



**UCAM**

UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO  
Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Análisis de las variables baropodométricas en el *Hallux  
Limitus* mediante su tratamiento ortopodológico

Autor:

D. Victor Hernandez Gombau

Directores:

Dr. D. Manuel pardo Ríos

Dr. D. Fernando Úbeda González

Dr. D. Julián García Carrasco

Murcia, octubre de 2020





**UCAM**

UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE MURCIA

ESCUELA INTERNACIONAL DE DOCTORADO  
Programa de Doctorado en Ciencias de la Salud

Análisis de las variables baropodométricas en el *Hallux  
Limitus* mediante su tratamiento ortopodológico

Autor:

D. Victor Hernandez Gombau

Directores:

Dr. D. Fernando Úbeda González

Dr. D. Julián García Carrasco

Dr. D. Manuel Pardo Ríos

Murcia, octubre de 2020





# UCAM

UNIVERSIDAD CATÓLICA  
DE MURCIA

## AUTORIZACIÓN DE LO/S DIRECTOR/ES DE LA TESIS PARA SU PRESENTACIÓN

El Dr. D. Fernando Úbeda García, el Dr. D. Julián García Carrasco y el Dr. D. Manuel Pardo Ríos, como Directores de la Tesis Doctoral titulada “Análisis de las variables baropodométricas en el *Hallux Limitus* mediante su tratamiento ortopodológico” realizada por D. Victor Hernandez Gombau en el Departamento de Podología, **autoriza su presentación a trámite** dado que reúne las condiciones necesarias para su defensa.

Lo que firmo, para dar cumplimiento al Real Decreto 99/2011, 1393/2007, 56/2005 y 778/98, en Murcia a 27 de Octubre de 2020.

Dr. D. Fernando Úbeda García

Dr. D. Julián García Carrasco

Dr. D. Manuel Pardo Ríos



## AGRADECIMIENTOS

Deseo dar mi agradecimiento en primer lugar a mis directores de Tesis Doctoral, grandes profesionales y personas. Al Dr. D. Manuel Pardo Ríos, por la nutritiva orientación recibida y sus consejos. Al Dr. D. Julián Carrasco García, por el ánimo recibido. Al Dr. D. Fernando Úbeda García, por su implicación desmesurada, la supervisión realizada en esta investigación, y por abrirme las puertas de su casa y de su día a día.

A los distintos profesionales sanitarios que han influido, en muchos momentos, en mi formación y evolución profesional y personal, y que han participado de una manera directa o indirecta en la consecución de este proyecto para que se lleve a cabo.

A los doctores D. Matías Martín-Gil y Dña. M.<sup>a</sup> Ángeles Giménez Abadía por ofrecerme la gran oportunidad de conocer mejor la patología y el abordaje terapéutico del pie en los inicios de mi profesión.

A los facultativos de los servicios de Rehabilitación de los hospitales Virgen de la Arrixaca, Morales Meseguer y Reina Sofía, de Murcia, por prestarme su confianza y enseñarme el camino en el conocimiento de la Ortopedia postquirúrgica, neurológica e infantil. Gracias a vosotros no dejo de aprender.

A la doctora Dña. M.<sup>a</sup> Ángeles Moreno y D. Diego Martínez, de la Unidad de Pie Diabético. Por esos años en los que me permitisteis comprobar en persona lo importante que es trabajar en equipo, la comunicación y lo humana que ha de ser la relación facultativo/paciente.

A los facultativos especialistas en Reumatología Dr. Marras, Dra. Sainz y, en especial a la Dra. Mari Fran Pina, por ayudarme a comprender la patología podológica y su relación con enfermedades de carácter sistémico.

A grandes figuras, influyentes para mí, de la especialidad de Traumatología como los doctores D. Vicent León, Dña. Rosa Aledo, y especialmente a D. Ángel Escámez y D. Pablo Puertas. Me habéis permitido

profundizar en el abordaje ortopodológico y conocer el abordaje terapéutico multidisciplinar en la patología postoperatoria, y eso para mí es muy especial.

A los compañeros y compañeras de ASSIDO, especialmente a Lupe: la podología infantil se ve de distinto modo contigo.

Al doctor D. Antonio Coll con el que, pienso, que comenzó todo. Me faltaran siempre palabras de agradecimiento hacia ti. Por esa comprensión, esas conversaciones y risas compartidas. Abundas en sencillez, dinamismo e inquietud.

A José Israel, Marina, Cristina, Ángel y resto de la familia. En especial a mis padres. Por enseñarnos uno de los verdaderos conceptos de Familia, por saber escuchar en los momentos oportunos, y por saber cuándo dejar equivocarme para saber cómo es la vida, y que todo es un constante cambio al que hemos de adaptarnos. No hay nada seguro, pero con el inconformismo con el que me habéis educado, se puede conseguir lo que uno se propone.



*“por ese chico y esa chica que persiguen metas,  
por ese padre y esa madre que los alimenta”*



# ÍNDICE



ÍNDICE

	<b>Pág.</b>
AUTORIZACION DE LOS DIRECTORES	
AGRADECIMIENTOS	
INDICE .....	7
SIGLAS Y ABREVIATURAS.....	14
INDICE DE FIGURAS DE TABLAS Y DE GRAFICAS.....	17
<b>I RESUMEN.....</b>	<b>23</b>
<b>II PRESENTACION DEL PROBLEMA DE INVESTIGACION.....</b>	<b>29</b>
<b>III ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA.....</b>	<b>33</b>
<b>IV OBJETIVOS.....</b>	<b>37</b>
<b>V INTRODUCCION.....</b>	<b>43</b>
1. PRIMER RADIO.....	51
1.1. Aspectos anatómicos del Primer Radio.....	51
1.2. <i>Hallux Limitus</i> : Concepto, etiología y clasificación.....	51
1.3. Dorsiflexión de la 1ªAMTF.....	54
1.4. Patomecánica: <i>Hallux Limitus</i> .....	55
1.5. Valoración de la movilidad metatarsofalángica del Primer Radio	59
1.6. Epidemiología del <i>Hallux Limitus</i> .....	61
1.6.1. Datos epidemiológicos de otras afectaciones en el Hallux.....	62
2. LA ORTESIS PLANTAR.....	63
2.1. Aspectos teóricos: concepto, propiedades y tipos.....	63

2.2. Teorías biomecánicas y su aplicación en la Ortopodología del 1 <sup>er</sup>	
Radio.....	63
2.3. Técnicas de obtención del molde.....	67
3. MÉTODOS DE ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA.....	68
3.1. Tipos de análisis biomecánicos de uso clínico en Podología.....	68
3.2. La baropodometría electrónica.....	69
3.2.1. Fuerzas de reacción del suelo y absorción de impactos.....	70
3.2.2. Factores que influyen en las presiones.....	71
3.2.2.1. Anatomía del pie y alteraciones musculoesqueléticas.....	71
3.2.2.2. Edad.....	71
3.2.2.3. Peso.....	72
3.2.2.4. Sexo.....	72
3.2.2.5. Cadencia del paso y velocidad de marcha.....	72
3.2.2.6. Tipo de superficie y calzado.....	73
<b>VI MATERIAL Y METODO.....</b>	<b>75</b>
1. TIPO DE DISEÑO.....	77
2. MUESTRA POBLACIONAL.....	77
3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN.....	80
4. RECOGIDA DE DATOS.....	81
5. PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN CLÍNICA.....	85
5.1. Medición de toma del molde.....	85
5.2. Medición goniométrica de la 1 <sup>a</sup> articulación metatarsofalángica...	86
5.3. Medición goniométrica de la articulación talocrural.....	88
5.4. <i>Foot Posture Index</i> .....	89
6. REGISTRO DE VARIABLES BAROPODOMÉTRICAS.....	90

ÍNDICE	11
<hr/>	
7. EQUIPAMIENTO.....	93
7.1. Material ortopodológico.....	93
7.2. En consulta.....	98
8. VARIABLES.....	99
9. ANALISIS DE DATOS.....	100
10. CRITERIOS ETICOS.....	100
<b>VII RESULTADOS.....</b>	<b>101</b>
1. VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS Y CLÍNICAS ANALIZADAS EN NUESTRA INVESTIGACIÓN.....	103
1.1. Relación de las variables clínicas	105
1.1.1. Según el <i>Hallux Limitus</i> .....	105
1.1.2. Según el tipo de pie.....	106
1.1.3. Según el diagnostico.....	107
2. VARIABLES BAROPODOMÉTRICAS ANALIZADAS EN NUESTRA INVESTIGACIÓN.....	107
2.1. Valores de las variables baropodométricas pretratamiento y su relación.....	107
2.2. Variables baropodométricas en el pie pronado y pie supinado...	110
3. RELACIÓN DE LAS VARIABLES BAROPODOMÉTRICAS CON EL RESTO DE VARIABLES DE ESTUDIO.....	111
3.1. Relación con las variables de tiempo de contacto y fases de contacto.....	112
3.2. Relación con las variables baropodométricas en el 1 <sup>er</sup> dedo.....	115
3.3. Relación con las variables baropodométricas en M1.....	117
3.4. Relación con las variables baropodométricas en M2.....	118
3.5. Relación con las variables baropodométricas en M3.....	118

3.6. Relación con las variables baropodométricas en M4.....	123
3.7. Relación con las variables baropodométricas en M5.....	123
<b>VIII DISCUSION.....</b>	<b>127</b>
1. VARIABLES BAROPODOMETRICAS EN EL <i>HALLUX LIMITUS</i> PREVIAS AL TRATAMIENTO.....	130
1.1. Variables de presión máxima y media.....	130
1.2. Variables de fase de contacto.....	133
1.3. Variable de duración del paso.....	135
2. <i>HALLUX LIMITUS</i> : LIMITACION ARTICULAR Y EPIDEMIOLO- GIA.....	136
2.1. Flexión dorsal en la 1ª articulación metatarsofalángica.....	136
2.2. El <i>Hallux Limitus</i> en el pie pronado y el pie supinado.....	137
2.3. Sexo.....	140
2.4. Edad.....	140
3. MODIFICACIONES EN LA CINÉTICA Y CINEMÁTICA DEL <i>HALLUX LIMITUS</i> POR MEDIO DEL TRATAMIENTO ELABORADO.....	141
3.1. La ortesis plantar .....	141
3.2. Posteados de antepié: <i>Cut-out</i> , <i>Kinetic wedge</i> y Extensión de Morton.....	144
3.3. Otras opciones de tratamiento.....	148
4. RELACION DE LAS VARIABLES BAROPODOMETRICAS CON EL RESTO DE VARIABLES ANALIZADAS EN EL ESTUDIO.....	150
4.1. <i>Hallux Limitus</i> funcional y <i>Hallux Limitus</i> estructurado.....	150
4.2. Diagnóstico según las patologías asociadas.....	152
4.3. IMC.....	154



---

5. DISCUSIÓN SOBRE LA METODOLOGÍA LLEVADA A CABO EN LA INVESTIGACIÓN.....	155
5.1. Muestra y protocolos establecidos.....	155
5.2. Métodos de medición.....	156
5.2.1. Medicion goniométrica.....	156
5.2.2. Medicion baropodométrica: uso de plataforma Footwork Pro.....	157
<b>IX CONCLUSIONES.....</b>	<b>163</b>
<b>X LIMITACIONES Y POTENCIAS DEL ESTUDIO.....</b>	<b>167</b>
1. Limitaciones del estudio.....	169
2. Potencias del estudio.....	170
<b>XI REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.....</b>	<b>171</b>
<b>XII ANEXOS.....</b>	<b>191</b>

---

## SIGLAS Y ABREVIATURAS

### SIGLAS Y ABREVIATURAS

<b>CoM</b>	Centro de masas
<b>ASA</b>	Articulación subastragalina
<b>FrS</b>	Fuerzas reactivas del suelo
<b>AMDT</b>	Articulación mediotarsiana
<b>FC</b>	Fuerzas corporales
<b>PLL</b>	Peroneo lateral largo
<b>1<sup>er</sup>R</b>	Primer radio
<b>M1</b>	Primer metatarsiano
<b>M2</b>	Segundo metatarsiano
<b>HL</b>	<i>Hallux Limitus</i>
<b>FD AMTF<sub>h</sub></b>	Flexión dorsal articulación metatarsfalángica <i>Hallux</i>
<b>1<sup>a</sup>AMTF</b>	Primera articulación metatarsfalángica
<b>MPE</b>	Metatarsus primus elevatus
<b>AMTF<sub>h</sub></b>	Articulación metatarsfalángica del <i>Hallux</i>
<b>AIF</b>	Articulacion interfalángica
<b>HR</b>	<i>Hallux Rigidus</i>
<b>OP</b>	Ortesis plantar
<b>mm</b>	Milímetros
<b>Z<math>\alpha</math></b>	Posición relajada del calcáneo
<b>Z<math>\beta</math></b>	Posición relajada del calcáneo
<b>P<sub>med</sub></b>	Presión media
<b>kPa</b>	Kilopascales
<b>FPI</b>	<i>Foot Posture Index</i>
<b>MMII</b>	Miembros inferiores
<b>ATPA</b>	Articulacion tibio-peronea-astragalina
<b>IMC</b>	Índice de masa corporal
<b>Segs</b>	<b>Segundos</b>
<b>P<sub>max</sub></b>	Presión máxima
<b>IntP/t</b>	Integral de presión/tiempo
<b>Kg/cm<sup>2</sup></b>	kilogramos/centimetro <sup>2</sup>

