#), ha demostrado, en una muestra de catorce varones sanos, que después de una sesión de 30 minutos con un instructor de calzado MBT sobre el método apropiado para caminar,

éste calzado MBT podría ayudar en la absorción de impactos en la fase de apoyo y mantener la fuerza de progresión al tiempo que reduce el impulso.

5.5 Limitaciones del estudio

Los resultados de este estudio están sujetos a las limitaciones que deben ser abordadas. En primer lugar, la muestra fue seleccionada a conveniencia (todos eran jóvenes y sanos), por lo que los resultados no se pueden generalizar a pacientes o poblaciones de más edad. Sin embargo, los resultados de este estudio pueden ser aplicables a poblaciones similares.

También hubo limitaciones debido al tipo de calzado inestable utilizado en este estudio. [Buchecker et al \(2013\)](#) señaló que las variaciones específicas en la construcción del calzado inestables desafían de diferente forma el sistema de control postural. En consecuencia, una extrapolación de los cambios establecidos en la cinemática de la columna vertebral y la actividad de los músculos del tronco mientras usa un modelo de calzado inestable en particular, frente a otros tipos de diseños de calzado afines se puede ver limitada.

Otra posible limitación del estudio podría ser atribuida a la transferencia de los resultados de la cinta rodante en comparación a la marcha sobre el suelo. Pero se ha demostrado que las diferencias en la biomecánica de la marcha son mínimas, por lo que no debería ser una restricción importante de este estudio.

Las componentes antero-posteriores y mediolaterales no se tuvieron en cuenta, por lo que los resultados de impactos sólo hacen referencia a los impactos registrados en el eje vertical.

Por último, la EMG ha sido superficial por lo que no es posible conocer qué ha pasado en músculos profundos tales como multifidus y trasverso del abdomen que también puede desempeñar un papel en la estabilización de la columna vertebral lumbar ([Hodges & Richardson 1996](#)).

5.6 Futuras líneas de investigación

Una vez finalizado el estudio, salen a la luz nuevas inquietudes y perspectivas de investigación que se detallan a continuación:

- Estudios donde se analicen, mediante una metodología similar a la empleada en la presente Tesis Doctoral, las diferencias existentes en el tratamiento del dolor lumbar con un programa de tratamiento a medio plazo.
- Análisis teniendo en cuenta la morfología del pie sobre el ROM lumbar y las adaptaciones de la columna.
- Investigaciones donde se analice uso del calzado inestable por un período más largo y/o con instrucciones especiales para comprobar si podrían alterar los resultados, así como el comportamiento de las aceleraciones en los ejes antero-posterior y medio-lateral.
- Estudios donde se analice el comportamiento de la activación de la musculatura profunda, como el multifídus y los oblicuos abdominales, que tienen una gran importancia en la estabilidad lumbar.
- Investigar no sólo los efectos agudos de las fuerzas de reacción del suelo y sus ondas de choque, sino también sus efectos crónicos después de un largo período de adaptación a dicho tipo de calzado.

CONCLUSIONES

6 CONCLUSIONES

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.

6.2 Efecto del tipo de calzado sobre la EMG del tronco

A continuación se presentan las conclusiones derivadas del estudio de EMG en la modalidad de calzado inestable versus calzado tradicional sobre el nivel de activación muscular del tronco, concluyendo que:

- El calzado inestable produce mayores niveles de actividad EMG en el ES y RAB durante la marcha en comparación con el calzado tradicional, pudiendo utilizarse como un método de entrenamiento para fortalecer la musculatura del tronco en sujetos sanos y/o en pacientes con dolor lumbar.

6.2 Efecto del tipo de calzado sobre el ROM lumbar

A continuación se presentan las conclusiones derivadas del estudio de ROM lumbar en la modalidad de calzado inestable versus calzado tradicional, concluyendo que:

- El calzado inestable produce un aumento de la lordosis lumbar durante la marcha en comparación con el calzado tradicional.

6.3 Efectos del tipo de calzado sobre los parámetros espacio-temporales

A continuación se presentan las conclusiones derivadas del estudio de los parámetros espacio-temporales en la modalidad de calzado inestable versus calzado tradicional, concluyendo que:

- El calzado inestable, produce una reducción de la longitud de paso y un aumento de la cadencia en comparación con el calzado tradicional.
- El calzado inestable produce una disminución de la fase de stance y un aumento de la fase de swing en comparación con el calzado tradicional.

6.4 Efectos del tipo de calzado sobre los impactos de acelerometría

A continuación se presentan las conclusiones derivadas del estudio de EMG del miembro inferior en la modalidad de calzado inestable versus calzado tradicional, concluyendo que:

- El calzado inestable genera mayores niveles de aceleración pico máximo en tibia para el calzado inestable en comparación con el calzado tradicional. Además genera una mayor magnitud y tasa de aceleración en comparación con el calzado tradicional, lo que genera una menor atenuación de los impactos de acelerometría en el organismo.

6.5 Efecto del tipo de calzado sobre la EMG del miembro inferior

A continuación se presentan las conclusiones derivadas del estudio de acelerometría en la modalidad de calzado inestable versus calzado tradicional, concluyendo que:

- El calzado inestable mostro un incremento de actividad de EMG del miembro inferior en comparación con el calzado estable que compensa la inestabilidad generada por el calzado inestable. Los músculos gemelo externo y tibial anterior, podrían estar involucrados en el mantenimiento de la estabilidad de la articulación del tobillo.

CONFLICTO DE INTERESES

8. Conflicto de intereses

El presente proyecto de Tesis Doctoral no ha sido financiado por ninguna institución pública o privada ajena al proyecto de investigación, por lo que no existe ningún tipo de conflicto de intereses.

Del mismo modo, se agradece a la marca de calzado Sketchers®, su participación en el proyecto mediante la cesión del calzado inestable para la realización del estudio, siendo su participación desinteresada y sin mostrar ningún tipo de condición a la hora de publicar los resultados.

BIBLIOGRAFÍA

BIBLIOGRAFÍA

Barton, C.J., Coyle, J.A. and Tinley, P., 2009. The effect of heel lifts on trunk muscle activation during gait: a study of young healthy females. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 19(4), pp. 598-606.

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), pp. 181-191.

Behm, D.G., Drinkwater, E.J., Willardson, J.M. and Cowley, P.M., 2010. The use of instability to train the core musculature. *Applied physiology, nutrition, and metabolism = Physiologie appliquee, nutrition et metabolisme*, 35(1), pp. 91-108.

Bemben, D.A., Fetters, N.L., Bemben, M.G., Nabavi, N. and Koh, E.T., 2000. Musculoskeletal responses to high- and low-intensity resistance training in early postmenopausal women. / Reponses musculosquelettiques a un entrainement de resistance de forte et de faible intensite chez des femmes menopausees. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 32(11), pp. 1949-1957.

Bentsen, H., Lindgarde, F. and Manthorpe, R., 1997. The effect of dynamic strength back exercise and/or a home training program in 57-year-old women with chronic low back pain. *Spine*, 22(13), pp. 1494-1500.

Berlemann, U., Jeszenszky, D.J., Bühler, D.W. and Harms, J., 1999. The role of lumbar lordosis, vertebral end-plate inclination, disc height, and facet orientation in degenerative spondylolisthesis. *Journal of spinal disorders*, 12(1), pp. 68-73.

Bogey, R., Cerny, K. and Mohammed, O., 2003. Repeatability of wire and surface electrodes in gait. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 82(5), pp. 338-344.

Bohannon, R.W. and Williams, A., 2011. Normal walking speed: a descriptive meta-analysis. *Physiotherapy*, 97(3), pp. 182-189.

Boyer, K.A. and Andriacchi, T.P., 2009. Changes in running kinematics and kinetics in response to a rockered shoe intervention. *Clinical Biomechanics*, 24(10), pp. 872-876.

Brunnekreef, J.J., Van uden, Caro J. T., Van moorsel, S. and Kooloos, J.G.M., 2005. Reliability of videotaped observational gait analysis in patients with orthopedic impairments. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 6, pp. 17-9.

Buchecker, M., Stoggl, T. and Muller, E., 2013. Spine kinematics and trunk muscle activity during bipedal standing using unstable footwear. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 23(3), pp. e194-201.

Buchecker, M., Wagner, H., Pfusterschmied, J., Stoggl, T.L. and Muller, E., 2012. Lower extremity joint loading during level walking with Masai barefoot technology shoes in overweight males. *Scandinavian Journal of Medicine & Science in Sports*, 22(3), pp. 372-380.

Buchecker, M., Pfusterschmied, J., Moser, S. and Müller, E., 2012. The effect of different Masai Barefoot Technology (MBT) shoe models on postural balance, lower limb muscle activity and instability assessment. *Footwear Science*, 4(2), pp. 93-100.

