



UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

ED-UMA
Escuela de Doctorado
UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

S FACULTAD DE
CIENCIAS DE LA SALUD
Universidad de Málaga

**ESCUELA DE DOCTORADO DE LA UNIVERSIDAD DE
MÁLAGA**

Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud
FACULTAD DE CIENCIAS DE LA SALUD

**ESTUDIO TRANSVERSAL DE LA
FASCIA PLANTAR. REPERCUSIONES
BIOMECANICAS, MORFOLOGICAS E
HISTOPATOLOGICAS.**

TESIS *DOCTORAL POR COMPENDIO DE ARTÍCULOS*

AÑO 2024

DOCTORANDO/A: DANIEL AGUILAR NÚÑEZ

DIRECTOR/A: SANTIAGO NAVARRO LEDESMA.
PABLO CERVERA GARVI


TUTOR/A: PABLO CERVERA GARVI





UNIVERSIDAD
DE MÁLAGA

AUTOR: Daniel Aguilar Núñez

 <https://orcid.org/0000-0002-4366-7062>

EDITA: Publicaciones y Divulgación Científica. Universidad de Málaga



Esta obra está bajo una licencia de Creative Commons Reconocimiento-NoComercial-SinObraDerivada 4.0 Internacional:

<https://creativecommons.org/licenses/by-nc-nd/4.0/legalcode>

Cualquier parte de esta obra se puede reproducir sin autorización pero con el reconocimiento y atribución de los autores.

No se puede hacer uso comercial de la obra y no se puede alterar, transformar o hacer obras derivadas.

Esta Tesis Doctoral está depositada en el Repositorio Institucional de la Universidad de Málaga (RIUMA): riuma.uma.es



DECLARACIÓN DE AUTORÍA Y ORIGINALIDAD DE LA TESIS PRESENTADA PARA OBTENER EL TÍTULO DE DOCTOR

D./D^a: **Daniel Aguilar Núñez**

Estudiante del Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud de la Universidad de Málaga, y autor/a de la tesis presentada para la obtención del título de doctor/a por la Universidad de Málaga, titulada:

Estudio transversal de la fascia plantar. Repercusiones biomecánicas, morfológicas e histopatológicas

Realizada bajo la tutorización de **Pablo Cervera Garvi** y la dirección de **Santiago Navarro Ledesma y Pablo Cervera Garvi** (si tuviera varios directores, deberá hacer constar el nombre de todos).

DECLARO QUE:

La tesis presentada es una obra original que no infringe los derechos de propiedad intelectual, ni los derechos de propiedad industrial u otros, conforme al ordenamiento jurídico vigente (Real Decreto Legislativo 1/1996 de 12 de abril, por el que se aprueba el texto refundido de la Ley de Propiedad Intelectual, regularizando, aclarando y armonizando las disposiciones legales vigentes sobre la materia), modificado por la Ley 2/2019 de 1 de marzo.

Igualmente, asumo ante la Universidad de Málaga y ante cualquier otra instancia, la responsabilidad que pudiera derivarse en caso de plagio de contenidos en la tesis presentada, conforme al ordenamiento jurídico vigente.

Fdo.:
(Doctorando/a)

Fdo.:
(Tutor/a)

Fdo:
(Director/a)

Fdo:
(Director/a)

Fdo:
(Director/a)

DECLARACIÓN DE CONFLICTO DE INTERÉS

Tanto el/la doctorando/a, como el director de la tesis, declaran no tener ningún conflicto, ni interés derivado con terceros como consecuencia del desarrollo de este estudio.

(añadir una página por director/a)

D./D^a: **Santiago Navarro Ledesma**

Como director/a de la tesis doctoral titulada: **Estudio transversal de la fascia plantar. Repercusiones biomecánicas, morfológicas e histopatológicas**

Presentada para su admisión a trámite por D./D^a: **Daniel Aguilar Núñez**

CERTIFICA

Que dicho trabajo ha sido realizado bajo su dirección y consideran que reúne los requisitos y calidad científica necesaria para ser defendido y juzgado por el tribunal de tesis correspondiente, a fin de optar al Grado de Doctor/a por la Universidad de Málaga.

Y para que conste a los efectos oportunos, en cumplimiento de las disposiciones vigentes,

Expide y firma el presente certificado en Málaga a de 20

Fdo.:

Dr.

D./D^a: **Pablo Cervera Garvi**

Como director/a de la tesis doctoral titulada: **Estudio transversal de la fascia plantar. Repercusiones biomecánicas, morfológicas e histopatológicas.**

Presentada para su admisión a trámite por D./D^a: **Daniel Aguilar Núñez**

CERTIFICA

Que dicho trabajo ha sido realizado bajo su dirección y consideran que reúne los requisitos y calidad científica necesaria para ser defendido y juzgado por el tribunal de tesis correspondiente, a fin de optar al Grado de Doctor/a por la Universidad de Málaga.

Y para que conste a los efectos oportunos, en cumplimiento de las disposiciones vigentes,

Expide y firma el presente certificado en Málaga a de 20

Fdo.:

Dr.

INFORME DE LA DIRECCIÓN SOBRE LAS PUBLICACIONES QUE AVALAN LA TESIS

D./D^a: **Santiago Navarro Ledesma**

(añadir todos los directores participantes cuando proceda)

Como director/a de la tesis: **Estudio transversal de la fascia plantar. Repercusiones biomecánicas, morfológicas e histopatológicas**

Presentada por D./D^a: **Daniel Aguilar Núñez**

INFORMA

- Que dichas publicaciones han sido presentadas, publicadas o aceptadas para su publicación, muestra o reproducción con posterioridad a la fecha de matrícula del doctorando/a en el Programa de Doctorado.
- Que en ellas consta la Universidad de Málaga, a través de la afiliación de sus directores y el/la doctorando/a.
- Que el/la doctorando/a consta como primer/a o segundo/a autor/a de todas ellas¹.
- Que dichas publicaciones NO han sido utilizadas en tesis anteriores.

Lo que firma a los efectos oportunos, en Málaga a

Fdo.:

Fdo.:

Director/a

Director/a

¹ Según el art. 19 del Reglamento de Doctorado de la Universidad de Málaga, sólo en casos realmente excepcionales, la Comisión Académica del Programa de Doctorado podrá autorizar que en una contribución que avale una tesis, el doctorando figure en una posición posterior a la segunda, o que la contribución se haya producido en un periodo de investigación previo a la matrícula del doctorando en el Programa, a la vista de las justificaciones presentadas y con el visto bueno de la Comisión de Posgrado.

INFORME DE LA DIRECCIÓN SOBRE LAS PUBLICACIONES QUE AVALAN LA TESIS

D./D^a: **Pablo Cervera Garvi**

(añadir todos los directores participantes cuando proceda)

Como director/a de la tesis: **Estudio transversal de la fascia plantar. Repercusiones biomecánicas, morfológicas e histopatológicas**

Presentada por D./D^a: **Daniel Aguilar Núñez**

INFORMA

- Que dichas publicaciones han sido presentadas, publicadas o aceptadas para su publicación, muestra o reproducción con posterioridad a la fecha de matrícula del doctorando/a en el Programa de Doctorado.
- Que en ellas consta la Universidad de Málaga, a través de la afiliación de sus directores y el/la doctorando/a.
- Que el/la doctorando/a consta como primer/a o segundo/a autor/a de todas ellas².
- Que dichas publicaciones NO han sido utilizadas en tesis anteriores.

Lo que firma a los efectos oportunos, en Málaga a

Fdo.:
Director/a

Fdo.:
Director/a

² Según el art. 19 del Reglamento de Doctorado de la Universidad de Málaga, sólo en casos realmente excepcionales, la Comisión Académica del Programa de Doctorado podrá autorizar que en una contribución que avale una tesis, el doctorando figure en una posición posterior a la segunda, o que la contribución se haya producido en un periodo de investigación previo a la matrícula del doctorando en el Programa, a la vista de las justificaciones presentadas y con el visto bueno de la Comisión de Posgrado.

AGRADECIMIENTOS

Esta Tesis Doctoral que hoy en día es una realidad tuvo sus primeros pasos en una fría época navideña del año 2019 y que debido a la aportación de muchísimas personas que de manera directa o indirecta han contribuido con su trabajo a que estas líneas que durante varios años estuvieron en blanco, actualmente sea algo tangible. Siempre he de estar eternamente agradecido a quienes me han llevado de la mano en todo este proceso de Tesis Doctoral. Inicialmente, agradecido a mis directores de Tesis. Gracias a mi director el Dr Santiago Navarro Ledesma; sabes de sobra que siempre estaré agradecido por todo lo que has hecho conmigo durante estos años de duro trabajo doctoral, creíste en mí en un momento donde las dudas acechaban y donde lo fácil era no subirte a mi barco para capitanearlo junto a mí, es en esos momentos donde reluce la calidad humana de las personas. Siempre tendré una deuda contigo amigo.

Gracias a mi director y tutor, el Dr Pablo Cervera Garvi; no dudaste en apoyarme en el reto que te propuse cuando empezamos, sabiendo la complejidad que ello conllevaba y teniendo gran respeto y saber estar por la profesión y mi trabajo. Hubiera sido imposible escribir esta Tesis Doctoral sin tu ayuda y apoyo continuo. Otra enorme muestra de calidad humana.

Además de mis directores y tutores, debo estar siempre agradecido con las personas que me han acompañado a lo largo de esta travesía, mi familia y mi pareja. Siempre una mano tendida a la comprensión y a la ayuda, siempre un hombro donde apoyarme en aquellos días de dudas, zozobros y desazón. Gracias Sonia por aquellas noches y días donde priorizabas mi obligación doctoral sobre todo lo demás y eras hogar de paz, gracias Papá por sembrar la semilla universitaria dentro de mi, gracias Mamá por arroparme en los malos momentos, gracias Miguel por creer siempre en mí . Yo puedo porque vosotros podéis.

Agradecida mención también al Dr Joaquín Páez Moguer, al Dr José Manuel Jerez Aragonés y a la Dra Ana María Jiménez Cebrián por vuestro tiempo durante la realización de esta Tesis Doctoral.

Por último, agradecido a los compañeros de profesión que me han ayudado durante el camino de realización de esta investigación y a los participantes

de los estudios científicos que aquí se enumeran por aportar desde el anonimato al crecimiento de la ciencia y el conocimiento.

Me gustaría cerrar estas líneas con un mensaje que he llevado por bandera durante estos cinco años de trabajo.

LA FE Y EL TRABAJO SÍ MUEVE MONTAÑAS

ÍNDICE DE CONTENIDOS

Tabla de contenido

1.	CAPÍTULO 1. MARCO CONCEPTUAL	20
1.	Introducción	20
2.	El ciclo de la marcha humana	27
3.	Ciclo de la marcha	28
4.	Fases del ciclo de la marcha	29
	Subfase 1. Contacto inicial (ci)	30
	Subfase 2. Respuesta a la carga (rc)	30
	Subfase 3. Apoyo medio (apm).....	31
	Subfase 4. Apoyo final (apf).....	31
	Subfase 5. Pre-oscilación (pos)	31
	Subfase 6. Oscilación inicial (osi).....	31
	Subfase 7. Oscilación media (osm)	31
	Subfase 8. Oscilación final (osf)	32
5.	Conceptos básicos de biomecánica de la marcha humana	32
6.	Los parámetros espaciotemporales del ciclo de la marcha humana .	33
	Paso	33
	Zancada.....	34
	Longitud del paso	34
	Anchura del paso	34
	Tiempo de paso	34
	Tiempo de zancada.....	35
	Tiempo de zancada.....	35
	Longitud de zancada	35
	Tiempo de apoyo.....	36
	Tiempo de apoyo bipodal.....	36
	Tiempo de balanceo	36
	Cadencia de la marcha humana.....	36
	Velocidad de la marcha humana.....	37
7.	La ecografía y la elastografía en estudio de la fascia plantar	38
8.	La radiofrecuencia de hipertermia en la fascia plantar.....	42
9.	Justificación	45
10.	Hipótesis	47

2.	CAPÍTULO 2. OBJETIVOS Y METODOLOGÍA.....	48
	Objetivo general	48
	Objetivos específicos	48
	Metodología	49
	Diseño.....	49
	Población y muestra	50
	Criterios de inclusión y exclusión.....	50
	Recogida de datos.....	50
	Autorizaciones y aspectos éticos	54
3.	CAPÍTULO 3. DIFERENCIAS EN LOS PARAMETROS ESPACIO TEMPORALES DE LA MARCHA ENTRE SUJETOS CON FASCIOPATIA PLANTAR Y SUJETOS SANOS: UN ESTUDIO TRANSVERSAL	55
	1. Introducción	55
	2. Material y Métodos	57
	2.1. Diseño	57
	2.2. Participantes.....	57
	2.4. Instrumentación.....	58
	2.5. Procedimiento	58
	2.6. Analisis estadístico	61
	3. Results.....	61
	4. Discusión.....	64
	5. Conclusión	68
	CAPÍTULO 4.....	70
4.	Capítulo 4. EVALUACIÓN ELASTOGRÁFICA POR DEFORMACIÓN DE LA FASCIA PLANTAR Y SU RELACIÓN CON EL GROSOR DE LA FASCIA PLANTAR EN ADULTOS SANOS: UN ESTUDIO DE FIABILIDAD INTRA E INTEROBSERVADOR EN EVALUADORES NOVELES	70
	1. Introducción.....	71
	2. Material y método	73
	2.1. Comité ético	73
	2.2. Fase de entrenamiento	73
	2.3. Participantes.....	74
	2.4. Procedimiento	74
	2.5. Analisis de datos	76
	3. Resultados	77
	4. Discusión.....	80

5. Conclusión	84
5. CAPÍTULO 5. EFECTOS A CORTO PLAZO DE LA ESTIMULACIÓN POR RADIOFRECUENCIA DE 448 KILOHERCIOS EN LA FASCIA PLANTAR MEDIANTE ELASTOGRAFÍA CUANTITATIVA POR ULTRASONIDO Y TERMOGRAFÍA EN SUJETOS SANOS ACTIVOS: UN ENSAYO CLÍNICO CONTROLADO ABIERTO.	
1. Introducción.....	86
2. Material y métodos.....	89
2.1 Diseño	89
2.3 Participantes.....	89
2.4 Distribución	90
2.5 Análisis del dato.....	91
3. Resultados.....	92
4. Discusión.....	95
5. Conclusión.....	98
6. CAPÍTULO 6. PROSPECTIVA	99
7. CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES	100
8. CAPÍTULO 8. BIBLIOGRAFÍA	102
9. CAPÍTULO 9. ANEXOS.....	116
10. CAPÍTULO 10. PUBLICACIONES	121

ÍNDICE DE SIGLAS Y ABREVIATURAS

<u>ABREVIATURA</u>	<u>DEFINICIÓN</u>
FP	FASCIA PLANTAR
HLF	HALLUX LIMITUS FUNCIONAL
ALI	ARCOL LONGITUDINAL INTERNO
S	SEGUNDOS
M	METROS
CM	CENTIMETROS
EDT	ELASTOGRAFIA DEFORMANTE DE TENSION
EOC	ELASTOGRAFIA DE ONDAS DE CORTE
KPA	KILOPASCALES
ROI	REGION DE INTERES
kHz	KILOHERCIOS
RMRC	RADIOFRECUENCIA MONOPOLAR RESISTIVA CAPACITIVA
TOC	TERAPIA DE ONDA CORTA
CAP	Capacitivo
RES	Resistivo
DIATERMIA DE ONDA CORTA	Doc

RESUMEN DE TABLAS

Tabla 1. Características antropométricas de ambos grupos.

Tabla 2. Valores de los espacio-temporales de la marcha y parámetros, and media diferente entre grupos.

Tabla 3. Características antropométricas de los participantes

Tabla 4. Fiabilidad intra-observador y Cronbach's alpha valores.

Tabla 5. Fiabilidad Interobservador.

Tabla 6. Correlaciones de Pearson entre el NSE y los valores de espesor en el observador 1 y correlaciones de Pearson entre el NSE y los valores de espesor en el observador 2.

Tabla 7. Características demográficas iniciales.

Tabla 8. Diferencias entre grupos en la elasticidad de la fascia plantar y la temperatura al inicio del estudio (T0); después de la intervención (T1); y a la semana (T2) de seguimiento (IC 95%).

Tabla 9. Niveles de asociación entre la elastografía de tensión de la fascia plantar y la termografía al inicio del estudio (T0); después de la intervención (T1); y en el seguimiento de una semana (T2) en ambos grupos.

RESUMEN DE FIGURAS

Figura 1. División funcional del ciclo de la marcha

Figura 2. El ciclo de la marcha

Figura 3. Cadencia ideal dependiente de la altura del sujeto

Figura 4. Evaluación de ciclo de la marcha usando Optogait

©.

Figura 5. Ciclo de la marcha y definición del paso (longitud del paso, tiempo del paso, longitud de la zancada y cadencia.

Figura 6. Los parámetros espacio-temporales de la marcha.

Figura 7. Diagramas de dispersión de las variables con resultados más significativos. La línea constante es la regresión lineal y la línea puntual es la regresión logística de las variables.

Figura 8. Mediciones EDT. Región de interés (ROI) y mediciones de EDT. Nota: De izquierda a derecha: Punto 1: Inserción del PF en el calcáneo; Punto 2: cuerpo de la FP en porción media proximal; Punto 3: cuerpo del PF en la porción media; Punto 4: cuerpo del FP en porción medio distal.

Figura 9. Posicionamiento del transductor durante la evaluación EDT de la fascia plantar.

Figura 10. Region de interes (ROI) y mediciones EDT

Figura 11: Region de interes (ROI) y mediciones termigráficas

Figura 12. Diagrama de flujo de los participantes.

RESUMEN /ABSTRACT

Introducción

La fascia plantar es un tejido conectivo muy importante en la biomecánica del pie y el miembro inferior, un estudio transversal de este tejido debe hacerse desde múltiples puntos de vista. Por un lado, analizar la relación entre la marcha humana y la biomecánica de la fascia plantar, así como, conocer los parámetros espacio temporales del ciclo de la marcha humana y sus posibles cambios ante la patología de este tejido. Por otro lado, en la actualidad, las técnicas de imágenes para juicio diagnóstico están en auge en el terreno musculoesquelético, por tanto, analizar la fascia plantar desde este ámbito se antoja fundamental. En cuanto a técnicas de imágenes para diagnóstico se destacan dos por encima de las demás, la ecografía y la elastografía cuantificada; ambas tienen la finalidad de afinar en el diagnóstico y manejo del tejido musculoesquelético sano y patológico. Además, en el ámbito clínico, la tecarterapia de 448 kHz de radiofrecuencia se está estudiando con frecuencia actualmente, mostrando una reducción del dolor y una mejor funcionalidad en pacientes con trastornos musculoesqueléticos. Su aplicación se utiliza a menudo como una manera de aliviar la sintomatología, la inflamación y potencialmente mejorar la curación del tejido.

Objetivo

Realizar un estudio funcional y estructural de la fascia plantar. Observar las repercusiones de la patología bilateral de la fascia plantar en la marcha humana, así como analizar la fiabilidad entre e inter ecografistas noveles en elastografía en la fascia plantar de sujetos sanos. Además, la evaluación del tejido mediante una intervención de radiofrecuencia transcutánea medido por ecografía y elastografía.

Materia y Métodos

Se analizó la marcha de todos los participantes con diagnóstico de fasciopatía plantar bilateral, mediante la barra óptica para análisis de la marcha humana Optogait en una cinta rodante ProForm 500 ZLT motor 2.0 CV con 0% de inclinación, utilizando el programa predeterminado de la cinta de correr a una velocidad constante de 4 km por hora durante 30 s.

Para obtener las imágenes de ecografía y elastografía, así como para la realización del estudio de fiabilidad intra e inter observador, se usó un

ecógrafo GE Logiq-S7 y un transductor de matriz lineal de 3,0-10,0 MHz (GE Healthcare) con una frecuencia de 8 MHz. La realización de la intervención en la fascia plantar de radiofrecuencia monopolar resistiva capacitiva (RMRC) de 448kHz fue con una potencia máxima de 200 W y 450 VA, usando el dispositivo Indiba (“INDIBA Activ 8” equipment (INDIBA S.A. Spain)). Se aplicaron ondas capacitivas (CAP) y resistivas (RES) utilizando electrodos metálicos a través de un medio de acoplamiento. Primero, se administró el modo CAP como una dosis térmica de 5 minutos, según los comentarios del paciente sobre su percepción del calor, la percepción número 10 es quemar. Después, el modo RES se administró como una dosis térmica (hipertermia) aplicada en una onda continua durante 5 minutos.

Resultados

Los participantes con fasciopatía plantar bilateral mostraron una disminución de la longitud del paso, aumento fase de contacto, aumento de la fase de apoyo bipodal, aumento en la fase de respuesta a la carga, mayor fase de pre-oscilación, el aumento del ciclo de la marcha en casa paso, la disminución de la zancada, disminución de la velocidad con la que se realiza un ciclo completo de la marcha, la disminución de la cadencia con la que se realiza un ciclo completo de la marcha, la disminución de la fase del pie plano y el aumento de la fase de propulsión.

Se puede afirmar, la posibilidad de obtener unas mediciones ecográficas y elastográficas de la fascia plantar fiables intra e inter-observador excelentes cuando dos ecografistas noveles reciben un entrenamiento de 3 semanas bajo la supervisión de un ecografista experto. Además, mediante una intervención de radiofrecuencia monopolar resistiva capacitiva (RMRC) de 448 kHz en la fascia plantar en sujetos sanos pueden observarse cambios en la temperatura de dicha estructura, pero este estímulo no fue lo suficientemente grande como para producir cambios en las propiedades viscoelásticas del tejido.

Conclusiones

Los sujetos con fasciopatía plantar bilateral mostraron fases alteradas en el ciclo de la marcha humana en comparación con participantes sin fasciopatía plantar. Estos resultados pueden ayudar a la hora de liderar una actividad activa en un enfoque clínico en personas con fasciopatía plantar, y pueden

mostrar específicamente qué parámetros pueden jugar un papel clave en el pronóstico de la patología de la fascia plantar.

Por otro lado, se puede afirmar la posibilidad de obtener unas mediciones ecográficas y elastográficas de la fascia plantar fiables intra e interobservador excelentes cuando dos ecografistas noveles reciben un entrenamiento de 3 semanas supervisado por un experto en la materia.

Tras una intervención mediante radiofrecuencia monopolar resistiva capacitiva (RMRC) de 448 kHz en la fascia plantar de sujetos sanos se observan cambios en la temperatura de dicha estructura, pero este estímulo no es suficiente para producir cambios en las propiedades viscoelásticas del tejido.