---

<b>Mseg</b>	Milisegundos
<b>EVA</b>	Etil Vinil Acetato
<b>MHS</b>	<i>Medial Heel Skive</i>
<b>HLF</b>	<i>Hallux Limitus</i> funcional
<b>HLE</b>	<i>Hallux Limitus</i> estructurado
<b>Tcon</b>	Tiempo de contacto
<b>ANTEPIE</b>	Afecciones en antepié
<b>AMTS</b>	Acortamiento en la musculatura del conjunto del Tríceps Sural
<b>AMMII</b>	Patologías en miembros inferiores
<b>RETRO-</b>	
<b>MEDIOPIE</b>	Afecciones localizadas en mediopié y retropié
<b>PC</b>	Parálisis cerebral
<b>Mseg</b>	Milisegundos
<b>M3</b>	Tercer metatarsiano
<b>M4</b>	Cuarto metatarsiano
<b>M5</b>	Quinto metatarsiano



ÍNDICE DE FIGURAS, DE TABLAS Y DE GRAFICAS

	<b>Pag</b>
<b>Figura 1.</b> Fases de Ciclo de la marcha.....	45
<b>Figura 2.</b> Imagen pie despegue interacción fuerzas-desplazamiento sesamoideos, gracias al efecto rodete del sistema glenosesamoideo.....	47
<b>Figura 3.</b> Supinación subtalar y eversión mediotarsiana que inducen el Mecanismo de <i>Windlass</i> .....	48
<b>Figura 4.</b> Momentos de abducción de retropié y aducción de antepié durante la propulsión.....	48
<b>Figura 5.</b> Cambio en la magnitud de las fuerzas que interactúan en la propulsión.....	50
<b>Figura 6.</b> Anatomía y descripción del Primer radio.....	51
<b>Figura 7.</b> Radiografías de los sujetos tratados en la investigación.....	52
<b>Figura 8.</b> Rangos angulares de movimiento de flexión dorsal y plantar de la 1ª AMTF.....	54
<b>Figura 9.</b> Mecanismo de <i>Windlass</i> .....	55
<b>Figura 10.</b> Capacidad del brazo de palanca del Peroneo lateral largo según el componente de pronación, neutralidad o supinación a nivel del pie.....	56
<b>Figura 11.</b> Evolución de los cambios morfológicos en el <i>Hallux Limitus</i> hasta el <i>Hallux Rigidus</i> .....	57
<b>Figura 12.</b> Repercusiones en el aparato locomotor en la patomecánica del <i>Hallux Limitus</i> .....	58
<b>Figura 13.</b> Imágenes de elaboración de ortesis plantares del investigador.....	64

<b>Figura 14.</b> Ortesis plantares en resina con distintas densidades elaboradas por el investigador.....	64
<b>Figura 15.</b> Localización del eje de rotación subastragalina en un pie normal, pie pronado y pie supinado.....	65
<b>Figura 16a.</b> Plataforma dinamométrica.....	79
<b>Figura 16b.</b> Plantillas instrumentadas.....	79
<b>Figura 17.</b> Plataforma baropodométrica.....	79
<b>Figura 18.</b> Ejemplo de uno de nuestros sujetos durante la toma de molde en nuestra investigación.....	83
<b>Figura 19.</b> Medición goniométrica de la 1ªAMTF de varios de nuestros sujetos.....	85
<b>Figura 20.</b> Signo de <i>Silfoersköld</i> .....	86
<b>Figura 21.</b> Áreas de estudio a nivel del antepié seleccionadas para esta investigación.....	89
<b>Figura 22.</b> “Calzado MODELO” empleado en nuestra investigación.....	91
<b>Figura 23.</b> Ortesis plantar a medida con posteo de antepié <i>Kinetic Wedge</i> .....	92
<b>Figura 24.</b> Ortesis plantar a medida con posteo de antepié de Extensión de <i>Morton</i> en E.V.A. de 65° <i>Shore A</i> de densidad.....	93
<b>Figura 25.</b> Ortesis plantares a medida con posteo de antepié de <i>Cut-Out</i> en porón.....	94
<b>Figura 26.</b> Proceso de elaboración sobre molde del posteo de retropié intrínseco MHS.....	95
<b>Figura 27.</b> <i>Posts</i> extrínsecos de retropié de nuestras ortesis plantares.....	95
<b>Figura 28.</b> Captura del pie plantar de uno de nuestros sujetos mediante el uso del <i>software Footwork Pro</i> .....	98
<b>Figura 29.</b> Distribución de pacientes según el Diagnostico asociado.....	103

ÍNDICE DE TABLAS

	<b>Pag</b>
<b>Tabla 1.</b> Relación de los mecanismos cinemáticos que se dan en el pie y el miembro inferior durante la marcha.....	46
<b>Tabla 2.</b> Clasificación de <i>Coughlin</i> y <i>Shurnas</i> : Estadios del <i>Hallux Limitus</i> .....	53
<b>Tabla 3.</b> Movilidad de la Flexión dorsal de la 1ª AMTF según varios autores	60
<b>Tabla 4.</b> Distintas técnicas de toma de medidas en Ortopodología.....	67
<b>Tabla 5.</b> Métodos de análisis de la marcha.....	68
<b>Tabla 6.</b> Niveles de Evidencia científica por la <i>Agency for Healthcare Research and Quality</i> .....	77
<b>Tabla 7.</b> Relación del estadio de <i>Hallux Limitus</i> según los grados de flexión dorsal de la 1ªAMTF.....	85
<b>Tabla 8.</b> Criterios clínicos del <i>Foot Posture Index</i> .....	87
<b>Tabla 9.</b> Clasificación del tipo de pie en función del <i>Foot Posture Index</i> .....	88
<b>Tabla 10.</b> Parámetros en tiempo y porcentaje de las distintas fases de apoyo del pie según la bibliografía consultada.....	91
<b>Tabla 11.</b> Composición de las ortesis plantares adaptadas a nuestros sujetos de estudio .....	94
<b>Tabla 12.</b> Variables recogidas en nuestra investigación.....	97
<b>Tabla 13.</b> Descriptivo de las variables clínicas de HLE y HLF y su relación con el Dolor y tipo de pie.....	104
<b>Tabla 14.</b> Descriptivo y comparativo del Diagnostico asociado en nuestros sujetos de estudio con pie pronado y supinado.....	104
<b>Tabla 15.</b> Descriptivo de los Diagnósticos establecidos a los sujetos de nuestra investigación, asociados asignados según el grupo de Diagnostico asociado.....	105

Descriptivo y comparativo de las variables según el <i>Hallux Limitus</i> ..	106
<b>Tabla 17.</b> Descriptivo y comparativo de la FD MTFh según el tipo del pie.....	106
<b>Tabla 18.</b> Descriptivo y comparativo de la FD MTFh según el Diagnostico asociado.....	107
<b>Tabla 19.</b> Descriptivo de las variables de Tiempo de contacto y Fases de contacto antes del tratamiento.....	107
<b>Tabla 20.</b> Descriptivo de las variables del Tiempo de contacto, Presión máxima y media e Integral Presión/tiempo medidas en el 1 <sup>er</sup> R y en las cabezas metatarsales de los sujetos analizados descalzos.....	108
<b>Tabla 21.</b> Descriptivo de las variables del Tiempo de contacto, Presión máxima y media e Integral Presión/tiempo medidas en el 1 <sup>er</sup> R y en las cabezas metatarsales antes del tratamiento.....	109
<b>Tabla 22.</b> Coefficiente de correlación de las variables Tiempo de contacto y Fases de contacto en el pre-tratamiento y en el tratamiento en su fase inicial.....	109
<b>Tabla 23.</b> Coefficiente correlación de las variables de Tiempo de contacto, Presión máxima, Presión media e Integral de presión/tiempo medidas en el 1 <sup>er</sup> dedo y en las cabezas de los 5 metatarsianos en el pre-tratamiento y en la fase inicial del mismo.....	110
<b>Tabla 24.</b> Relación de valores de Tcon en las zonas de antepié según el tipo de pie.....	110
<b>Tabla 25.</b> Relación de valores de PMax en las zonas de antepié según el tipo de pie.....	111
<b>Tabla 26.</b> Relación de valores de Pmed en las zonas de antepié según el tipo de pie.....	111
<b>Tabla 27.</b> Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables de Tiempo de contacto y Fases de contacto.....	112
<b>Tabla 28.</b> Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en el 1 <sup>er</sup> dedo.....	115



---

<b>Tabla 29.</b> Modelo de efectos mixtos en la evolución de la variables baropodométricas en M1.....	117
<b>Tabla 30.</b> Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en M2.....	119
<b>Tabla 31.</b> Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en M3.....	120
<b>Tabla 32.</b> Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en M4.....	122
<b>Tabla 33.</b> Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en M5.....	124
<b>Tabla 34.</b> Patrón del pico de presión en antepié en el <i>Hallux Limitus</i> . Análisis comparativo con referencias bibliográficas consultadas.....	130
<b>Tabla 35.</b> PMax en áreas de antepié: comparativa con bibliografía consultada	131
<b>Tabla 36.</b> Comparativa del patrón de presiones en el HL vs valores fisiológicos según bibliografía consultada.....	132
<b>Tabla 37.</b> Fases de contacto: valores patológicos vs valores fisiológicos establecidos por Michaud.....	134
<b>Tabla 38.</b> Evolución de las fases de contacto (%) durante el tratamiento realizado.....	141
<b>Tabla 39.</b> Evolución de las variables en la cabeza de M1 durante el tratamiento.....	144
<b>Tabla 40.</b> Diferencias de los valores, con y sin calzado, de las variables analizadas en nuestro estudio.....	160

---

**ÍNDICE DE GRAFICAS**

	<b>Pag</b>
<b>Grafica 1.</b> Evolución de las variables de Tiempo de contacto y Fases de contacto.....	113
<b>Grafica 2.</b> Evolución variable Fase de contacto de talón relacionada con el Diagnostico asociado.....	114
<b>Grafica 3.</b> Evolución de la variable de Fase de contacto total relacionada con el Diagnostico asociado.....	114
<b>Grafica 4.</b> Evolución de las variables baropodométricas en el 1 <sup>er</sup> dedo. ....	116
<b>Grafica 5.</b> Evolución de la variable de Presión media en el 1 <sup>er</sup> dedo según la relación HALLUX*Tiempo.....	116
<b>Grafica 6.</b> Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza de M1..	118
<b>Grafica 7.</b> Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza de M2	119
<b>Grafica 8.</b> Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza de M3	121
<b>Grafica 9.</b> Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza de M4	122
<b>Grafica 10.</b> Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza de M5	124

# **I - RESUMEN**



## I - RESUMEN

El objetivo de esta investigación es determinar qué efecto describen las ortesis plantares con los posteados del Cut-Out, Kinetic wedge y Extensión de Morton sobre las variables baropodométricas en la patología del *Hallux Limitus* según la clasificación de Coughlin y Shurnas. En la valoración clínica se añadió la medición goniométrica en descarga y en carga de la primera articulación metatarsofalángica. Con una muestra de 50 sujetos y 71 casos tratados y un seguimiento de 6 meses, la evaluación consiste en analizar los cambios producidos en las variables baropodométricas de 6 áreas localizadas a nivel del antepié (1<sup>er</sup> dedo y las 5 cabezas metatarsales) y en las fases de contacto del pie durante su apoyo, determinando además la relación que guardan con el estadio funcional y estructurado del Hallux, la morfología del pie, el diagnóstico asociado y el IMC.

Los resultados evidencian el efecto de las ortesis plantares en el cambio del patrón de las variables baropodométricas y en la redistribución del tiempo de las fases de contacto, así como una relación directa del estadio del *Hallux Limitus* con las variaciones de la presión media, en la que los casos con la deformidad estructurada describieron un aumento significativo de las presiones con respecto a los casos con *Hallux Limitus* funcional tras el uso prolongado del tratamiento. El diagnóstico asociado mostro diferencias significativas a largo plazo sobre el grupo de las afecciones del tríceps sural en la fase de contacto del talón, con una disminución significativa de su tiempo de contacto, y en la fase del apoyo total, con un aumento de su recorrido.