Bugané, F., Benedetti, M.G., Casadio, G., Attala, S., Biagi, F., Manca, M. and Leardini, A., 2012. Estimation of spatial-temporal gait parameters in level walking based on a single accelerometer: Validation on normal subjects by

standard gait analysis. *Computer Methods & Programs in Biomedicine*, 108(1), pp. 129-137.

Cailliet, R., 1995. *Low back pain syndrome*. 5th edn. Philadelphia, F. A. Davis Company.

Chao, E.Y., Laughman, R.K., Schneider, E. and Stauffer, R.N., 1983. Normative data of knee joint motion and ground reaction forces in adult level walking. *Journal of Biomechanics*, 16(3), pp. 219-233.

Cholewicki, J., Panjabi, M.M. and Khachatryan, A., 1997. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine*, 22(19), pp. 2207-2212.

Chu, M.L., Yazdani-ardakani, S., Gradisar, I.A. and Askew, M.J., 1986. An in vitro simulation study of impulsive force transmission along the lower skeletal extremity. *Journal of Biomechanics*, 19(12), pp. 979-987.

Cintora, P., 1988. *Historia del calzado*. Zaragoza: Ediciones Aguaviva.

Clark, B.C., Manini, T.M. and Ploutz-snyder, L., 2007. Fatigue-induced changes in phasic muscle activation patterns during dynamic trunk extension exercise. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation*, 86(5), pp. 373-379.

Clarke, T.E., Cooper, L.B., Hamill, C.L. and Clark, D.E., 1985. The effect of varied stride rate upon shank deceleration in running. *Journal of sports sciences*, 3(1), pp. 41-49.

Collins, J.J. and Whittle, M.W., 1989. Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 4(3), pp. 179-187.

Collins, J.J., Priplata, A.A., Gravelle, D.C., Niemi, J., Harry, J. and Lipsitz, L.A., 2003. Noise-enhanced human sensorimotor function. *IEEE engineering in medicine and biology magazine : the quarterly magazine of the Engineering in Medicine & Biology Society*, 22(2), pp. 76-83.

Comín Comín M., Pérez García, J.M., Villarroja Aparicio A., Nerín Ballabriga S. and Moros García T, 1999. Factores que influyen en las presiones plantares. *Medicina de Rehabilitación*, 3, pp. 31-39.

Cosio-Lima, L., Reynolds, K.L., Winter, C., Paolone, V. and Jones, M.T., 2003. Effects of physioball and conventional floor exercises on early phase adaptations in back and abdominal core stability and balance in women. *Journal of Strength & Conditioning Research (Allen Press Publishing Services Inc.)*, 17(4), pp. 721-725.

Decker, M.J., Torry, M.R., Wyland, D.J., Sterett, W.I. and Steadman, J.R., 2003. Gender differences in lower extremity kinematics, kinetics and energy absorption during landing. *Clinical Biomechanics*, 18(7), pp. 662-669.

Ducroquet, R., 1972. *Marcha normal y patológica*. [1a ed.] edn. Barcelona: Toray-Masson.

Eastlack, M.E., Arvidson, J., Snyder-Mackler, L., Danoff, J.V. and Mcgarvey, C.L., 1991. Interrater reliability of videotaped observational gait-analysis assessments. *Physical Therapy*, 71(6), pp. 465-472.

Ebbeling, C.J., Hamill, J. and Crusemeyer, J.A., 1994. Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 19(4), pp. 190-196.

Ebri JR, 2002. El pie infantil: crecimiento y desarrollo. Deformidades más frecuentes. Pie doloroso. . *Pediatría Integral*, 6 (5), pp. 431-452.

Elnaggar, I.M., Nordin, M., Sheikhzadeh, A., Parnianpour, M. and Kahanovitz, N., 1991. Effects of spinal flexion and extension exercises on low-back pain and spinal mobility in chronic mechanical low-back pain patients. *Spine*, 16(8), pp. 967-972.

Fadejevs, A., 2015-last update. Available: <http://afworkout.com/therapeutic-corner/new-two-col-page/> [07/25/2015, 2015].

Faul, F., Erdfelder, E., Lang, A. and Buchner, A., 2007. G*Power 3: a flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behavior Research Methods*, 39(2), pp. 175-191.

Felici, F., 2004. Applications in Exercise Physiology. In: R. MERLETTI and P. PARKER, eds, *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. 2^o edn. Wiley-IEEE Press, pp. 365-379.

Folman, Y., Wosk, J., Voloshin, A. and 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(6), pp. 363-365.

Frank, N.S., Callaghan, J.P. and Prentice, S.D., 2013. Lower limb kinematic variability associated with minimal footwear during running. *Footwear Science*, 5(3), pp. 171-177.

Gardner-Morse, M. and Stokes, I.A., 1998. The effects of abdominal muscle coactivation on lumbar spine stability. *Spine*, 23(1), pp. 86-91.

Germano, A.M.C., Schlee, G. and Milani, T.L., 2012. *Balance control and muscle activity in various unstable shoes compared to barefoot during one-leg standing*.

Gjøvaag, T.F., Dahlen, I., Sandvik, H. and Mirtaheri, P., 2011. Oxygen Uptake and Energy Expenditure during Treadmill Walking with Masai Barefoot Technology (MBT) Shoes. *Journal of Physical Therapy Science*, 23(1), pp. 149-153.

Goldcher, A., Novel, I., Martí, V. and Albiol Ferrer, J.M., 1992. *Manual de podología*. 1 edn. Masson.

Gould, N., Moreland, M., Trevino, S., Alvarez, R., Fenwick, J. and Bach, N., 1990. Foot growth in children age one to five years. *Foot & ankle*, 10(4), pp. 211-213.

Granacher, U., Roth, R., Muehlbauer, T., Kressig, R.W., Laser, T. and Steinbrueck, K., 2011. Effects of a new unstable sandal construction on measures of postural control and muscle activity in women. *Swiss medical weekly*, 141, pp. w13182.

Hamill, J. and Knutzen, K.M., 2009. *Biomechanical basis of human movement*. 3 edn. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams and Wilkins.

Handa, N., Yamamoto, H., Tani, T., Kawakami, T. and Takemasa, R., 2000. The effect of trunk muscle exercises in patients over 40 years of age with chronic low back pain. *Journal of Orthopaedic Science*, 5(3), pp. 210-216.

Hansen, A.H. and Wang, C.C., 2010. Effective rocker shapes used by able-bodied persons for walking and fore-aft swaying: implications for design of ankle-foot prostheses. *Gait & posture*, 32(2), pp. 181-184.

Hausdorff, J.M., 2005. Gait variability: methods, modeling and meaning. *Journal of neuroengineering and rehabilitation*, 2, pp. 19.

Henning, E.M., 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), pp. 68-80.

Hermens, H.J., Freriks, B., Disselhorst-Klug, C. and Rau, G., 2000. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *Journal Of Electromyography And Kinesiology: Official Journal Of The International Society Of Electrophysiological Kinesiology*, 10(5), pp. 361-374.

Hodges, P.W. and Richardson, C.A., 1996. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: a motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine*, 21(22), pp. 2640-2650.

Hömme, A., Hennig, E., Müller, C. and Ninck, C., 2012. *The influence of two unstable shoe modifications on lower extremity kinetics during walking and postural balance in elderly men.*

Hoppenfeld, S., 2002. *Exploracion fisica de la columna vertebral y las extremidades.* 23 a edn. México: El Manual Moderno.

Inman, V., Ralston, H. and Todd, F., 1981. *Human Walking.* Baltimore: Williams & Wilkins.

Isidro, A., 1991. *Evolución filogenética de la bipedestación desde la biomecánica,* Universitat Autònoma de Barcelona.

Kadaba, M.P., Ramakrishnan, H.K. and Wootten, M.E., 1990. Measurement of lower extremity kinematics during level walking. *Journal Of Orthopaedic Research: Official Publication Of The Orthopaedic Research Society*, 8(3), pp. 383-392.

Kapandji, I.A., 1993. *Cuadernos de Fisiología Articular. Tomo II: Miembro Inferior.* Barcelona: Masson S.A.

Kavanagh, J.J. and Menz, H.B., 2008. Accelerometry: a technique for quantifying movement patterns during walking. *Gait & posture*, 28(1), pp. 1-15.

Kerrigan, D.C., Todd, M.K. and Oriley, P., 1998. Knee osteoarthritis and high-heeled shoes. *Lancet*, 351(9113), pp. 1399-1401.

Kim, W. and Voloshin, A., 1992. Dynamic loading during running on various surfaces (Charge dynamique lors de la course sur differentes surfaces.). *Human Movement Science*, 11(6), pp. 675-689.