1. CAPÍTULO 1. MARCO CONCEPTUAL

1. Introducción

La fascia plantar (FP) o también denominada aponeurosis plantar es un tejido conectivo aponeurótico fino, fibroso y fuerte que tiene su principal función en la marcha humana como el principal estabilizador del arco longitudinal interno[1]. En el pie humano, existen 28 huesos y 33 articulaciones; cuya organización clínica de estos segmentos anatómicos en el pie se divide en 4 partes bien diferenciadas; tenemos el retropié (huesos del tarso), mediopié (el denominado tarso menor), antepié (metatarsianos) y falanges[2-4].

Histológicamente siempre la fascia plantar ha sido descrita como un tejido conectivo bastante denso que tenía unas propiedades histológicas parecidas al tendón o al ligamento[5]; sin embargo, los estudios más recientes indican que morfológicamente hay similitud con estas estructuras, pero biomecánica e histológicamente son diferentes [6,7]. Si eliminamos la grasa plantar humana, el tejido de la fascia plantar humana tiene unos pocos milímetros de espesor y consiste en una capa blanca nacarada y brillante de haces de fibras de colágeno tipo I que se va estrechando en dirección proximal-distal, principalmente dispuestas longitudinalmente y de consistencia viscoelástica al tacto [8,9]. La FP tiene una anchura media de 2 y 6 cm transversalmente desde los extremos proximal y distal, respectivamente, y unos 12 cm longitudinalmente desde el tubérculo medial hasta las articulaciones metatarsofalángicas [9].

La fascia plantar como se ha comentado anteriormente, guarda cierta similitud al tendón como al ligamento en cuanto a su composición, principalmente por fibras de colágeno tipo I dispuestas en dirección proximal-distal, con algunas fibras de colágeno transversales y verticales[9] con una matriz extracelular relativamente inelástica. Dichas fibras están compuestas de hebras longitudinales de colágeno con forma de patrón ondulado o rizado, producida por fibrocitos alargados incrustados en filas longitudinales[4,10] originadas desde el tubérculo medial del calcáneo y tiene su extensión hacia

su inserción formando 3 bandas bien diferenciadas, la banda central, la medial y la lateral[3].

La banda central de la fascia plantar humana, se divide en cinco haces a nivel del mediopié[10]. Desde esta localización hasta la zona distal de las articulaciones metatarsofalángeas se extiende el tejido, una vez que la fascia plantar llega a su zona de inserción es dividida en 5 brazos uno para cada dedo. Cada uno de estos brazos de la fascia plantar se unen en la placa plantar donde forman un complejo capsulo-ligamentoso muy estable[11].

La banda central de la fascia plantar es la más importante estructural y funcionalmente, es la banda de la fascia plantar a la que hacemos referencia normalmente cuando hablamos de patología o cuando describimos las funciones biomecánicas que desempeña la fascia plantar humana[4,5,12]. Tiene forma triangular, donde el ápex del triángulo es en su inserción proximal en el tubérculo medial plantar del calcáneo, descansando sobre la superficie del músculo flexor corto de los dedos, extendiéndose distalmente a nivel del mediopié hasta los dedos donde se abre en abanico en cinco partes para cada uno de ellos desde plantar hasta dorsal con fibras dispuestas longitudinalmente[4]. De cada brazo del componente central de la fascia plantar que va a cada dedo hay subdivisiones, a nivel proximal de las cabezas de los metatarsianos hacia superficial y profundo en tres formas diferentes, por un lado, entre el primer y el segundo dedo, luego en la base del tercer dedo en el espacio entre 3 y cuarto dedo y en la base del quinto dedo en el espacio entre el cuarto y el quinto dedo. Anterior a las cabezas de los metatarsianos, la banda central de la fascia plantar se inserta en la piel y contribuye a la formación de un ligamento de anclaje entre ambas estructuras [4,5,12,13].

La banda medial de la fascia plantar suele estar íntimamente relacionada con la fasciopatía plantar, donde según observaciones anatómicas recientes se ha revelado que es una estructura muy fina y que es prácticamente inexistente a nivel proximal, recubre al abductor del primer dedo del pie [4,5]. Por otro lado, el componente lateral de la fascia plantar se encuentra muy variable en los humanos, es una banda fina y muy compacta y alrededor del 12% de los humanos no la tienen presente en la inserción proximal. Esta fascia lateral cumple la función de abrazar al abductor digiti minimi del 5º dedo[4]. A nivel

del cuboides esta banda lateral es dividida en dos partes diferenciadas, por un lado, el estable brazo lateral de la banda lateral de la fascia plantar que va desde la base del quinto metatarsiano hasta la zona plantar del ligamento plantar; y el brazo medial de la banda de la fascia lateral que siendo un contraste importante, distalmente recibe y contribuye a la función de la banda central de la fascia plantar[4,5].

A nivel neuroanatómico la fascia plantar no es una estructura muy destacada, así como, no ha sido muy frecuentemente citada en la literatura científica, a diferencia de los ligamentos, donde se sabe que hay una red somato-neurológica importante, donde hay terminaciones nerviosas libres (información relativa al dolor o la inflamación) y mecanorreceptores que juegan un papel fundamental en la transmisión de información relacionada con la carga o la deformación[5,14]. Desde el punto de vista de la microcirculación e irrigación de la FP, muestra un papel similar a lo que ocurre con tendones y ligamentos, que son estructuras relativamente hipovascularizadas; el tendón recibe su aporte sanguíneo de la unión miotendinosa y el paratenon. Estas estructuras están carentes en los ligamentos y en las fascias del cuerpo humano. Por tanto, en general, los vasos sanguíneos forman una red visible dentro de la superficie exterior del tendón y el ligamento o fascia y solo un limitado número no muy alto de vasos consigue penetrar profundamente en estas estructuras, algo idéntico ocurre con la FP [5,15,16].

Biomecánicamente hablando, el pie es estabilizado por la fascia plantar durante la carrera y la marcha humana jugando un papel trascendental en ambas[1]. Estudios de la FP in vitro han evidenciado la vital importancia de esta estructura en el mantenimiento del arco longitudinal interno en la fase de apoyo del ciclo de la marcha[5], con carga en medio apoyo y rotación interna tibial, la elongación del arco está limitado por la tensión de la fascia plantar dando lugar a una compresiones de las estructuras óseas que mantienen la arquitectura de la bóveda plantar estable, la fascia plantar mantiene de manera pasiva esta estructura y es capaz de jugar con la rigidez del arco longitudinal interno cuando existe una demanda o una carga externa [5,17].

Lapidus[18] fue el primer autor que empezó a tratar y publicar estudios científicos sobre esta idea, introdujo el concepto del pie funcionando como un soporte o resorte. El término soporte o resorte hace referencia a una estructura con dos puntales conectadas en la base por un enganche tirante. Cuando se aplica carga sobre este soporte, los puntales sufren un proceso de compresión y el tirante está bajo tensión que le aplican los puntales, el cual, no está sometidas a esfuerzos de flexión ya que los esfuerzos de tensión son absorbidos por el enganche tirante. El mecanismo de soporte existe en el pie a través de la FP o aponeurosis plantar. Hicks[19] analizó las principales implicaciones funcionales de esta disposición anatómica. La hiperextensión de los dedos de los pies aumenta la tensión en el tirante o en nuestro caso la fascia plantar y aumenta la altura del arco longitudinal interno del pie. Esto es inducido por la presión proximal ejercida por la falange proximal sobre el primer metatarsiano y representa mecanismo de molinete o mecanismo de Windlass [19]. Además, como también se describe por Hicks[19], el aumento de la tensión en la aponeurosis plantar a través del aumento de la envergadura del arco longitudinal interno crea fuerzas de flexión en la articulación metatarsofalángicas; esta importante observación es la base de la medición cuantitativa de la tensión en la aponeurosis plantar en los estudios y ensayos clínicos. Además, se utiliza como herramienta clínica para evaluar la tensión en la aponeurosis plantar en una situación de carga del pie lo que se conoce como el test dinámico de Hicks que tanto se realiza en cualquier exploración articular y funcional del pie por los profesionales sanitarios: el aumento de las fuerzas de flexión en las articulaciones metatarsofalángicas se traduce como limitación de la hiperextensión activa de los dedos de los pies[17,19].

Por tanto, se puede afirmar que el arco longitudinal medial es una estructura única en el pie humano. Por ejemplo, durante la realización de un ejercicio con pesas donde el pie aguanta una carga extra, el arco interno del pie desciende y luego retrocede a medida que se retira la carga[20,21]. Esta propiedad similar a un resorte o muelle que ocurre en el arco del pie ayuda a atenuar las fuerzas de impacto y a almacenar/liberar energía de tensión elástica, lo que conduce a un ahorro de energía durante la carrera. A medida que el arco del pie se colapsa temporalmente, su capacidad de atenuación de

fuerza indica que la elasticidad del arco del pie se atribuye principalmente a la PF [20,22,23]. La FP se comporta visco elásticamente bajo tensión y contribuye al retroceso elástico del arco del pie. Durante cada contacto del pie al correr o al caminar, la FP experimenta repetidamente una tensión tan alta como 0,6 a 3,7 veces el peso corporal, con una tensión longitudinal de hasta el 6% [20,22,24–27]. Los estudios de simulación han demostrado que la tensión y el estrés máximo a lo largo de FP se concentran en una localización anatómica proximal. La acumulación de tensión repetitiva y específica del sitio en la PF puede inducir fatiga mecánica (es decir, reducción de la rigidez y aumento de la tensión al cargar). Esto puede ser un factor importante para la bajada del arco del pie durante la larga distancia en la carrera[25,28]. Este mecanismo potencial debería probarse experimentalmente, pero ningún estudio ha intentado evaluar cuantitativamente la fatiga mecánica de la PF inducida por la carrera in vivo y relacionarla con la bajada del arco del pie [20,27].

Dentro de este concepto que estamos desarrollando de las funciones de la fascia plantar, su relación íntima con la biomecánica del pie en general y con el mantenimiento del arco longitudinal interno en concreto, hay que desgranar la conexión entre la fascia plantar y el mecanismo de Windlass o mecanismo en ballesta. Ker et al. [29] en su completo estudio del mantenimiento del arco interno del pie indicó que la fascia plantar actúa como un dispositivo de almacenamiento de energía en el pie, actuando como un amortiguador contra las fuerzas que aparecen en la fase de despegue de la marcha, creando una especie de ballesta o arco debajo de las cabezas de los metatarsianos gracias a la tensión de los tejidos blandos[29,30]. Durante la fase de contacto de talón, éste hace contacto con el suelo y realiza una pequeña flexión del tobillo y de la articulación metatarsofalángica del dedo gordo gracias a la acción del extensor largo del dedo gordo del primer dedo[19,30]. Tras esto, el antepié tensa la fascia plantar acercando los dos pilares del soporte del arco juntos, como ya describió Hicks y hemos citado anteriormente[19], haciendo que la articulación metatarsofalángica se verticalice, elevando el arco plantar y supinando el retropié al mismo tiempo[30–32]. Este es el movimiento natural que debe de producirse en un mecanismo de Windlass fisiológico, rotación externa tibial, inversión del

calcáneo y recreación del arco longitudinal interno [32]. Cuando el pie contacta con el suelo, en la fase de máximo contacto o también conocida como fase de pie plano, el peso del cuerpo se transmite a la bóveda plantar que se aplana produciendo el descenso del arco plantar y el calcáneo se vuelve horizontal (retropié en dorsiflexión). Al mismo tiempo, se produce una flexión plantar de la articulación metatarsofalángica, tensando la fascia plantar [30–32]. Cuando se produce entonces el impulso motor, el talón debe ascender por la acción de los extensores del tobillo, y la fascia plantar se tensa y se eleva nuevamente con la extensión de la articulación metatarsofalángica de los dedos. En esta fase, el primer metatarsiano se coloca en una posición vertical y la fascia aumenta la tensión desde su origen en el calcáneo estabilizando el arco medial[30,32]. Por tanto, cualquier anomalía del mecanismo Windlass afectará a cualquier parte del pie que intervenga en el ciclo de la marcha, principalmente la fascia plantar (también el tendón de Aquiles)[33].

Las posibles causas más destacadas de disfunción del mecanismo de Windlass se deben a la función inadecuada del primer dedo, denominado hallux limitus funcional (HLF). Esta afectación se define como una limitación de la flexión dorsal de la primera articulación metatarsofalángica durante la fase propulsora de la marcha, y teniendo la particularidad de que dicha articulación se comporta en descarga o cadena cinética abierta como una articulación aparentemente fisiológica[33]. Durante el despegue del primer dedo del suelo al andar en lo que sería la fase de despegue o propulsiva éste debe soportar una carga equivalente a dos o tres veces el peso de la persona, por lo que hay una presión enorme que debe resistir en este instante[30]. Por lo tanto, al caminar, saltar y correr, existen fuerzas que tensionan el pie que pueden alterar el arco longitudinal interno (ALI). Una buena orientación de la fascia plantar es importante para permitir que el pie se asiente bien en el suelo, para ayudar a controlar la pronación y supinación del pie y estabilizar el arco. Si el funcionamiento del ALI no es correcto, el aumenta la tensión sobre el tejido fascial. Además, es capaz de distribuir el peso ejercido sobre el pie entre todas las cabezas de los metatarsianos. La fascia plantar también proporciona una mayor eficiencia a fuerzas de propulsión, el doble al correr,

siendo un mecanismo de amortiguación para los tejidos blandos debajo de las cabezas de los metatarsianos en la última fase de postura plantar[30,32]. Desde el punto de vista fisiopatológico de la afectación patológica de la fascia plantar, fasciopatía plantar clásicamente se pensaba que la patología se producía por una causa puramente mecánica sin darle mucha importancia a otros factores intrínsecos o extrínsecos del propio tejido. Curiosamente, en 1965, Lapidus y Guidotti [18], en su artículo titulado "Painful Heel", afirmó que el término de talón doloroso se utiliza deliberadamente con preferencia a cualquier otro diagnóstico etiológico más preciso, algo que con el paso de los años e investigaciones más precisas le ha dado la razón [34]. Esta causa mecánica causa una lesión en la que la tensión de tracción excesiva dentro de la fascia plantar produce desgarros microscópicos que conducen a una inflamación crónica[10]. Sin embargo, lo que se sabe actualmente es que la patología en la fascia plantar ocurre más bien a través de un proceso degenerativo más que inflamatorio, es decir, una "fasciosis", en lugar de una fascitis, donde la tensión es la característica clave en la patogénesis. Específicamente, el aumento de la carga fascial es detectado por las uniones hendidas entre los fibrocitos (mecano transducción), que luego produce cambios en la matriz extracelular, fibras de colágeno desorganizadas y degeneradas, hiperplasia angiofibroblástica y calcificaciones[8] lo que resulta en una degeneración mixoide y fragmentación de la fascia plantar y estructuras perifasciales, dando lugar así a lo que actualmente es el término aceptado en toda la comunidad científica de fasciopatía plantar[8,10]. Esta degeneración es similar a la necrosis crónica que ocurre en la tendinosis, que se caracteriza por pérdida de continuidad del colágeno, aumento de sustancia fundamental (matriz de tejido conectivo) y presencia de fibroblastos en lugar de las células inflamatorias que generalmente se ven en las tendinitis agudas [35]. La causa de la degeneración son los micro desgarros repetitivos que ocurren en la estructura interna de la fascia plantar que excede en la capacidad del cuerpo para repararlos por sí mismo[36]. Durante este evento progresivo y repetitivo sobre el tejido, se desarrolla un aumento en el número de fibroblastos y sumado a la fragmentación de la sustancia fundamental, una degeneración mixoide (acumulación de mucopolisacáridos ácidos en el tejido conectivo con

alteración de la estructura fibrilar) y lo más importante una neovascularización, que dota a la estructura de un carácter de cronicidad, alejándose así de la fase aguda donde hay componentes inflamatorios. Se excede la capacidad de regeneración del tejido y además se puede observar fatiga tisular debido al exceso de tracción, degeneración y micro desgarros en el tejido de colágeno[19,30,37]. Por otro lado, la inflamación secundaria es causada por microtraumatismos repetidos en el calcáneo medial tuberosidad, que puede provocar cambios degenerativos óseos y generar periostitis del tubérculo calcáneo medial. Esto puede conducir al hallazgo de calcificación y posterior desarrollo de lo que se llama espolón calcáneo [30,38,39].

Por otro lado, una de las causas puramente biomecánica más frecuentes de presentar fasciopatía plantar es la disminución de la dorsiflexión del tobillo. La disminución de la movilidad del tobillo puede deberse a una restricción de la articulación o bien de los tejidos involucrados en el movimiento[30,40]. Para realizar la valoración de la influencia del tobillo en la biomecánica del pie se realiza el test de Silfverskiöld [41]. Esta prueba que explora el grado de dorsiflexión del tobillo en posición supina en dos diferentes posiciones: con la rodilla extendida y flexionada [41]. La prueba se utiliza para evaluar la contractura de la articulación del tobillo, ya sea causada por contractura del músculo gastrocnemio o por la contractura del tendón de Aquiles.

2. El ciclo de la marcha humana

Según Lamoreux [42] (1971) la marcha es un modo de locomoción que requiere de un aprendizaje por el cual el cuerpo humano al estar siempre en contacto con el suelo se mueve hacia adelante en posición erguida y desplaza, como señala Inman, (1966) [43], su centro de gravedad con un coste energético menor a otras formas de locomoción humanas y donde su peso es soportado alternativamente por ambas piernas.

La marcha humana es fundamental para la vida cotidiana, nos proporciona el movimiento por el entorno que nos rodea y el desplazamiento de un lugar a otro. La marcha humana se consigue mediante movimientos coordinados de los segmentos del cuerpo, aprovechando la energía y la interacción entre los factores internos y externos de organismo junto a la acción del sistema

musculo esquelético. La marcha normal es estable y flexible, permite cambios de velocidad y maniobras en diferentes terrenos manteniendo la eficacia energética[44,45]. Por su naturaleza bípeda, la marcha humana constituye uno de los mecanismos de locomoción más complejos, sin duda es una proeza evolutiva que integra equilibrio, coordinación y fuerza[46].

Más que un impulso o habilidad innata, la marcha es una actividad aprendida. Durante los primeros años de su infancia, el niño experimenta con su sistema neuromuscular y esquelético, hasta llegar a integrar esta actividad a nivel involuntario. Hasta los 7 u 8 años no se alcanza la marcha característica que una persona muestra en la edad adulta[47]. Aunque algunas variables dependientes del crecimiento, como la longitud del paso, continúan evolucionando hasta alcanzar los valores típicos del adulto alrededor de los 15 años. Pese al carácter individual de este proceso, las semejanzas entre sujetos distintos son tales que puede hablarse de un patrón característico de marcha humana normal, patrón que varía con diferentes circunstancias como el tipo de terreno, la velocidad, la pendiente, y sobre todo bajo determinadas condiciones patológicas[46].

3. Ciclo de la marcha

La deambulación supone una secuencia repetitiva de movimientos de la extremidad inferior para mover de forma simultánea el cuerpo hacia adelante mientras se mantiene la estabilidad. Cuando el cuerpo se mueve hacia adelante, una extremidad sirve como un elemento móvil de soporte mientras que la otra avanza hasta un nuevo lugar de apoyo. Sucesivamente, las extremidades van invirtiendo sus roles. Para la transferencia del peso corporal de una pierna a la otra, ambos pies deben estar en contacto con el suelo. A ritmo constante, cada extremidad va repitiendo una serie de sucesos que intentan que el ser humano puede alcanzar una posición nueva. Con una sola secuencia de estas funciones en una extremidad, se denomina ciclo de la marcha humana.

En ciclo de la marcha humana tiene la particularidad de que carece de comienzo o de final, son acontecimientos que van sucediéndose suavemente uno tras otro. Por tanto, cualquier acción del ciclo de la marcha podría considerarse como el inicio del ciclo.

El acontecimiento más evidente del ciclo de la marcha humana es el momento de realizar un contacto con el suelo, es el que generalmente se ha establecido como el punto de inicio del ciclo. Siendo normalmente este contacto con el suelo mediante el talón del pie. No todos los humanos poseen dicho segmento anatómico, por tanto, lo correcto sería usar el término genérico de contacto inicial para designar el inicio de ciclo de la marcha[47].

4. Fases del ciclo de la marcha

Cada ciclo de la marcha humana se divide en dos periodos: periodo o fase de apoyo y periodo o fase de oscilación. La fase de apoyo es el término que usamos para referirnos a todo el periodo durante el cual el pie está en contacto con el suelo. Esta fase de contacto se inicia con el contacto inicial. El término fase de oscilación se usa cuando el pie está en el aire para que se produzca el avance de la pierna desde una posición posterior a anterior con respecto al tronco. La fase de oscilación se inicia cuando el pie se eleva del suelo en el despegue digital.

La fase de apoyo está subdividida en 4 intervalos, de acuerdo con la secuencia de contacto de los dos pies con el suelo. Tanto el inicio como el final del apoyo, abarcan un periodo de tiempo bilateral del pie con el suelo (apoyo bilateral), mientras que la porción media tiene el contacto de un solo pie (contacto monopodal).

El inicio del ciclo se realiza mediante el contacto inicial, en el cual ambos pies están en contacto con el suelo (apoyo bipodal). El apoyo monopodal comienza a suceder cuando el pie opuesto (al que estamos observando) se eleva para la oscilación.

Las fases de la marcha proporcionan un medio para correlacionar las acciones simultáneas de las articulaciones individuales con los patrones de función total de la extremidad. Cada una de las 8 subfases del ciclo de la marcha tiene un objetivo funcional y un patrón importante de movimiento sinérgico EDTectivo para poder llevarlo a cabo. Es importante destacar, que la combinación secuencial de las fases habilita al miembro inferior a cumplir con tres tareas básicas como la aceptación del peso corporal, el soporte monopodal y el avance de la extremidad oscilante.

La fase de apoyo esta subdividida es la fase de contacto inicial, respuesta a la carga, apoyo medio, apoyo final y pre-oscilación. Y la fase de oscilación esta subdividida en oscilación inicial, media y final[47].



Figura 1: División funcional del ciclo de la marcha[47]

Subfase 1. Contacto inicial (ci):

Intervalo del 0% al 2% del ciclo de la marcha. Esta fase incluye el instante en que el pie cae sobre el suelo y la reacción inmediata para el comienzo de la transferencia del peso corporal. Las posiciones articulares presentes en este momento determinan el patrón de la respuesta a la carga de la extremidad inferior.

Objetivos: comenzar el apoyo con el balancín de talón (rocker 1) y desacelerar el impacto.