Las conclusiones que aportan este estudio son la confirmación del efecto que tiene la ortesis plantar sobre la funcionalidad del 1<sup>er</sup> radio, así como la necesidad de elaborar un diseño idóneo que intervenga directamente sobre el rango articular de su articulación metatarsofalángica.

**Palabras clave:** *Hallux Limitus*; presiones; metatarsofalángico; baropodometría.



# **I - SUMMARY**





## I - SUMMARY

The objective of this investigation is to determine what effect describes the foot orthoses with the Cut-Out posts, Kinetic wedge and Morton Extension about the variable baropodometrics in Hallux Limitus pathology, according to the Coughlin and Shurnas' classification. In the clinic assessment the goniometric measurement was added in the unloading and loading of the first metatarsophalangeal joint. With a sample of 50 subjects and 71 cases treated and a monitoring of 6 months, the evaluation consists in analysing the changes produced in the baropodometric variables of 6 areas located at the level of the forefoot (1<sup>st</sup> finger and the 5 metatarsal heads) and in the phases of contact with the foot during its physical support, further determining the relation between the functional stage and the Hallux's structure, the morphology of the foot, the associated diagnosis and the BMI.

The results show the effect of the foot orthoses in the pattern change of the baropodometric variables and the redistribution of time of the contact phases, as well as a direct reaction of the Hallux Limitus' stage with the variations of the medium pressure, in which the cases with a structured deformity described a significant increase of the pressures with respect to the Hallux Limitus cases after the prolonged use of the treatment. The associated diagnosis shows significant long-term differences over the group of the triceps surae conditions in the phase of contact of the heel, with a significant decreased of its time of contact, and in the full support phase, with an increase of its journey.

The conclusions of this research are the confirmation of the effect that the orthoses has on the functionality of the Hallux, as well as the necessity to elaborate an ideal design that intervenes directly over the joint range of its metatarsophalangeal joint.

**Keywords:** Hallux Limitus; pressures; metatarsophalangeal; baropodometry.



## **II - PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN**



## II - PRESENTACIÓN DEL PROBLEMA DE INVESTIGACIÓN

El *Hallux Limitus* consiste en el deterioro de la articulación metatarsofalángica del Primer radio, que evoluciona de manera progresiva y que cursa con una etiología de carácter multifactorial.

A nivel clínico se caracteriza por presentar un menor rango de movimiento metatarsofalángico durante la propulsión, por debajo de los 65° de flexión, viéndose acompañado de alteraciones a nivel óseo y articular. Con el aplanamiento articular y la formación de una exostosis dorsal a la cabeza del 1<sup>er</sup> metatarsiano, la capacidad de articular el 1<sup>er</sup> dedo con el 1<sup>er</sup> metatarso se ve comprometida, sufriendo progresivamente un deterioro funcional del 1<sup>er</sup> radio. En cuanto a la sintomatología, es variada. El *Hallux Limitus* desarrolla lesiones en el conjunto anatómico del 1<sup>er</sup> radio y su patomecánica puede influir directa e indirectamente en alteraciones que se dan en el conjunto anatómico del pie durante la carga y la deambulación.

Los trastornos biomecánicos que promueve el *Hallux Limitus* se manifiestan principalmente durante la propulsión y la fase tardía del apoyo total del pie durante la marcha.

Con el inicio de una disminución de la movilidad metatarsofalángica se promueve un aumento de las presiones plantares de los metatarsos centrales y el 1<sup>er</sup> dedo. Con el uso de ortesis plantares se consigue mejorar la funcionalidad del primer radio: por una parte, promoviendo la flexión plantar del primer metatarsiano se consiguen liberar de presiones las cabezas de los metatarsianos centrales, y por otra se consigue aportar una carga controlada a lo largo de la columna medial del antepié.

Con respecto a las ortesis plantares, los posteados para el 1<sup>er</sup> radio en el *Hallux Limitus* se emplean con el objetivo de promover el aumento de movimiento articular que se encuentra limitado durante el apoyo.

El uso de plataformas baropodométricas son herramientas útiles para cuantificar las repercusiones biomecánicas del *Hallux Limitus*. Con ello se consigue obtener de manera precisa y cuantitativa una medición de las presiones plantares, de su distribución y de la duración de las fases de contacto del pie. En el *Hallux*

*Limitus*, el análisis de las variables baropodométricas con el uso de ortesis plantares permite observar qué cambios se describen a nivel plantar o qué compensaciones pueden resultar anómalas con las correcciones aplicadas.

Se ha estudiado qué ocurre a nivel cinemático en la 1ª articulación metatarsofalángica con la existencia de limitación articular, identificando una disminución del rango de movimiento con respecto a una articulación metatarsofalángica sana. Así mismo, se ha analizado que efectos producen las ortesis plantares en la movilidad metatarsofalángica. Sin embargo no hemos encontrado investigaciones en la literatura que evalúen las variaciones baropodométricas con estos tratamientos, por lo que el objetivo de investigación en esta tesis doctoral es analizar si los posteados del 1º radio en ortesis plantares a medida correctivas intervienen en los cambios de las presiones plantares y las fases de contacto en la deambulación. Además, se pretende estudiar la relación de las variables clínicas con la evolución del tratamiento elaborado.

Podemos justificar la realización de esta tesis doctoral por 2 razones, la primera es que no se han encontrado investigaciones sobre los efectos baropodométricos de las ortesis plantares en la patología del *Hallux Limitus*. Entendemos que los cambios que pueden producir las ortesis plantares a nivel funcional, anatómico y baropodométrico puede aportar una información relevante para actualizar los criterios sobre el abordaje clínico y terapéutico de la insuficiencia del 1º radio, y para determinar cómo es la relación clínica entre los mecanismos cinemáticos (pronación subtalar, flexo-extensión talocrural, flexión dorsal metatarsofalángica...) y cinéticos (presión máxima y media, tiempo de contacto del apoyo) durante la exploración y tratamiento del *Hallux Limitus*.

La segunda razón con la que justificamos esta tesis es la metodología llevada a cabo en este tipo de investigaciones. Algunos autores analizan a los sujetos descalzos o calzados, emplean plantillas instrumentadas en vez de plataformas de presión, estipulan diferentes cadencias de marcha y recorridos para deambular. Siguiendo el ejemplo de otras publicaciones, esta investigación ofrece un protocolo de medición preciso, promoviéndose una unión de criterios clínicos y baropodométricos para que las investigaciones resulten más fáciles de comparar.

**III - ANTECEDENTES Y  
ESTADO ACTUAL DEL  
TEMA**





### III - ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA.

Con el objeto de comprender las alteraciones anatómicas funcionales del *Hallux Limitus*, los efectos cinéticos de la ortesis plantar y la importancia de evaluar la deambulación mediante la baropodometría electrónica, el marco teórico de esta tesis doctoral queda del siguiente modo:

1. Análisis y estudio de la funcionalidad del 1<sup>er</sup> Radio, centrándonos en su análisis clínico y en las repercusiones cinéticas del *Hallux Limitus*.
2. Tratamiento ortopodológico, describiendo distintas aportaciones teóricas que ayudan a comprender la indicación y los fundamentos biomecánicos de los posteados en el antepié para el 1<sup>er</sup> Radio.
3. Mención sobre análisis de la baropodometría electrónica en el uso clínico. En este apartado se describen las utilidades de la plataforma de presión así como los factores que hay que tener en cuenta que pueden influir en la distribución de las presiones plantares en el pie sano y patológico.



## **IV - OBJETIVOS**



---

## IV - OBJETIVOS

En esta investigación pretendemos evaluar el efecto de ortesis plantares adaptadas en el *Hallux Limitus*:

Como Objetivos primarios:

1. Evaluar los cambios en las variables de Presión Plantar en el Primer Radio, en su estadio funcional y estructurado.
2. Evaluación de los cambios de las variables de Presión Plantar en los radios menores.
3. Determinar los cambios en la variable del Tiempo de Contacto del Primer Radio.

Como Objetivos secundarios:

1. Identificar los cambios que se producen en las distintas Fases de contacto del pie durante la deambulación.
2. Determinar el efecto de los posteados de antepié a lo largo del primer Radio.
3. Determinar los efectos del acortamiento del tríceps sural durante el tratamiento.
4. Determinar los efectos del Índice de Masa Corporal durante el tratamiento de ortesis plantares adaptadas.



# **V - INTRODUCCIÓN**





## V - INTRODUCCIÓN

El objetivo básico del sistema locomotor es que el cuerpo se mueva de un punto a otro <sup>(1,2)</sup>. Para que esto ocurra es imprescindible, entre otras cosas, que el miembro inferior progrese sobre su base (el pie) cuando está en apoyo, y que ésta genere los mecanismos necesarios que hagan que la extremidad traslade anteriormente el centro corporal de gravedad, también llamado Centro de masas (CoM) <sup>(2,3)</sup>.

El pie es un elemento anatómico que se encarga, entre otros aspectos, de actuar como receptor de las Fuerzas reactivas del suelo (FrS) y las Fuerzas corporales (FC). Por tanto tiene que estar capacitado para generar mecanismos musculares y osteoarticulares que le confieran las propiedades de amortiguación y de ejercer de elemento rígido para trasladar anteriormente el CoM hacia el pie contralateral.

Estos procesos, que se manifiestan de manera repetitiva (dando lugar a ciclos de marcha), facultan al pie de las capacidades de adaptación a terrenos diferentes y de soportar las distintas magnitudes de carga con las que las fuerzas verticales interactúan en el apoyo.

El ciclo de la marcha se define como el intervalo de tiempo que transcurre entre el contacto del talón de un pie con el suelo hasta que ese mismo talón alcanza el suelo en el siguiente paso <sup>(4-7)</sup>.



Figura 1. Fases del Ciclo de la marcha. (Diseño realizado por el autor)

Cuando una persona camina, el ciclo de la marcha variara en función de su cadencia <sup>(4,8,9)</sup>. Con 100 a 120 pasos por minuto, se establece un ciclo de marcha de

1 segundo, en el que la fase de apoyo durara unos 0.6 segundos (un 60 %) y la de balanceo unos 0.4 segundos (40%)<sup>(4,8)</sup>.

Para que se vaya reproduciendo el ciclo de la marcha con normalidad el aparato locomotor desarrollara una serie de mecanismos que se encontraran íntimamente relacionados con la biomecánica del pie. Los principales se describen en la siguiente tabla:

<b>Fase de apoyo</b> <i>Duración</i> 60% (0,6seg)	<b>Mecanismos principales MI</b>	<b>Mecanismos pie</b> Adaptador móvil a Palanca Rígida
<b>Talón</b> 27 % (0.1-0.15 seg)	30° de Flexión cadera Extensión casi total de rodilla	Inversión calcánea Supinación subtalar Eversión AMDT por contracción de extensor común y pedio Conversión a adaptador móvil
<b>Contacto Total</b> 40% (0.24 seg)	Rotación externa MI desde su posición interna Extensión completa de rodilla Extensión de cadera	Pronación subtalar Inversión AMDT Plantaflexion M1 desde su posición dorsiflexionada. Supinación calcánea desde su posición neutra o levemente en valgo. FD de articulación talocrural desde su posición en FP Inicio de contracción de PLL
<b>Propulsion</b> 33% (0.2 seg)	Adelantamiento tibial por contracción tríceps sural Flexo/extensión de rodilla Extensión completa de cadera	Bloqueo CC-CU por contracción PLL Contracción TP Supinación subtalar Eversión AMDT FD 1ªAMTF >65° Valgo de antepié (final de fase) FP de articulación talocrural
<b>Fase oscilante</b> <i>Duración</i> <sup>(1,3)</sup> 40%(0.4 seg)	Dorsiflexión de tobillo Flexión de rodilla Flexión de cadera. Equilibrio contráctil y relajación muscular en plano sagital	<b>FUNCION PASIVA</b> Preparación del pie para contactar a continuación en el siguiente paso

**Tabla 1.** Relación de los mecanismos cinemáticos que se dan en el pie y el miembro inferior durante la marcha <sup>(1,2,5,6,7)</sup>. (MI: *miembro inferior*; AMDT: *art. mediotarsiana*; FD/FP: *flexión dorsal/plantar*; M1: *1er metatarso*; PLL: *peroneo lateral largo*; CC-CU: *calcáneo-cuboideo*; TP: *tibial posterior*; AMTF: *art. metatarsofalángica*).