Kirtley, C., 2006. *Clinical gait analysis : theory and practice*. Edinburgh; New York: Elsevier.

Konrad, P., 2005. *The ABC of EMG: A practical introduction tokinesiology electromyography*. USA: Noraxon INC.

Kottke, F.J., Lehmann, J.F. and Krusen, F.H., 1993. *Medicina física y rehabilitación*. 1 edn. Madrid : Médica Panamericana, D.L. 1993.

Lafortune, M.A., 1991. Three-dimensional acceleration of the tibia during walking and running. *Journal of Biomechanics*, 24(10), pp. 877-886.

Lafuente Sotillos, G., 1998. Implicaciones mecánicas y funcionales de la patología del antepie. *Revista española de podología*, 9(5), pp. 239-246.

Landry, S.C., Nigg, B.M. and Tecante, K.E., 2010. Standing in an unstable shoe increases postural sway and muscle activity of selected smaller extrinsic foot muscles. *Gait & posture*, 32(2), pp. 215-219.

Landry, S.C., Nigg, B.M. and Tecante, K.E., 2012. Walking in an unstable Masai Barefoot Technology (MBT) shoe introduces kinematic and kinetic changes at the hip, knee and ankle before and after a 6-week accommodation

period: a comprehensive analysis using principal component analysis (PCA). *Footwear Science*, 4(2), pp. 101-114.

Lau, H. and Tong, K., 2008. The reliability of using accelerometer and gyroscope for gait event identification on persons with dropped foot. *Gait & posture*, 27(2), pp. 248-257.

Lelièvre J, L.J., 1993. *Patología del pie. Editorial* . BARCELONA: Masson.

León García, F.J.D., Ruiz Fernández, M.A., Rodríguez Palmero, M.A. and Ruiz González, A.P., 2004. Los pies del niño, motivo de consulta en rehabilitación. *Acta pediátrica española*, 62(3), pp. 92-98.

Lewis, G., Tan, T. and Shiue, Y.S., 1991. Characterization of the performance of shoe insert materials. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 81(8), pp. 418-424.

Light, L.H., Mclellan, G.E. and Klenerman, L., 1980. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *Journal of Biomechanics*, 13(6), pp. 477-480.

Lin, R.M., Jou, I.M. and Yu, C.Y., 1992. Lumbar lordosis: normal adults. *Journal of the Formosan Medical Association Taiwan yi zhi*, 91(3), pp. 329-333.

Llana, S., 1998. *Análisis del calzado técnico de tenis atendiendo a criterios epidemiológicos, de confort y biomecánicos.*, Universidad de Valencia.

Loy, D.J. and Voloshin, A.S., 1991. Biomechanics of stair walking and jumping. *Journal of sports sciences*, 9(2), pp. 137-149.

Loyber, I., 2001. *Introducción a la fisiología del sistema nervioso* . 2º edn. El Galeno Libros.

Maffiuletti, N.A., Malatesta, D., Agosti, F. and Sartorio, A., 2012. Unstable shoes increase energy expenditure of obese patients. *American Journal of Medicine*, 125(5), pp. 513-516.

Maffiuletti, N.A., 2012. Increased lower limb muscle activity induced by wearing MBT shoes: physiological benefits and potential concerns. *Footwear Science*, 4(2), pp. 123-129.

Mcgill, S., Juker, D. and Kropf, P., 1996. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *Journal of Biomechanics*, 29(11), pp. 1503-1507.

Mcgill, S.M., Grenier, S., Kavcic, N. and Cholewicki, J., 2003. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *Journal of electromyography and kinesiology : official journal of the International Society of Electrophysiological Kinesiology*, 13(4), pp. 353-359.

Mcgill, S., Hughson, R. and Parks, K., 2000. Lumbar erector spinae oxygenation during prolonged contractions: implications for prolonged work. *Ergonomics*, 43(4), pp. 486-493.

McNair, P.J. and Marshall, R.N., 1994. Kinematic and kinetic parameters associated with running in different shoes. *British journal of sports medicine*, 28(4), pp. 256-260.

Mercer, J.A., Devita, P., Derrick, T.R. and Bates, B.T., 2003. Individual effects of stride length and frequency on shock attenuation during running. / Effets individuels de la longueur et de la fréquence des foulées sur l' amortissement des chocs lors de la course. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 35(2), pp. 307-313.

Mika, A., Oleksy, L., Mika, P., Marchewka, A. and Clark, B.C., 2012. The effect of walking in high- and low-heeled shoes on erector spinae activity and

pelvis kinematics during gait. *American Journal of Physical Medicine & Rehabilitation / Association of Academic Physiatrists*, 91(5), pp. 425-434.

Milgrom, C., Finestone, A., Shlamkovitch, N., Wosk, J., Laor, A., Voloshin, A. and Eldad, A., 1992. Prevention of overuse injuries of the foot by improved shoe shock attenuation. A randomized prospective study. *Clinical orthopaedics and related research*, (281)(281), pp. 189-192.

Moore, K., Agur, A. and Dalley, A., 2007. *Essential Clinical Anatomy*. 3 edn. New York: Williams & Wilkins.

Murray, M.P., Drought, A.B. and Kory, R.C., 1964. Walking Patterns of Normal Men. *The Journal Of Bone And Joint Surgery.American Volume*, 46, pp. 335-360.

Myers, K.A., Long, J.T., Klein, J.P., Wertsch, J.J., Janisse, D. and Harris, G.F., 2006. Biomechanical implications of the negative heel rocker sole shoe: Gait kinematics and kinetics. *Gait & posture*, 24(3), pp. 323-330.

Nene, A., Byrne, C. and Hermens, H., 2004. Is rectus femoris really a part of quadriceps?: Assessment of rectus femoris function during gait in able-bodied adults. *Gait & posture*, 20(1), pp. 1-13.

Neumann, D.A., 2002. *Kinesiology of the musculoskeletal system: foundations for physical rehabilitation*. 1st ed. St. Louis, Mo.;; Mosby.

Nigg, B., Hintzen, S. and Ferber, R., 2006. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clinical Biomechanics*, 21(1), pp. 82-88.

Nigg, B.M., Davis, E., Lindsay, D. and Emery, C., 2009. The effectiveness of an unstable sandal on low back pain and golf performance. *Clinical Journal of Sport Medicine*, 19(6), pp. 464-470.

Nigg, B.M., Emery, C. and Hiemstra, L.A., 2006. Unstable Shoe Construction and Reduction of Pain in Osteoarthritis Patients. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 38(10), pp. 1701-1708.

Nigg, B., Federolf, P.A., Von Tscharnner, V. and Nigg, S., 2012. Unstable shoes: functional concepts and scientific evidence. *Footwear Science*, 4(2), pp. 73-82.

Noe, D.A., Voto, S.J., Hoffmann, M.S., Askew, M.J. and Gradisar, I.A., 1993. Role of the calcaneal heel pad and polymeric shock absorbers in attenuation of heel strike impact. *Journal of Biomedical Engineering*, 15(1), pp. 23-26.

Nouwen, A., Van Akkerveeken, P.F. and Versloot, J.M., 1987. Patterns of muscular activity during movement in patients with chronic low-back pain. *Spine*, 12(8), pp. 777-782.

Núñez-Samper Pizarroso, M. and Llanos Alcazar, L.F., 1997. *Biomecánica, medicina y cirugía del pie*. 1 edn. Masson.

Olson, M.W., 2010. Trunk extensor fatigue influences trunk muscle activities during walking gait. *Journal of Electromyography & Kinesiology*, 20(1), pp. 17-24.

Opila-Correia, K.A., 1990. Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation*, 71(11), pp. 905-909.

Orfanidis, S.J., 1985. *Optimum signal processing : an introduction*. New York; London: Macmillan ; Collier Macmillan.

O'sullivan, P., Dankaerts, W., Burnett, A., Straker, L., Bargon, G., Moloney, N., Perry, M. and Tsang, S., 2006. Lumbopelvic kinematics and trunk muscle activity during sitting on stable and unstable surfaces. *The Journal of orthopaedic and sports physical therapy*, 36(1), pp. 19-25.

Palmer, C.J., Van Emmerik, R.E.A. and Hamill, J., 2012. Ecological gait dynamics: stability, variability and optimal design. *Footwear Science*, 4(2), pp. 167-182.

Panjabi, M.M., 1992. The stabilizing system of the spine. Part I. Function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *Journal of spinal disorders*, 5(4), pp. 383-9; discussion 397.

Paquet, N., Malouin, F. and Richards, C.L., 1994. Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. *Spine*, 19(5), pp. 596-603.

Parques, T. and Burrus, C., 1987. *Digital Filter Design*. John Wiley & Sons edn. Wiley-Interscience.