Subfase 2. Respuesta a la carga (rc):

Intervalo del 2% al 12% del ciclo de la marcha. Junto con la subfase 1 supone el periodo de doble apoyo. Sigue al contacto inicial con el suelo y continua hasta que la otra extremidad se eleva para la oscilación.

Objetivos: absorción del choque, estabilidad en carga y preservación de la progresión.

Subfase 3. Apoyo medio (apm):

Intervalo del 12% al 31% del ciclo de la marcha. Corresponde con la primera mitad del intervalo del soporte monopodal. Empieza cuando se eleva el otro pie y continua hasta que el peso corporal es situado sobre el antepié.

Objetivos: progresión sobre el pie estacionario (rocker 2) y estabilidad de a extremidad y el tronco.

Subfase 4. Apoyo final (apf):

Intervalo del 31% al 50% del ciclo de la marcha. En esta fase se completa el intervalo de soporte monopodal. Comienza la elevación del talón y continua hasta que el otro pie choca con el terreno. Durante esta fase el peso corporal se traslada delante del antepié.

Objetivos: progresión corporal más allá del pie en carga y estabilidad de la extremidad y el tronco.

Subfase 5. Pre-oscilación (pos):

Intervalo del 50% al 62% del ciclo de la marcha. Empieza con el contacto inicial del miembro opuesto y finaliza con el despegue digital de la pierna de referencia. Todos los movimientos y acciones musculares que ocurren en este momento tienen relación con la progresión del paso.

Objetivos: posición del miembro para oscilación y acelerar la progresión (3º rocker)

Subfase 6. Oscilación inicial (osi):

Intervalo del 62% al 75% del ciclo de la marcha. En esta primera fase de la oscilación se inicia al elevarse el pie del suelo y finaliza cuando se coloca a la misma altura en el lado opuesto del pie en carga.

Objetivos: separación del pie del suelo y avance del miembro desde una posición atrasada.

Subfase 7. Oscilación media (osm):

Intervalo del 75% al 87% del ciclo de la marcha. Esta fase comienza cuando el pie oscilante se coloca a la misma altura en el lado opuesto de la pierna en carga. La fase finaliza cuando el miembro oscilante se coloca a la misma

altura en el lado opuesto de la pierna en carga. La fase finaliza cuando el miembro oscilante está adelantado y su tibia en posición vertical (posición de rodillas y caderas son iguales)

Objetivos: avance de la extremidad y evitar el contacto con el suelo.

Subfase 8. Oscilación final (osf):

Intervalo del 87% al 100% del ciclo de la marcha. Esta fase de la oscilación se inicia con la tibia en posición vertical y finaliza cuando el pie choca con el suelo. El avance de la extremidad se completa cuando la pierna se mueve por delante del muslo.

Objetivos: avance completo de la extremidad y preparación del miembro para el apoyo[47,48].

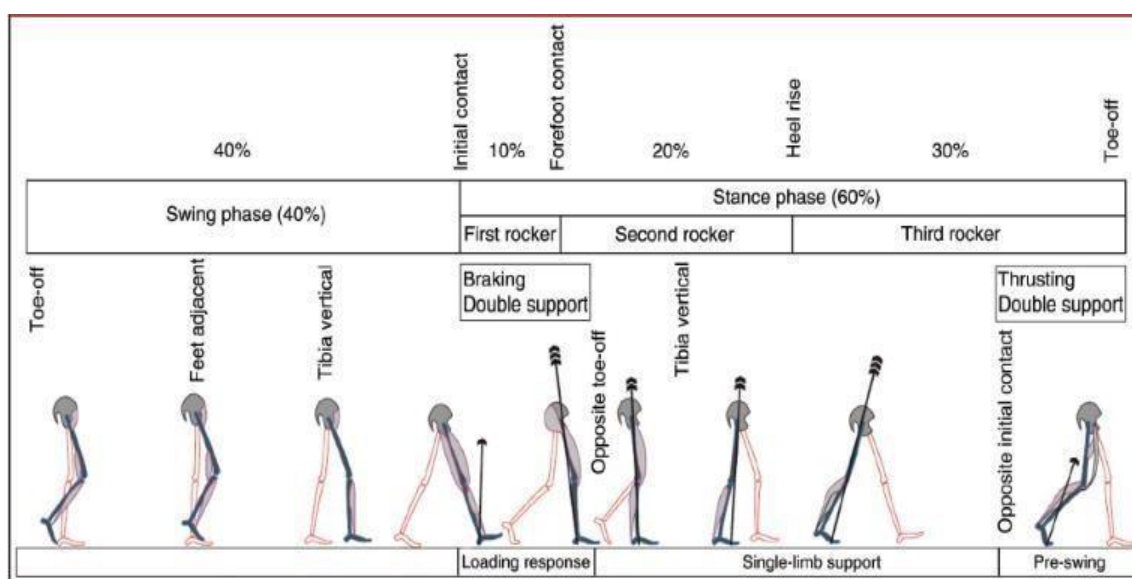


Figura 2 [47,48]: El ciclo de la marcha. Esta figura está autorizada bajo la licencia CC BY-NC-ND 4.0. Anexo 6.

5. Conceptos básicos de biomecánica de la marcha humana

El movimiento humano resulta de las fuerzas que actúan sobre él. Sobre el cuerpo humano actúan fundamentalmente las fuerzas musculares, capsulo-ligamentosas, gravitacionales y reactivas del suelo. La fuerza es la magnitud física vectorial que determina la dirección y cantidad de movimiento generado por una contracción muscular o fuerza pasiva. La presencia de fuerza siempre

implica la interacción entre dos cuerpos que intercambian energía que puede ser transferida a un cuerpo sin resultar en movimiento (forma potencial) o en movimiento (cinética). Así pues, la fuerza producida durante un movimiento depende de la capacidad de generar energía del grupo muscular implicado[48].

Otro concepto biomecánico necesario de conocer es el centro de gravedad, el cual es el punto central de la intersección de sus planos (sagital, coronal y axial). Es el punto donde la suma de fuerzas ascendentes y descendentes es igual a 0 en una posición bípeda. El cuerpo humano ubica su centro de gravedad ligeramente anterior a las vértebras S1-S2 en posición anatómica[42,49].

Por otro lado, tenemos el centro masas, punto ponderado que se proyecta desde el centro de gravedad hacia la superficie de apoyo. En condiciones normales el centro de masas debe coincidir con la línea media del cuerpo, es decir, debe ser equidistante desde el centro del cuerpo hacia cada pie[42].

El centro de presiones es un punto imaginario que representa el conjunto de las fueras ejercidas en un momento preciso sobre una superficie. Desde él se proyectan en sentido ascendentes las fuerzas reactivas del suelo, lo que nos permite conocer mediante plataformas de presiones las fuerzas que se ejercen sobre las distintas articulaciones del pie [48].

6. Los parámetros espaciotemporales del ciclo de la marcha humana

Paso

El paso hace referencia al cronometraje entre el contacto de las dos extremidades, es decir, hay dos pasos en cada zancada. El paso es el punto medio de una zancada, ósea, es el intervalo entre un contacto inicial de cada pie (izquierdo y luego derecho). El intervalo de acontecimientos desde el apoyo del pie derecho en el suelo hasta el apoyo del pie izquierdo se denomina paso izquierdo. El paso derecho es el intervalo de acontecimientos desde el apoyo del pie izquierdo en el suelo hasta el apoyo del pie derecho [47,49].

Zancada

La zancada es el término equivalente a un ciclo de la marcha, es decir, es el intervalo que ocurre entre dos contactos iniciales secuenciales por parte del mismo miembro inferior (contacto inicial del miembro izquierdo hasta el contacto inicial del miembro izquierdo siguiente). Una zancada está comprendida por dos intervalos de apoyo bipodal y dos de apoyo monopodal, uno por cada pie[49–51]. Establecemos que la zancada empieza con el apoyo más cercano al observador, denominado pie ipsilateral. Al pie más lejano al observador nos referimos como pie contralateral[49].

Longitud del paso

Es la distancia entre sucesivos puntos de contacto de pies alternos con el suelo[42,50,51]. Como durante la marcha a velocidad espontánea el apoyo inicial de ambos pies se realiza con el talón. La longitud del paso se define como la distancia en la línea de progresión entre el apoyo del talón de un pie y el apoyo del talón del pie contrario[52]. La distancia del pie izquierdo al derecho y la del pie derecho al izquierdo son iguales[51].

Anchura del paso

Es la separación lateral entre los apoyos de ambos pies, normalmente medida entre los puntos medios de los talones. También llamada anchura del apoyo o base de sustentación. Se suele medir en centímetros[53,54]. También es importante conocer que el ángulo entre la línea media del pie y la dirección de progresión se le conoce como ángulo del paso [54].

Tiempo de paso

El tiempo de paso es el tiempo transcurrido entre el contacto inicial de un pie con el suelo y el contacto inicial del pie contrario[42,51,55].

El tiempo de paso del miembro inferior izquierdo es el periodo transcurrido desde el contacto inicial del pie derecho hasta el contacto inicial del pie

izquierdo. El tiempo de paso del miembro inferior derecho es el lapso desde el contacto inicial del pie izquierdo hasta el contacto inicial del pie derecho. Ambos tiempos son similares[49,50].

A velocidad espontánea se dan diferencias interindividuales en el tiempo de paso. Estas diferencias no están relacionadas ni con la altura, ni con la edad de los sujetos[51].

Tiempo de zancada

Es el intervalo de tiempo entre dos apoyos sucesivos del mismo pie en el suelo. Está compuesto por un tiempo de apoyo y un tiempo de balanceo del mismo pie[51,55]. A velocidad espontánea se dan diferencias interindividuales en el tiempo de paso. Estas diferencias no están relacionadas ni con la altura, ni con la edad de los sujetos[49].

Tiempo de zancada

Es el intervalo de tiempo entre dos apoyos sucesivos del mismo pie en el suelo. Está compuesto por un tiempo de apoyo y un tiempo de balanceo del mismo pie[49,51,55].

Longitud de zancada

Es la distancia en la dirección de progresión entre sucesivos puntos de apoyo del mismo pie en el suelo. Una zancada está compuesta por dos pasos, por lo que dos longitudes de paso constituyen una longitud de zancada[49,51,55]. Las fórmulas comúnmente utilizadas para determinar la longitud de zancada son las siguientes:

- ✓ Longitud de zancada (m) = longitud de paso del miembro inferior derecho (m) + longitud de paso del miembro inferior izquierdo (m)
- ✓ Longitud de zancada (m) = velocidad (m/s) X tiempo de zancada (s)

Tiempo de apoyo

Es el tiempo en el que un pie está en contacto con el suelo. Empieza con el contacto inicial del talón de un pie en el suelo y termina con el contacto del antepié del mismo pie en el suelo[48,49,51].

Tiempo de apoyo bipodal

Comprende el tiempo en el que ambos pies están apoyados en el suelo. Los dos tiempos de apoyo bipodal de una zancada muestran la misma magnitud[48,49,51,55]

Tiempo de apoyo monopodal: Comprende el intervalo en el que sólo un pie está en contacto con el suelo. Esta variable se utiliza como indicador de la habilidad de un sujeto para mantener el peso de su cuerpo sobre un solo miembro inferior[49,51,55].

Tiempo de balanceo

El tiempo de balanceo es el tiempo en el cual el pie no está en contacto con el suelo. Coincide en magnitud con el tiempo de apoyo monopodal del pie contrario[49].

Cadencia de la marcha humana

Es el número de pasos o zancadas que da un sujeto en un tiempo determinado. Unos autores midieron los pasos en un minuto y otros las zancadas en un minuto[49]. Otros autores calcularon la cadencia ideal que debería tener un sujeto adulto a partir de su altura medida en centímetros [56,57].

Las fórmulas comúnmente utilizadas para determinar la cadencia son las siguientes:

- ✓ Cadencia = número de pasos (pasos) / tiempo (s)
- ✓ Cadencia = (velocidad (m*s-1) / longitud de zancada (m)) *120
- ✓ Cadencia = 600 / tiempo tardado en dar 10 pasos (s)

km/h	Altura Sujeto cm.			
	160-169	170-179	180-189	190-199
8	170	172	170	170
9	175	174	172	172
10	180	177	174	174
11	182	180	177	176
12	184	184	180	178
13	187	186	180	180
14	190	190	180	183
15	193	190	180	185
16	196	196	190	187
17	199	199	190	190
18	201	201	190	193
19	203	203	190	195
20	205	205	200	197
21	210	207	200	200

Figura 3: Cadencia ideal dependiente de la altura del sujeto[57]

Velocidad de la marcha humana

La velocidad es la distancia recorrida por el cuerpo en la unidad de tiempo, en la dirección considerada, es decir, tanto en sentido anteroposterior como lateral. La velocidad media puede calcularse como el producto de la cadencia por la longitud de zancada, con la adecuada conversión de unidades (m/s). la unidad comúnmente utilizada es m/s según *the International Standard of Measurement*. Muchos clínicos prefieren utilizar metros/minutos, ya que la velocidad de la marcha humana representa la longitud de zancada y la frecuencia del paso. Así se pueden expresar la cadencia y el gasto energético en función de los metros recorridos[56,58].

Las fórmulas comúnmente utilizadas para determinar la velocidad de la marcha humana son las siguientes:

- ✓ Velocidad= distancia recorrida (m) / tiempo(s)
- ✓ Velocidad= longitud de zancada (m) / tiempo de zancada(s)

7. La ecografía y la elastografía en estudio de la fascia plantar

El uso de las técnicas de imágenes se usa en la actualidad de manera rutinaria para apoyar el examen clínico, como por ejemplo la radiografía simple, resonancia magnética o una ecografía. El ultrasonido o ecografía es una técnica de imagen que se usa para observar el tejido blando del cuerpo humano e identificar el aumento o disminución del espesor, textura hipo o hiperecoica y cualquier cambio intratisular que pudiera aparecer. El ultrasonido también se utiliza como guía para aumentar la precisión y eficacia de la intervención en procedimientos invasivos en la patología como por ejemplo en la fascitis plantar[59].

La elastografía de deformación es una técnica ecográfica avanzada que nos permite evaluar de forma no invasiva las propiedades mecánicas de los tejidos biológicos, específicamente, permite obtener información sobre la rigidez del tejido, mediante la evaluación del desplazamiento del tejido blando después de realizar una compresión externa aplicado con la sonda ecográfica[59,60]. En los últimos años, la elastografía ha sido usada cada vez más como una herramienta de imagen capaz de ayudar a evaluar el estado y la composición del tejido musculo esquelético en general y la fascia plantar, en concreto, desde un punto de vista tanto cuantitativo como cualitativo, además del modo de ecografía B-modo tradicional que sigue siendo muy usado en la actualidad [59]. Características ecográficas típicas de la patología en la fasciopatía plantar, como engrosamiento fascial plantar, desenfoque del borde fascial y eco texturas hipoecoicas, es posible que no siempre se observen en ecografía modo B convencional en sujetos con dolor plantar del talón[61,62]. Sconfianza et al. [63]demostraron que el uso de sonoelastografía ecográfica en tiempo real aumenta el rendimiento diagnóstico de la ecografía en modo B y también puede ser útil en algunos casos en los que los resultados de la ecografía en modo B no son concluyentes. Su estudio confirmó que la ecografía en modo B puede demostrar signos específicos de fascitis plantar. De ellos, engrosamiento de

la fascia y eco textura hipoecoica fueron más típicos en la fascitis plantar que la difuminación de los bordes perifasciales[63,64].

La elastografía es cada vez más utilizada por los profesionales de salud cuando se requieren hacer exámenes más precisos en el aspecto musculoesquelético[59,65]. En la actualidad, hay estudios previos [63], que han demostrado que la elastografía podría usarse para resaltar la apariencia más suave de la fascia plantar en la fascitis plantar, aumentando el rendimiento diagnóstico de la ecografía en modo B y siendo de apoyo en casos dudosos con hallazgos ecográficos de modo no concluyentes del todo o donde existan dudas sobre el diagnóstico[59].

Dos técnicas elastográficas se utilizan comúnmente en la investigación musculoesquelética y práctica clínica en la actualidad: por un lado, elastografía de tensión (EDT), en la que una fuerza mecánica comprime los tejidos axialmente, y elastografía de ondas de corte (EOC), en la que las ondas acústicas ecográficas compresivas proporcionan dinámicamente tensión local en los tejidos blandos[66]. EOC permite un enfoque cuantitativo y reproducible para evaluar la rigidez de la fascia plantar, siendo menos dependiente del operador que la elastografía de tensión[67]. Se entrega una fuerza de radiación acústica enfocada de una sonda lineal de ecografía para inducir ondas de corte en todos los tejidos blandos; estas ondas de corte se propagan perpendicularmente a una velocidad más lenta que el haz ecográfico, lo que resulta en partículas desplazamientos que se pueden calcular utilizando un seguimiento de moteado algoritmo. Los mapas de desplazamiento de tejido se utilizan para medir la velocidad EOC, expresada en metros por segundo. La distribución de las velocidades de las ondas de corte en cada píxel está directamente relacionada al módulo de corte G (relación entre tensión y deformación), que es calculado mediante una simple ecuación matemática y expresa la rigidez y elasticidad del tejido en unidades de presión, generalmente kilopascales (kPa) [59]. A diferencia de la elastografía de tensión, la EOC permite mediciones cuantitativas de cualquier porción del tejido investigado, como podría ser en nuestro caso la FP, mostrando el elastograma de color debido a la secuenciación de desplazamientos de partículas posibles gracias al análisis ultrarrápido[68]. El

color indica la relativa elasticidad de los tejidos dentro de la región de interés (ROI)[69].

La elastografía de deformación, por su parte, permite evaluar la deformación de los tejidos blandos a lo largo del eje de propagación del haz mediante el análisis de la señal a lo largo de cada línea de escaneo. El elastograma de color resultante que se genera en la elastografía se superpone a la imagen en escala de grises del modo B, proporcionando al operador información cualitativa sobre la elasticidad del tejido. Por lo tanto, la rigidez de la fascia plantar puede ser evaluado "únicamente" cualitativamente, aunque la información "pseudocuantitativa" se puede obtener calculando las relaciones de deformación, que se puede utilizar para comparar la cepa de la fascia plantar con la del tejido sano [63,65,66]. Algunos de los inconvenientes de esta técnica de la ecografía en este campo, podría ser la reproducibilidad limitada y la naturaleza cualitativa de los datos que han llevado a la introducción de elastografía de ondas de corte (EOC) como método cuantitativo y una herramienta objetiva para estimar la rigidez de los tejidos blandos mediante el uso de una secuencia de pulsos de fuerza de radiación acústica para producir ondas de corte que se propagan perpendicularmente desde el transductor con desplazamientos de estructuras transitorias[60]. Estudios anteriores[63,69] han evaluado la concordancia entre observadores en la inspección visual de elastogramas. Sin embargo, hasta donde sabemos, la fiabilidad de la adquisición de imágenes no ha sido abordado hasta la fecha[70].

Aunque EOC se investigó primero en otros ámbitos que no era la parte exclusivamente patología musculoesquelética (por ejemplo, imágenes de mama), se han llevado a cabo varias líneas de investigación para comprender el papel real y valor adicional de EOC en imágenes musculoesqueléticas [71–73]. De hecho, se han publicado algunos artículos interesantes sobre el uso de EOC para evaluar la fascia plantar durante los últimos años [71–73].

Según estudios publicados en la actualidad sobre fascitis plantar, la EOC parece ser capaz de identificar esos cambios degenerativos que involucran la fascia plantar, incluida la degradación y desorientación del colágeno, la degradación de la matriz, el aumento del contenido mucoide y la hiperplasia angiofibroblástica, que conducen a una fascia plantar más blanda [5,59]. Es

cierto que la elastografía de deformación puede proporcionar una evaluación inmediata de la rigidez del PF, pero el EOC es más confiable y menos dependiente del operador. Puede proporcionar “números” o cuantificación numérica que podrían usarse en la práctica clínica para detectar cambios en la FP debido a la fascitis plantar e identificar cualquier respuesta al tratamiento, positiva o negativa [59]; siendo quizás la mejor utilidad clínica de esta herramienta. El EOC tiene un papel prometedor en la determinación de la gravedad de enfermedades de diversos tipos como tejidos musculoesqueléticos, incluidos tendones, músculos, nervios y ligamentos[64]. Por otro lado, desde el punto de vista histológico, la fascitis plantar es un resultado compuesto de fibras micro desgarradas, degeneración del colágeno, inflamación crónica y calcificación causadas por sobreesfuerzos repetitivos[5], que subyace a las apariencias típicas de la fascitis plantar en las imágenes de ultrasonido en modo B convencionales: fascia engrosada y un área hipoecoica difusa dentro de la banda de fascia[74,75]. El cambio hipoecoico en la fascia plantar generalmente se presenta como una pérdida del patrón fibrilar normal en las imágenes en escala de grises[74]. Sin embargo, existen estudios en los que no todos los pacientes con fascitis plantar presentaron estos cambios en la morfología del tejido y la hipoecogenicidad [69,76]. En la literatura se ha reportado que la rigidez de la fascia plantar no es significativamente diferente entre hombres y mujeres, pero es significativamente menor en sujetos con sobrepeso que en sujetos con peso normal [77]. Además, un estudio definió el ROI de la fascia plantar para investigar el sitio y diferencias de sexo en sus propiedades mecánicas [62,78]. Por otro lado, otro estudio, esta vez el estudio de Chen y colaboradores[75] analizó si un patrón específico de apoyo dentro de la fase de la carrera humana podría alterar de alguna forma las propiedades viscoelásticas de la FP; se aplicó elastografía de ondas de corte (EOC) para examinar y comparar la elasticidad de la fascia plantar entre corredores que utilizan el apoyo en la carrera del retropié y el del antepié. Los resultados demostraron que el grosor de la fascia y la hipoecogenicidad en la imagen en escala de grises eran comparables entre los dos grupos. El apoyo de antepié tuvo una significativa menor elasticidad de la fascia plantar en

comparación con los participantes de apoyo del retropié. Una fascia plantar con elasticidad reducida es menos resistente a la tensión y el sobreesfuerzo podría ser la causa potencial de la fascitis plantar en estos casos dentro de la carrera. Aunque se desconoce si la pérdida de elasticidad influiría en el riesgo de lesión, es posible que los participantes de apoyo de antepié del pie deseen fortalecer su musculatura intrínseca del pie para proteger mejor la fascia plantar[75].

8. La radiofrecuencia de hipertermia en la fascia plantar

La tecarterapia es uno de los tratamientos que utiliza la radiofrecuencia. La radiofrecuencia a 448 kilohercios (kHz) se considera una técnica no invasiva capaz de inducir hipertermia en diferentes tejidos con la capacidad de tener un efecto en profundidad en estructuras, como músculos, tendones, ligamentos y articulaciones[79].