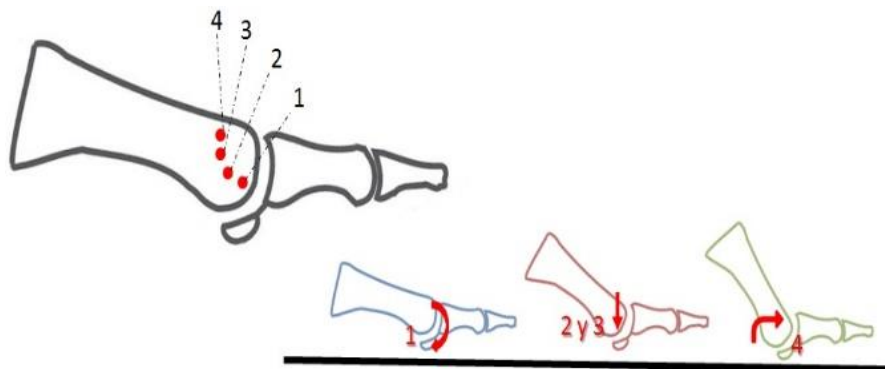
La cinemática que va desarrollando el pie durante sus fases de contacto resulta ser más activa con respecto en las fases oscilantes. Teniendo en cuenta su papel como elemento amortiguador durante la carga, es indispensable que sus principales movimientos en el plano frontal y sagital sean estables.

Por una parte, a nivel del retropié y mediopié las adaptaciones relacionadas con la pronación subtalar confieren al pie una disposición tridimensional estable para que soporte y promueva el avance de las fuerzas verticales.

Y por otra, a nivel del antepié la flexión plantar del 1<sup>er</sup> metatarsiano (M1) y la flexión dorsal metatarsofalángica del 1<sup>er</sup>R (junto a la inversión subastragalina y la eversión mediotarsiana previas) permiten que el pie actúe como “palanca rígida” durante la finalización del paso.

Desde el punto de vista cinético, la interacción de las FrS y las Fuerzas corporales (FC) que se van desarrollando durante la marcha se mantiene estable y controlada gracias a la capacidad de rotación interna en la extremidad, la flexión de rodilla, la flexión plantar del tobillo y la eversión subastragalina<sup>(10,11)</sup>.

Con un rango articular fisiológico en la 1<sup>a</sup> articulación metatarsofalángica (1<sup>a</sup>AMTF), cuando el 1<sup>er</sup>R plantaflexiona su cabeza metatarsal se desliza posteriormente gracias al sistema glenosesamoideo (*Figura 2*) (que actúa como polea para la fase de despegue), permitiendo el traslado dorsal y posterior del eje transversal de la 1<sup>a</sup>AMTF necesario para que el *Hallux* alcance su rango de flexión dorsal efectivo en la propulsión<sup>(12,13)</sup>.



*Figura 2.* Imagen pie despegue interacción fuerzas-desplazamiento sesamoideos, gracias al efecto rodete del sistema glenosesamoideo. (Diseño gráfico realizado por el autor.)

Gracias a este sistema, el 1<sup>er</sup>R es capaz de conducir anteriormente las fuerzas verticales que inciden a nivel plantar, consiguiendo disipar la magnitud que tienen estas fuerzas en el antepié.

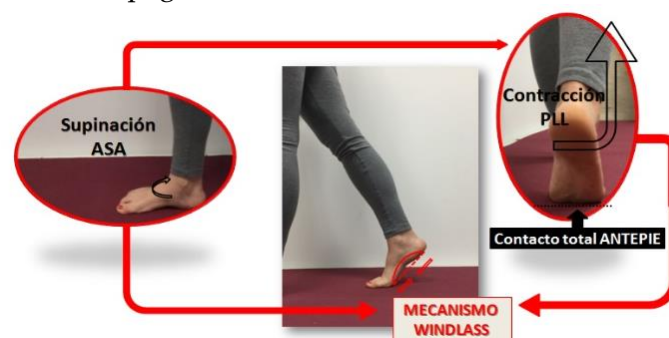
El pie contacta con el suelo entre 10 y 15.000 veces por día, absorbiendo aproximadamente 500 toneladas métricas de presión<sup>(11)</sup>. Debido a la magnitud de las fuerzas que interactúan, se entiende que la existencia de estos momentos es necesaria para que se produzca una efectiva absorción de impactos a lo largo de la extremidad inferior.

Según la Teoría de estrés de los tejidos<sup>(6,14)</sup>, durante el apoyo del pie la interacción de las FC y las FrS se consigue mantener estable gracias a la eversión subastragalina. Evitando el estrés constante por la magnitud de fuerzas sobre el sistema musculoesquelético se consigue prevenir la aparición de alteraciones a lo largo de la extremidad, pelvis y columna lumbar<sup>(14,15)</sup>.

Tal y como se ha comentado, la inversión subastragalina es uno de los procesos cinemáticos más relevantes para que el mecanismo de *Windlass* ocurra. Además intervendrá en plantaflexión del M1 y su posterior flexión dorsal con el 1<sup>er</sup> dedo durante la carga.

El hecho de que se produzcan desbalances en el transcurso de la deambulación, el pie se verá expuesto a un aumento de las magnitudes de las fuerzas que interactúan en él.

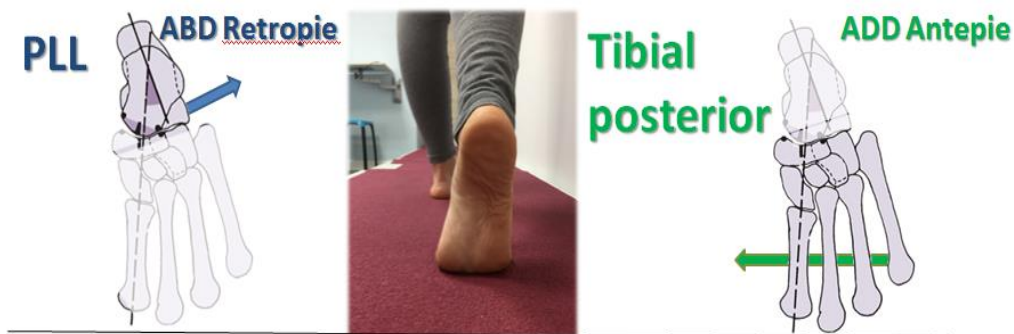
El 1<sup>er</sup>R inicia su acción biomecánica durante la propulsión, cuando el talón comienza a alejarse del suelo<sup>(11,12,16)</sup>: esto se debe gracias a los momentos de supinación de la ASA y de eversión de la AMDT (que la bloquea) que generan el Mecanismo de *Windlass*, con la finalidad de que el conjunto del pie actúe como palanca rígida en el despegue.



**Figura 3.** Supinación subtalar y eversión mediotarsiana en el Mecanismo de *Windlass*. (Diseño gráfico realizado por el autor.)(ASA: art. subtalar ; PLL: peroneo lateral largo)

El bloqueo de la AMDT, que se consigue con la contracción concéntrica del PLL y la supinación mantenida de la ASA ayudara a que el antepié contacte completamente con el suelo (*Figura 3*)<sup>(13)</sup>.

La musculatura que se encarga de iniciar estos momentos articulares son el tibial posterior y el PLL (*Figura 4*).

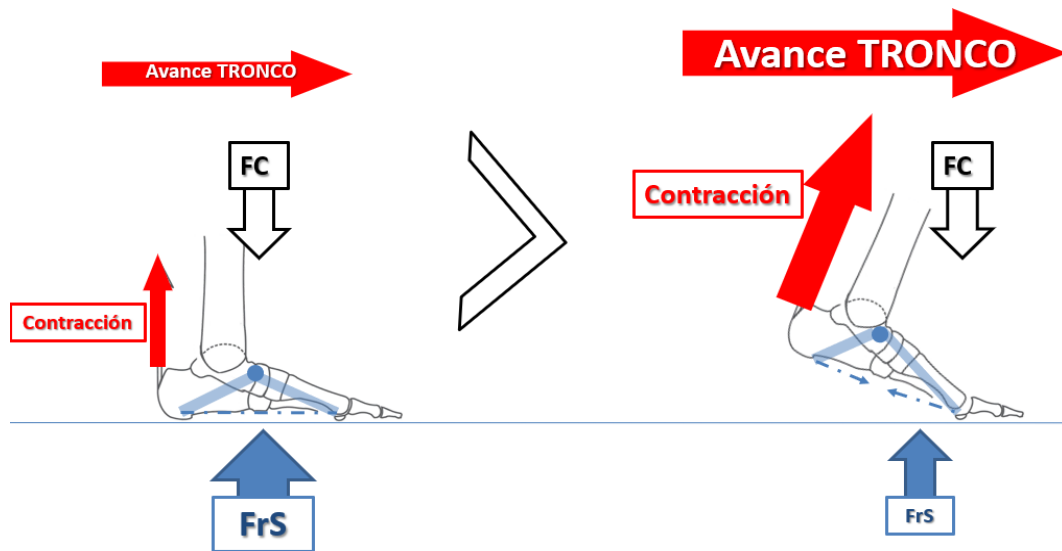


*Figura 4.* Momentos de abducción de retropié y aducción de antepié durante la propulsión. (Diseño gráfico realizado por el autor.) (PLL: peroneo lateral largo; ABD: abducción; ADD: aducción)

Actúan de manera sinérgica y sincronizada<sup>(13,17)</sup>: el PLL genera fuerzas posteriores y de abducción en los huesos del retropié<sup>(13)</sup>, y el tibial posterior (además de conseguir un desplazamiento posterior de estos mismos huesos) promueve una aducción del antepié<sup>(13,17)</sup>.

Siempre que todo esto ocurra de forma estable y funcional, se promoverá el proceso del Mecanismo de *Windlass*, a partir del cual se produce este efecto de “brazo de palanca rígida” con una efectiva dorsiflexión de la 1ªAMTF<sup>(3,4)</sup>.

Añadido lo descrito, gracias al desplazamiento anterior del tronco y a la acción de la musculatura posterior de la extremidad, se produce una interacción de las FC y las FrS (*Figura 5*). Así mismo, el efecto *Windlass* provoca que todos los huesos próximos a la base de M1 se muevan proximalmente, dando lugar a una dorsiflexión y una abducción del astrágalo sobre el calcáneo (supinación subtalar); y a nivel distal un desplazamiento y plantaflexión de M1<sup>(11)</sup>.



*Figura 5.* Cambio en la magnitud de las fuerzas que interactúan en la propulsión. (Diseño gráfico realizado por el autor.) (FrS: fuerzas reactivas del suelo; Fcorporales: fuerzas corporales)

Los huesos sesamoideos cumplen también con una función soportar las FrS. Durante la fase del despegue liberan de presiones a la cabeza del M1, deslizándose posteriormente sobre ellos (se genera su plantaflexión y la extensión de la 1ªAMTF).

De este modo, mientras que el M1 va avanzando en la fase del despegue, su declinación con respecto al suelo le permite ir soportando la carga del antepié.

Con el primer dedo dorsiflexionando, la tensión que se produce en la fascia asume una gran importancia en el bloqueo calcaneocuboideo <sup>(10,13)</sup>.

Además este bloqueo produce una estabilización del mediopié y el antepié: permite al PLL plantaflexionar el 1ºR. con esto se consigue que la columna medial del pie asuma su papel de "brazo de palanca rígido", el cual es necesario para producir una propulsión efectiva.

Resumiendo, la fascia plantar y el PLL son dos estructuras anatómicas que intervienen directamente en la estabilización del 1ºR. A medida que estas estructuras pierden su capacidad de acción, la columna medial se irá deformando y el pie se podrá convertir en sintomático.

## 1. EL PRIMER RADIO

### 1.1. Aspectos anatómicos del Primer Radio.

El 1<sup>er</sup>R, por su biomecánica y morfología especial, está constituido por un sistema locomotor específico que lo diferencia del resto de metatarsianos.

En los siguientes gráficos se identifica su anatomía <sup>(18,19)</sup>:



**Huesos** 1<sup>a</sup> cuña; 1<sup>er</sup> metatarso; Sesamoideos; Falanges distal y proximal del 1<sup>er</sup> dedo.

**Articulaciones** 1<sup>a</sup> Articulación metatarsofalángica; Articulación interfalángica.

**Musculatura INTRINSECA:** Aductor 1<sup>er</sup> dedo; Abductor 1<sup>er</sup> dedo; Flexor corto 1<sup>er</sup> dedo; Pedio (extensor corto de los dedos).

**EXTRINSECA:** Tibial anterior; Peroneo lateral largo; Extensor largo del 1<sup>er</sup> dedo; Flexor largo del 1<sup>er</sup> dedo.