Pérez, P., 2004. *Análisis de parámetros biomecánicos durante la recepción en colchonetas y su influencia en los mecanismos de lesión en gimnasia deportiva*, Universidad de Valencia.

Perry, J., 1983. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. *Clinical orthopaedics and related research*, (177)(177), pp. 9-15.

Perry, J., 1992. *Gait analysis : normal and pathological function*. Thorofare, NJ: SLACK.

Peruzzi, A., Della Croce, U. and Cereatti, A., 2011. Estimation of stride length in level walking using an inertial measurement unit attached to the foot: a validation of the zero velocity assumption during stance. *Journal of Biomechanics*, 44(10), pp. 1991-1994.

Plagenhoef, S., 1983. Anatomical Data for Analyzing Human Motion. *Research quarterly for exercise and sport*, 54(2), pp. 169-78.

Plas, F., Viel, E. and Blanc, Y. 1996. *La marcha humana fisiología dinámica, biomecánica y patomecánica*. 1ª , reimpr. edn. Barcelona: Masson.

Polo Leonor M^aC., López Bueno, L. and Ferrandis R. 1997. El calzado en el deporte. *Fisioterapia*, 19, pp. 34-45.

Pope, M.H. and Panjabi, M., 1985. Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine*, 10(3), pp. 255-256.

Potthast, W., Bruggemann, G.P., Lundberg, A. and Arndt, A., 2010. The influences of impact interface, muscle activity, and knee angle on impact forces and tibial and femoral accelerations occurring after external impacts. *Journal of applied biomechanics*, 26(1), pp. 1-9.

Ramanathan, A.K., Parish, E.J., Arnold, G.P., Drew, T.S., Wang, W. and Abboud, R.J., 2011. The influence of shoe sole's varying thickness on lower limb muscle activity. *Foot & Ankle Surgery (Elsevier Science)*, 17(4), pp. 218-223.

Ramiro, J., 1998. *Guía de recomendaciones para el diseño, selección y uso de calzado para personas mayores*. Madrid: Ministerio de Trabajo y Asuntos Sociales.

Ramiro, J., 1995. *Guía de recomendaciones para el diseño de calzado*. VALENCIA: Instituto de Biomecánica de Valencia.

Ramstrand, N., Thuesen, A.H., Nielsen, D.B. and Rusaw, D., 2010. Effects of an unstable shoe construction on balance in women aged over 50 years. *Clinical Biomechanics*, 25(5), pp. 455-460.

Reeves, N.P., Narendra, K.S. and Cholewicki, J., 2007. Spine stability: the six blind men and the elephant. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 22(3), pp. 266-274.

Roberts, S., Birch, I. and Otter, S., 2011. Comparison of ankle and subtalar joint complex range of motion during barefoot walking and walking in Masai Barefoot Technology sandals. *Journal of Foot & Ankle Research*, 4, pp. 1.

Romkes, J., Rudmann, C. and Brunner, R., 2006. Changes in gait and EMG when walking with the Masai Barefoot Technique. *Clinical Biomechanics*, 21(1), pp. 75-81.

Sacco, I.C., Sartor, C.D., Cacciari, L.P., Onodera, A.N., Dinato, R.C., Pantaleao, E., Jr, Matias, A.B., Cezario, F.G., Tonicelli, L.M., Martins, M.C., Yokota, M., Marques, P.E. and Costa, P.H., 2012. Effect of a rocker non-heeled shoe on EMG and ground reaction forces during gait without previous training. *Gait & posture*, 36(2), pp. 312-315.

Sánchez-Lacuesta J., 1993. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. VALENCIA: Instituto de Biomecánica de Valencia.

Sanner, W.H. and O'halloran, W.D., 2000. The biomechanics, etiology, and treatment of cycling injuries. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 90(7), pp. 354-376.

Santo, A.S., Roper, J.L., Dufek, J.S. and Mercer, J.A., 2012. Rocker-bottom, profile-type shoes do not increase lower extremity muscle activity or energy cost of walking. *Journal of strength and conditioning research / National Strength & Conditioning Association*, 26(9), pp. 2426-2431.

Saunders, J.B., Inman, V.T. and Eberhart, H.D., 1953. The major determinants in normal and pathological gait. *The Journal of bone and joint surgery. American volume*, 35-A(3), pp. 543-558.

Shorten, M.R. and Winslow, D.S., 1992. Spectral Analysis of Impact Shock During Running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 8(4), pp. 288-304.

Shumway-Cook, A. and Woollacott, M.H., 2012. *Motor control :translating research into clinical practice*. 4th , international edn. Philadelphia: Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins.

Song, J.L. and Hidler, J., 2008. Biomechanics of overground vs. treadmill walking in healthy individuals. *Journal of applied physiology*, 104(3), pp. 747-755.

Sousa, A.S.P., Silva, A., Macedo, R., Santos, R. and Tavares, J.M.R.S., 2014. Influence of long-term wearing of unstable shoes on compensatory control of posture: An electromyography-based analysis. *Gait & posture*, 39(1), pp. 98-104.

Stief, F., Kleindienst, F.I., Wiemeyer, J., Wedel, F., Campe, S. and Krabbe, B., 2008. Inverse Dynamic Analysis of the Lower Extremities During Nordic Walking, Walking, and Running. *Journal of Applied Biomechanics*, 24(4), pp. 351-359.

Stöggl, T., Haudum, A., Birklbauer, J., Murrer, M. and Müller, E., 2010. Short and long term adaptation of variability during walking using unstable (Mbt) shoes. *Clinical Biomechanics*, 25(8), pp. 816-822.

Sussman, M., 2010. J. R. Gage, M. H. Schwartz, S. E. Koop, T. F. Novacheck (eds): The identification and treatment of gait problems in cerebral palsy. *Journal of Children's Orthopaedics*, 4(2), pp. 177-178.

Taniguchi, M., Tateuchi, H., Takeoka, T. and Ichihashi, N., 2012. Kinematic and kinetic characteristics of Masai Barefoot Technology footwear. *Gait & posture*, 35(4), pp. 567-572.

Valente Valenti, 1979. *Ortesis del pie* . MADRID: Medicina panamericana.

Vera-García, F.J., Martínez-Gramage, J., San Miguel, R., Ortiz, R., Vilanova, P., Salvador, E.M., Delgado, N., Tortajada, N. and Valero, J., 2010. Efecto del Kinesio taping sobre la respuesta refleja de los músculos bíceps femoral y gemelo externo. *Fisioterapia*, 32(1), pp. 4-10.

Vernon T., Wheat J., Naik R. & Petit G., 2004. *Changes in gait characteristics in a normal healthy population due to an unstable shoe construction*. Centre for Sport and Exercise Science., Univ. Sheffield.

Viladot Voegeli, A., 2001. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica.

Voloshin, A. and Wosk, J., 1982. An in vivo study of low back pain and shock absorption in the human locomotor system. *Journal of Biomechanics*, 15(1), pp. 21-27.

Voloshin, A., Wosk, J. and Brull, M., 1981. Force Wave Transmission Through the Human Locomotor System. *Journal of Biomechanical Engineering*, 103(1), pp. 48-50.

Voloshin, A.S., Mizrahi, J., Verbitsky, O. and Isakov, E., 1998. Dynamic loading on the human musculoskeletal system -- effect of fatigue. *Clinical biomechanics (Bristol, Avon)*, 13(7), pp. 515-520.

Voloshin, A. and Loy, D., 1994. Biomechanical evaluation and management of the shock waves resulting from the high-heel gait: I — temporal domain study. *Gait & posture*, 2(2), pp. 117-122.

Wall, J.C. and Charteris, J., 1981. A kinematic study of long-term habituation to treadmill walking. *Ergonomics*, 24(7), pp. 531-542.

Wall, J.C. and Charteris, J., 1980. The process of habituation to treadmill walking at different velocities. *Ergonomics*, 23(5), pp. 425-435.

Whittington, Ben, Silder, Amy, Heiderscheit, Bryan, Thelen, Darryl G., 2008. The contribution of passive-elastic mechanisms to lower extremity joint kinetics during human walking. *Gait & Posture* *Gait & Posture*, 27(4), pp. 628-634.

Williams, J.R., 2008. The Declaration of Helsinki and public health. *Bulletin of the World Health Organization*, 86(8), pp. 650-652.

Willy, R.W. and Davis, I.S., 2014. Kinematic and kinetic comparison of running in standard and minimalist shoes. *Medicine and science in sports and exercise*, 46(2), pp. 318-323.

Winter, D.A., 2009. *Biomechanics and motor control of human movement*. 4th edn. Hoboken: Wiley.