Esta tecarterapia se basa en un dispositivo que aplica una corriente eléctrica de 448 kHz que fluye cuando se crea una diferencia de voltaje a través del cuerpo mediante dos electrodos que se colocan en diversas zonas del cuerpo humano. La corriente, también conocida como radiofrecuencia monopolar resistiva capacitiva (RMRC), utiliza un electrodo circular activo que se puede mover durante el tratamiento y crea el voltaje eléctrico estimulante, y un electrodo rectangular pasivo que permanece en el mismo lugar durante todo el proceso de tratamiento como el electrodo de retorno[79–81]. El electrodo capacitivo concentra su energía en tejidos con mayor contenido electrolítico (tejidos blandos principalmente) mientras que el electrodo resistivo concentra su energía en tejidos de mayor resistencia como huesos, articulaciones o tendones.

Además, ambos tipos de electrodos se pueden utilizar en dosis térmica o no térmica, basándose en la retroalimentación del paciente sobre su percepción del calor, así como sobre el aumento de la temperatura de la piel, respectivamente[79–82]. La radiofrecuencia monopolar resistiva capacitiva (RMRC) que opera a 448 kHz es un ejemplo de radiofrecuencia de tecarterapia. Este modo de terapia es relativamente nuevo, pero su uso clínico se informa en todo el mundo[81]. El RMRC se diferencia del TOC (terapia de onda corta del inglés "short wave therapy") principalmente de dos

maneras: en primer lugar, la frecuencia de funcionamiento y, en segundo lugar, a diferencia de TOC, se aplica mediante un medio de acoplamiento ya que RMRC no se puede transmitir por el aire. Por lo tanto, la supuesta ventaja de RMRC sobre TOC es que hay dispersión potencialmente menor de las ondas de radiofrecuencia[79].

En la actualidad, Indiba® es uno de los dispositivos que utilizan radiofrecuencia más usados en la actualidad. Se basa en un dispositivo que aplica una corriente eléctrica de 448 KHz que fluye cuando se crea una diferencia de voltaje a través del cuerpo entre dos electrodos colocados en diversas zonas del cuerpo humano. Durante los tratamientos se utilizan dos tipos de electrodos: uno activo que puede ser manejado por el terapeuta y uno pasivo[81]. El electrodo pasivo es

siempre una placa rectangular de acero inoxidable de 20 × 25 cm². Ésta permanece en el mismo lugar durante todo el proceso de tratamiento, y está conectado a tierra, actuando, así como un

electrodo de retorno. El electrodo activo puede tener diferentes tamaños y materiales. El electrodo activo tiene una forma circular con diámetros que van desde 20 a 65 mm. Además, el electrodo activo se divide en dos diferentes grupos: el resistivo y el capacitivo. El material del electrodo resistivo es acero inoxidable, que es el material que se aplica en contacto directo con el cuerpo, mientras que el capacitivo es un electrodo metálico recubierto con una capa de 2 mm de poliamida, que es el material aplicado al paciente. El electrodo activo se puede mover durante

el tratamiento y es el que crea la estimulante tensión eléctrica [81].

El propósito de la tecarterapia es usar el beneficio terapéutico que proporciona el calor como es aliviar dolor e inflamación, así como para promover la curación del tejido acelerando o desacelerando actividad celular, promoviendo la vasodilatación y promoviendo la circulación tisular local [79,82–84]. Se liberan diferentes mecanismos fisiológicos que reparan el dolor y la inflamación por el efecto del calor[79]. El calor puede cambiar la naturaleza de la conectividad de los tejidos. Puede alterar las propiedades de tendones, ligamentos y algunos músculos, aumentando la extensibilidad y reduciendo tono y espasmos. El efecto fisiológico dependerá del nivel de exposición al que los diferentes tejidos están sometidos [79,83].

La radiofrecuencia monopolar resistiva capacitiva (RMRC) se ha utilizado ampliamente para tratar diferentes trastornos musculoesqueléticos, como la osteoartritis de rodilla [79], dolor en hombro crónico [80,85] y en tendones de carga del miembro inferior como el tendón rotuliano de sujetos sanos[83], pero no hay evidencia de uso en la fascia plantar humana. Además, una aplicación RMRC ha demostrado otros efectos, como un mayor efecto sobre la saturación de hemoglobina[86], respuestas inmunológicas [87,88] y cambios en la elasticidad del tendón en diferentes estructuras unos a corto plazo[80,83] y otros a medio largo plazo[85]. En este sentido, las técnicas de hipertermia parecen prometedoras como forma de aumentar la vascularización; perfusión sanguínea; temperatura; y por lo tanto, la viscoelasticidad del tejido blando, que se cree que es crucial para mantener el sistema musculoesquelético sano y funcional [80,85,89,90].

9. Justificación

Por su naturaleza bípeda, la marcha humana constituye uno de los mecanismos de locomoción más complejos, sin duda es una proeza evolutiva que integra equilibrio, coordinación y fuerza. El movimiento humano resulta de las fuerzas que actúan sobre el cuerpo como las musculares, capsulo ligamentosas, gravitacionales y reactivas del suelo. Las personas que padecen fasciopatía plantar presentan un empeoramiento de su calidad de vida. Este efecto muestra una capacidad reducida para el movimiento bípedo y una disminución de la salud. Al respecto, no tenemos un conocimiento amplio y exhaustivo de la relación entre los parámetros espaciotemporales de las fases de la marcha humana y la patología de la fasciopatía plantar, así como sus condicionantes histopatológicos.

Los sujetos que presentan una afectación de esta estructura, la denominada fasciopatía plantar, pueden evidenciar como su deambulación fisiológica se ve alterada debido a la patología en comparación con personas sin fasciopatía plantar. Pero nunca han sido evidenciadas cuales son aquellas fases la marcha humana que se han visto alteradas. Conocer alteraciones en los parámetros espaciotemporales de la marcha humana como longitud del paso, fase de contacto, respuesta de carga, la zancada, velocidad, la cadencia o la propulsión pueden ser útiles en la detección de la fasciopatía plantar potencial o existente, además de usarse como un indicador de mejora después de recibir un programa de tratamiento. Además, estos parámetros pueden usarse en entornos clínico para reeducar la marcha de las personas con fasciopatía plantar. También, estos parámetros espaciotemporales de la marcha pueden ayudar a la hora de liderar un enfoque clínico en personas con fasciopatía plantar.

Por otro lado, el estudio de los condicionantes histopatológicos de la fascia plantar es fundamental cuando se realiza un estudio transversal de la fascia plantar. Estos condicionantes histopatológicos se pueden abordar de múltiples maneras, una de ellas es desde el diagnóstico por imagen, como es en este caso la ecografía y la elastografía, la cual nos cuantifica el valor de rigidez que posee un tejido musculoesquelético y que es fundamental para comprender su funcionamiento fisiológico y patológico. No podemos comprender de manera correcta que condicionantes histopatológicos

tenemos de una estructura definida si no conocemos el tejido, si no conocemos su composición y si no conocemos su comportamiento ante un estímulo determinado. Por ello, estudiamos los cambios en las propiedades viscoelásticas de la fascia plantar sin patología medidas por elastografía cuantificada y ecografía, así como los cambios térmicos producidos en la fascia plantar después de una intervención de radiofrecuencia (hipertermia) de 448 kHz; que es una intervención clínica que se lleva a cabo muchísimo en la actualidad cuando hay una lesión de una estructura del sistema musculoesquelético pero que en el caso de la fascia plantar, su bibliografía es muy limitada.

Para poder llevar a cabo todo este estudio tan exhaustivo y multifactorial de la fascia plantar, debemos de asegurarnos que los operadores que estarán al frente de las mediciones de las herramientas utilizadas cumplen con unos requisitos mínimos de fiabilidad en sus mediciones y valoraciones inter-operador e intra-operador.

Por ello, se realizó un estudio que tuvo como objetivo verificar tanto la fiabilidad intra-observador e inter-observador de las mediciones ecográficas y elastográficas de la rigidez de la fascia plantar de los estudios realizados para una determinada imagen en sujetos sanos y activos.

10. Hipótesis

Al encontrarnos ante una tesis por compendio de artículos, este estudio se desarrolla en tres hipótesis, principalmente:

La hipótesis del primer estudio que se presenta es observar los parámetros espaciotemporales de la marcha que se encuentran alterados en pacientes con fasciopatía plantar bilateral vs sujetos sanos.

La hipótesis del segundo estudio es que tras un entramiento de 3 semanas con un experto en ecografía musculoesquelética dos ecografistas noveles pueden obtener unos resultados ecográficos y elastográficos excelentes en sus las mediciones intra-operador e inter-operador

La hipótesis del tercer estudio es que una intervención de radiofrecuencia de 448 kHz en la fascia plantar puede producir o no cambios viscoelásticos en la rigidez de la fascia plantar y cambios en la composición térmica del tejido.

2. CAPÍTULO 2. OBJETIVOS Y METODOLOGÍA

Objetivo general

Esta tesis doctoral tiene un objetivo principal. Dicho objetivo principal es la realización de un estudio profundo y transversal de la fascia plantar, estudiando su biomecánica, así como evaluación y análisis de calidad del tejido fascial.

Objetivos específicos

- ❖ Determinar el nivel de asociación de los parámetros espaciotemporales de la marcha presentes tanto en sujetos que padecen fasciopatía plantar como en sujetos sin ella. El objetivo secundario fue estudiar las diferencias en los parámetros espaciotemporales entre ambos grupos. **(Artículo I).**
- ❖ Verificar la fiabilidad intra-observador e Inter observador de la rigidez de la fascia plantar para una determinada imagen en adultos sanos y activos, realizadas por dos evaluadores noveles bajo supervisión de expertos, para mostrar si los examinadores ecográficos noveles son capaces de reproducir resultados fiables o no. El objetivo secundario fue estudiar el grosor de la fascia plantar y el nivel de asociación con la rigidez de la fascia plantar para una imagen determinada en adultos sanos y activos. **(Artículo II).**
- ❖ Mostrar los cambios que ocurren en las propiedades viscoelásticas de la fascia plantar inmediatamente después de la intervención y en el seguimiento de 1 semana, medido por elastografía, y los cambios en la temperatura de la fascia plantar medida por termografía después de la aplicación de una sesión de radiofrecuencia térmica de 448 kHz en sujetos sanos activos. El objetivo secundario es analizar si una intervención de radiofrecuencia térmica de 448 kHz en la fascia plantar del miembro inferior dominante produce una respuesta térmica en la fascia plantar del miembro inferior no dominante. Otro objetivo secundario fue analizar el nivel de asociación entre las propiedades viscoelásticas de la fascia plantar y la temperatura antes y después de la intervención con radiofrecuencia térmica de 448kHz. **(Artículo III).**

Metodología

Para desarrollar y poder cumplir con todos los objetivos descritos, esta tesis doctoral estuvo desarrollada en 3 fases perfectamente identificables, que coinciden con las tres publicaciones que posteriormente se detallan.

En primer lugar, se recabó todos los datos para poder llevar a cabo el estudio observacional del artículo I donde se enfocó la biomecánica fascial plantar y las repercusiones que acarrea la patología a los parámetros espaciotemporales de la marcha humana.

Por otro lado, se continuó con la recogida de datos con el ecógrafo para la realización del artículo 2 de la tesis doctoral donde previo a la recolecta de datos los examinadores noveles y noveles que realizan el estudio de fiabilidad, tuvieron que someterse a un entrenamiento de 3 semanas de duración guiados por un experimentado ecografista de más de 11 años de experiencia que los iba evaluando y guiando hasta que los resultados obtenidos entre e inter examinadores fuese lo suficientemente fiable como para empezar el estudio con las garantías de que los resultados son correctos y aceptables.

Y, por último, se realizó un reclutamiento de los participantes para el ensayo clínico con sujetos sanos donde se observó si el estímulo de la intervención con radiofrecuencia térmica de 448 kHz producía cambios en las propiedades viscoelásticas del tejido y en la temperatura del mismo.

Diseño

Se realizaron tres estudios, un estudio observacional, otro estudio de constructo de fiabilidad siguiendo las pautas de fiabilidad y acuerdo de informes Estudios (GRRAS)[91] y otro estudio un ensayo clínico abierto, en el que se reclutaron sujetos clínica podológica y fisioterápica privada de la provincia de Málaga, y en el área podología de la Facultad de Ciencias de la Salud de la universidad de Málaga. En concordancia con diseño de un estudio observacional, se aplicaron las directrices recomendadas para los estudios observacionales según los criterios y listas de verificación "STROBE" (Strengthening the Reporting of Observational studies in Epidemiology)[92].

Población y muestra

La población establecida para el Estudio I constó de sujetos con fasciopatía plantar bilateral ($n = 31$) y sujetos sin fasciopatía plantar ($n = 43$); para el Estudio II se tomó un grupo de participantes de $n=20$ fascia plantares; y en el Estudio III la población tomada fue de un grupo de sujetos sanos sin afectación musculoesquelética en el momento del reclutamiento ($n = 20$). Los pacientes fueron reclutados mediante un método de muestreo por conveniencia en una clínica privada de Málaga. Se incluyeron sujetos tras ser informados por los autores de que se iba a realizar un estudio de mediciones elastográficas, así como mediciones ecográficas y mediciones matemáticas de los parámetros.

Criterios de inclusión y exclusión

Los criterios de inclusión fueron: (i) no tener lesiones en el miembro inferior en los últimos dos años, (ii) estar físicamente activo (150 min de intensidad moderada o 75 min de ejercicio aeróbico de intensidad vigorosa semanalmente), (iii) tener entre 18 y 55 años, y (iv) no tener dolor o molestias al momento de la evaluación.

Para los criterios de exclusión son fueron los siguientes: (i) diagnóstico de una enfermedad inflamatoria sistémica, (ii) diagnóstico de trastorno del tejido conectivo, (iii) trauma local previo, (iv) existencia de fibroma plantar, y (v) tratamiento con ácido hialurónico de la fascia plantar, corticosteroides o inyecciones de plasma rico en plaquetas dentro de los 3 meses previos al cribado.

Recogida de datos

Para la recogida de datos, en cada estudio de los que están compuestos esta tesis, tuvo una recogida de datos diferentes debido a que las características de cada uno de los estudios fueron distintas. Para el primer estudio, un investigador recopiló todos los datos relevantes. El peso se midió con una precisión balanza electrónica portátil, la cual fue calibrada antes de tomar las mediciones SECA 804. Todas las herramientas de medición fueron calibradas utilizando el valor medio de 3 análisis realizados antes de los juicios. El IMC

de los sujetos se calculó a partir de su peso y altura, aplicando la siguiente fórmula matemática: $(IMC = \text{peso (kg)}/\text{altura (m}^2))$. La marcha de los participantes se analizó en una cinta de correr motorizada ProForm 500 ZLT de 2.0 CV con una inclinación del 0 % utilizando el programa predeterminado de la cinta de correr a una velocidad constante de 4 km por hora durante 30 s según el protocolo. Se realizó una prueba por sujeto. después del período de adaptación. Se utilizó el sistema de células fotoeléctricas Optogait © para recolectar los parámetros espaciotemporales de la marcha, siguiéndose el proceso de calibración antes mencionado. Las barras del Optogait © fueron posicionadas a cada lado de la cinta de correr Pro Form 500 ZLT, de tal manera que no produjeran ningún movimiento provocado por la vibración al caminar. La cinta de correr se colocó sobre una superficie plana y nivelada.

Para el segundo estudio las imágenes ecográficas se realizaron mediante un GE Logiq-S7 y un 3,0–10,0 MHz transductor de matriz lineal (GE Healthcare) con una frecuencia de 8 MHz y "armónico codificado imágenes" se utilizó para el intervalo de estudio. La fascia se evaluó por primera vez mediante ecografía en modo B para espesor y eco textura. La fascia plantar se localizó utilizando la inserción del calcáneo como borde superior y el cuerpo de la fascia plantar en la porción medio distal como borde inferior. La imagen EDTeccionada presentada 5 barras verdes, que indican el nivel más alto de calidad recomendado por el sistema incorporado. software en la computadora. Cuatro regiones de interés (ROI) circulares de 5 mm, que oscilaban desde la inserción hasta el calcáneo como borde superior hasta el cuerpo del PF en la zona medio distal porción, se utilizaron para calcular el valor EDT a lo largo de la fascia plantar. Los valores se muestran a través de un gráfico que va del 0 al 6, del más suave al más duro. El esquema de colores de rigidez era rojo (duro), verde (medio) y azul (suave) las regiones de interés a medir se muestran en diferentes colores. Los análisis cuantitativos para medir la fascia plantar EDT se muestra a través de un gráfico, mostrando los valores correspondientes, que van de 0 a 6, utilizando los mismos colores que los que se muestran en los diferentes ROI. Además, una escala también se representa una barra, donde el tejido más blando se muestra en rojo y está representado por la letra "S" en la parte superior de la barra de escala, y el tejido más duro se muestra en azul y se representa

por la letra "H" en la parte inferior de la barra de escala.

Para el tercer estudio, se usó las mismas características ecográficas que en el estudio segundo, pero se tomaron cuatro mediciones de elastografía ultrasónica de la inserción del calcáneo de los sujetos con fascia plantar del grupo control y recibieron una intervención en la fascia plantar del miembro inferior dominante utilizando RMRC de 448 kHz. Se estimuló toda la fascia plantar. Se entregó radiofrecuencia monopolar resistiva capacitiva a 448 kHz mediante un equipo "INDIBA Activ 8" (INDIBA S.A. España), con una potencia pico de 200 W y 450 VA. Se aplicaron ondas capacitivas (CAP) y resistivas (RES) utilizando electrodos metálicos a través de un medio de acoplamiento. El tamaño del aplicador es de 30 mm Capacitivo (CAP) y 30 mm resistivo (RES). Primero se administró el modo CAP como dosis térmica de 5 minutos (según los comentarios del paciente sobre su percepción del calor, se espera que la percepción del paciente sea 8 sobre 10). Según los comentarios del paciente sobre su percepción del calor. La percepción número 10 es quemar. Después, el modo RES se administró como una dosis térmica (hipertermia) aplicada en una onda continua durante 5 minutos.

Análisis

Para los procedimientos estadísticos de los estudios primero y segundo se utilizó el software SPSS 25.0v (IBM Corp., Armonk, NY, EE. UU.) y para el estudio primero se usó el análisis estático de Rcomander (versión 4.2.1) reportando un error alfa de 0.05 para un intervalo de confianza (IC) del 95 % para todos los artículos.

En el primer estudio, las comparaciones entre el grupo afectado y los controles se calcularon utilizando pruebas t de muestras dependientes. Se consideró estadísticamente significativo un valor de $p < 0,05$.

Además, se utilizó la prueba de correlación de Pearson o Spearman para estudiar la relación de los parámetros espaciotemporales de la marcha en personas con fasciopatía plantar y en el control grupo, basado en la distribución de normalidad. Una fuerte correlación se definió como valores mayores que 0,7; entre 0,5 y 0,7 la correlación se consideró moderada; entre

0,3 y 0,5, se consideró una correlación débil. Además de una regresión lineal múltiple, se realizaron diagramas de dispersión sobre las variables con resultados más significativos y una gráfica logística, regresión para la categorización de los resultados de ambos grupos. Se consideró estadísticamente significativo un valor de $p < 0,05$.

Para el segundo estudio, se utilizó el Coeficiente de Correlación Intraclase (ICC) para analizar la fiabilidad de la medición con el método mixto de dos vías, modelo de medición única y concordancia absoluta utilizado para mediciones intra-observador e inter-observador. El ICC tiene valores entre 0 y 1 donde los valores más altos indican mayor fiabilidad, por lo que un valor de 0 a 0,40 se considera pobre, de 0,40 a 0,59 se considera regular, de 0,60 a 0,75 se considera bueno y de 0,75 a 1,0 se considera bueno o excelente. Se considera como base de evaluación la media de tres ensayos de un evaluador. Para la fiabilidad tanto intra como entre evaluadores, se informó la media de tres ensayos. La variabilidad intra-observador e inter-observador se analizó 3 mediciones consecutivas para cada observador y repitiendo las mismas mediciones 10 días después de la primera medición. Se utilizaron intervalos de confianza (IC) del 95%. Además, el alfa de Cronbach fue calculado para determinar la consistencia interna, que según Bland y Altman et al., debería estar óptimamente por encima de 0,9 en la práctica clínica, que está dentro del rango posible de 0 a 1. Se realizó una prueba t de Student pareada para muestras relacionadas para probar la hipótesis. Se utilizó la prueba de correlación de Pearson para estudiar la relación de la plantar espesor de la fascia y mediciones EDT. La correlación fuerte se definió como valores mayores que 0,7; la correlación entre 0,5 y 0,7 se consideró moderada; entre 0,3 y 0,5 se consideró baja y un p valor $< 0,05$ fue considerado estadísticamente significativo.

Para el tercer estudio, se utilizó la prueba de Shapiro-Wilk para verificar la normalidad de la distribución de los datos. Para comparar los dos grupos, en cuanto a las características clínicas, al inicio (T0), después de la intervención (T1) y a la semana de seguimiento (T2), se realizó un ANOVA de mediciones repetidas de tres vías, con tres niveles correspondiente a cada momento de evaluación (T0, T1 y T2). Se consideró estadísticamente significativo un valor de $p < 0,05$. Se incluyeron los siguientes cálculos: (i) ajustes de Bonferroni

para comparaciones múltiples, (ii) un coeficiente de correlación de Pearson para una distribución de datos normal o (iii) un coeficiente de Spearman en el caso de ausencia de normalidad. Se definió una correlación débil como valores entre 0,3 y 0,5, considerándose correlación moderada si el valor estaba entre 0,5 y 0,7 y fuerte si el valor era superior a 0,7.

Autorizaciones y aspectos éticos

Para la realización de esta tesis doctoral, se obtuvo una valoración favorable del Comité de Ética de la Universidad de Málaga (CEUMA) para cada uno de los estudios aquí publicados, para el primer estudio el comité ético con número de registro (ref: 49-2022-H) (anexo 3), para el segundo artículo (ref: 101-2022-H)(anexo 1) y para el tercero (ref:100-2022-H)(anexo 2). Así mismo, los participantes de estos estudios han cumplimentado un consentimiento informado en el que se detalla todo el procedimiento y la protección de sus datos. Este estudio respetó todos los principios éticos para la experimentación e investigación clínica en humanos, tanto de la Declaración de Helsinki (anexo 4 y anexo 5).