**Inserciones musculotendinosas** Tendones del extensor largo y corto 1<sup>er</sup> dedo (A nivel dorsal); Tendones del flexor largo y corto 1<sup>er</sup> dedo (A nivel plantar); Tendón del abductor 1<sup>er</sup> dedo (A nivel lateral); Tendón del aductor 1<sup>er</sup> dedo (A nivel plantar y medial).

**Figura 6.** Anatomía y descripción del Primer radio. (Diseño gráfico realizado por el autor.)

### 1.2. Hallux Limitus: Concepto, Etiología y Clasificación.

La patología del *Hallux Limitus* (HL) es una alteración clínica que afecta a la funcionalidad del 1<sup>er</sup>R produciendo una disminución progresiva de la flexión dorsal en su articulación metatarsofalángica <sup>(6,11,20,21)</sup>. Viene acompañada de una serie de procesos degenerativos a nivel óseo articular y periarticular que, en

función de la acción de los factores etiológicos y externos que influyen sobre la patología, cursara con una evolución particular en cada individuo <sup>(6,21-23)</sup>.

Como factores etiológicos encontramos <sup>(12,21,24)</sup>:

- Factores anatómicos: existencia de *Index Minus* o *Index Plus*, alteraciones de la longitud de la falange proximal del 1<sup>er</sup>R.
- Factores biomecánicos: deformidades que cursen con hiperpronación subastragalina, hipermovilidad del 1<sup>er</sup>R.
- Factores neuromusculares: desbalances musculares de los músculos intrínsecos/extrínsecos que estabilizan y dan funcionalidad al 1<sup>er</sup>R, pie cavo con acortamiento del tríceps sural.
- Factores metabólicos: procesos reumáticos (artritis reumáticas y alteraciones artropáticas) que afecten al 1<sup>er</sup>R.
- Factores postquirúrgicos: inmovilización postquirúrgica de la 1<sup>a</sup>AMTF, alargamiento excesivo del M1, *Metatarsus Primus Elevatus* (MPE) postquirúrgico, alineamiento incorrecto de la articulación metatarsofalángica, lesiones postquirúrgicas de los sesamoideos, alteraciones fibróticas (*impingement*).
- Factores traumáticos: fracturas del M1, fracturas intraarticulares en el 1<sup>er</sup>R, traumatismos crónicos en sesamoideos, alteraciones traumáticas en cartílagos metatarsofalángicos del 1<sup>er</sup>R, estrés deportivo.

Según su movilidad, clínica y datos radiológicos (*Figura 7*) se clasifican en unos estadios (*Tabla 2*).



**Figura 7.** Radiografías de los sujetos tratados en la investigación. (*Diseño gráfico realizado por el autor.*)



La movilidad fisiológica de la articulación metatarsofalángica del *Hallux* (AMTFh) es de al menos 65° de flexión dorsal y 25° de flexión plantar<sup>(25)</sup>. En función de la progresión de la degeneración articular y de la influencia del factor etiopatogénico que actúe sobre la articulación se producirá una disminución progresiva de su movilidad, con una serie de características morfológicas y patomecánicas viéndose identificados unos estadios basados en criterios clínicos y/o radiológicos<sup>(21)</sup> (*Tabla 2*).

Grado	Movilidad articular	Criterios radiológicos	Criterios clínicos
0	Flexión dorsal 40°-60°/ 10°-20° < que contralateral	- Ninguno	- Ningún dolor -Disminución de movimiento pasivo
1	Flexión dorsal 30°-40°/ 20°-25° < que contralateral	- Osteofito dorsal -Pinzamiento leve en articulación -Esclerosis periarticular mínima -Aplanamiento metatarsal	- Dolor a la flexión dorsal/plantar forzada - Aparición rigidez durante el movimiento
2	Flexión dorsal 10°-30°/ 50°-75° < que contralateral	-Osteofitos dorsal, medial y lateral -Aplanamiento cabeza metatarsal -< 25% afectación de región dorsal del espacio articular -Esclerosis espacio articular moderado -Sin afectación sesamoidea	- Dolor moderado/ Intenso - Dolor durante la movilización sin llevar a máximo rango - Rigidez
3	Flexión dorsal 10° o </ Perdida notable flexión plantar	-Mismos signos clínicos Gr. 2 - Estrechamiento articular mayor -Aumento de tamaño de sesamoideos irregulares	-Dolor que esta constante prácticamente - Rigidez - Aparición de dolor en zona del arco longitudinal
4	No movimiento. Rigidez articular	- Cuerpos libres - Anquilosis	- Dolor constante/casi cte. - Dolor en el rango de movilidad y en zona media del arco longitudinal

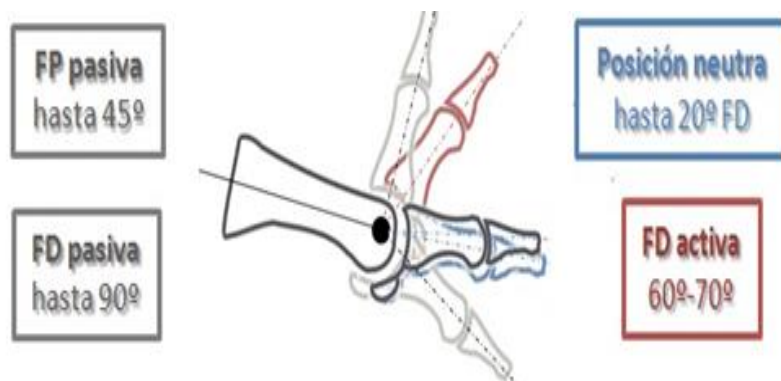
*Tabla 2.* Clasificación de *Coughlin* y *Shurnas*: Estadios del *Hallux Limitus*<sup>(21)</sup>.

### 1.3. Dorsiflexión metatarsofalángica del Primer Radio.

Desde un punto de vista biomecánico, sabemos que la importancia de que exista una movilidad fluida en la 1ªAMTF es indispensable para que la deambulación se realice de una forma estable. La implicación de las deformidades características del pie, la patomecánica durante la marcha y la interacción de las FrS con las FC son factores que, entre otros, influyen en el rango de flexo-extensión metatarsofalángica (6,7,10).

La resistencia en la movilidad articular en flexión dorsal de la AMTFh en descarga a menudo puede discernir cuando el pie se encuentra en sedestación o en carga, aunque a pesar de esto en condiciones normales siempre describirá movimiento<sup>(10,11,15,24-26)</sup>, mientras que no exista un proceso de anquilosis avanzado (HR).

El rango articular de la 1ªAMTF (*Figura 8*) se estima que se encuentra entre los 60° a 70° de flexión dorsal cuando se realiza de forma activa, y hasta los 90° de forma pasiva (movilización externa), mientras que en flexión plantar describe de entre los 20° a 40° o 45° de forma pasiva.



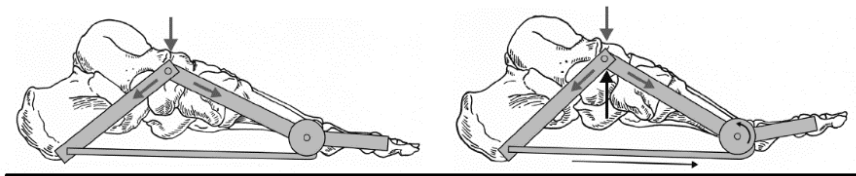
**Figura 8.** Rangos angulares de movimiento de flexión dorsal y plantar de la 1ª AMTF (*Diseño gráfico realizado por el autor.*)(1ªAMTF: 1ª articulación metatarsofalángica)

El 1ºR, al iniciar su dorsiflexión metatarsofalángica durante la propulsión con el mecanismo de *Windlass*, permitirá que se desarrolle una supinación subastragalina y una eversión mediotarsiana que permitan al pie ejercer de palanca rígida.

Para que este mecanismo se produzca es necesario que exista una fascia plantar intacta y un movimiento de flexión dorsal de la 1ª AMTF durante la fase propulsiva <sup>(10,18)</sup>.

Además con la flexión dorsal metatarsofalángica del *Hallux* se consigue establecer un equilibrio de presiones a lo largo del antepié.

*Hicks* <sup>(18)</sup> en 1954 describió el efecto denominado Mecanismo de *Windlass* (**Figura 9**): “la extensión metatarsofalángica produce una elevación del arco longitudinal interno mediante la tensión de la fascia plantar durante la propulsión”.



**Figura 9.** Mecanismo de *Windlass*<sup>(6)</sup>. Dorsiflexión de la articulación metatarsofalángica acompañada de plantaflexión del antepié y dorsiflexión del retropié: aproximación de las articulaciones proximales del pie al 1º radio, supinación subtalar y una rotación externa.

Realizando un estudio con cadáveres, *Hicks* <sup>(18)</sup> apreció que realizando la flexión dorsal del *Hallux* se obtenía un movimiento de rotación externa de la tibia, generándose una tensión de la fascia medial, un aumento del arco longitudinal interno y una supinación de la ASA. Fue a partir de esto cuando expuso que “la estructura que actúa como polea es la superficie articular del primer metatarsiano, la manivela es la falange proximal y la cuerda sería la fascia plantar”.

#### 1.4. Patomecánica: *Hallux Limitus*.

Cuando existe una flexión dorsal insuficiente de la 1ªAMTF en la propulsión y el 1ºR no realiza una plantaflexión por debajo del plano transversal de los radios menores, el bloqueo calcaneocuboideo y el mecanismo de *Windlass* no pueden producirse de forma eficiente <sup>(11,25)</sup>.

La limitación que se produce en esta extensión metatarsofalángica influye directamente en la disminución de la resistencia del pie frente a las fuerzas que interactúan durante la deambulación (**Figura 10**). Con ello disminuye la función

mecánica de los músculos que actúan en la propulsión, como la del PLL <sup>(27,28)</sup>, entre otros.



**Figura 10.** Capacidad del brazo de palanca del Peroneo lateral largo según el componente de pronación, neutralidad o supinación a nivel del pie. (Diseño gráfico realizado por el autor) (PF: plantaflexión; C-C: calcáneo-cuboideo).

Según Root <sup>(11)</sup>, “la distancia que hay entre el suelo y el paso del tendón PLL por el canal del cuboides es menor que la distancia que hay entre el suelo y la inserción del tendón en la base del 1erR” (Figura 10).

Con una plantaflexión ineficaz del 1erR, la acción del PLL sufre una desventaja mecánica (Figura 10): la distancia que hay entre el suelo y la inserción del PLL es mucho menor que la distancia que existe del cuboides con respecto al suelo. Además, se ven afectados los momentos del bloqueo de la articulación calcaneocuboidea, la supinación subtalar y la rotación externa de la extremidad (necesarios para que se desarrolle una marcha normal y estable).

El PLL, conjuntamente con el bloqueo de la fascia plantar también aporta mayor funcionalidad y estabilidad a las articulaciones del tobillo, rodilla o cadera: al plantaflexionar el 1erR se necesita menos flexión plantar del tobillo en la fase propulsiva, y en consecuencia menos flexión de rodilla y cadera. Es lo que llamamos el “Efecto rodete de Perry” <sup>(1)</sup>.

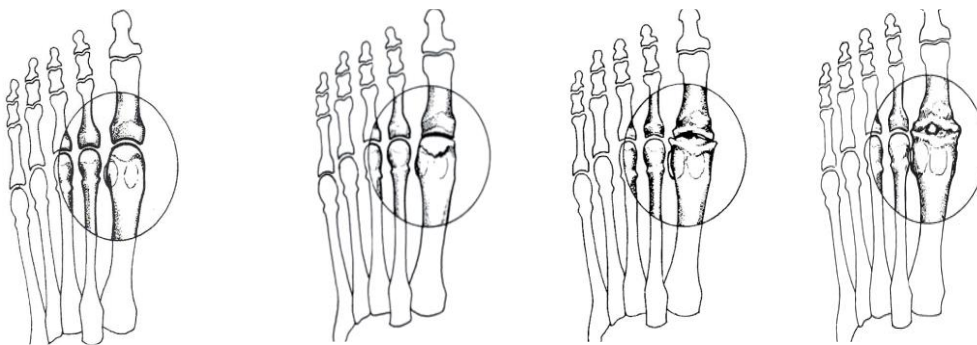
Perry <sup>(1)</sup> describe tres zonas de mecanismos rotacionales de progresión: el talón, el tobillo y el antepié, siendo el primer, segundo y tercer *Rocker* respectivamente. La limitación de la dorsiflexión en la AMTFh afectaría a este mecanismo de los 3 *Rockers* descritos anteriormente, y por consiguiente la cinemática del tobillo, rodilla y cadera modificaría.