Wosk, J. and Voloshin, A., 1981. Wave attenuation in skeletons of young healthy persons. *Journal of Biomechanics*, 14(4), pp. 261-267.

Wosk, J. and Voloshin, A.S., 1985. Low back pain: conservative treatment with artificial shock absorbers. *Archives of Physical Medicine & Rehabilitation*, 66(3), pp. 145-148.

Wright, Dorwen Gilbert, Desai, Shrikant Madhusudan, Henderson, William H. UNITED STATES., VETERANS ADMINISTRATION., 1962. *Action of the subtalar and ankle joint complex during the stance phase of walking*, San Francisco: Biomechanics Laboratory, University of California.

Zazulak, B., Cholewicki, J. and Reeves, N.P., 2008. Neuromuscular control of trunk stability: clinical implications for sports injury prevention. *The Journal of the American Academy of Orthopaedic Surgeons*, 16(9), pp. 497-505.

Zurita F, 2000. *Diferencias motoras del tren inferior en función de distintos tipos de pie en una población escolar de 7 a 9 años.*, Universidad de Granada.

ANEXOS

7. ANEXOS

7.1 Consentimiento

DECLARACIÓN DE CONSENTIMIENTO

Estudio de las variables biomecánicas del calzado inestable frente al estable.

INFORMACIÓN

El grupo de investigación en biomecánica aplicada al deporte (GIBD) de la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte de la Universidad de Valencia, está desarrollando una investigación en la que se comparan las variables biomecánicas más relevantes de la marcha humana con dos tipos de calzado: uno estable y otro inestable.

Los ensayos de la citada investigación consisten en una exploración previa del pie y una serie de tests realizados sobre una cinta rodante. Los datos se registrarán mediante un Electromiografo de superficie y un electrogoniómetro, que registrarán el patrón de activación muscular y flexo-extensión de la zona lumbar, y un sistema de acelerometría basado en dos acelerómetros, colocados en tibia y zona posterior del calcáneo, 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 primera planta del Aulario V, c/ Gascó Oilag, 3, de Valencia. El tiempo estimado de cada sesión de medida será de unos 90 minutos aproximadamente 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 programas de rehabilitación eficaces en diferentes grupos de población, especialmente, para grupos con posibilidades de movimiento disminuidas, pero también, para mejorar la condición física en general de cualquier persona. Sus resultados estarán en todo momento a su disposición.

CONFIDENCIALIDAD

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

CONTACTOS

Si tuviera alguna cuestión que plantear acerca del estudio puede dirigirse a los investigadores: Pedro Pérez (pedro.perez-soriano@uv.es) y Salvador Llana (salvador.llana@uv.es) en la Facultad de Ciencias de la Actividad Física y el Deporte (Universidad de Valencia) o Pablo Salvador (pablo.salvador@uch.ceu.es) en la Facultad de Ciencias de la Salud (Universidad Ceu Cardenal Herrera).

PARTICIPACIÓN

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

CONSENTIMIENTO

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

Fdo: _____

DNI _____

Fecha _____

7.2 Artículo 1 Effects of unstable shoes on trunk muscle activity and lumbar spine kinematics

ISI Web of KnowledgeSM

Journal Citation Reports[®]



2014 JCR Science Edition

Rango en categoría: European Journal of Me Física y Rehabilitación ...

Clasificación Diario ⓘ

Para 2014, la revista **European Journal of Física y Rehabilitación de mí ...** cuenta con un factor de impacto de **1,903**. Esta tabla muestra el ranking de la revista en sus categorías temáticas sobre la base de factor de impacto.

Nombre de la categoría	Revistas totales de la categoría	Diario Rango en categoría	Cuartil de la categoría
REHABILITACIÓN	64	17	Q2

Categoría Caja Terreno ⓘ

Para 2014, la revista **European Journal of Física y Rehabilitación de mí ...** cuenta con un factor de impacto de **1,903**. Este es un diagrama de caja de la categoría de sujeto o categorías a las que se ha asignado la revista. Proporciona información acerca de la distribución de las revistas sobre la base de los valores del factor de impacto. Se muestra la mediana, percentiles 25 y 75, así como los valores extremos de la distribución.



Effects of unstable shoes on trunk muscle activity and lumbar spine kinematics

J. F. LISÓN¹, P. PÉREZ-SORIANO², S. LLANA-BELLOCH², D. SÁNCHEZ-ZURIAGA³, P. SALVADOR-COLOMA¹

Background. An unstable shoe was developed as a walking device to strengthen the lower extremity muscles and reduce joint loading. A large number of studies have reported increased electromyographic (EMG) activity throughout the gait cycle in most of the lower limb muscles, and significant kinematic changes in the lower extremity. However, no studies have investigated the effects of wearing unstable shoes on spine kinematics and trunk muscle activity during gait.

Aim. To compare trunk muscle activity and lumbar spine range of motion (ROM) during gait using an unstable shoe and a conventional stable control shoe.

Design. Cross-sectional study.

Setting. A Biomechanics laboratory.

Population. Forty-eight healthy voluntary participants (24.5±5.6 years and 22.7±6.8 kg/m²).

Methods. Subjects underwent gait analysis while simultaneously collecting surface EMG data of *erector spinae* (ES) and *rectus abdominis* (RA) and lumbar spine sagittal plane ROM while treadmill walking wearing regular shoes and unstable shoes.

Results. The results showed that the unstable shoes resulted in significantly higher ES and RA EMG muscle activity levels in all gait phases compared to control shoes (P<0.001). In addition, the unstable shoe condition showed a significantly higher mean (mean difference: 3.1°; 95% CI 2.2° to 4°) and maximum (mean difference: 4.5°; 95% CI 2.6° to 6.5°) lumbar spine extension values (P<0.001).

Conclusion. Unstable shoes increase trunk muscle activity (ES, RA) and lumbar lordosis during gait compared to control shoes.

Clinical Rehabilitation Impact. Based on these findings, the use of unstable shoes may have potential

¹Department of Physiotherapy, Faculty of Health Sciences University CEU-Cardenal Herrera, Valencia, Spain

²Department of Sport and Physical Education University of Valencia, Spain

³Department of Anatomy and Human Embryology Faculty of Medicine, University of Valencia Valencia, Spain

implications in promoting spine tissue health, particularly in strengthening trunk muscles in healthy population or in low back pain treatment.

KEY WORDS: Shoes – Gait - Back muscles - Rectus Abdominis - Lordosis.

Maintaining or restoring balance is an essential ability for humans in locomotion. Although conventional shoes have traditionally been designed to improve stability and support the foot during gait, the use of unstable shoes has recently emerged as a potential tool to train neuromuscular control and/or in muscular strengthening.¹ Studies on unstable shoes²⁻⁴ have reported increased electromyographic (EMG) activity throughout the gait cycle in most of the lower limb muscles. Romkes *et al.*³ reported greater leg muscle activity in unstable shoes compared to regular shoes during walking, especially in the *gastrocnemius* during the stance phase and the *tibialis anterior* muscle during the swing phase. Nigg *et al.*² also reported an increase in EMG activity in the *gastrocnemius*, the *vastus medialis*, and the *gluteus medius*. As for the influence on joint kinematics, the unstable shoe has its greatest effect

Corresponding author: J. F. Lisón. Facultad Ciencias de la Salud, Universidad CEU-Cardenal Herrera. Edificio Seminario, s/n. 46113 Moncada, Valencia, Spain. E-mail: juanfran@uch.ceu.es

on the ankle joint, with both studies ^{2, 3} reporting an increased dorsiflexion angle during the first half of the stance phase. Romkes *et al.* ³ also reported an increase in the range of motion (ROM) at the hip and the knee joints. These authors concluded that the unstable shoes could be used as a training method to strengthen the leg muscles. Because of its relation to low back pain (LBP), a number of studies have also focused on the effects of different types of footwear on spine kinematics and trunk muscle activity. Opila-Correia ⁵ indicated that wearing high-heeled shoes did result in an increase in lumbar lordosis in younger subjects, whereas middle-aged subjects had the opposite accommodation. A study by Ebbeling *et al.* ⁶ revealed that high-heeled gait increased heart rate and oxygen consumption compared to low-heeled gait and that it can lead to fatigue, which reduces reflex and voluntary response rates and affects muscle phasicity and strength.⁷ In particular, heel lift orthotics have been recommended as a treatment option for LBP,⁸ whilst wearing high-heeled shoes has been linked to LBP etiology.⁹ However, despite its increasingly common use among the population, it is still surprising that very few studies have investigated the effects of wearing unstable shoes on spine kinematics and trunk muscle activity. As far as we know, no previous gait studies have explored its effects on trunk muscle activity and on lumbar spine ROM. Therefore, the purpose of this investigation was to compare the activity levels of erector *spinae* (ES) and *rectus abdominis* (RA) muscles and the lumbar spine sagittal plane ROM during gait using an unstable shoe and a conventional control shoe.