CAPÍTULO 3

3. CAPÍTULO 3. DIFERENCIAS EN LOS PARAMETROS ESPACIO TEMPORALES DE LA MARCHA ENTRE SUJETOS CON FASCIOPATIA PLANTAR Y SUJETOS SANOS: UN ESTUDIO TRANSVERSAL

Cervera-Garvi, P., Aguilar-Núñez, D., Páez-Moguer, J., Jerez, J. M., y Navarro-Ledesma, S. (2023). Diferencias en el impacto de la fasciopatía plantar en los parámetros espacio-temporales de la marcha entre participantes con fasciopatía plantar bilateral y sujetos sanos: un estudio transversal. *Ciencias Aplicadas*, 13(4), 2133.

<https://doi.org/10.3390/app130421>

Resumen: El objetivo del presente estudio fue determinar el nivel de asociación de los parámetros espacio-temporales de la marcha en sujetos con y sin fasciopatía plantar. El segundo objetivo fue analizar si existen diferencias en los parámetros espacio-temporales entre ambos grupos. En el estudio participaron 74 sujetos divididos en dos grupos, uno de ellos con fasciopatía plantar de más de tres meses de evolución ($n = 31$) y el otro grupo de sujetos sin fasciopatía plantar ($n = 43$). Los parámetros espacio-temporales se midieron utilizando Optogait. Disminución de la longitud del paso ($p < 0,001$), aumento de la fase de contacto ($p < 0,001$), aumento del doble apoyo ($p < 0,001$), aumento de la respuesta de carga ($p < 0,001$), aumento del pre-balanceo ($p < 0,001$), aumento del ciclo de la marcha ($p = 0,002$), disminución de la zancada ($p < 0,001$), disminución de la velocidad ($p < 0,001$), disminución de la cadencia ($p < 0,001$), disminución de la fase de pie plano ($p = 0,001$) y aumento de la propulsión ($p < 0,001$) en sujetos con PF mostraron diferencias estadísticamente significativas en comparación con el grupo control. Además, el nivel de asociación entre los parámetros espacio-temporales fue diferente al comparar los grupos. Estos hallazgos pueden ayudar a la hora de evaluar posibles lesiones de la fascia plantar, y pueden servir como una herramienta que ayude a la toma de decisiones clínicas, o como una medición clínica en un programa de tratamiento y seguimiento.

Palabras clave: marcha humana; movimiento bípedo; fasciopatía plantar; dolor crónico del pie

CAPÍTULO 4

4. Capítulo 4. EVALUACIÓN ELASTOGRÁFICA POR DEFORMACIÓN DE LA FASCIA PLANTAR Y SU RELACIÓN CON EL GROSOR DE LA FASCIA PLANTAR EN ADULTOS SANOS: UN ESTUDIO DE FIABILIDAD INTRA E INTEROBSERVADOR EN EVALUADORES NOVELES

Aguilar-Nuñez D, Cervera-Garvi P, Aguilar-García M, Cuevas-Cervera M, González-Muñoz A, Navarro-Ledesma S. Fiabilidad de la elastografía de deformación por ultrasonido en la evaluación de la fascia plantar y su relación con el grosor plantar en adultos sanos: un estudio de fiabilidad intra e interobservador en evaluadores novatos. *Biomedicine*. 2023 Jul 20;11(7):2040. doi: 10.3390/biomedicine11072040. PMID: 37509678; PMCID: PMC10377694.

Resumen: Este estudio tuvo como objetivo verificar la confiabilidad intraobservador e interobservador de la medición de la rigidez de la fascia plantar para una imagen dada en adultos sanos y activos. **Metodología:** Este estudio se informa siguiendo las Pautas para la presentación de informes de estudios de confiabilidad y concordancia. Se analizaron un total de 20 fascias plantares de voluntarios sanos. El grosor de la fascia plantar se midió verticalmente desde el borde anterior del borde calcáneo inferior hasta el borde inferior de la fascia plantar y la medición de elastografía por ultrasonido se tomó en la inserción calcánea de la fascia plantar con la región de interés a un centímetro de la inserción. **Resultados.** Mediciones de elastografía de deformación por ultrasonido: el intraobservador 1 derecho mostró un valor ICC de 0,9 y el intraobservador 1 izquierdo mostró un valor ICC de 0,78, mientras que el intraobservador 2 derecho mostró un valor ICC de 0,91 y el intraobservador 2 izquierdo mostró un valor ICC de 0,83. Las mediciones interobservador mostraron una excelente confiabilidad con un valor ICC derecho de 0,8 y un valor ICC izquierdo de 0,9 para las mediciones de espesor de la fascia plantar. **Discusión.** Los resultados de este estudio mostraron una fuerte correlación entre el espesor de la fascia plantar izquierda y derecha. La confiabilidad intraobservador fue excelente tanto para la elastografía de deformación por ultrasonido de la fascia plantar como para las mediciones de espesor, y las mediciones interobservador mostraron una excelente confiabilidad.

Palabras clave: interobservador; intraobservador; fascia plantar; confiabilidad; sonoelastografía; ultrasonido.

CAPÍTULO 5.

5. CAPÍTULO 5. EFECTOS A CORTO PLAZO DE LA ESTIMULACIÓN POR RADIOFRECUENCIA DE 448 KILOHERCIOS EN LA FASCIA PLANTAR MEDIANTE ELASTOGRAFÍA CUANTITATIVA POR ULTRASONIDO Y TERMOGRAFÍA EN SUJETOS SANOS ACTIVOS: UN ENSAYO CLÍNICO CONTROLADO ABIERTO.

Aguilar-Núñez D, Cervera-Garvi P, Gonzalez-Muñoz A, Navarro-Ledesma S. Efectos a corto plazo de la estimulación por radiofrecuencia de 448 kilohertz sobre la fascia plantar medida mediante elastografía y termografía cuantitativas por ultrasonidos en sujetos sanos activos: un ensayo clínico abierto y controlado. *Int J Hyperthermia*. 2024;41(1):2366429
International Journal of Hyperthermia, 41:1, 2366429,
DOI: 10.1080/02656736.2024.2366429.

Resumen Este estudio es un ensayo clínico abierto. El objetivo de este estudio fue mostrar los cambios que ocurren en las propiedades viscoelásticas de la fascia plantar (veinte voluntarios sanos) medidas por SEL y los cambios en la temperatura de la fascia plantar medida por termografía después de la aplicación de una radiofrecuencia monopolar resistiva capacitiva (CRMR) de 448 kHz en sujetos sanos activos inmediatamente después del tratamiento y en el seguimiento de 1 semana.

Métodos: Además, analizar si una intervención con CRMR de 448 kHz en la fascia plantar del miembro inferior dominante produce una respuesta térmica en la fascia plantar del miembro inferior no dominante. El objetivo final fue analizar el nivel de asociación entre las propiedades viscoelásticas de la PF y la temperatura antes y después de la intervención con CRMR de 448 kHz.

Resultados: Nuestros resultados mostraron que se produjo un cambio de temperatura, que se midió por termografía, en la fascia plantar después de una única intervención (T0-T1) y en el seguimiento de 1 semana (T1-T2). **Conclusión:** Sin embargo, no se encontraron cambios en las propiedades viscoelásticas de la fascia plantar después de la intervención ni en el seguimiento de 1 semana. Este es el primer estudio que investiga los cambios tanto en las propiedades viscoelásticas de la fascia plantar como en la temperatura de la fascia plantar después de una intervención de radiofrecuencia.

Palabras clave: Fascia plantar; elastografía; ensayo clínico abierto; termografía; viscoelástico.

6. CAPÍTULO 6. PROSPECTIVA

De la presente Tesis Doctoral se han derivado otras producciones científicas que verán la luz próximamente como consecuencia de la ampliación de contenido de algunas de las publicaciones que formaron parte de la Tesis Doctoral. La primera de ellas ha sido la realización de un ensayo clínico de 3 meses de seguimiento en la fascia plantar con el título "Mid-and long-Term results using of 448 kilohertz radiofrequency stimulation on the elasticity plantar fascia measured by quantitative ultrasound elastography on active healthy subjects: an open controlled clinical trial with three months of follow-up". En este estudio se aplicaron a los participantes seis intervenciones utilizando RMRC de 448 kHz en la fascia plantar en el miembro inferior dominante. Además, existe la intención de comenzar otro estudio en esta línea, con una investigación más prolongada en el tiempo en el que el seguimiento de los participantes sea de 9 a 12 meses con más intervenciones de radiofrecuencia con 448 kHz.

Además, la investigación va a continuar en esta línea, cuando terminemos el seguimiento de las intervenciones a largo plazo (9-12 meses de seguimiento), se estudiará este mismo protocolo de intervención en otra localización anatómica de característica similares a la fascia plantar, como es el tendón de Aquiles. Con la idea de ver si obtenemos unos resultados similares en otro tendón de carga del miembro inferior y podemos empezar a suponer ciertos

resultados esperables con dichos protocolos de actuación en tendones del miembro inferior.

En el horizonte de esta línea de investigación, que abre camino con esta tesis doctoral, está la idea de que cuando hayamos obtenido resultados en los tendones de carga del miembro inferior (fascia plantar, tendón de Aquiles y tendón rotuliano), aplicar dichos protocolos de actuación en aquellos tendones de carga del miembro inferior que están patológicos en el momento del estudio, donde cobrara más sentido aún esta investigación pudiendo llevar a cabo protocolos de actuación en personas patológicas con la idea de devolver ese tejido a la fisiología.

En otro sentido, a modo de prospectiva, se tiene la intención de crear más publicaciones que aporten fiabilidad a las actuaciones ecográficas y

elastográficas en tendones de carga, con el objetivo de crear conocimiento en este aspecto que es escaso en la literatura existente.

Otra de las aportaciones que se pretenden llevar a cabo en el futuro derivadas directamente de la Tesis Doctoral es la participación como asistente y como ponente de diversas Jornadas Internacionales y Nacionales de podología o del mundo de las Ciencias de la Salud; mostrando las aportaciones científicas que se han obtenido directamente de la realización de la Tesis Doctoral, ya sea en formato de poster con algunos detalles de los que aquí se han expuesto o con una presentación oral al comité científico presente.

7. CAPÍTULO 7. CONCLUSIONES

- Los participantes con fasciopatía plantar bilateral mostraron fases alteradas en el ciclo de la marcha en comparación con participantes sin fasciopatía plantar. Los parámetros espacio temporales de la marcha que pueden verse afectados con la presencia de la afectación de la fascia plantar son la disminución de la longitud del paso, el aumento de la fase de contacto, el aumento del doble apoyo, el aumento de la respuesta de carga, el aumento de la fase de pre-oscilación, el aumento del ciclo de la marcha, la disminución de la zancada, la disminución de la velocidad, la disminución de la cadencia, la disminución de la fase del pie plano y el aumento de los parámetros de propulsión. **(Artículo I)**.
- Evaluadores noveles en el ámbito de la ecografía y elastografía pueden obtener buenos resultados de fiabilidad tras un entrenamiento previo de tres semanas bajo la supervisión de un experto en la materia que los instruya. La fiabilidad intra-observador fue excelente para la medición de la elastografía de la fascia plantar en las mediciones de grosor del tejido, y, además, en las mediciones inter observadores también se mostraron una fiabilidad excelente. Por otro lado, no hubo ningún nivel de asociación entre el el grosor de la fascia plantar y la rigidez de la fascia plantar para una imagen determinada en adultos sanos y activos **(Artículo II)**.
- Tras una sola aplicación de radiofrecuencia (RMRC 448 kHz) hay cambios en la temperatura de la fascia plantar tras una semana de seguimiento, pero no es este estímulo suficiente para producir un cambio en las propiedades viscoelásticas de la fascia plantar en sujetos sanos. No hubo asociación entre las propiedades viscoelásticas de la fascia plantar y la temperatura antes y después de la intervención con radiofrecuencia térmica de 448kHz. **(Artículo III)**.

8. CAPÍTULO 8. BIBLIOGRAFÍA

1. Boussouar, A.; Meziane, F.; Crofts, G. Plantar Fascia Segmentation and Thickness Estimation in Ultrasound Images. *Comput Med Imaging Graph* **2017**, *56*, 60–73, doi:10.1016/J.COMPMEDIMAG.2017.02.001.
2. Kirby, K.A. Biomechanics of the Normal and Abnormal Foot. *J Am Podiatr Med Assoc* **2000**, *90*, 30–34, doi:10.7547/87507315-90-1-30.
3. Amherst, S.; Chang, R. Fascitis Plantar: Biomecánica, Atrofia y Energética Muscular. **2010**, doi:10.7275/1563426.
4. Kelikian, A.S.; Sarrafian, S.K.; Sarrafian, S.K. *Sarrafian's Anatomy of the Foot and Ankle : Descriptive, Topographical, Functional*; Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, **2011**; ISBN 9780781797504.
5. Wearing, S.C.; Smeathers, J.E.; Urry, S.R.; Hennig, E.M.; Hills, A.P. The Pathomechanics of Plantar Fasciitis. *Sports Med* **2006**, *36*, 585–611, doi:10.2165/00007256-200636070-00004.
6. Davis, W.H.; Sobel, M.; Dicarlo, E.F.; Torzilli, P.A.; Deng, X.; Geppert, M.J.; Patel, M.B.; Deland, J. Gross, Histological, and Microvascular Anatomy and Biomechanical Testing of the Spring Ligament Complex. *Foot Ankle Int* **1996**, *17*, 95–102, doi:10.1177/107110079601700207.
7. Amiel, D.; Frank, C.; Harwood, F.; Fronek, J.; Akeson, W. Tendons and Ligaments: A Morphological and Biochemical Comparison. *J Orthop Res* **1984**, *1*, 257–265, doi:10.1002/JOR.1100010305.
8. Zhang, J.; Nie, D.; Rocha, J.L.; Hogan, M.C. V.; Wang, J.H.C. Characterization of the Structure, Cells, and Cellular Mechanobiological Response of Human Plantar Fascia. *J Tissue Eng* **2018**, *9*, doi:10.1177/2041731418801103.
9. Stecco, C.; Corradin, M.; Macchi, V.; Morra, A.; Porzionato, A.; Biz, C.; De Caro, R. Plantar Fascia Anatomy and Its Relationship with Achilles Tendon and Paratenon. *J Anat* **2013**, *223*, 665–676, doi:10.1111/JOA.12111.
10. Latt, L.D.; Jaffe, D.E.; Tang, Y.; Taljanovic, M.S. Evaluation and Treatment of Chronic Plantar Fasciitis. *Foot Ankle Orthop* **2020**, *5*, doi:10.1177/2473011419896763.
11. Zimny, M.L. Mechanoreceptors in Articular Tissues. *Am J Anat* **1988**, *182*, 16–32, doi:10.1002/AJA.1001820103.
12. Chowdhury, R.; Matyas, J.R.; Frank, C.B. The "Epiligament" of the Rabbit Medial Collateral Ligament: A Quantitative Morphological Study. *Connect Tissue Res* **1991**, *27*, 33–50, doi:10.3109/03008209109006993.
13. Petersen, W.; Bobka, T.; Stein, V.; Tillmann, B. Blood Supply of the Peroneal Tendons: Injection and Immunohistochemical Studies of Cadaver Tendons. *Acta Orthop Scand* **2000**, *71*, 168–174, doi:10.1080/000164700317413148.
14. Sari, A.S.; Demircay, E.; Cakmak, G.; Sahin, M.S.; Tuncay, I.C.; Altun, S. Plantar Fascia Coronal Length: A New Parameter for Plantar Fascia Assessment. *J Foot Ankle Surg* **2015**, *54*, 445–448, doi:10.1053/J.JFAS.2014.11.002.

15. Hawkins, B.J.; Langermen, R.J.; Gibbons, T.; Calhoun, J.H. An Anatomic Analysis of Endoscopic Plantar Fascia Release. *Foot Ankle Int* **1995**, *16*, 552–558, doi:10.1177/107110079501600907.
16. Pontious, J.; Flanigan, K.P.; Hillstrom, H.J. Role of the Plantar Fascia in Digital Stabilization. A Case Report. *J Am Podiatr Med Assoc* **1996**, *86*, 43–47, doi:10.7547/87507315-86-1-43.
17. Sarrafian, S.K. Functional Characteristics of the Foot and Plantar Aponeurosis under Tibiotalar Loading. *Foot Ankle* **1987**, *8*, 4–18, doi:10.1177/107110078700800103.
18. Lapidus PW. Kinesiology and mechanical anatomy of the tarsal joints. *Clin Orthop Relat Res.* **1963**;30:20-36. PMID: 4968239.
19. Hicks, J. H. (1954). The mechanics of the foot: II. The plantar aponeurosis and the arch. *Journal of anatomy*, *88*(Pt 1), 25.
20. Shiotani, H.; Mizokuchi, T.; Yamashita, R.; Naito, M.; Kawakami, Y. Acute Effects of Long-Distance Running on Mechanical and Morphological Properties of the Human Plantar Fascia. *Scand J Med Sci Sports* **2020**, *30*, 1360–1368, doi:10.1111/SMS.13690.
21. Fukano, M.; Inami, T.; Nakagawa, K.; Narita, T.; Iso, S. Foot Posture Alteration and Recovery Following a Full Marathon Run. *Eur J Sport Sci* **2018**, *18*, 1338–1345, doi:10.1080/17461391.2018.1499134.
22. Huang, C.K.; Kitaoka, H.B.; an, K.N.; Chao, E.Y.S. Biomechanical Evaluation of Longitudinal Arch Stability. *Foot Ankle* **1993**, *14*, 353–357, doi:10.1177/107110079301400609.
23. Cifuentes-De la Portilla, C.; Larrainzar-Garijo, R.; Bayod, J. Analysis of the Main Passive Soft Tissues Associated with Adult Acquired Flatfoot Deformity Development: A Computational Modeling Approach. *J Biomech* **2019**, *84*, 183–190, doi:10.1016/J.JBIOMECH.2018.12.047.
24. Wager, J.C.; Challis, J.H. Elastic Energy within the Human Plantar Aponeurosis Contributes to Arch Shortening during the Push-off Phase of Running. *J Biomech* **2016**, *49*, 704–709, doi:10.1016/J.JBIOMECH.2016.02.023.
25. McDonald, K.A.; Stearne, S.M.; Alderson, J.A.; North, I.; Pires, N.J.; Rubenson, J. The Role of Arch Compression and Metatarsophalangeal Joint Dynamics in Modulating Plantar Fascia Strain in Running. *PLoS One* **2016**, *11*, doi:10.1371/JOURNAL.PONE.0152602.
26. Giddings, V.L.; Beaupré, G.S.; Whalen, R.T.; Carter, D.R. Calcaneal Loading during Walking and Running. *Med Sci Sports Exerc* **2000**, *32*, 627–634, doi:10.1097/00005768-200003000-00012.
27. Chen, T.L.W.; Wong, D.W.C.; Wang, Y.; Lin, J.; Zhang, M. Foot Arch Deformation and Plantar Fascia Loading during Running with Rearfoot Strike and Forefoot Strike: A Dynamic Finite Element Analysis. *J Biomech* **2019**, *83*, 260–272, doi:10.1016/J.JBIOMECH.2018.12.007.
28. Wren, T.A.L.; Lindsey, D.P.; Beaupré, G.S.; Carter, D.R. Effects of Creep and Cyclic Loading on the Mechanical Properties and Failure of Human Achilles Tendons. *Ann Biomed Eng* **2003**, *31*, 710–717, doi:10.1114/1.1569267.
29. Ker, R.F.; Bennett, M.B.; Bibby, S.R.; Kester, R.C.; Alexander, R.M. The Spring in the Arch of the Human Foot. *Nature* **1987**, *325*, 147–149, doi:10.1038/325147A0.

30. Noriega, D.C.; Cristo, Á.; León, A.; García-Medrano, B.; Caballero-García, A.; Córdova-Martínez, A. Plantar Fasciitis in Soccer Players-A Systemic Review. *Int J Environ Res Public Health* **2022**, *19*, doi:10.3390/IJERPH192114426.
31. Bolgla LA, Malone TR. Plantar fasciitis and the windlass mechanism: a biomechanical link to clinical practice. *J Athl Train.* **2004** Jan;39(1):77-82. PMID: 16558682.
32. Kirby, K.A. Biomechanics of the Normal and Abnormal Foot. *J Am Podiatr Med Assoc* **2000**, *90*, 30–34, doi:10.7547/87507315-90-1-30.
33. Dananberg, H.J. Functional Hallux Limitus and Its Relationship to Gait Efficiency. *J Am Podiatr Med Assoc* **1986**, *76*, 648–652, doi:10.7547/87507315-76-11-648.
34. Lemont H, Ammirati KM, Usen N. Plantar fasciitis: a degenerative process (fasciosis) without inflammation. *J Am Podiatr Med Assoc.* **2003** May-Jun;93(3):234-7. doi: 10.7547/87507315-93-3-234.
35. Khan, K.M.; Cook, J.L.; Taunton, J.E.; Bonar, F. Overuse Tendinosis, Not Tendinitis Part 1: A New Paradigm for a Difficult Clinical Problem. *Phys Sportsmed* **2000**, *28*, 38–48, doi:10.3810/PSM.2000.05.890.
36. Trojian, T.; Tucker, A.K. Plantar Fasciitis - American Family Physician. *Drexel University College of Medicine* **2019**, *99*, 744–750.
37. Crosby, W.; Humble, R.N. Rehabilitation of Plantar Fasciitis. *Clin Podiatr Med Surg* **2001**, *18*, 225–231, doi:10.1016/S0891-8422(23)01182-5.
38. Trojian, T.; Tucker, A.K. Plantar Fasciitis: A Degenerative Process (Fasciosis) without Inflammation. *J Am Podiatr Med Assoc* **2003**, *93*, 744–750, doi:10.7547/87507315-93-3-234.
39. Kibler, W.B.; Goldberg, C.; Chandler, T.J. Functional Biomechanical Deficits in Running Athletes with Plantar Fasciitis. *Am J Sports Med* **1991**, *19*, 66–71, doi:10.1177/036354659101900111.
40. Barry, M. (2016). Causation and risk factors of Plantar Fasciitis. *Acc Res*, *12*(1), 1-37.
41. Mayich, D.J.; Younger, A.; Krause, F. The Reverse Silfverskiöld Test in Achilles Tendon Rupture. *CJEM* **2009**, *11*, 242–243, doi:10.1017/S1481803500011271.
42. Lamoreux, L. W. (1971). Kinematic measurements in the study of human walking. *Bull Prosthet Res*, *10*(15), 3-84.
43. Mirelman, A.; Shema, S.; Maidan, I.; Hausdorff, J.M. Gait. *Handb Clin Neurol* **2018**, *159*, 119–134, doi:10.1016/B978-0-444-63916-5.00007-0.
44. Murray, M.P.; Kory, R.C.; Clarkson, B.H. Walking Patterns in Healthy Old Men. *J Gerontol* **1969**, *24*, 169–178, doi:10.1093/geronj/24.2.169.
45. Martínez Zazo, S. (2020). Biomecánica Clínica de La Marcha y Su Relación Con Patología Musculoesquelética.
46. Jacquelin Perry, M. (2010). Gait analysis: normal and pathological function. *New Jersey: SLACK*.
47. Martínez Zazo, S. (2021). Biomecánica patológica de las lesiones de pie y tobillo.
48. Cámara, J. (2011). Análisis de la marcha: sus fases y variables espacio-temporales. *Entramado*, *7*(1), 160-173.