### 1.4.1. Repercusiones en la Marcha.

Los mecanismos que se dan para originar una correcta extensión de la 1ªAMTF son los que confieren estabilidad a la fase final del apoyo del pie y, en consecuencia, a todo el conjunto del aparato locomotor<sup>(6,11,12,25)</sup>.

La flexión dorsal metatarsofalángica es un movimiento de vital importancia para la progresión del cuerpo, que permite una longitud del paso adecuada. Con la limitación de la flexión dorsal metatarsofalángica la longitud del paso se ve acortada<sup>(1)</sup>: si el individuo despega el pie en bloque, es necesario que la extremidad que está en fase oscilante contacte antes con el suelo.

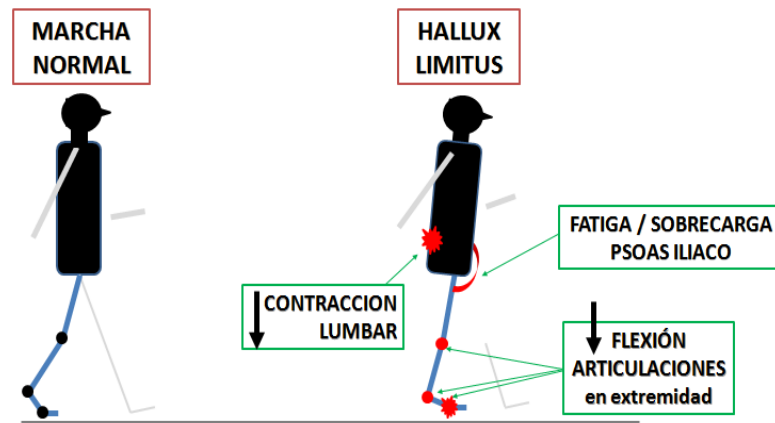
A lo largo de su evolución, en el HL se produce un deterioro que favorece una degeneración progresiva de la 1ªAMTF dando lugar a una situación irreversible de anquilosis, conocida como *Hallux Rigidus* (HR) (**Figura 11**)<sup>(21,25,29-31)</sup>.



**Figura 11.** Evolución de los cambios morfológicos en el *Hallux Limitus* hasta el *Hallux Rigidus* <sup>(22)</sup>.

En estadios iniciales, con degeneración superficial y desgaste del cartílago (estimulación de la formación de osteofitos dorsales) se da una pérdida progresiva y permanente en la flexión dorsal metatarsofalángica <sup>(18,19)</sup>. Los sesamoideos soportan un aumento de las fuerzas de compresión promoviendo una hipertrofia progresiva <sup>(21,22,24)</sup>.

Como consecuencia de la limitación de la flexión dorsal en la AMTFh se produce un bloqueo en el plano sagital del pie y el resto de la extremidad, viéndose afectada en ocasiones la cinemática de articulaciones proximales y distales al primer radio (**Figura 12**), tales como el tobillo, la rodilla y cadera <sup>(1,12,20)</sup>.



*Figura 12.* Repercusiones en el aparato locomotor en la patomecánica del *Hallux Limitus*. (Diseño gráfico realizado por el autor.)

Cuando el 1<sup>er</sup> dedo entra en contacto con el suelo, el pie y el cuerpo se mueven sobre él, de tal modo que cuando existe la patomecánica del HL se producirán cambios en la deambulación y en los distintos planos de movimiento<sup>(11,13)</sup>: durante la fase final del apoyo las articulaciones encargadas de extenderse se mantendrían en una posición más flexionadas, desequilibrando los momentos de flexo-extensión, y en consecuencia la columna lumbar se rectificaría o perdería grados de lordosis<sup>(20)</sup>.

Con la limitación metatarsofalángica del 1<sup>er</sup>R, el despegue del pie se produce en bloque y la extremidad que se encuentra en carga no es capaz de producir una correcta extensión de cadera, con lo que la actuación del psoas-iliaco puede dejar de ser efectiva favoreciendo momentos de fatiga, sobrecarga u otros procesos lesivos asociados a su biomecánica<sup>(10,25)</sup>.

En cuanto a la extremidad que se encuentra en la fase oscilante, sus articulaciones de cadera y rodilla se mantienen extendidas, el talón elevado del suelo con el pie levemente en flexión plantar y la AMTFh con una extensión de unos 25°-30°, con lo que una vez que contacta con el suelo se produce una relajación de estas: en la fase de pre-oscilación, cuando el musculo del psoas produce una contracción excéntrica produce una aceleración hacia delante de la extremidad (por la energía elástica que tiene acumulada la musculatura), comenzando la cadera y la rodilla a producir momentos de flexión. El sobreesfuerzo del psoas puede causar en ocasiones dolor en el área inferior de la columna y/o en la zona inguinal (su inserción del trocánter menor). Además,

teniendo en cuenta la existencia de modificaciones de las curvas vertebrales (por ejemplo, distensión de ligamentos, compresión de los discos intervertebrales con posibles herniaciones) deambulación sufrirá cambios desarrollando procesos patomecánicos que pueden promover deformidades o la aparición de sintomatología patológica<sup>(1,20,25)</sup>.

En relación con las alteraciones que la articulación interfalángica del *Hallux* puede sufrir (consecuencia de su hiperextensión compensatoria a la flexión dorsal del 1<sup>er</sup> dedo) son principalmente dérmicas<sup>(25,32,33)</sup>, tales como los hematomas subungueales o distrofias ungueales, entre otras.

El individuo que cursa con *Hallux Limitus* o *Hallux Rigidus* puede realizar posiciones antiálgicas para evitar el dolor de la AMTFh, con lo que puede llegar a desarrollar procesos dolorosos de la columna lateral de pie<sup>(1,10,20-22)</sup>: sobrecarga plantar, miositis de los extensores, tendinitis de los peroneos, estiloiditis...

El patrón de presiones también sufrirá cambios, que presentará unas particularidades tanto en la patomecánica del HL como su mecánica antiálgica. Al posicionarse el M1 dorsal sobre el eje transversal de los radios menores se promueven alteraciones de sobrecarga y del reparto de presiones en el antepié<sup>(10,34-36)</sup>.

Las alteraciones de la circulación venosa se pueden ver agravadas cuando existe una limitación articular del *Hallux* de forma prolongada, al verse afectados los plexos venosos cutáneos y subcutáneos<sup>(10)</sup> con la ausencia de la tensión de la fascia plantar y la contracción del resto de músculos encargados de producir el efecto de palanca rígida del pie.

#### 1.5. Valoración de la movilidad metatarsofalángica del Primer Radio.

*Hiss*<sup>(37)</sup> fue el primero en realizar una valoración clínica de la movilidad articular del 1<sup>er</sup>R, estimando un rango fisiológico de 60° a 65° de FD MTF durante la fase del despegue digital para que la deambulación resulte normal.

A partir de esta aportación numerosos autores (*Tabla 3*) han realizado distintas propuestas sobre la movilidad metatarsofalángica fisiológica que el 1<sup>er</sup>R describe:

AUTORES	FD MTFh
Joseph (1954)	75°
Sgarlato (1971)	50°-60°
Root (1977)	65°-75°
Mann, Hagy (1979)	70°-90°
Bojsen-Moller, Lamoreux (1979)	50°-60°
Gerbert (1989)	60°-65°

**Tabla 3.** Movilidad de la flexión dorsal de la 1ª AMTF según varios autores <sup>(10)</sup>. (FD MTFh: flexión dorsal metatarsofalángica del Hallux)

Con esta información podemos establecer que para que la fase del despegue ocurra de forma eficaz y con normalidad es necesario que exista entre 60° y 65° de flexión dorsal del primer dedo con respecto al primer metatarsiano.

Existen diversas técnicas de medición y valoración de la movilidad de la 1ªAMTF. Todas ellas comparten el criterio de conocer cuál ha de ser el comportamiento fisiológico articular que se da durante la prueba realizada. Una medición con la que podemos tener una alta fiabilidad en la valoración de la movilidad articular de la AMTFh es la técnica realizada en descarga con el uso de un goniómetro de dos ramas<sup>(10,12,38,39)</sup> descrito por autores como Benhamú, Lafuente y Munuera, entre otros:

La medición consiste en mantener al paciente en decúbito supino o sedestación y con el pie relajado. Marcamos previamente la bisección del 1er metatarsiano y la bisección de la falange proximal del 1er dedo (en la zona medial del pie). Colocando cada brazo del goniómetro paralelamente en la bisección del metatarsiano y de la falange (el centro del goniómetro queda a nivel de la cabeza metatarsal) con ambas manos, procedemos a realizar una flexión dorsal del brazo distal del goniómetro acompañando el 1er dedo, hasta obtener los grados del rango del movimiento realizado.

Además del uso del goniómetro para medir el rango de movimiento del 1ºR existen otras técnicas. Una opción clínica la encontramos mediante sistemas de videografía o podobarografía, con el inconveniente de que requiere amplia experiencia para el explorador<sup>(23)</sup>.

Otra técnica que encontramos desde el punto de vista clínico es el “*Test de Hallux Limitus Funcional*”. Consiste en realizar una dorsiflexión del primer dedo con respecto al M1 en descarga manteniendo una presión con el dedo pulgar de la



mano pasiva simulando carga en su cabeza metatarsal. Con esto se determina la influencia que tienen las deformidades que se dan lugar a nivel de las articulaciones a nivel de mediopié sobre la flexión dorsal metatarsofalángica.

Como herramientas o técnicas para medir la AMTF $h$  en carga encontramos la medición goniométrica de *Munteanu* <sup>(40)</sup> y el “*Goniómetro de Roukis*” <sup>(27,41)</sup>.

En la medición goniométrica descrita por Munteanu se emplea igualmente un goniómetro de dos ramas. Con el paciente en bipedestación, bajo la cabeza del M1 incorporamos una superficie rugosa tipo papel de lija con el fin de evitar deslizamientos del pie que erren la prueba, y a continuación las ramas del goniómetro junto a las bisectrices de la falange proximal y de M1.

El “*goniómetro de Roukis*”, que presenta una alta fiabilidad, ofrece una medición aislada de la 1ªAMTF sin que se genere una plantaflexión del 1ºR. Tiene inconveniente de ser una herramienta compleja que se necesita calibrar.

#### 1.6. Epidemiología del *Hallux Limitus*..

Para comenzar a hablar sobre los datos epidemiológicos del HL y el HR, hay que dejar claro de antemano que las investigaciones publicadas son más bien escasas con relación a las de otras patologías del primer radio, y los datos variados que ofrecen sobre su prevalencia pueden llegar a cierta confusión <sup>(31)</sup>.

Una conclusión clara en su incidencia es que es una patología bastante común, la segunda<sup>(16)</sup> tras la deformidad del *Hallux Abductus Valgus*. Y el estadio de HR es el primero de los procesos de artrosis producidos en el pie y tobillo <sup>(21,42)</sup>.

De los pacientes que presentan la deformidad, en más del 50% existe bilateralidad y es más frecuente cuanto mayor edad tenga el individuo <sup>(23,31)</sup>. Las causas idiopáticas podríamos decir que son el factor que menor influencia tiene sobre la incidencia de la deformidad, mientras que el factor hereditario tendría un mayor componente de causalidad <sup>(21)</sup>. En casos unilaterales principalmente serán de etiología traumática y mecánica <sup>(21,42)</sup>.

La media de edad para su diagnóstico tiene gran variabilidad según los estudios publicados, ya que en los inicios de publicaciones sobre el tema hacían referencia a su aparición en edades tempranas<sup>(43)</sup> y actualmente hablan de edades más variadas en el caso del *Hallux Limitus* y más avanzadas para el *Hallux Rigidus*<sup>(33)</sup>; habría que tener en cuenta la influencia que tienen factores extrínsecos

como el calzado, actividad laboral, actividades deportivas, etc., que actúan sobre el daño de la articulación metatarsofalángica del 1<sup>er</sup>R<sup>(21,42)</sup>.

Los datos epidemiológicos refieren que el *Hallux Limitus*:

- puede afectar a un 2% de la población que comprende las edades de 30 a 60 años<sup>(42,44)</sup>,
- puede afectar a 1 de cada 45 pacientes de 50 años y en torno al 50% de la población mayor de 80 años<sup>(45)</sup>,
- ronda un 10% de incidencia entre la población de los 20 a 34 años<sup>(46)</sup>.
- Por lo general suele tener mayor incidencia en la población femenina, atendiendo a los factores que influyen en el calzado, la cultura y la sociedad<sup>(22,42)</sup>. El hecho de que el sexo femenino sea más susceptible de trastornos óseos y osteoarticulares, la incidencia del *Hallux Limitus* y *Hallux Rigidus* puede ser levemente mayor, aunque no podemos decir que con notoriedad con respecto al sexo masculino<sup>(42)</sup>.