Materials and methods

Subjects

Forty-eight healthy subjects, half male and half female (24.5 ± 5.6 years and 22.7 ± 6.8 kg/m²), participated in the cross-sectional study. Exclusion criteria were: obesity (BMI ≥ 30 kg/m²), previous history or present episode of LBP, and pathology or surgery in lower limb or trunk. None of the participants had unstable shoe experience before the start of the study. All of them were informed of the aims of the study and gave their written informed consent prior to participation. The study procedures complied

with the Declaration of Helsinki and were approved by the University ethics committee.

Shoe condition

The unstable shoe condition tested in the study was the Skechers shoes (model shape ups). This shoe is characterized by a rounded sole in the anterior-posterior direction and a flexible heel which provides an unstable base of support. Previous studies ² have suggested that these shoes increase instability in the anterior-posterior and medial-lateral directions. The control shoe tested was the Classic Reebok. This model is characterized by a flat sole.

Study protocol

All tests were conducted in the University Biomechanics laboratory. Prior to testing, all subjects underwent a 20 min habituation period consisting of walking on the treadmill (Excite Run 700, TechnoGymSpA, Gambettola, Forlì-Cesena, Italy) at the same speed as the experimental procedure, to become familiar with the nature of the measurements.¹⁰ Since inclination can alter the distribution of plantar loading, 0% slope was adjusted on the treadmill in order not to affect this parameter. After the familiarization stage and before data collection participants performed two maximum voluntary isometric contractions (MVICs) in order to normalize muscle EMG assessment. For the RA muscles, each subject was in a sit-up position and was manually restrained by a research assistant, who counteracted the effort so that very little motion occurred. The subject performed a sequence of maximal isometric efforts in trunk flexion, right lateral bend, left lateral bend, right twist, and left twist directions, but again with little motion occurring. For the ES muscles, an isometric trunk extension was performed against resistance with the torso cantilevered over the end of the test table (Biering-Sorensen position).

The treadmill tests consisted of 2 x 3 min walking trials at a walking speed of 1.44 m/seg. This design criterion (fixed speed instead of preferred movement path) was necessary to allow for speed-independent identification of the EMG and ROM characteristics of unstable shoes. The order of the acquisitions was randomly established for both shoe conditions. The two tests were separated by a minimum of 15 min so

that the participants would not experience left-over fatigue from the previous test.

EMG and electrogoniometry analysis

The electromyographic signals of the ES and RA muscles were recorded for each subject's right side using the electromyograph ME6000s Tester (Mega Electronics Ltd., Kuopio, Finland). Surface electrodes were positioned on the muscles according to SENIAM recommendations.¹¹ The skin was cleaned and hair removed prior to electrode placement. The EMG sensors used in this study were pre-gelled self-adhesive bipolar Ag/AgCl disposable surface electrodes of 20 mm of diameter (BIO LEADLOK), with 2 cm interelectrode distance. The electrodes were longitudinally placed on the belly of the ES (2 cm lateral to L3 spinous processes), and the RA (3 cm lateral to the umbilicus) muscles.¹² A reference electrode was placed on the skin covering the last rib. Previous studies have shown that there are no lateral asymmetries in ES EMG patterns.¹³ Given that

the left side signal is more prone to contamination from heart beat bursts,¹³ and in order to simplify and make the recording sessions shorter, only the EMG signals from the right side muscles were recorded. The EMG signals were amplified to produce ± 2.5 V approximately, then A/D converted (14-bit resolution) at 1000 Hz, filtered with a Butterworth high-pass filter (cut-off frequency, 8 Hz) and a low-pass filter (cut-off frequency, 500 Hz), and then rectified.

A twin-axis electronic goniometer (TSD130A, Biometrics Ltd., Gwent, UK) was integrated to collect ankle ROM data (plantar- and dorsiflexion) simultaneously. The telescopic endblock was attached with double-sided adhesive tape to the back of the heel and the fixed endblock to the posterior part of the leg, so that the axes of both endblocks were coincident (Figure 1).

The lumbar spine sagittal plane ROM was also simultaneously measured using an electromagnetic tracking instrument (3-Space Fastrak, Polhemus Inc., Colchester, VT 05446, USA), with data collected at a sampling frequency of 120 Hz. This instrument is an



Figure 1.—A) Unstable test shoe used in the study (Skechers, model shape ups). The illustration shows the electronic goniometer array used for assessing the ankle range of movement. Side views of unstable shoe (B) and regular shoe (C).

electromagnetic three-dimensional tracking system that is able to locate the position and orientation of up to four small, remote sensors. This system consists of three components: a system electronic unit, four independent sensors, and a source. The source generates a low-frequency magnetic field, which is detected by the sensors. The system electronic unit performs the calculations to compute position and orientation of each sensor relative to the source. In this study, the lumbar spine sagittal plane (flexion/extension) angles (measured in degrees) were derived from two sensors strapped in place over the sacrum (S1) and L1.

Data analysis

During all tests, ankle and lumbar spine ROM and EMG data from selected muscles were collected during treadmill walking for a total of 60 seconds, and the first ten walking cycles during the third minute were analyzed using the Megawin (version 3.0.1) software for Windows. According to other authors,¹⁴ every walking cycle was divided into a

stance phase, in which the limb is in contact with the ground, and a swing phase, in which the foot is in the air for limb advancement. The beginning and ending of each phase were defined by the following events: the stance phase lasted from initial contact to toe-off, and the swing phase from toe-off to initial contact. Figure 2 shows synchronized EMG and ROM signals during a walking cycle, illustrating the different events and phases.

Outcome measures

Main outcomes included the mean amplitude of the ES and the RA EMG signals during the: 1) stance phase, 2) swing phase, and 3) complete walking cycle. Mean values for the first ten walking cycles (third minute) were calculated for analysis in all these variables. Amplitude EMG data were normalized to the maximum signal collected during MVICs and expressed in percentage (%EMG). Other variables of interest were the mean and the maximum lumbar spine sagittal plane ROM during the complete ten walking cycles.

Statistical analysis

An a priori analysis of effect size and sample size was conducted for a desired power of 95%. Effect size was estimated by means of Cohen's *d*,¹⁵ calculated from the results of published work which studied similar dependent variables (kinematic data from the trunk, EMG activity parameters from the trunk muscles), with the use of unstable footwear¹⁶ as the independent variable. Sample size was calculated using the G*Power 3 software.¹⁷ The result was an estimated minimum sample size of thirty-nine subjects.

Data assessment for normal distribution (using the Shapiro-Wilk Test) revealed that not all parameters were normally distributed. ROM data were normally distributed, whereas EMG data were non-normally distributed. As a consequence, paired *t*-tests (ROM variables) and non-parametric Wilcoxon signed-rank tests (EMG variables) were used to compare the studied variables between both shoe conditions. Prior to the tests, unpaired *t*-tests and the Mann-Whitney U Test were used to explore for gender differences. Statistical analyses were performed using SPSS 19.0 for Windows (SPSS Inc., Chicago, IL, USA). Statistical significance was set at $P < 0.05$ for all analyses.

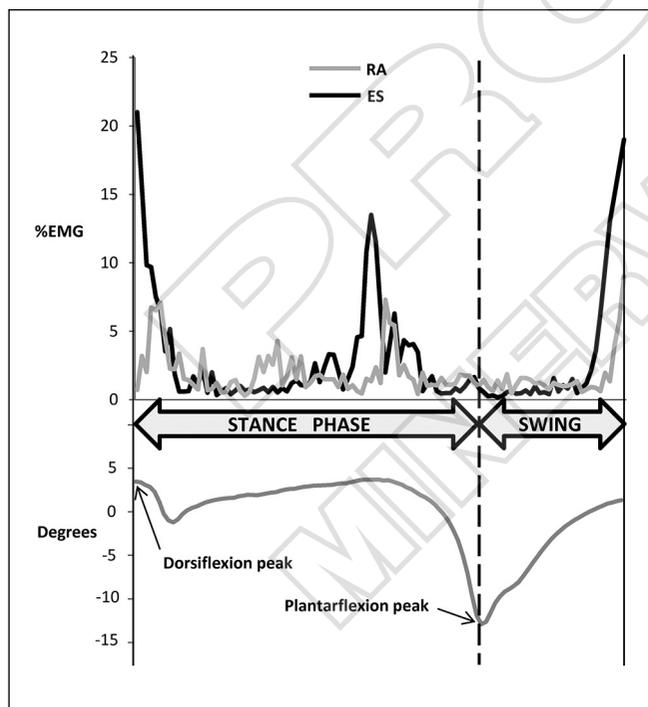


Figure 2.—Synchronized electromyographic (EMG) activity and ankle range of motion (ROM) data over entire walking cycle. *Erector Spinae* (ES, black line) and *Rectus Abdominis* (RA, grey line) %EMG. Dorsiflexion and plantarflexion ankle ROM peaks delimit the beginning and ending of each phase (stance and swing).