49. Murray, M.P.; Kory, R.C.; Clarkson, B.H. Walking Patterns in Healthy Old Men. *J Gerontol* **1969**, *24*, 169–178, doi:10.1093/geronj/24.2.169.
50. Begg, R.K.; Sparrow, W.A.; Lythgo, N.D. Time-Domain Analysis of Foot-Ground Reaction Forces in Negotiating Obstacles. *Gait Posture* **1998**, *7*, 99–109, doi:10.1016/S0966-6362(97)00039-8.
51. Núñez-Samper Pizarroso, M.; Llanos Alcázar, L.F. Biomecánica, Medicina y Cirugía Del Pie. **1997**, 26–41.
52. Whittle, M.W. An Introduction to Gait Analysis. *An Introduction to Gait Analysis* **2007**, 1–255, doi:10.1016/B978-0-7506-8883-3.X5001-6.
53. Titianova, E.B.; Pitkänen, K.; Pääkkönen, A.; Sivenius, J.; Tarkka, I.M. Gait Characteristics and Functional Ambulation Profile in Patients with Chronic Unilateral Stroke. *Am J Phys Med Rehabil* **2003**, *82*, 778–786, doi:10.1097/01.PHM.0000087490.74582.E0.
54. Hobara, H.; Sato, T.; Sakaguchi, M.; Sato, T.; Nakazawa, K. Step Frequency and Lower Extremity Loading during Running. *Int J Sports Med* **2012**, *33*, 310–313, doi:10.1055/S-0031-1291232.
55. Chao, E.Y.; Laughman, R.K.; Schneider, E.; Stauffer, R.N. Normative Data of Knee Joint Motion and Ground Reaction Forces in Adult Level Walking. *J Biomech* **1983**, *16*, 219–233, doi:10.1016/0021-9290(83)90129-X.
56. Herrero Larrea, A. (2017). Estudio de los parámetros espaciales de la marcha en la población anciana española y su asociación con resultados adversos de salud.
57. Albano, D.; Messina, C.; Gitto, S.; Serpi, F.; Basile, M.; Acquasanta, M.; Lanza, E.; Sconfienza, L.M. Shear-Wave Elastography of the Plantar Fascia: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Ultrasound* **2023**, *26*, 59–64, doi:10.1007/S40477-022-00770-4.
58. Gitto, S.; Messina, C.; Vitale, N.; Albano, D.; Sconfienza, L.M. Quantitative Musculoskeletal Ultrasound. *Semin Musculoskelet Radiol* **2020**, *24*, 367–374, doi:10.1055/S-0040-1709720.
59. Sconfienza, L.M.; Silvestri, E.; Orlandi, D.; Fabbro, E.; Ferrero, G.; Martini, C.; Sardanelli, F.; Cimmino, M.A. Real-Time Sonoelastography of the Plantar Fascia: Comparison between Patients with Plantar Fasciitis and Healthy Control Subjects. *Radiology* **2013**, *267*, 195–200, doi:10.1148/RADIOL.12120969.
60. Jiang, Z.Z.; Shen, H.L.; Zhang, Q.; Ye, G.; Li, X.C.; Liu, X.T. Elasticity Evaluation of the Plantar Fascia: A Shear Wave Elastography Study Involving 33 Early-Stage Plantar Fasciopathy Subjects. *Front Physiol* **2022**, *13*, doi:10.3389/FPHYS.2022.1060728.
61. Sconfienza, L.M.; Silvestri, E.; Orlandi, D.; Fabbro, E.; Ferrero, G.; Martini, C.; Sardanelli, F.; Cimmino, M.A. Real-Time Sonoelastography of the Plantar Fascia: Comparison between Patients with Plantar Fasciitis and Healthy Control Subjects. *Radiology* **2013**, *267*, 195–200, doi:10.1148/RADIOL.12120969.
62. Baur, D.; Schwabl, C.; Kremser, C.; Taljanovic, M.S.; Widmann, G.; Sconfienza, L.M.; Sztankay, J.; Feuchtner, G.; Klauser, A.S. Shear Wave Elastography of the Plantar Fascia: Comparison between Patients with Plantar Fasciitis and Healthy Control Subjects. *J Clin Med* **2021**, *10*, doi:10.3390/JCM10112351.

63. Sconfienza, L.M.; Albano, D.; Allen, G.; Bazzocchi, A.; Bignotti, B.; Chianca, V.; Facal de Castro, F.; Drakonaki, E.E.; Gallardo, E.; Gielen, J.; et al. Clinical Indications for Musculoskeletal Ultrasound Updated in 2017 by European Society of Musculoskeletal Radiology (ESSR) Consensus. *Eur Radiol* **2018**, *28*, 5338–5351, doi:10.1007/S00330-018-5474-3.
64. Ooi, C.C.; Malliaras, P.; Schneider, M.E.; Connell, D.A. “Soft, Hard, or Just Right?” Applications and Limitations of Axial-Strain Sonoelastography and Shear-Wave Elastography in the Assessment of Tendon Injuries. *Skeletal Radiol* **2014**, *43*, 1–12, doi:10.1007/S00256-013-1695-3.
65. Snoj, Ž.; Wu, C.H.; Taljanovic, M.S.; Dumić-Čule, I.; Drakonaki, E.E.; Klauser, A.S. Ultrasound Elastography in Musculoskeletal Radiology: Past, Present, and Future. *Semin Musculoskelet Radiol* **2020**, *24*, 156–166, doi:10.1055/S-0039-3402746.
66. Taljanovic, M.S.; Gimber, L.H.; Becker, G.W.; Latt, L.D.; Klauser, A.S.; Melville, D.M.; Gao, L.; Witte, R.S. Shear-Wave Elastography: Basic Physics and Musculoskeletal Applications. *Radiographics* **2017**, *37*, 855–870, doi:10.1148/RG.2017160116.
67. Wu, C.H.; Chen, W.S.; Wang, T.G.; Lew, H.L. Can Sonoelastography Detect Plantar Fasciitis Earlier than Traditional B-Mode Ultrasonography? *Am J Phys Med Rehabil* **2012**, *91*, 185, doi:10.1097/PHM.0B013E31822DE9AB.
68. McMillan, A.M.; Landorf, K.B.; Barrett, J.T.; Menz, H.B.; Bird, A.R. Diagnostic Imaging for Chronic Plantar Heel Pain: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Foot Ankle Res* **2009**, *2*, doi:10.1186/1757-1146-2-32.
69. Chen, T.L.W.; Agresta, C.E.; Lipps, D.B.; Provenzano, S.G.; Hafer, J.F.; Wong, D.W.C.; Zhang, M.; Zernicke, R.F. Ultrasound Elastographic Assessment of Plantar Fascia in Runners Using Rearfoot Strike and Forefoot Strike. *J Biomech* **2019**, *89*, 65–71, doi:10.1016/J.JBIOMECH.2019.04.013.
70. Kapoor, A., Sandhu, H. S., Sandhu, P. S., Kapoor, A., Mahajan, G., & Kumar, A. (2010). Realtime elastography in plantar fasciitis: comparison with ultrasonography and MRI. *Current Orthopaedic Practice*, *21*(6), 600-608. doi: 10.1097/BCO.0b013e3181f4a8d9
71. Taş, S.; Bek, N.; Ruhi Onur, M.; Korkusuz, F. Effects of Body Mass Index on Mechanical Properties of the Plantar Fascia and Heel Pad in Asymptomatic Participants. *Foot Ankle Int* **2017**, *38*, 779–784, doi:10.1177/1071100717702463.
72. Shiotani, H.; Yamashita, R.; Mizokuchi, T.; Naito, M.; Kawakami, Y. Site- and Sex-Differences in Morphological and Mechanical Properties of the Plantar Fascia: A Supersonic Shear Imaging Study. *J Biomech* **2019**, *85*, 198–203, doi:10.1016/J.JBIOMECH.2019.01.014.
73. Ríos-Díaz, J.; Martínez-Payá, J.J.; del Baño-Aledo, M.E.; de Groot-Ferrando, A.; Botía-Castillo, P.; Fernández-Rodríguez, D. Sonoelastography of Plantar Fascia: Reproducibility and Pattern Description in Healthy Subjects and Symptomatic Subjects. *Ultrasound Med Biol* **2015**, *41*, 2605–2613, doi:10.1016/J.ULTRASMEDBIO.2015.05.024.

74. Gatz, M.; Betsch, M.; Quack, V.; Bejder, L.; Schrading, S.; Tingart, M.; Dirrachs, T. Shear Wave Elastography for Treatment Monitoring of Plantar Fasciitis. *J Sports Med Phys Fitness* **2020**, *60*, 1137–1147, doi:10.23736/S0022-4707.20.10702-3.
75. Albano, D.; Messina, C.; Gitto, S.; Serpi, F.; Basile, M.; Acquasanta, M.; Lanza, E.; Sconfienza, L.M. Shear-Wave Elastography of the Plantar Fascia: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J Ultrasound* **2023**, doi:10.1007/S40477-022-00770-4.
76. Wu, C.H.; Chiu, Y.H.; Chang, K.V.; Wu, W.T.; Özçakar, L. Ultrasound Elastography for the Evaluation of Plantar Fasciitis: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Eur J Radiol* **2022**, *155*, doi:10.1016/J.EJRAD.2022.110495.
77. Kumaran, B.; Watson, T. Thermal Build-up, Decay and Retention Responses to Local Therapeutic Application of 448 KHz Capacitive Resistive Monopolar Radiofrequency: A Prospective Randomised Crossover Study in Healthy Adults. *Int J Hyperthermia* **2015**, *31*, 883–895, doi:10.3109/02656736.2015.1092172.
78. Navarro-Ledesma, S.; Gonzalez-Muñoz, A. Short-Term Effects of 448 Kilohertz Radiofrequency Stimulation on Supraspinatus Tendon Elasticity Measured by Quantitative Ultrasound Elastography in Professional Badminton Players: A Double-Blinded Randomized Clinical Trial. *Int J Hyperthermia* **2021**, *38*, 421–427, doi:10.1080/02656736.2021.1896790.
79. Spottorno, J.; Gonzalez de Vega, C.; Buenaventura, M.; Hernando, A. Influence of Electrodes on the 448 KHz Electric Currents Created by Radiofrequency: A Finite Element Study. *Electromagn Biol Med* **2017**, *36*, 306–314, doi:10.1080/15368378.2017.1354015.
80. Fousekis, K.; Chrysanthopoulos, G.; Tsekoura, M.; Mandalidis, D.; Mylonas, K.; Angelopoulos, P.; Koumoundourou, D.; Billis, V.; Tsepis, E. Posterior Thigh Thermal Skin Adaptations to Radiofrequency Treatment at 448 KHz Applied with or without Indiba® Fascia Treatment Tools. *J Phys Ther Sci* **2020**, *32*, 292–296, doi:10.1589/JPTS.32.292.
81. Cuevas-Cervera, M.; Aguilar-Núñez, D.; Aguilar-García, M.; García-Ríos, M.C.; González-Muñoz, A.; Navarro-Ledesma, S. Patellar Tendon Elasticity and Temperature Following after a 448 Kilohertz Radiofrequency Intervention on Active Healthy Subjects: An Open Controlled Clinical Trial. *Diagnostics (BaEDT)* **2023**, *13*, doi:10.3390/DIAGNOSTICS13182976.
82. Puig, J.; Martí, R.; Lladó, X.; Corral-Baqués, M.I.; Sendrós-Tolsau, S. Structural Changes in Subcutaneous and Visceral Abdominal Fatty Tissue Induced by Local Application of 448 KHz Capacitive Resistive Monopolar Radiofrequency: A Magnetic Resonance Imaging Case Study. *Lasers Med Sci* **2022**, *37*, 3739–3748, doi:10.1007/S10103-022-03602-3.
83. Navarro-Ledesma, S.; Gonzalez-Muñoz, A. Mid- and Long-Term Results Using 448 KHz Stimulation on the Elasticity of the Supraspinatus Tendon Measured by Quantitative Ultrasound Elastography in Badminton Professionals: Prospective Randomized Double-Blinded Clinical Trial with Nine Months of Follow-Up. *J Clin Med* **2022**, *11*, doi:10.3390/JCM11061664.

84. Tashiro, Y.; Hasegawa, S.; Yokota, Y.; Nishiguchi, S.; Fukutani, N.; Shirooka, H.; Tasaka, S.; Matsushita, T.; Matsubara, K.; Nakayama, Y.; et al. Effect of Capacitive and Resistive Electric Transfer on Haemoglobin Saturation and Tissue Temperature. *Int J Hyperthermia* **2017**, *33*, 696–702, doi:10.1080/02656736.2017.1289252.
85. Mace, T.A.; Zhong, L.; Kokolus, K.M.; Repasky, E.A. Effector CD8+ T Cell IFN- γ Production and Cytotoxicity Are Enhanced by Mild Hyperthermia. *Int J Hyperthermia* **2012**, *28*, 9–18, doi:10.3109/02656736.2011.616182.
86. Knippertz, I.; Stein, M.F.; Dörrie, J.; Schaft, N.; Müller, I.; Deinzer, A.; Steinkasserer, A.; Nettelbeck, D.M. Mild Hyperthermia Enhances Human Monocyte-Derived Dendritic Cell Functions and Offers Potential for Applications in Vaccination Strategies. *Int J Hyperthermia* **2011**, *27*, 591–603, doi:10.3109/02656736.2011.589234.
87. Rodríguez-Sanz, J.; Pérez-Bellmunt, A.; López-de-Celis, C.; Lucha-López, O.M.; González-Rueda, V.; Tricás-Moreno, J.M.; Simon, M.; Hidalgo-García, C. Thermal and Non-Thermal Effects of Capacitive-Resistive Electric Transfer Application on Different Structures of the Knee: A Cadaveric Study. *Sci Rep* **2020**, *10*, doi:10.1038/S41598-020-78612-8.
88. Fenwick, S.A.; Hazleman, B.L.; Riley, G.P. The Vasculature and Its Role in the Damaged and Healing Tendon. *Arthritis Res* **2002**, *4*, 252–260, doi:10.1186/AR416.
89. Sean, C.; Gary, S.; Gregory, F.; Karl, T. Proximal Plantar Intrinsic Tendinopathy: Anatomical and Biomechanical Considerations in Plantar Heel Pain. *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* **2019**, *109*, 412–415. doi:10.7547/17-198.
90. Ryan, C.; Pedro, A.R.; Richard, E.A.V.E.; Joseph, H. Multi-Segment Foot Kinematics and Ground Reaction Forces during Gait of Individuals with Plantar Fasciitis. *J. Biomech.* **2014**, *47*, 2571–2577. doi:10.1016/j.jbiomech.2014.06.003.
91. Seung Don, Y.; Hee Sang, K.; Jong Ha, L.; Dong Hwan, Y.; Dong Hwan, K.; Jinmann, C.; Seung Ah, L.; Yoo Jin, H.; Yun Soo, S.; Yong, K.; et al. Biomechanical Parameters in Plantar Fasciitis Measured by Gait Analysis System with Pressure Sensor. *Ann. Rehabil. Med.* **2017**, *41*, 979–989. doi:10.5535/arm.2017.41.6.979.
92. Wei-Yi, Y.; Yan-Hong, H.; Xue-Wei, C.; Jian-Ke, P.; Ling-Feng, Z.; Jiong-Tong, L.; Jun, L. Platelet-Rich Plasma as a Treatment for Plantar Fasciitis: A Meta-Analysis of Randomized Controlled Trials. *Medicine* **2017**, *96*, e8475. doi:10.1097/MD.00000000000008475.
93. Morgan, H.; Ivan, U.; Vwaire, O.; Mariam Salisu, O.; Joseph, B.; Stephen, G.; Lukas, F.; Laxmaiah, M.; Alan, D.K.; Rachel, J.K.; et al. Current Concepts of Minimally Invasive Treatment Options for Plantar Fasciitis: A Comprehensive Review. *Curr. Pain Headache Rep.* **2020**, *24*, 55. doi:10.1007/s11916-020-00883-7.
94. Jacquelin, P. *Gait Analysis: Normal and Pathological Function*; SLACK: Thorofare, NJ, USA, **2010**; ISBN 978-1-55642-766-4.
95. Hicks, J.H. The Mechanics of the Foot. II. The Plantar Aponeurosis and the Arch. *J. Anat.* **1954**, *88*, 25–30. PMID: 13129168

96. Christian, G.; Dorianne, S.; Bert, O.; van Laurens, K.; Erik, V.; Klaas, P.; Rienk, D.; Juha, M.H. Biomechanical Effects of Rocker Shoes on Plantar Aponeurosis Strain in Patients with Plantar Fasciitis and Healthy Controls. *PLoS ONE* **2019**, *14*, e0222388. doi.org/10.1371/journal.pone.0222388.
97. Chen, Y.N.; Chang, C.W.; Li, C.T.; Chang, C.H.; Lin, C.F. Finite Element Analysis of Plantar Fascia during Walking: A QuasiStatic Simulation. *Foot Ankle Int.* **2015**, *36*, 90–97. doi:10.1177/1071100714549189.
98. Harutaichun, P.; Boonyong, S.; Pensri, P. Differences in Lower-Extremity Kinematics between the Male Military Personnel with and without Plantar Fasciitis. *Phys. Ther. Sport* **2021**, *50*, 130–137. doi:10.1016/J.PTSP.2021.04.007.
99. Caravaggi, P.; Pataky, T.; Günther, M.; Savage, R.; Crompton, R. Dynamics of Longitudinal Arch Support in Relation to Walking Speed: Contribution of the Plantar Aponeurosis. *J. Anat.* **2010**, *217*, 254–261. doi:10.1111/J.1469-7580.2010.01261.X.
100. Lee, S.Y.; Hertel, J.; Lee, S.C. Rearfoot Eversion Has Indirect Effects on Plantar Fascia Tension by Changing the Amount of Arch Collapse. *Foot* **2010**, *20*, 64–70. doi:10.1016/J.FOOT.2010.06.003.
101. Taunton, J.E.; Ryan, M.B.; Clement, D.B.; McKenzie, D.C.; Lloyd-Smith, D.R.; Zumbo, B.D. A Retrospective Case-Control Analysis of 2002 Running Injuries. *Br. J. Sports Med.* **2002**, *36*, 95–101. doi:10.1136/BJSM.36.2.95.
102. Petraglia, F.; Ramazzina, I.; Costantino, C. Plantar Fasciitis in Athletes: Diagnostic and Treatment Strategies. A Systematic Review. *Muscles Ligaments Tendons J.* **2017**, *7*, 107–118. doi:10.11138/MLTJ/2017.7.1.107.
103. Patrick, O.R.; Gabriele, P.; Ugo, D.C.; Kate, W.P.; Kerrigan, D.C. A Kinematic and Kinetic Comparison of Overground and Treadmill Walking in Healthy Subjects. *Gait Posture* **2007**, *26*, 17–24. doi:10.1016/j.gaitpost.2006.07.003.
104. Patrick, O.R.; Jay, D.; Jason, F.; Ugo, D.C.; Robert, P.W.; Kerrigan, D.C. A Kinematics and Kinetic Comparison of Overground and Treadmill Running. *Med. Sci. Sports Exerc.* **2008**, *40*, 1093–1100. doi:10.1249/MSS.0b013e3181677530.
105. von Elm, E.; Altman, D.G.; Egger, M.; Pocock, S.J.; Gøtzsche, P.C.; Vandenbroucke, J.P. The Strengthening the Reporting of Observational Studies in Epidemiology (STROBE) Statement: Guidelines for Reporting Observational Studies. *Int. J. Surg.* **2014**, *12*, 1495–1499. doi:10.1016/J.IJSU.2014.07.013.
106. Trojian, T., & Tucker, A. K. (2019). Plantar fasciitis. *American family physician*, *99*(12), 744-750. PMID: 31194492.
107. Neufeld, S.K.; Cerrato, R. Plantar Fasciitis: Evaluation and Treatment. *J. Am. Acad. Orthop. Surg.* **2008**, *16*, 338–346. doi:10.5435/00124635-200806000-00006.
108. Rosa, N. (1998). Manual de uso. *Signa: Revista de la Asociación Española de Semiótica*, (7), 335-346.