#### 1.6.1. Datos epidemiológicos de otras afectaciones óseas y articulares.

Las patologías del 1<sup>er</sup>R podemos diferenciar las siguientes<sup>(5,6,11,24,45,47,48)</sup>:

- *Hallux Abductus Valgus*.
- *Hallux Varus*.
- *Metatarsus primus Elevatus*.
- Plantaflexión del primer radio.
- *Hallux Limitus*.
- *Hallux Rigidus*.

Principalmente las causas más frecuentes de su incidencia y prevalencia son de carácter mecánico y genético y de una manera secundaria, los procesos artropáticos, iatrogenias quirúrgicas y procesos, situaciones o hábitos de carácter traumático<sup>(10,24,49)</sup>.

Cabe destacar que el *Metatarsus Primus Elevatus* se puede identificar como una deformidad del 1<sup>er</sup>R previa a las deformidades del *Hallux Abductus Valgus*, *Hallux Limitus*, *Hallux Rigidus* y *Hallux Varus*<sup>(21,24,27,47)</sup>: al presentarse esta patología incapacita al 1<sup>er</sup>R de funcionalidad mecánica con lo que se promoverá con la

asociación de otros factores etiológicos y predisponentes la aparición de las demás deformidades descritas.

## 2. LA ORTESIS PLANTAR

### 2.1. Aspectos teóricos, propiedades y tipos de ortesis plantares.

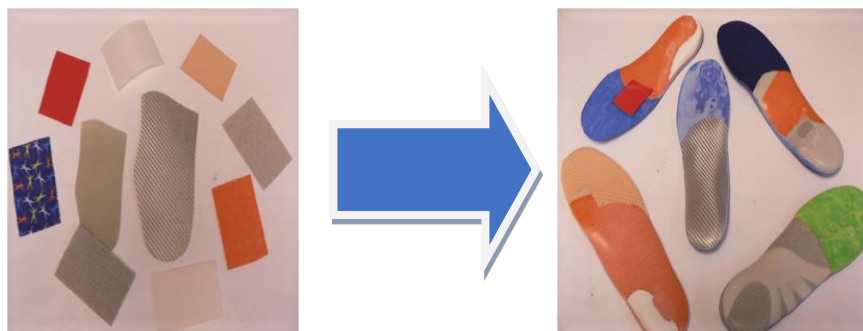
A lo largo de la historia de la Ortopedia y Ortopodología, muchos autores especialistas en materia de Podología, Biomecánica y Cirugía ortopédica han descrito conceptos distintos sobre el significado de lo que llamamos Ortesis Plantar (OP). De todas esas definiciones, se mantiene un mismo consenso que es el de la importancia que tienen como sustento del pie y en el control de lesiones y patologías relacionadas con un mal funcionamiento podal.

Tradicionalmente, cuando se ha hablado del significado y utilidad de las OP siempre ha existido un cierto iatrocentrismo en lo que simboliza su funcionalidad, derivada de una mala concepción sobre la utilidad de los distintos materiales que las componen, los diseños anticuados de elaboración y teorías biomecánicas aplicadas a la ortesis. Motivos entre los cuales, a pesar de que se pueda disponer de un correcto diagnóstico patomecánico del paciente que acude a consulta, hasta los años 80, se ha entendido la ortesis plantar como un dispositivo médico con escasa efectividad en lo que se refiere a lesiones de carácter crónico producidas en el pie y alteraciones biomecánicas en la extremidad inferior derivadas de un mal funcionamiento podal.

Para que la ortesis plantar cumpla su objetivo, su diseño se ha de basar en:

- parámetros antropométricos del paciente (tales como el peso o la longitud del pie),
- la patología o deformidad que tratar,
- antecedentes médicos de interés, actividades físicas o deportivas, actividad laboral, las características del calzado empleado...

Además de las destrezas y habilidades del profesional: son un aspecto necesario durante la elaboración del tratamiento ya que condicionara igualmente su efectividad.



*Figura 13.* Imágenes de elaboración de ortesis plantares del investigador.

Según su método de elaboración, podemos diferenciar OP a medida y prefabricadas<sup>(50-53)</sup>.

A partir de las ortesis prefabricadas se identifican: las ortesis seriadas y las ortesis prefabricadas adaptadas:

- OP prefabricadas adaptadas: son dispositivos ortésicos ya fabricados de serie, sobre los cuales se pueden incorporar posteados<sup>(52)</sup>.
- OP seriadas: se caracterizan en que tienen el mismo proceso de fabricación que las OP prefabricadas, con un modelaje anatómico plantar, apoyos y/o descargas estándar para adaptar al pie sin realizar modificaciones previas.

Las OP a medida (*Figura 14*) se realizan a partir de un molde negativo<sup>(51-55)</sup>, medición plantar<sup>(51-53,56)</sup> o escaneo 2D/3D<sup>(57-59)</sup>, y se elaboran a partir de una materia prima respetando completamente la anatomía podológica en la medida tomada.



*Figura 14.* Ortesis plantares en resina con distintas densidades elaboradas por el investigador.

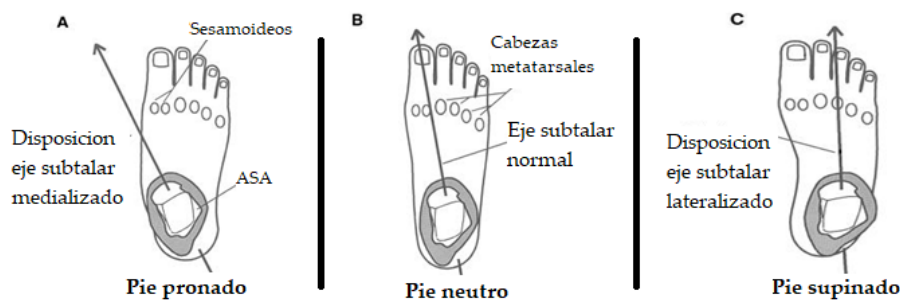
Las ortesis a medida y prefabricadas se pueden presentar tanto moldeadas como planas <sup>(51-53,56,60)</sup>. La diferencia entre ambas presentaciones está en la simplicidad de su fabricación y de su fiabilidad terapéutica <sup>(51,52,56,61)</sup>. Gracias a su apoyo plantar global, las prestaciones ortopodológicas y biomecánicas de un diseño moldeado aportan un mejor control y estabilización sobre las deformidades que se tratan. Las ortesis planas, en cambio, ejercen correcciones menores: su descarga o corrección actúa de forma local sobre el segmento plantar escogido <sup>(61,62)</sup>.

## 2.2. Teorías biomecánicas y su aplicación en la Ortopodología del primer radio.

A lo largo de la historia de la Podiatría clínica, desarrollando metodologías de exploración se ha conseguido descubrir el verdadero comportamiento mecánico de las diferentes estructuras que actúan en la patomecánica de la marcha y el pie.

En lo relativo al conjunto del 1<sup>er</sup>R, a partir de 1979 con *Root* <sup>(11)</sup> se comenzaron a asentar los fundamentos sobre su comportamiento durante la biomecánica de la deambulación: mediante la maniobra de *Root* se consiguió obtener la mejor simulación de la morfología plantar del pie durante la carga. Neutralizando la ASA y con el bloqueo calcáneo-cuboideo, *Root* <sup>(11)</sup> argumentaba que se promovía que el retropié actuara como un bloque rígido, así el pie era capaz de afrontar la fase del despegue de manera eficiente.

Por otra parte *Kirby*, que habla sobre la “Teoría del eje rotacional” (*Figura 15*), describe el papel que tiene la ASA en la correcta función del pie durante su apoyo. Si existen fuerzas patológicas durante el apoyo o la deambulación, su funcionamiento se verá alterado.



**Figura 15.** Localización del eje de rotación subastragalina en un pie normal, pie pronado y pie supinado<sup>(6)</sup>. (ASA: articulación subastragalina)

Las fuerzas que actúan sobre el pie lo hacen de forma lineal promoviendo la aparición de fuerzas rotacionales, llamadas momentos o torsiones, y lo harán a través del eje de la ASA. Las fuerzas que influyen sobre el movimiento rotacional de la ASA pueden tener un origen externo (FrS), que actúan directamente sobre el talón, o bien un origen interno, mediante la contracción muscular (principalmente del Tibial posterior).

Con *McPoil* y *Hunt* y su teoría sobre el “*stress* de los tejidos”<sup>(12)</sup> se obtuvieron unas directrices en el descubrimiento y conocimiento de nuevas perspectivas de evaluación clínica y terapias ortopodológicas y rehabilitadoras.

Cuando un tejido del cuerpo sufre una carga (una fuerza) se somete a unos cambios deformantes mientras que la está soportando, con lo que puede alterar gradualmente su estructura. Para que un tejido no sufra irritaciones o lesiones las tensiones deberán encontrarse dentro de unos límites de deformación elásticas. Si la magnitud de la carga o el nivel de actividad aumenta por encima de una zona de *microfailure*, el riesgo de entrar en una deformación plástica aumenta en gran medida, y en consecuencia la aparición de lesiones por exceso de trabajo. Cada persona tiene su propio nivel de tolerancia para soportar una misma carga sobre sus tejidos durante la marcha o cualquier tipo de actividad.

El *Hallux Limitus* (causado por alteraciones tales como la inestabilidad subastragalina, el acortamiento del tríceps sural, *Index Minus*, etc.), al sufrir una disminución del soporte de fuerzas verticales, redistribuye las presiones de forma patológica a lo largo de todo el antepié. En consecuencia, la magnitud de estas fuerzas aumentara de forma anómala sobre otras estructuras a nivel plantar, influenciando sobre los mecanismos musculo-articulares que se han de dar para que ocurra el proceso de “adaptador móvil” en el pie. Esta absorción de impactos patológica, con la posición dorsiflexionada del M1 mantenida en el tiempo, repercute sobre el deterioro progresivo de la plasticidad de los tejidos.

Teniendo en cuenta la importancia de la correcta dorsiflexión metatarsal que ha de ocurrir en el *Hallux*, desde el punto de vista ortopodológico la acción que se ha de promover es la de aumentar la funcionalidad en el 1<sup>er</sup>R. Para ello contamos con el *Kinetic wedge*, el *Cut-out* y la Extensión de *Morton*<sup>(25,63)</sup>.

El *Kinetic Wedge* (o cuña cinética)<sup>(64)</sup> consiste en un posteo de antepié cuyo objetivo es el de promover un aumento de la movimiento de la 1ªAMTF en las fases tardía del contacto total y de la propulsión. Con ello se consigue reducir el nivel de presiones en todo el antepié y mejorar la plantaflexión en M1<sup>(64,65)</sup>.

La Extensión de *Morton*: es un elemento ortésico de alta densidad que se prolonga a lo largo del 1ºR hasta el final del 1º dedo o falange proximal, cuyo principal objetivo es el de aumentar las FrS subcapitales en el 1ºR. Con ello se consigue aumentar su funcionalidad, a pesar de las limitaciones anatómicas que se presentan.

El *Cut-out*: consiste en la realización de una fenestración subcapital a M1, cuyo objetivo es el de disminuir las presiones que se producen en el mismo durante el apoyo y la deambulaci6n<sup>(66)</sup>. Produce una disminuci6n de la sintomatología que cursa en la 1ªAMTF y de las cargas plantares de M1.

### 2.3. Técnicas de obtenci6n de molde.

Según las pretensiones del clínic6 sobre el diseño, objetivo o necesidades del tratamiento ortopodol6gico, se puede escoger la t6cnica para la obtenci6n del molde m6s oportuna (*Tabla 4*).

Técnica de moldeo	Técnicas descritas		
<b>Contorno óseo</b>	Radiografía	Pedigráfia	Fotopodograma
<b>Moldeo en descarga</b>	Suspensi6n decúbito supino		
	Modificada suspensi6n decúbito prono		
	Presi6n directa	Semipronada	Máxima pronaci6n
<b>Moldeo en semicarga</b>	Vendas de escayola	Espuma fen6lica	
<b>Moldeo en carga</b>	Carga total	Espuma fen6lica	Carga controlada
	Carga total en Bolsas de vací6		
<b>TAD</b>	Técnica de adaptaci6n en directo		
<b>CAD-CAM</b>	Diseño asistido por computadora		

*Tabla 4.* Distintas técnicas de toma de medidas en Ortopodología

Las técnicas donde hay una aplicaci6n de carga muestran mejor la reproducci6n de los cambios fisiol6gicos que sufre el pie cuando est6 apoyando, adem6s ofrece unas condiciones m6s higi6nicas<sup>(67)</sup>. No obstante las correcciones, modificaciones o posteados que hay que realizar son m6s complejas.