TABLE I.—Comparison of electromyographic activity values (% maximum voluntary contraction, %MVC) between stable shoes and unstable shoes during the different phases of walking.

		Stable	Unstable	P	Z
ES (%MVC)	Complete cycle	4.5 (3-9.8)	7.2 (3.7-13.9)	<0.001	-5.16
	Stance phase	5.1 (3-10.7)	7.3 (4.1-14)	<0.001	-5.44
	Swing phase	4.4 (2.2-9.2)	6.6 (3.1-11.8)	<0.001	-5.44
RA (%MVC)	Complete cycle	2.7 (1.6-4.8)	3.4 (1.9-5.4)	<0.001	-4.62
	Stance phase	2.7 (1.6-4.8)	3.3 (2-5.5)	<0.001	-5.44
	Swing phase	2.8 (1.7-4.7)	3.8 (2.2-5.7)	<0.001	-5.32

ES: *erector spinae*, RA: *rectus abdominis*. Data are expressed as median (interquartile range).

Results

A total of forty-eight subjects were studied. No missing data was observed for variables. No statistically significant gender-related differences were found in any of the studied variables, so data were pooled for subsequent analysis.

The results showed significantly higher ES and RA EMG activity values during all phases (swing, stance and complete cycle) in the unstable shoe condition compared to the control condition ($P < 0.001$) (Table I). In addition, regarding the lumbar spine sagittal plane ROM, the unstable shoe condition showed a significantly higher mean (mean difference: 3.1° ; 95% CI 2.2° to 4°) and maximum (mean difference: 4.5° ; 95% CI 2.6° to 6.5°) lumbar spine extension values ($P < 0.001$) (Figure 3).

Discussion

To the best of our knowledge, this is the first study that has investigated the immediate effects of wearing unstable shoes on trunk muscle activity and on lumbar ROM during gait. The most novel finding from our study is that the unstable shoes produced significantly higher ES and RA EMG muscle activity levels during all phases of gait compared to control shoes. In addition, we observed that wearing unstable shoes results in a significant increase in lumbar lordosis. Our results are consistent with those by Buchecker *et al.*,¹⁶ who assessed the spinal alignment and concurrent angular velocity measures and the EMG activity of trunk muscles during bipedal stance in 27 asymptomatic adults. These authors concluded that wearing unstable Masai Barefoot

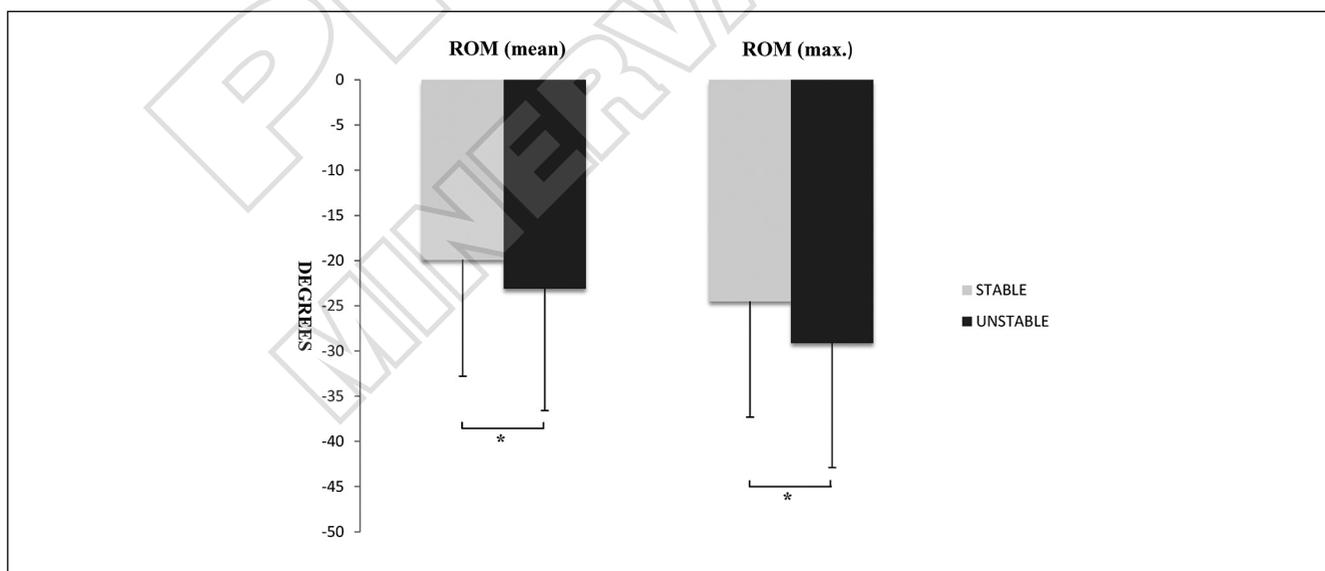


Figure 3.—Comparison of lumbar spine sagittal plane mean and maximum range of motion (ROM) values between conditions (stable *vs.* unstable). Data are means \pm standard errors. * $P < 0.001$.

Technology (MBT) shoes — the original version of unstable shoes — provoked more motion at the thoracolumbar and at lumbopelvic level, and increased lumbar ES activity during double-leg stance compared to standard control footwear. Similarly, Barton *et al.*¹⁸ reported earlier onsets and increased activity of lumbar ES while wearing bilateral heel lifts (20 mm) in 15 young healthy females. The authors suggested that these changes may, among other factors, be the result of decreased shock absorption at the foot.

Unstable footwear was primarily developed as a walking device to strengthen the lower extremity muscles and reduce the joint load. Regarding joint loading, Taniguchi *et al.*¹⁹ investigated the immediate effects of using unstable footwear on the kinetic and kinematic changes in the lower extremity during gait in healthy males. They concluded that unstable shoes might be effective to decrease the ground reaction forces (GRF) by improving shock absorption. Conversely, Ebbeling *et al.*⁶ showed an increase in GRF when comparing walking in high-heeled shoes to walking in flat heeled sports shoes in an asymptomatic population. The authors reported increased levels and earlier onsets of ES muscle with the addition of heel lifts, suggesting that the ES responses may be a compensation mechanism for increased GRF. Moreover, it has been shown that an increase in lumbar lordosis would generally be considered the most usual biomechanical accommodation of the spine to assist in absorbing the greater vertical shock loading associated with high-heeled gait.^{5, 20} Although the shock absorption mechanisms presumably involved in the effects of the unstable shoes extends beyond the scope of this study, our results suggest that the higher ES muscle activity levels and the increase in lumbar lordosis could be compensation mechanisms to improve shock absorption.

Following Panjabi,²¹ stabilization of the vertebral column requires the combined interaction of the passive, active, and neural subsystems. Specifically, increased co-contraction of the trunk muscles increases spine stability;²² furthermore, it may also help prevent low back pain (LBP).²³ Unstable footwear design seeks to simulate an unstable surface, thereby requiring continual activation of stabilizing muscles to maintain proper balance. Our results showed significant increments in both ES and RA mean EMG activity levels during both phases (swing

phase: +3.5% ES, +1.9% RA; stance phase: +4.2% ES, + 1.2% RA). ES and RA may have the capacity to generate trunk extensor and flexor moments aimed at controlling the instability provided by an unstable shoe characterized by a rounded sole in the anterior-posterior direction. Therefore, it seems reasonable to assume that the co-contraction of the ES and RA (antagonist muscles) may have contributed to the stabilization of the lumbar spine. These results could be interpreted as a strategy aiming at compensating for the trunk instability induced by the unstable shoes, and may have implications for challenging the postural control system during gait as well as strengthening the lower extremity and the trunk muscles. Certainly, it has been shown that performing exercise in an unstable environment stresses the synergistic and stabilizing muscles around a joint system for any given movement, providing a more specific and functional form of training. Thus, recent studies have demonstrated that wearing unstable shoes during daily living activities is a useful training method for strengthening the muscle groups of the lower leg.²⁴ Then, it appears plausible to speculate that unstable shoes may also serve as a useful training method for strengthening the trunk muscles in exercise rehabilitation. As recently pointed out in different studies,^{24, 25} interventions incorporating trunk neuromuscular training, including proprioceptive exercise, perturbation, and correction of body sway, are believed to be beneficial in increasing the physiological status of the spine. Similarly, studies by McGill *et al.*²⁶ and Reeves *et al.*²⁷ concluded that motor control fitness constitutes a fundamental attribute for the spine to achieve stability under various conditions and to avoid excessive loading or injury. Other studies have demonstrated the association between increased trunk extensor strength and reducing LBP in patients.^{28, 29} Indeed, the observed changes in muscle recruitment and concomitant increases in lumbar spine extension resulting from unstable shoes may constitute potential mechanisms for the findings described by Nigg *et al.*³⁰ In a randomized controlled trial (RCT), these authors concluded that unstable shoes can be used to reduce moderate LBP in a population of golfers. Similarly, in a RCT Armand *et al.*³¹ recently concluded that wearing unstable shoes for 6 weeks significantly decreases LBP in patients (health professionals) suffering from chronic LBP. The results of the present study are consistent with those by Nigg

*et al.*³⁰ and by Armand *et al.*³¹ and, interestingly, may explain possible mechanisms involved in the reduction of LBP by means of unstable shoes (increased co-contraction of the trunk muscles and/or increased lumbar lordosis).