109. McNally, E.G.; Shetty, S. Plantar Fascia: Imaging Diagnosis and Guided Treatment. *Semin. Musculoskelet. Radiol.* **2010**, *14*, 334– 343. doi:10.1055/s-0030-1254522.
110. Neumann, D. A. (**2002**). Kinesiology of the musculoskeletal system. *St. Louis: Mosby*, 25-40.
111. Cervera-Garvi, P., Aguilar-Núñez, D., Páez-Moguer, J., Jerez, J. M., & Navarro-Ledesma, S. (**2023**). Differences in the Impact of Plantar Fasciopathy on the Spatio-Temporal Gait Parameters between Participants with Bilateral Plantar Fasciopathy and Healthy Subjects: A Cross-Sectional Study. *Applied Sciences*, *13*(4), 2133. doi: 10.3390/app13042133
112. Brachman, A.; Sobota, G.; Marszałek, W.; Pawłowski, M.; Juras, G.; Bacik, B. Plantar Pressure Distribution and Spatiotemporal Gait Parameters after the Radial Shock Wave Therapy in Patients with Chronic Plantar Fasciitis. *J. Biomech.* **2020**, *105*, 109773. doi:10.1016/J.JBIOMECH.2020.109773.
113. Wearing, S.C.; Smeathers, J.E.; Sullivan, P.M.; Yates, B.; Urry, S.R.; Dubois, P. Plantar Fasciitis: Are Pain and Fascial Thickness Associated with Arch Shape and Loading? *Phys. Ther.* **2007**, *87*, 1002–1008. doi:10.2522/PTJ.20060136.
114. Chang, R.; van Emmerik, R.; Hamill, J. Chronic Plantar Fasciitis Reduces Rearfoot to Medial-Forefoot Anti-Phase Coordination. *Clin. Biomech.* **2021**, *88*, 105439. doi:10.1016/J.CLINBIOMECH.2021.105439.
115. Wearing, S.C.; Smeathers, J.E.; Urry, S.R. The Effect of Plantar Fasciitis on Vertical Foot-Ground Reaction Force. *Clin. Orthop. Relat. Res.* **2003**, *409*, 175–185. doi:10.1097/01.BLO.0000057989.41099.D8.
116. Dudoniene, V.; Balnytė, M.; Kuisma, R. Comparison of Static Balance and Gait between Subjects with Plantar Fasciitis and AgeMatched Controls. *J. Back Musculoskelet. Rehabil.* **2022**, *1–8*, ahead of print. doi:10.3233/BMR-220092.
117. Kelly, D.K.; Wiegand, K.; Freedman Silvernail, J. Dynamic Stability in Runners with and without Plantar Fasciitis. *Gait Posture* **2022**, *96*, 301–305. doi:10.1016/J.GAITPOST.2022.06.003.
118. Gefen, A. The in Vivo Elastic Properties of the Plantar Fascia during the Contact Phase of Walking. *Foot Ankle Int.* **2003**, *24*, 238–244. doi:10.1177/107110070302400307.
119. Justin, S.; Joshua, B.; Roger, A.; Evangelos, P.; Jack, C. Plantar Heel Pain and Foot Loading during Normal Walking. *Gait Posture* **2015**, *41*, 688–693. doi:10.1016/j.gaitpost.2015.01.025.
120. Inmaculada, R.-R.; Aurora, C.-M.; Ana María, J.-C.; María Luisa, G.-E.; Inmaculada, C.P.-T.; Manuel, P.-C. Assessment of EDTECTED Spatio-Temporal Gait Parameters on Subjects with Pronated Foot Posture on the Basis of Measurements Using OptoGait. A Case-Control Study. *Sensors* **2021**, *21*, 2805. doi:10.3390/s21082805.
121. Sconfienza LM, Orlandi D, Cimmino MA, Silvestri E. A few considerations on "sonoelastography of the plantar fascia". *Radiology.* **2011** Dec;261(3):995-6. doi: 10.1148/radiol.11111255.

122. Boussouar A, Meziane F, Crofts G. Plantar fascia segmentation and thickness estimation in ultrasound images. *Comput Med Imaging Graph.* **2017**. Mar;56:60,73. doi:10.1016/j.compmedimag.2017.02.001.
123. Kelikian, A. S., & Sarrafian, S. K. (Eds.). (2011). *Sarrafian's anatomy of the foot and ankle: descriptive, topographic, functional*. Lippincott Williams & Wilkins.
124. Morikawa M, Maeda N, Komiya M, Hirota A, Mizuta R, Kobayashi T, Kaneda K, Nishikawa Y, Urabe Y. Contribution of Plantar Fascia and Intrinsic Foot Muscles in a Single-Leg Drop Landing and Repetitive Rebound Jumps: An Ultrasound-Based Study. *Int J Environ Res Public Health.* **2021** Apr 23;18(9):4511. doi: 10.3390/ijerph18094511.
125. McKeon PO, Hertel J, Bramble D, Davis I. The foot core system: a new paradigm for understanding intrinsic foot muscle function. *Br J Sports Med.* **2015** Mar;49(5):290. doi:10.1136/bjsports-2013-092690.
126. Christie S, Styn G Jr, Ford G, Terryberry K. Proximal Plantar Intrinsic Tendinopathy: Anatomical and Biomechanical Considerations in Plantar Heel Pain. *J Am Podiatr Med Assoc.* **2019** Sep;109(5):412-415. doi: 10.7547/17-198.
127. Yoo SD, Kim HS, Lee JH, Yun DH, Kim DH, Chon J, Lee SA, Han YJ, Soh YS, Kim Y, Han S, Lee W, Han YR. Biomechanical Parameters in Plantar Fasciitis Measured by Gait Analysis System With Pressure Sensor. *Ann Rehabil Med.* **2017** Dec;41(6):979-989. doi: 10.5535/arm.2017.41.6.979.
128. Chang R, van Emmerik R, Hamill J. Chronic plantar fasciitis reduces rearfoot to medial-forefoot anti-phase coordination. *Clin Biomech (Bristol, Avon).* **2021** Aug;88:105439. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2021.10549.
129. Ríos-Díaz J, Martínez-Payá JJ, del Baño-Aledo ME, de Groot-Ferrando A, Botía-Castillo P, Fernández-Rodríguez D. Sonoelastography of Plantar Fascia: Reproducibility and Pattern Description in Healthy Subjects and Symptomatic Subjects. *Ultrasound MedBiol.* **2015** Oct;41(10):2605-13. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2015.05.024.
130. Lung, C.W.; Wu, F.L.; Zhang, K.; Liao, B.Y.; Townsend, R.; Jan, Y.K. Using Elastographic Ultrasound to Assess Plantar Tissue Stiffness after Walking at Different Speeds and Durations. *Appl. Sci.* **2020**, *10*, 7498. doi: 10.3390/app10217498
131. Sconfienza, L.M.; Silvestri, E.; Orlandi, D.; Fabbro, E.; Ferrero, G.; Martini, C.; Sardanelli, F.; Cimmino, M.A. Real-Time Sonoelastography of the Plantar Fascia: Comparison between Patients with Plantar Fasciitis and Healthy Control Subjects. *Radiology* **2013**, *267*, 195–200. doi: 10.1148/radiol.12120969.
132. Kartus, J.; Rostgård-Christensen, L.; Movin, T.; Lindahl, S.; Ejerhed, L.; Karlsson, J. Evaluation of Harvested and Normal Patellar Tendons: A Reliability Analyses of Magnetic Resonance Imaging and

- Ultrasonography. *Knee Surg. Sports Traumatol. Arthrosc.* **2000**, *8*, 275–280. doi: 10.1007/s001670000132.
133. Klich, S.; Kosendiak, A.; Krymski, I.; Kawczyn'ski, A.; Madeleine, P.; Fernández-de-las-Peñas, C. Ultrasound Imaging of Patellar Tendon Thickness in Elite Sprint Track Cyclists and Elite Soccer Players: An Intra-Rater and Inter-Rater Reliability Study. *PLoS ONE* **2022**, *17*, e0270871. doi: 10.1371/journal.pone.0270871.
134. Albano, D.; Messina, C.; Gitto, S.; Serpi, F.; Basile, M.; Acquasanta, M.; Lanza, E.; Sconfienza, L.M. Shear-Wave Elastography of the Plantar Fascia: A Systematic Review and Meta-Analysis. *J. Ultrasound* **2023**, *26*, 59–64. doi: 10.1007/s40477-022-00770-4.
135. Gatz, M.; Bejder, L.; Quack, V.; Schrading, S.; Dirrichs, T.; Tingart, M.; Kuhl, C.; Betsch, M. Shear Wave Elastography (EOC) for the Evaluation of Patients with Plantar Fasciitis. *Acad. Radiol.* **2020**, *27*, 363–370. doi: 10.1016/j.acra.2019.04.009.
136. Chiu, Y.H.; Chang, K.V.; Chen, I.J.; Wu, W.T.; Özçakar, L. Utility of Sonoelastography for the Evaluation of Rotator Cuff Tendon and Pertinent Disorders: A Systematic Review and Meta-Analysis. *Eur. Radiol.* **2020**, *30*, 6663–6672. doi: 10.1007/s00330-020-07059-2.
137. Rossetto, G.; Lopomo, N.F.; Shaikh, S.Z. Longitudinal Movements and Stiffness of Lower Extremity Nerves Measured by Ultrasonography and Ultrasound Elastography in Symptomatic and Asymptomatic Populations: A Systematic Review with Meta-Analysis. *Ultrasound Med. Biol.* **2023**. doi: 10.1016/j.ultrasmedbio.2023.04.013.
138. Heinen, E.H.; Lima, K.M.M.E.; Correia, R.; Diefenthaler, F.; de Brito Fontana, H. Reliability in Ultrasound Measurements of Plantar Aponeurosis Thickness. *Foot* **2021**, *46*, 101749. doi: 10.1016/j.foot.2020.101749.
139. Skovdal Rathleff, M.; Moelgaard, C.; Lykkegaard Olesen, J. Intra- and Interobserver Reliability of Quantitative Ultrasound Measurement of the Plantar Fascia. *J. Clin. Ultrasound* **2011**, *39*, 128–134. doi: 10.1002/jcu.20787.
140. Salehi, S.; Shadmehr, A.; Olyaei, G.; Bashardoust Tajali, S.; Mir, S.M.; Sobhani, V. Ultrasonographic Measurements of Plantar Fascia Thickness and Echogenicity in Individuals with and without Plantar Fasciitis: Reliability and Group Differences. *Foot* **2021**, *49*, 101849. doi: 10.1016/j.foot.2021.101849.
141. Wu, C.H.; Chang, K.V.; Mio, S.; Chen, W.S.; Wang, T.G. Sonoelastography of the Plantar Fascia. *Radiology* **2011**, *259*, 502–507. doi: 10.1148/radiol.11101665.
142. Kottner, J.; Audigé, L.; Brorson, S.; Donner, A.; Gajewski, B.J.; Hróbjartsson, A.; Roberts, C.; Shoukri, M.; Streiner, D.L. Guidelines for Reporting Reliability and Agreement Studies (GRRAS) Were Proposed. *J. Clin. Epidemiol.* **2011**, *64*, 96–106. doi: 10.1016/j.jclinepi.2010.03.002.
143. Wu, C.H.; Chiu, Y.H.; Chang, K.V.; Wu, W.T.; Özçakar, L. Ultrasound Elastography for the Evaluation of Plantar Fasciitis: A

- Systematic Review and Meta-Analysis. *Eur. J. Radiol.* **2022**, *155*, 110495. doi: 10.1016/j.ejrad.2022.110495.
144. Kane, D.; Greaney, T.; Shanahan, M.; Duffy, G.; Bresnihan, B.; Gibney, R.; FitzGerald, O. The Role of Ultrasonography in the Diagnosis and Management of Idiopathic Plantar Fasciitis. *Rheumatology* **2001**, *40*, 1002–1008. doi: 10.1093/rheumatology/40.9.1002.
145. Bland JM, Altman DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. *Lancet.* **1986** Feb 8;1(8476):307-10. PMID: 2868172.
146. Chino, K.; Lacourpaille, L.; Sasahara, J.; Suzuki, Y.; Hug, F. Effect of Toe Dorsiflexion on the Regional Distribution of Plantar Fascia Shear Wave Velocity. *Clin. Biomech.* **2019**, *61*, 11–15. doi: 10.1016/j.clinbiomech.2018.11.003.
147. Wu, C.H.; Chen, W.S.; Wang, T.G. Plantar Fascia Softening in Plantar Fasciitis with Normal B-Mode Sonography. *Skeletal Radiol.* **2015**, *44*, 1603–1607. doi: 10.1007/s00256-015-2215-4.
148. Zhang, L.; Wan, W.; Zhang, L.; Xiao, H.; Luo, Y.; Fei, X.; Zheng, Z.; Tang, P. Assessment of Plantar Fasciitis Using Shear Wave Elastography. *Nan Fang Yi Ke Da Xue Xue Bao* **2014**, *34*, 206–209. PMID: 24589597
149. Shiotani, H.; Yamashita, R.; Mizokuchi, T.; Naito, M.; Kawakami, Y. Site- and Sex-Differences in Morphological and Mechanical Properties of the Plantar Fascia: A Supersonic Shear Imaging Study. *J. Biomech.* **2019**, *85*, 198–203. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.01.014
150. Chen, T.L.W.; Agresta, C.E.; Lipps, D.B.; Provenzano, S.G.; Hafer, J.F.; Wong, D.W.C.; Zhang, M.; Zernicke, R.F. Ultrasound Elastographic Assessment of Plantar Fascia in Runners Using Rearfoot Strike and Forefoot Strike. *J. Biomech.* **2019**, *89*, 65–71. doi: 10.1016/j.jbiomech.2019.04.013.
151. Dickson, D.M.; Fawole, H.O.; Newcombe, L.; Smith, S.L.; Hendry, G.J. Reliability of Ultrasound Strain Elastography in the Assessment of the Quadriceps and Patellar Tendon in Healthy Adults. *Ultrasound* **2019**, *27*, 252–261. doi: 10.1177/1742271X19859380.
152. Schillizzi, G.; Alвити, F.; D’Ercole, C.; Elia, D.; Agostini, F.; Mangone, M.; Paoloni, M.; Bernetti, A.; Pacini, P.; Polti, G.; et al. Evaluation of Plantar Fasciopathy Shear Wave Elastography: A Comparison between Patients and Healthy Subjects. *J. Ultrasound* **2021**, *24*, 417–422. doi: 10.1007/s40477-020-00474-7.
153. Baur, D.; Schwabl, C.; Kremser, C.; Taljanovic, M.S.; Widmann, G.; Sconfienza, L.M.; Sztankay, J.; Feuchtner, G.; Klausner, A.S. Shear Wave Elastography of the Plantar Fascia: Comparison between Patients with Plantar Fasciitis and Healthy Control Subjects. *J. Clin. Med.* **2021**, *10*, 2351. doi: 10.3390/jcm10112351.
154. Qian, Z.; Jiang, Z.; Wu, J.; Chang, F.; Liu, J.; Ren, L.; Ren, L. Morphology and Mechanical Properties of Plantar Fascia in Flexible

- Flatfoot: A Noninvasive In Vivo Study. *Front. Bioeng. Biotechnol.* **2021**, *9*, 727940. doi: 10.3389/fbioe.2021.727940.
155. Navarro-Ledesma, S.; Aguilar-García, M.; González-Muñoz, A.; Pruiimboom, L.; Aguilar-Ferrándiz, M.E. Do Psychological Factors Influence the Elastic Properties of Soft Tissue in Subjects with Fibromyalgia? A Cross-Sectional Observational Study. *Biomedicines* **2022**, *10*, 3077. doi: 10.3390/biomedicines10123077.
 156. Navarro-Ledesma, S.; Carroll, J.; González-Muñoz, A.; Pruiimboom, L.; Burton, P. Changes in Circadian Variations in Blood Pressure, Pain Pressure Threshold and the Elasticity of Tissue after a Whole-Body Photobiomodulation Treatment in Patients with Fibromyalgia: A Triple-Blinded Randomized Clinical Trial. *Biomedicines* **2022**, *10*, 2678. doi: 10.3390/biomedicines10112678.
 157. Cheng, J.W.; Tsai, W.C.; Yu, T.Y.; Huang, K.Y. Reproducibility of Sonographic Measurement of Thickness and Echogenicity of the Plantar Fascia. *J. Clin. Ultrasound* **2012**, *40*, 14–19. doi: 10.1002/jcu.20903.
 158. Cardinal, E.; Chhem, R.K.; Beauregard, C.G.; Aubin, B.; Pelletier, M. Plantar Fasciitis: Sonographic Evaluation. *Radiology* **1996**, *201*, 257–259. doi: 10.1148/radiology.201.1.8816554.
 159. Gibbon, W.W.; Long, G. Ultrasound of the Plantar Aponeurosis (Fascia). *Skeletal Radiol.* **1999**, *28*, 21–26. doi: 10.1007/s002560050467.
 160. Wall, J.R.; Harkness, M.A.; Crawford, A. Ultrasound Diagnosis of Plantar Fasciitis. *Foot Ankle* **1993**, *14*, 465–470. doi: 10.1177/107110079301400807.
 161. Bisi-Balogun, A.; CasEDT, M.; Mayer, F. Reliability of Various Measurement Stations for Determining Plantar Fascia Thickness and Echogenicity. *Diagnostics* **2016**, *6*, 15. doi: 10.3390/diagnostics6020015.
 162. Narindra, L.; Herinirina, N.; Rakotonirina, H.; Andrianah, G.; Ranoharison, H.; Randriamboavonjy, R.; Ahmad, A. Thickness of the Plantar Fascia in Asymptomatic Subjects. *J. Med. Ultrasound* **2019**, *27*, 121–123. doi: 10.4103/JMU.JMU_72_18.
 163. Kumaran B, Watson T. Treatment using 448kHz capacitive resistive monopolar radiofrequency improves pain and function in patients with osteoarthritis of the knee joint: a randomised controlled trial. *Physiotherapy*. **2019**;105:98–107. doi: 10.1016/j.physio.2018.07.004.
 164. Spottorno J, Gonzalez de Vega C, Buenaventura M, et al. Influence of electrodes on the 448 kHz electric currents created by radiofrequency: A finite element study. *Electromagn Biol Med.* **2017**;36:306–314. doi: 10.1080/15368378.2017.1354015.
 165. Takahashi, K., Suyama, T., Onodera, M., Hirabayashi, S., Tsuzuki, N., & Zhong-Shi, L. (1999). Clinical effects of capacitive electric transfer hyperthermia therapy for lumbago. *Journal of Physical Therapy Science*, *11*(1), 45-51. doi: 10.1589/jpts.11.45
 166. Navarro-Ledesma S, Gonzalez-Muñoz A. Short-term effects of 448 kilohertz radiofrequency stimulation on supraspinatus tendon

- elasticity measured by quantitative ultrasound elastography in professional badminton players: a double-blinded randomized clinical trial. *Int J Hyperthermia*. **2021**;38:421–427. doi:10.1080/02656736.2021.1896790
167. Spottorno J, Gonzalez de Vega C, Buenaventura M, et al. Influence of electrodes on the 448 kHz electric currents created by radiofrequency: A finite element study. *Electromagn Biol Med*. **2017**;36:306–314. doi: 10.1080/15368378.2017.1354015
168. Aguilar-Núñez D, Cervera-Garvi P, Aguilar-García M, Cuevas-Cervera M, Gonzalez-Muñoz A, Navarro-Ledesma S. Ultrasound Strain Elastography Reliability in the Assessment of the Plantar Fascia and Its Relationship with the Plantar Thickness in Healthy Adults: An Intra and Interobserver Reliability Study in Novice Evaluators. *Biomedicines*. **2023** Jul 20;11(7):2040. doi: 10.3390/biomedicines11072040.
169. Yokota, Y., Tashiro, Y., Suzuki, Y., Tasaka, S., Matsushita, T., Matsubara, K., ... & Aoyama, T. (2017). Effect of capacitive and resistive electric transfer on tissue temperature, muscle flexibility, and blood circulation. *Journal of Novel Physiotherapies*, 7(01). doi: 10.4172/2165-7025.1000325
170. Fousekis K, Chrysanthopoulos G, Tsekoura M, Mandalidis D, Mylonas K, Angelopoulos P, Koumoundourou D, Billis V, Tsepis E. Posterior thigh thermal skin adaptations to radiofrequency treatment at 448 kHz applied with or without Indiba® fascia treatment tools. *J Phys Ther Sci*. **2020** Apr;32(4):292-296. doi: 10.1589/jpts.32.292.
171. Kumaran B, Watson T. Thermal build-up, decay and retention responses to local therapeutic application of 448 kHz capacitive resistive monopolar radiofrequency: A prospective randomised crossover study in healthy adults. *Int J Hyperthermia*. **2015**;31(8):883-95. doi: 10.3109/02656736.2015.1092172. doi: 10.3109/02656736.2015.1092172
172. Gonzalez-Gutierrez, M. D., Lopez-Garrido, A., Cortes-Perez, I., Obrero-Gaitan, E., Leon-Morillas, F., & Ibanez-Vera, A. J. (2022). Effects of non-invasive radiofrequency diathermy in pelvic floor disorders: a systematic review. *Medicina*, 58(3), 437. doi: 10.3390/medicina58030437.
173. Benincá, I. L., de Estéfani, D., de Souza, S. P., Weissahhn, N. K., & Haupenthal, A. (2021). Tissue heating in different short wave diathermy methods: A systematic review and narrative synthesis. *Journal of bodywork and movement therapies*, 28, 298-310. doi: 10.1016/j.jbmt.2021.07.031.
174. Shah, S. G. S., & Farrow, A. (2013). Assessment of physiotherapists' occupational exposure to radiofrequency electromagnetic fields from shortwave and microwave diathermy devices: a literature review. *Journal of occupational and environmental hygiene*, 10(6), 312-327. doi: 10.1080/15459624.2013.782203
175. Koutsojannis, C., Andrikopoulos, A., Adamopoulos, A., & Seimenis, I. (2018). Microwave diathermy in physiotherapy: introduction and evaluation of a quality control procedure. *Radiation protection dosimetry*, 181(3), 229-239. doi: 10.1093/rpd/ncy018

176. Draper, D. O., Hawkes, A. R., Johnson, A. W., Diede, M. T., & Rigby, J. H. (2013). Muscle heating with Megapulse II shortwave diathermy and ReBounce diathermy. *Journal of athletic training*, 48(4), 477-482. doi: 10.4085/1062-6050-48.3.01.
177. Stania M, Juras G, Chmielewska D, Polak A, Kucio C, Król P. Extracorporeal Shock Wave Therapy for Achilles Tendinopathy. *Biomed Res Int.* 2019 Dec 26;2019:3086910. doi: 10.1155/2019/3086910.
178. Donnelly, C., Stegmüller, J., Blazeovich, A. J., Crettaz von Roten, F., Kayser, B., Neyroud, D., & Place, N. (2021). Modulation of torque evoked by wide-pulse, high-frequency neuromuscular electrical stimulation and the potential implications for rehabilitation and training. *Scientific Reports*, 11(1), 6399. doi: 10.1038/s41598-021-85645-0.
179. Šimunič, B., Doles, M., Kelc, R., & Švent, A. (2023). Effectiveness of 448-kHz Capacitive Resistive Monopolar Radiofrequency Therapy After Eccentric Exercise-Induced Muscle Damage to Restore Muscle Strength and Contractile Parameters. *Journal of Sport Rehabilitation*, 32(6), 687-694. doi: 10.1123/jsr.2022-0162
180. Navarro-Ledesma S, Gonzalez-Muñoz A. Short-term effects of 448 kilohertz radiofrequency stimulation on supraspinatus tendon elasticity measured by quantitative ultrasound elastography in professional badminton players: a double-blinded randomized clinical trial. *Int J Hyperthermia.* 2021;38(1):421-427. doi: 10.1080/02656736.2021.1896790
181. Cuevas-Cervera M, Aguilar-Núñez D, Aguilar-García M, García-Ríos MC, González-Muñoz A, Navarro-Ledesma S. Patellar Tendon Elasticity and Temperature Following after a 448 Kilohertz Radiofrequency Intervention on Active Healthy Subjects: An Open Controlled Clinical Trial. *Diagnostics (Basel).* 2023 Sep 18;13(18):2976. doi: 10.3390/diagnostics13182976.
182. Sconfienza LM, Silvestri E, Orlandi D, Fabbro E, Ferrero G, Martini C, Sardanelli F, Cimmino MA. Real-time sonoelastography of the plantar fascia: comparison between patients with plantar fasciitis and healthy control subjects. *Radiology.* 2013 Apr;267(1):195-200. doi: 10.1148/radiol.12120969
183. Albano, D., Messina, C., Gitto, S., Serpi, F., Basile, M., Acquasanta, M., ... & Sconfienza, L. M. (2023). Shear-wave elastography of the plantar fascia: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Ultrasound*, 26(1), 59-64. Gatz M, Bejder L, Quack V, et al. Shear Wave Elastography (EOC) for the Evaluation of Patients with Plantar Fasciitis. *Acad Radiol.* 2020;27:363-370. doi: 10.1007/s40477-022-00770-4.
184. Sconfienza LM, Silvestri E, Orlandi D, Fabbro E, Ferrero G, Martini C, Sardanelli F, Cimmino MA. Real-time sonoelastography of the plantar fascia: comparison between patients with plantar fasciitis and healthy control subjects. *Radiology.* 2013 Apr;267(1):195-200. doi: 10.1148/radiol.12120969.

185. Wu CH, Chiu YH, Chang KV, Wu WT, Özçakar L. Ultrasound elastography for the evaluation of plantar fasciitis: A systematic



- review and meta-analysis. *Eur J Radiol.* **2022** Oct;155:110495. doi: 10.1016/j.ejrad.2022.110495.
186. Wearing, S. C., Smeathers, J. E., Urry, S. R., Hennig, E. M., & Hills, A. P. (2006). The pathomechanics of plantar fasciitis. *Sports medicine*, *36*, 585-611. doi: 10.2165/00007256-200636070-00004.
187. Albano, D., Messina, C., Gitto, S., Serpi, F., Basile, M., Acquasanta, M., ... & Sconfienza, L. M. (2023). Shear-wave elastography of the plantar fascia: a systematic review and meta-analysis. *Journal of Ultrasound*, *26*(1), 59-64. doi: 10.1007/s40477-022-00770-4.
188. Fernández-Cuevas, I., Torres, G., Sillero-Quintana, M., & Navandar, A. (2023). Thermographic assessment of skin response to strength training in young participants. *Journal of Thermal Analysis and Calorimetry*, *148*(9), 3407-3415.
189. Hillen, B., Pfirrmann, D., Nägele, M., & Simon, P. (2020). Infrared thermography in exercise physiology: the dawning of exercise radiomics. *Sports Medicine*, *50*(2), 263-282. doi: 10.1007/s40279-019-01210-w
190. de Lacerda, A. P. D., de Andrade, P. R., Kamonseki, D. H., Parizotto, N. A., da Silva, A. S. A., de Medeiros, L. B., & de Almeida Ferreira, J. J. (2022). Accuracy of infrared thermography in detecting tendinopathy: A systematic review with meta-analysis. *Physical Therapy in Sport*, *58*, 117-125. doi: 10.1016/j.ptsp.2022.10.005
191. Hildebrandt, C., Raschner, C., & Ammer, K. (2010). An overview of recent application of medical infrared thermography in sports medicine in Austria. *Sensors*, *10*(5), 4700-4715. doi: 10.3390/s100504700
192. Pascoe, D. D., Mercer, J. B., & de Weerd, L. (2006). Physiology of thermal signals. In *Medical devices and systems* (pp. 447-466). CRC Press.
193. Bernal, A. G., Cuevas, I. F., Santafé, J. J. A., & Morcillo, A. P. (2020). Termografía infrarroja para la determinación del perfil térmico en fascitis plantar: estudio descriptivo. *Revista española de podología*, *31*(1), 1.
194. Eldridge, S. M., Chan, C. L., Campbell, M. J., Bond, C. M., Hopewell, S., Thabane, L., & Lancaster, G. A. (2016). CONSORT 2010 statement: extension to randomised pilot and feasibility trials. *bmj*, *355*. doi: 10.1136/bmj.i5239
195. Moher, D., Hopewell, S., Schulz, K. F., Montori, V., Gøtzsche, P. C., Devereaux, P. J., ... & Altman, D. G. (2010). CONSORT 2010 explanation and elaboration: updated guidelines for reporting parallel group randomised trials. *Bmj*, *340*. doi: 10.1136/bmj.c869
196. Heinen EH, Lima KMME, Correia R, Diefenthaler F, de Brito Fontana H. Reliability in ultrasound measurements of plantar aponeurosis thickness. *Foot (Edinb)*. **2021** Mar;46:101749. doi: 10.1016/j.foot.2020.101749.
197. Navarro-Ledesma, S., & Gonzalez-Muñoz, A. (2021). Short-term effects of 448 kilohertz radiofrequency stimulation on supraspinatus tendon elasticity measured by quantitative ultrasound elastography in professional badminton players: A double-blinded randomized clinical trial. *International Journal of*

- Hyperthermia*, 38(1), 421-427. doi: 10.1080/02656736.2021.1896790
198. Ramirez-GarciaLuna, J. L., Bartlett, R., Arriaga-Caballero, J. E., Fraser, R. D., & Saiko, G. (2022). Infrared thermography in wound care, surgery, and sports medicine: a review. *Frontiers in physiology*, 13, 838528. doi: 10.3389/fphys.2022.838528.
199. Fousekis, K., Chrysanthopoulos, G., Tsekoura, M., Mandalidis, D., Mylonas, K., Angelopoulos, P., ... & Tsepis, E. (2020). Posterior thigh thermal skin adaptations to radiofrequency treatment at 448 kHz applied with or without Indiba® fascia treatment tools. *Journal of Physical Therapy Science*, 32(4), 292-296. Doi:10.1589/jpts.32.292
200. Kumaran, B., & Watson, T. (2015). Thermal build-up, decay and retention responses to local therapeutic application of 448 kHz capacitive resistive monopolar radiofrequency: A prospective randomised crossover study in healthy adults. *International Journal of Hyperthermia*, 31(8), 883-895. doi: 10.3109/02656736.2015.1092172
201. Takahashi, K., Suyama, T., Takakura, Y., Hirabayashi, S., Tsuzuki, N., & Li, Z. S. (2000). Clinical effects of capacitive electric transfer hyperthermia therapy for cervico omo-brachial pain. *Journal of Physical Therapy Science*, 12(1), 43-48. Doi: 10.1589/jpts.12.43
202. Takahashi, K., Suyama, T., Onodera, M., Hirabayashi, S., Tsuzuki, N., & Zhong-Shi, L. (1999). Clinical effects of capacitive electric transfer hyperthermia therapy for lumbago. *Journal of Physical Therapy Science*, 11(1), 45-51. doi: 10.1589/jpts.11.45
203. Rodríguez-Sanz, J., López-de-Celis, C., Hidalgo-García, C., Canet-Vintró, M., Fanlo-Mazas, P., & Pérez-Bellmunt, A. (2021). Temperature and current flow effects of different electrode placement in shoulder capacitive-resistive electric transfer applications: a cadaveric study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 22, 1-8. doi: 10.1186/s12891-020-03918-7.
204. López-de-Celis, C., Hidalgo-García, C., Pérez-Bellmunt, A., Fanlo-Mazas, P., González-Rueda, V., Tricás-Moreno, J. M., ... & Rodríguez-Sanz, J. (2020). Thermal and non-thermal effects off capacitive-resistive electric transfer application on the Achilles tendon and musculotendinous junction of the gastrocnemius muscle: A cadaveric study. *BMC Musculoskeletal Disorders*, 21, 1-8. doi: 10.1186/s12891-020-3072-4.
205. Ulusoy, A., Cerrahoglu, L., & Orguc, S. (2017). Magnetic resonance imaging and clinical outcomes of laser therapy, ultrasound therapy, and extracorporeal shock wave therapy for treatment of plantar fasciitis: a randomized controlled trial. *The Journal of Foot and Ankle Surgery*, 56(4), 762-767. doi: 10.1053/j.jfas.2017.02.013
206. Lai, T. W., Ma, H. L., Lee, M. S., Chen, P. M., & Ku, M. C. (2018). Ultrasonography and clinical outcome comparison of extracorporeal shock wave therapy and corticosteroid injections for chronic plantar fasciitis: A randomized controlled trial. *Journal of musculoskeletal & neuronal interactions*, 18(1), 47. PMID: 29504578
207. Al-Siyabi, Z., Karam, M., Al-Hajri, E., Alsaif, A., Alazemi, M., & Aldubaikhi, A. A. (2022). Extracorporeal shockwave therapy versus

- ultrasound therapy for plantar fasciitis: a systematic review and meta-analysis. *Cureus*, 14(1). doi: 10.7759/cureus.20871.
208. Ferreira, G. F., Sevilla, D., Oliveira, C. N., Junior, L. C. N., Arliani, G. G., Oliveira, V. O., & Pereira Filho, M. V. (2021). Comparison of the effect of hyaluronic acid injection versus extracorporeal shockwave therapy on chronic plantar fasciitis: Protocol for a randomized controlled trial. *Plos one*, 16(6), e0250768. doi: 10.1371/journal.pone.0250768
209. Alviti, F., D'Ercole, C., Schillizzi, G., Mangone, M., Bernetti, A., Ioppolo, Cantisani, V. (2019). Elastosonographic evaluation after extracorporeal shockwave treatment in plantar fasciopathy. *Medical ultrasonography*, 21(4), 399-404. doi: 10.11152/mu-1976.
210. Kim, M., Choi, Y. S., You, M. W., Kim, J. S., & Young, K. W. (2016). Sonoelastography in the evaluation of plantar fasciitis treatment: 3-month follow-up after collagen injection. *Ultrasound quarterly*, 32(4), 327-332. doi: 10.1097/RUQ.0000000000000233
211. Gatz M, Betsch M, Quack V, Bejder L, Schradling S, Tingart M, Dirrichs T. Shear wave elastography for treatment monitoring of plantar fasciitis. *J Sports Med Phys Fitness*. 2020 Aug;60(8):1137-1147. doi: 10.1177/01617346231153581
212. Molina-Payá, F. J., Ríos-Díaz, J., Carrasco-Martínez, F., & Martínez-Payá, J. J. (2023). Infrared thermography, intratendon vascular resistance, and echotexture in athletes with patellar tendinopathy: a cross-sectional study. *Ultrasonic Imaging*, 45(2), 47-61. doi: 10.1177/01617346231153581

CAPÍTULO 9. ANEXOS

Anexo 1. Comité ético artículo 2

	UNIVERSIDAD DE MÁLAGA		ANÁLISIS TECH Centro de Estudios Innovación	Vicerrectorado de Investigación y Transferencia Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Málaga (CEUMA)
Nº: 81		Nº de Registro CEUMA: 101-2022-H		

INFORME DEL COMITÉ ÉTICO DE EXPERIMENTACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA

CEUMA

Reunido el Comité Ético de Experimentación en Málaga, el 12 de abril de 2023 ha evaluado la solicitud del proyecto denominado "Elastografía de deformación por ultrasonido en la evaluación de la fascia plantar en adultos sanos: un estudio de confiabilidad entre evaluadores" cuyo investigador principal es D. Daniel Aguilar Núñez.

Una vez examinada la documentación presentada y verificados aquellos aspectos relacionados con la ética y la legislación en materia de investigación que se indican:




- Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio.
- La idoneidad del procedimiento experimental, especialmente la posibilidad de alcanzar conclusiones válidas de acuerdo con los objetivos establecidos.
- La capacidad del investigador principal y sus colaboradores, los medios y las instalaciones previstas y laboratorios de la Universidad de Málaga reúnen las condiciones necesarias para llevar a cabo el proyecto indicado.
- El alcance de las compensaciones y motivaciones previstas no interfiere con el respeto a los postulados éticos.

Acuerda por consenso emitir Informe Ético **FAVORABLE** para dicho proyecto.

Una vez instruido el procedimiento, y en base a lo dispuesto en el artículo 82 de la Ley 39/2015, de 1 de octubre, del Procedimiento Administrativo Común de las Administraciones Públicas, se le da audiencia para que en un plazo de 10 días, contados a partir de la recepción/publicación del presente informe, pueda formular alegaciones y presentar los documentos y justificaciones que estime pertinentes. Este informe tiene una validez de 4 años.




Para que así conste D. TEÓDOMIRO LÓPEZ NAVARRETE, Vicerrector de Investigación y Transferencia y Presidente del Comité Ético de Investigación de la Universidad de Málaga lo firma en Málaga a 28 de abril de 2023.

Fdo: Teodomiro López Navarrete.




  

Polígono de Gobierno, planta 3ª, Campus El Ejido, 29071, Tel.: 952 13-42 04.
E-mail: ceuma@uma.es

Anexo 2. Comité ético artículo 3

		<small>Vicerrectorado de Investigación y Transferencia Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Málaga (CEUMA)</small>		
<table border="1" style="margin: auto;"><tr><td style="padding: 2px;">Nº: 80</td><td style="padding: 2px;">Nº de Registro CEUMA: 100-2022-H</td></tr></table>		Nº: 80	Nº de Registro CEUMA: 100-2022-H	
Nº: 80	Nº de Registro CEUMA: 100-2022-H			
INFORME DEL COMITÉ ÉTICO DE EXPERIMENTACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA				
CEUMA				
<p>Reunido el Comité Ético de Experimentación en Málaga, el 12 de abril de 2023 ha evaluado la solicitud del proyecto denominado "Efectos a corto plazo de la estimulación por radiofrecuencia de 448 kilohercios sobre la elasticidad de la fascia plantar medida mediante elastografía Itrasónica cuantitativa en sujetos sanos activos: un ensayo clínico" cuyo investigador principal es D. Daniel Aguilar Núñez.</p>				
<p>Una vez examinada la documentación presentada y verificados aquellos aspectos relacionados con la ética y la legislación en materia de investigación que se indican:</p>				
<p>-Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio.</p>				
<ul style="list-style-type: none">- La idoneidad del procedimiento experimental, especialmente la posibilidad de alcanzar conclusiones válidas de acuerdo con los objetivos establecidos.- La capacidad del investigador principal y sus colaboradores, los medios y las instalaciones previstas y laboratorios de la Universidad de Málaga reúnen las condiciones necesarias para llevar a cabo el proyecto indicado.- El alcance de las compensaciones y motivaciones previstas no interfiere con el respeto a los postulados éticos.				
<p style="text-align: center;">Acuerda por consenso emitir Informe Ético FAVORABLE para dicho proyecto.</p>				
<p>Una vez instruido el procedimiento, y en base a lo dispuesto en el artículo 82 de la Ley 39/2015, de 1 de octubre, del Procedimiento Administrativo Común de las Administraciones Públicas, se le da audiencia para que en un plazo de 10 días, contados a partir de la recepción/publicación del presente informe, pueda formular alegaciones y presentar los documentos y justificaciones que estime pertinentes. Este informe tiene una validez de 4 años.</p>				
<p>Para que así conste D. TEODOMIRO LÓPEZ NAVARRETE, Vicerrector de Investigación y Transferencia y Presidente del Comité Ético de Investigación de la Universidad de Málaga lo firma en Málaga a 28 de abril de 2023.</p>				
Fdo: Teodomiro López Navarrete.				
		<small>Edificio de Gobierno, planta 3ª, Campus El Ejido 29071, Tel.: 952 13 42 04 E-mail: ceuma@uma.es</small>		

Anexo 3. Comité ético artículo 1

		<small>Vicerrectorado de Investigación y Transferencia Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Málaga (CEUMA)</small>		
<table border="1" style="margin: auto;"><tr><td style="padding: 2px;">Nº: 36</td><td style="padding: 2px;">Nº de Registro CEUMA: 72-2023-H</td></tr></table>		Nº: 36	Nº de Registro CEUMA: 72-2023-H	
Nº: 36	Nº de Registro CEUMA: 72-2023-H			
INFORME DEL COMITÉ ÉTICO DE EXPERIMENTACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE MÁLAGA				
CEUMA				
<p>Reunido el Comité Ético de Experimentación en Málaga, entre los días 30 de junio y 31 de agosto de 2023, ha evaluado la solicitud del proyecto denominado "Efectos a corto plazo de la estimulación por radiofrecuencia de 448 kilohercios sobre la elasticidad del tendón rotuliano medida mediante elastografía ultrasónica cuantitativa en sujetos sanos activos: un ensayo clínico" cuyo investigador principal es D. Daniel Aguilar Núñez.</p>				
<p>Una vez examinada la documentación presentada y verificados aquellos aspectos relacionados con la ética y la legislación en materia de investigación que se indican:</p>				
<p>-Se cumplen los requisitos necesarios de idoneidad del protocolo en relación con los objetivos del estudio.</p>				
<p>- La idoneidad del procedimiento experimental, especialmente la posibilidad de alcanzar conclusiones válidas de acuerdo con los objetivos establecidos.</p>				
<p>- La capacidad del investigador principal y sus colaboradores, los medios y las instalaciones previstas y laboratorios de la Universidad de Málaga reúnen las condiciones necesarias para llevar a cabo el proyecto indicado.</p>				
<p>- El alcance de las compensaciones y motivaciones previstas no interfiere con el respeto a los postulados éticos.</p>				
<p>Acuerda por consenso emitir informe Ético FAVORABLE para dicho proyecto.</p>				
<p>Una vez instruido el procedimiento, y en base a lo dispuesto en el artículo 82 de la Ley 39/2015, de 1 de octubre, del Procedimiento Administrativo Común de las Administraciones Públicas, se le da audiencia para que en un plazo de 10 días, contados a partir de la recepción/publicación del presente informe, pueda formular alegaciones y presentar los documentos y justificaciones que estime pertinentes. Este informe tiene una validez de 4 años.</p>				
<p>Para que así conste D. TEODOMIRO LÓPEZ NAVARRETE, Vicerrector de Investigación y Transferencia y Presidente del Comité Ético de Investigación de la Universidad de Málaga lo firma en Málaga a 7 de septiembre de 2023.</p>				
<p>Fdo: Teodomiro López Navarrete.</p>				
		<small>Palacio de Gobierno, planta 3ª, Campus El Ejido, 29011, Tel.: 952 13 40 04 E-mail: ceuma@uma.es</small>		

Anexo 4. Hoja informativa al paciente

PROYECTO INVESTIGACIÓN: EFECTOS DE LA ESTIMULACIÓN POR RADIOFRECUENCIA EN TENDONES DE CARGA HOJA INFORMATIVA PARA EL PACIENTE

1.- El proyecto de investigación sobre los efectos de la radiofrecuencia en tendones de carga está dirigido para aquellas personas que no padezcan ninguna patología en los tendones a estudiar, con edad comprendida entre los 18 y 65 años y que realicen actividad física en la actualidad, siendo esta de al menos 15-20km de carrera a la semana y/o que esta haya sido realizada en los 6 meses anteriores al comienzo del presente estudio.

2.- Cada paciente será evaluado en una entrevista previa por miembros del equipo de investigación, donde se le harán unas preguntas y se le facilitarán cuestionarios sobre sus hábitos de vida, nivel de actividad física, etc. Además, se le realizará una ecografía en los tendones objeto de estudio (fascia plantar), prueba que no genera ninguna radiación para el cuerpo humano.

3.- Al final de esta evaluación, se le realizará tratamiento por radiofrecuencia (INDIBA) en cada una de las estructuras a estudiar. El tratamiento completo consistirá en un total de 6 sesiones, distribuidas a lo largo de 3 semanas. Finalizadas las 6 sesiones de tratamiento se volverá a realizar la misma evaluación ecográfica que en el inicio del estudio.

4.- Las técnicas de fisioterapia que se le aplicarán no poseen ningún efecto adverso sobre su salud. No obstante, si sintiese algún disconfort o incomodidad con alguna de ellas, podrá ponerse en contacto con el grupo de investigación.

5.- Las técnicas de fisioterapia serán aplicadas por fisioterapeutas y podólogos titulados y con experiencia previa.

6.- Una vez acabado el tratamiento de 6 sesiones y la evaluación final se da por finalizado el proyecto y, por tanto, la aplicación de cualquier otra forma de tratamiento por este proyecto.

7.- Los participantes en este proyecto podrán abandonar en cualquier momento el tratamiento si así lo consideran oportuno.

8.- Los participantes que acepten participar en el estudio se comprometen a seguir las recomendaciones que por parte del equipo investigador se le hagan llegar.

9.- Los datos obtenidos en el proyecto serán utilizados para una publicación posterior en revistas de Ciencias de la Salud. Se mantendrá en todo momento el anonimato de los participantes. El equipo investigador podrá informarle de los resultados obtenidos una vez acabado el proyecto.

10.- Para cualquier duda o aclaración sobre el proyecto, podrán ponerse en contacto con el siguiente investigador:

María Aguilar García
Teléfono: / email:

EQUIPO DE INVESTIGACIÓN:

Investigador principal: Dr. Santiago Navarro Ledesma, Universidad de Granada y Daniel Aguilar Núñez

Otros investigadores: María Aguilar García, Ana González Muñoz, María Cuevas Cervera y José Javier Pérez Montilla.

Anexo 5. Consentimiento informado

Con motivo de un acercamiento de la podología clínica a una población susceptible de numerosas patologías, que a menudo pasan inadvertidas, vamos a realizar un estudio en la Facultad de Ciencias de la Salud de Málaga.

Vamos a realizar un estudio de los parámetros espacio temporales de la marcha mediante diferentes herramientas de medición tecnológica e inteligente de análisis del movimiento humano sobre grupos poblacionales con diferentes patologías.

Dicha exploración se desarrollará durante el curso escolar, en el mismo centro, y entre las edades comprendidas de los 40-60 años, y la desarrollaremos, 2 podólogos graduados por la Universidad de Málaga y docentes de la Facultad de Ciencias de la Salud de la Uma.

Con esta intervención, pretendemos detectar posibles patologías susceptibles de ser tratadas y corregidas a tiempo, así como anomalías en la biomecánica de la marcha de los participantes, evitando repercusiones negativas en un futuro inmediato.

Todo aquel participante que presente tras nuestro estudio, una sospecha de patología recibirá un informe clínico, para que solicite una segunda opinión que confirme el diagnóstico al especialista que deseen (traumatólogo, podólogo, dermatólogo) y todas aquellos que deseen ser explorados por la Unidad Asistencial de Podología de la Universidad de Málaga, se le ofertará el contacto con la misma.

Esta intervención de salud se va a ofertar de manera gratuita y con el único propósito de aportar solución a los problemas podológicos detectados, y para realizar un estudio de investigación con los datos y mediciones obtenidos, que nos ayuden en un futuro a establecer posibles relaciones causa-efecto, entre las patologías más frecuentes.

Anexo 6. Permiso para el uso de figuras en el texto