The results of this study are subject to limitations that need to be addressed. First, the sample was one of convenience — all subjects were young and healthy, so the findings cannot be generalized to a patient or an older population. However, the results of the study may be applicable to similar populations. Second, it has been recently pointed out that specific variations of unstable sole constructions differently challenged the postural control system.¹⁶ Consequently, an extrapolation of established changes in the spine kinematics and trunk muscle activity while wearing a particular unstable shoe model to other types of related footwear design would be constrained from this viewpoint. Another limitation of the study might be attributed to the transfer of the results from treadmill to overground gait, although it has been shown that few differences were found in temporal gait parameters between treadmill and overground walking.³² Finally, omission of indwelling EMG prevented analysis of deep muscles such as multifidus and transverses abdominis which may also play a role in stabilizing the lumbar spine.³³

Despite these limitations, this study is the first one to examine the immediate effects of wearing unstable shoes on trunk muscle activity and on lumbar ROM during gait, and included a large enough sample so as to explore their responses.

Conclusions

The findings have highlighted that, compared to conventional flat control shoes, the unstable shoes produced significantly higher ES and RA activity levels and increased lumbar lordosis. Accordingly, the use of unstable footwear may have potential implications in promoting spine tissue health, particularly in strengthening trunk muscles in healthy population or LBP treatment.

References

- Nigg B, Federolf PA, von Tschanner V, Nigg S. Unstable shoes: Functional concepts and scientific evidence. *Footwear Sci* 2012;4:73-82.
- Nigg B, Hintzen S, Ferber R. Effect of an unstable shoe construction on lower extremity gait characteristics. *Clin Biomech* 2006;21:82-8.
- Romkes J, Rudmann C, Brunner R. Changes in gait and EMG when walking with the masai barefoot technique. *Clin Biomech* 2006;21:75-81.
- Buchecker M, Wagner H, Pfusterschmied J, Stöggel TL, Müller E. Lower extremity joint loading during level walking with masai barefoot technology shoes in overweight males. *Scand J Med Sci Sports* 2012;22:372-80.
- Opila-Correia KA. Kinematics of high-heeled gait with consideration for age and experience of wearers. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;71:905-9.
- Ebbeling CJ, Hamill J, Crusemeyer JA. Lower extremity mechanics and energy cost of walking in high-heeled shoes. *J Orthop Sports Phys Ther* 1994;19:190-6.
- Brukner P, Khan K. *Clinical sports medicine*. 2nd Ed, ed. New South Wales, Australia: McGraw Hill; 1993.
- Dananberg HJ, Guiliano M. Chronic low-back pain and its response to custom-made foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc* 1999;89:109-17.
- Bird AR, Payne CB. Foot function and low back pain. *Foot* 1999;9:175-80.
- Wall JC, Charteris J. The process of habituation to treadmill walking at different velocities. *Ergonomics* 1980;23:425-35.
- Hermens HJ, Freriks B, Disselhorst-Klug C, Rau G. Development of recommendations for SEMG sensors and sensor placement procedures. *J Electromyogr Kinesiol* 2000;10:361-74.
- McGill S, Jucker D, Kropf P. Appropriately placed surface EMG electrodes reflect deep muscle activity (psoas, quadratus lumborum, abdominal wall) in the lumbar spine. *J Biomech* 1996;29:1503-7.
- Paquet N, Malouin F, Richards CL. Hip-spine movement interaction and muscle activation patterns during sagittal trunk movements in low back pain patients. *Spine* 1994;19:596-603.
- Felici F. Applications in Exercise Physiology. In: Merletti R, Parker P, editors. *Electromyography: Physiology, Engineering, and Noninvasive Applications*. Second edition. Wiley-IEEE Press; 2004. p. 365-79.
- Cohen J. *Statistical power analysis for the behavioral sciences*. Second edition. New Jersey: Lawrence Erlbaum Associates; 1998.
- Buchecker M, Stoggl T, Muller E. Spine kinematics and trunk muscle activity during bipedal standing using unstable footwear. *Scand J Med Sci Sports* 2013;23:194-201.
- Faul F, Erdfelder E, Lang A, Buchner A. G*Power 3: A flexible statistical power analysis program for the social, behavioral, and biomedical sciences. *Behav Res Methods* 2007;39:175-91.
- Barton CJ, Coyle JA, Tinley P. The effect of heel lifts on trunk muscle activation during gait: A study of young healthy females. *J Electromyogr Kinesiol* 2009;19:598-606.
- Taniguchi M, Tateuchi H, Takeoka T, Ichihashi N. Kinematic and kinetic characteristics of masai barefoot technology footwear. *Gait Posture* 2012;35:567-72.
- Opila-Correia KA. Kinematics of high-heeled gait. *Arch Phys Med Rehabil* 1990;71:304-9.
- Panjabi MM. The stabilizing system of the spine. part I. function, dysfunction, adaptation, and enhancement. *J Spinal Disord* 1992;5:383-9.
- Pope MH, Panjabi M. Biomechanical definitions of spinal instability. *Spine (Phila Pa 1976)* 1985;10:255-6.
- Cholewicki J, Panjabi MM, Khachatryan A. Stabilizing function of trunk flexor-extensor muscles around a neutral spine posture. *Spine (Phila Pa 1976)* 1997;22:2207-12.
- Zazulak B, Cholewicki J, Reeves NP. Neuromuscular control of trunk stability: Clinical implications for sports injury prevention. *J Am Acad Orthop Surg* 2008;16:497-505.

25. Behm DG, Drinkwater EJ, Willardson JM, Cowley PM. The use of instability to train the core musculature. *Appl Physiol Nutr Metab* 2010;35:91-108.
26. McGill SM, Grenier S, Kavcic N, Cholewicki J. Coordination of muscle activity to assure stability of the lumbar spine. *J Electromyogr Kinesiol* 2003;13:353-9.
27. Reeves NP, Narendra KS, Cholewicki J. Spine stability: The six blind men and the elephant. *Clin Biomech (Bristol, Avon)* 2007;22:266-74.
28. Bentsen H, Lindgarde F, Manthorpe R. The effect of dynamic strength back exercise and/or a home training program in 57-year-old women with chronic low back pain. *Spine* 1997;22:1494-500.
29. Handa N, Yamamoto H, Tani T, Kawakami T, Takemasa R. The effect of trunk muscle exercises in patients over 40 years of age with chronic low back pain. *J Orthop Sci* 2000;5:210-6.
30. Nigg BM, Davis E, Lindsay D, Emery C. The effectiveness of an unstable sandal on low back pain and golf performance. *Clin J Sport Med* 2009;19:464-70.
31. Armand S, Tavcar Z, Turcot K, Allet L, Hoffmeyer P, Genevay S. Effects of unstable shoes on chronic low back pain in health professionals: A randomized controlled trial. *Joint Bone Spine* 2014;81:527-32.
32. Van IS. Some fundamental aspects of the biomechanics of overground versus treadmill locomotion. *Med Sci Sports Exerc* 1980;12:257-61.
33. Hodges PW, Richardson CA. Inefficient muscular stabilization of the lumbar spine associated with low back pain: A motor control evaluation of transversus abdominis. *Spine* 1996 11/15;21:2640-50.

Acknowledgments.—The authors would like to acknowledge Elisa Cuenca (Words Factory, Traductores e intérpretes, Spain) for her contributions in reviewing the English in this manuscript. Additionally, we gratefully acknowledge the students who took part in the study.

Conflicts of interest.—The authors certify that there is no conflict of interest with any financial organization regarding the material discussed in the manuscript.

Received on January 16, 2015.

Accepted for publication on April 8, 2015.

Epub ahead of print on April 9, 2015.