### 3. MÉTODOS DE ESTUDIO DE LA MARCHA HUMANA.

#### 3.1. Tipos de análisis en Biomecánica Clínica en Podología.

Existe una amplia variedad de herramientas para investigar las variables biomecánicas del pie durante la deambulación. Se diferencian las técnicas cinemáticas y cinéticas (*Tabla 5*).

Cuando hablamos de la Cinemática nos referimos al estudio de la dinámica del movimiento, cuyas variables nos dan información sobre la localización que van teniendo los distintos segmentos anatómicos durante la marcha (variables de posición, angulación, tiempo, velocidad, aceleración, etc.)<sup>(55,68)</sup>.

Por otro lado, la Cinética se encarga de analizar las fuerzas que se generan e interactúan a lo largo del ciclo de la marcha.

Tipos de Análisis en Biomecánica	<b>MÉTODOS CINEMATICOS</b>	Inspección clínica Fotografía Cinematografía Video televideopodometría Videocámara lenta	Cinerradiología sistemas de ultrasonidos goniometría Electrogoniometría Acelerometría
	<b>MÉTODOS CINETICOS</b>	<u>Técnicas semicuantitativas</u> Sistemas optométricos	<u>Técnicas cuantitativas</u> Plataforma de presiones Plantillas instrumentadas

*Tabla 5.* Métodos empleados para el análisis de la marcha.

Los métodos cinéticos realizan un análisis cuantitativo. Para que pueda resultar de utilidad en la exploración clínica es necesaria una formación avanzada en el manejo de estas herramientas<sup>(55,68,69)</sup>. Existen dos tipos de técnicas<sup>(68)</sup>: las técnicas semicuantitativas, que cuantifican los resultados obtenidos de técnicas cualitativas (sistemas optométricos), y las técnicas cuantitativas, que disponen de unos sensores de presión que miden las fuerzas resultantes de la deambulación.





**Figura 16a.** Plataforma dinamométrica. **Figura 16b.** Plantillas instrumentadas (*Diseños gráficos realizados por el autor.*)

De las técnicas cuantitativas se diferencian dos tipos de herramientas: las plataformas dinamométricas y las plantillas instrumentadas.

### 3.2. Las plataformas dinamométricas: La baropodometría electrónica.

La baropodometría se define como el estudio de la distribución de las presiones plantares a través una plataforma dotada de sensores electro extensiométricos y piezoeléctricos (**Figura 17**) <sup>(68,70)</sup>. Proviene del griego *baros* (peso), *podos* (pie) y *metron* (medida).



**Figura 17.** Plataforma baropodométrica. Fuente: internet [www.medicimage.com](http://www.medicimage.com).

Esta herramienta se centra en analizar y describir la interacción que se produce entre las fuerzas verticales ocasionadas en el pie con el suelo durante sus fases de apoyo. Estas fuerzas ejercen una presión en la plataforma y se encuentran localizadas sobre las zonas óseas y articulares a nivel plantar. Con esto se consigue evaluar la intensidad y duración con la que estas presiones actúan en las zonas

plantares de apoyo del pie, para así ser registradas posteriormente por un *software* sincronizado a la plataforma<sup>(71-74)</sup>.

### 3.2.1. Fuerzas de reacción del suelo y absorción de impactos.

Atendiendo a la 3ª Ley de *Newton* (“Principio de acción-reacción”)<sup>(75)</sup>: *“siempre que un objeto ejerce una fuerza sobre un segundo objeto, este ejerce una fuerza de igual magnitud y en dirección opuesta sobre el primero”*. Con frecuencia se enuncia como *“a cada acción siempre se opone una reacción igual”*.

El individuo cuando ejerce una fuerza al chocar su pie con el suelo, se produce una respuesta de una fuerza equitativa en sentido contrario (FrS). Cuando se produce la interacción de las FrS y las FC, el impacto generado se transmite a lo largo del cuerpo de forma progresiva, y su magnitud se atenúa gracias a la capacidad amortiguadora que tienen las articulaciones de todo el aparato locomotor<sup>(14)</sup>.

Durante la deambulación el proceso de absorción de impactos ocurre con el contacto del talón en el suelo (impacto de talón), donde la magnitud de estos impactos de forma repetida genera una onda de carga de hasta 100 Hz<sup>(76-78)</sup>. En este contacto inicial la absorción de fuerzas se desarrolla en un periodo de tiempo corto, unos 50 milisegundos aproximadamente<sup>(77,79)</sup>.

Los mecanismos de amortiguación que ocurren en el aparato locomotor durante la marcha pueden actuar activa o pasivamente: la diferencia entre estos mecanismos radica en la capacidad de desplazar la carga recibida. Los mecanismos activos son las articulaciones, y los mecanismos pasivos serán los tejidos blandos, cartílagos, líquido sinovial, etc.

La forma con la que el aparato locomotor absorbe las magnitudes de las fuerzas que interactúan cuando existe carga depende principalmente de las variables de velocidad, el tipo de terreno y del tiempo<sup>(8,79-82)</sup>.

### 3.2.2. Factores que influyen en las presiones plantares.

#### 3.2.2.1. Anatomía del pie y alteraciones musculoesqueléticas.

Cuando hablamos sobre la anatomía, nos referimos tanto a la morfología característica que pueda tener el pie del paciente como a las características anatómicas de su superficie plantar<sup>(68,83,84)</sup>.

Con el proceso de la pronación de la ASA (que facilita la absorción de impactos durante la marcha) se acompañan momentos de inversión de la AMDT y de flexión de la articulación de rodilla, con lo que el pie y la extremidad poseen la capacidad de soportar y transmitir las presiones recibidas, generando procesos fisiológicos de adaptación que consiguen una deambulación fluida y estable<sup>(10,11,15,85)</sup>.

Las características funcionales de la almohadilla grasa plantar la capacitan para absorber los impactos durante el choque con el suelo. Normalmente tiene un grosor de entre 12,5 y 30 mm<sup>(83,86)</sup>, por lo que alteraciones en su densidad y/o grosor pueden permitir el desarrollo de lesiones superficiales o más internas (huesos, articulaciones, músculos o tendones)<sup>(87)</sup>.

Cuando existen desbalances musculares o alteraciones que interactúan con la patomecánica de la marcha, el pie se puede ver desprovisto de una correcta absorción de impactos<sup>(1,11,15,83,87)</sup>. Con ello el aparato locomotor repercutirá de forma directa en los problemas mecánicos del pie, viéndose acentuados notablemente.

#### 3.2.2.2. Edad.

Existe relación con las presiones plantares en pacientes infantiles y geriátricos: en la edad infantil hay menos presiones con respecto en la adulta, describiendo un desbalance de la distribución de las presiones plantares a causa del crecimiento.

A partir de los 6 a 8 años, cuando el pie empieza a desarrollar un arco longitudinal interno estable, las presiones se asemejan más a las presiones del pie adulto<sup>(88)</sup>.

A los 60 años en adelante, con una cadencia de paso disminuida, el deterioro de las estructuras osteoarticulares y la atrofia de los tejidos plantares comienzan

las variaciones en los parámetros y variables de la marcha, aumentando el soporte de fuerzas y presiones plantares <sup>(68)</sup>.

Además, con la disminución de movilidad articular y evolución de las deformidades en el plano sagital se produce una traslación del centro de gravedad del cuerpo. Con el paso del tiempo, de no ser controladas, mejoradas o corregidas estas posturas, intervendrán en el patrón de marcha y por tanto en el correcto funcionamiento del pie.

#### 3.2.2.3. *Peso.*

Es una variable con mayor repercusión en las presiones plantares <sup>(89)</sup> a nivel estático antes que a nivel dinámico.

#### 3.2.2.4. *Sexo.*

La variable del sexo no actúa en la distribución de las presiones plantares. Hay que entender que las presiones que se reciben en el pie en el sexo femenino son algo distintas con respecto al del sexo masculino, principalmente por el menor peso en general, el uso de un calzado menos fisiológico <sup>(90,91)</sup>.

#### 3.2.2.5. *Cadencia del paso y velocidad de marcha.*

A lo largo de la marcha, la velocidad condiciona en gran medida los cambios del tiempo de contacto cuando el pie apoya y de las presiones plantares <sup>(8,70,77,92)</sup>; principalmente se encontrarán en el tiempo de contacto del talón y de contacto total del pie y en las presiones plantares de antepié.

En el caso de que el pie actúe con predominio de momentos de supinación, el aumento de la velocidad de paso implicaría un aumento de presiones a lo largo de la columna lateral y central metatarsal <sup>(8,34)</sup>; mientras que en el caso de que exista un predominio pronador la columna metatarsal que se vería más afectada sería la medial <sup>(8,34)</sup>.

Los cambios en esta variable durante la deambulación implicaran a su vez variaciones en el número de pasos que se realizarían, viéndose alteradas así mismo las presiones plantares y los tiempos de contacto. A esto se le llama cadencia del paso que consiste en el número de pasos que realiza el individuo en un periodo de tiempo de un minuto.

Cuando existe una cadencia de paso baja, el tiempo de contacto del pie se ve aumentado <sup>(68)</sup>, mientras que la fase de balanceo se disminuye.

#### *3.2.2.6. Tipo de superficie y Calzado.*

Las presiones en el pie variaran según el terreno (cemento, asfalto, tierra, moquetas, etc.) y en función de que se encuentre calzado o descalzo.

A lo largo de sus actividades, el individuo frecuenta distintos tipos de superficies (uniformes o irregulares). Las estructuras musculoesqueléticas del pie han de desarrollar distintas adaptaciones para que el gesto del apoyo surja con normalidad <sup>(79,82)</sup>.

Cuando el pie se encuentra descalzo existirá una variabilidad alta de los picos de presión ya que, por las distintas densidades o durezas existentes del terreno se describirán irregularidades en su apoyo, mientras que cuando el pie se encuentra calzado, en su contacto existe una notable disminución de las presiones plantares gracias a la absorción de los impactos por la suela y su superficie uniforme <sup>(82)</sup>.

Su influencia en las presiones plantares depende de su diseño y material de fabricación. En ciertos casos será relativa y en otros de vital importancia. Además, la rigidez del calzado también determinara posibles cambios en la velocidad de la marcha <sup>(51,53,73,92,93)</sup>.



## **VI - MATERIAL Y MÉTODO**





## VI - MATERIAL Y MÉTODO

### 1. TIPO DE DISEÑO.

El tipo de investigación se basa en el **método experimental**, con el fin de estudiar la causalidad de la intervención de las ortesis plantares con los cambios de las variables baropodométricas que se pretenden analizar a partir de los análisis dinámicos realizados a cada paciente. Al ser experimental, a su vez es un estudio de tipo analítico en el que se intenta establecer una relación causa-efecto. Es un estudio prospectivo longitudinal ya que, por su temporalidad, los datos que se recogen les influyen unas secuencias temporales. Según la “Agency for Healthcare Research and Quality”<sup>(94)</sup> (**Tabla 6**), este estudio tiene un nivel evidencia científica III con un grado de recomendación A:

<b>IIa</b>	META-ANALISIS de ensayos clínicos controlados y aleatorizados
<b>IIb</b>	ENSAYOS CLINICOS controlados y aleatorizados
<b>IIIa</b>	<b>ESTUDIOS PROSPECTIVOS controlados, bien diseñados y sin aleatorizar</b>
<b>IIIb</b>	ESTUDIOS CASI EXPERIMENTALES bien diseñados
<b>III</b>	ESTUDIOS DESCRIPTIVOS NO EXPERIMENTALES bien diseñados como estudios comparativos, de correlación o casos-controles
<b>IV</b>	DOCUMENTOS Y OPINION DE EXPERTOS, EXPERIENCIAS CLINICAS DE AUTORIDADES DE PRESTIGIO

**Tabla 6.** Niveles de Evidencia científica por la “Agency for Healthcare Research and Quality”<sup>(94)</sup>.

### 2. MUESTRA POBLACIONAL.

Ya que este estudio se centra en comparar las diferencias estadísticamente significativas de los valores obtenidos en las variables baropodométricas

durante el uso de ortesis plantares, calcularemos el tamaño de la muestra basándonos en el criterio de “contraste de Hipótesis”<sup>(95)</sup>.

#### CALCULO DEL TAMAÑO DE LA MUESTRA.

Con objeto de establecer el tamaño de muestra suficiente para nuestra investigación (y que los resultados respondan a los objetivos que nos proponemos) planteamos, según la bibliografía consultada, un cálculo comparando las medias de dos grupos independientes, atendiendo a la diferencia de la media (desviación estándar o típica) de la presión media en el 1<sup>er</sup> dedo de pies de sujetos tratados mediante ortesis plantares con la diferencia de la media de presión media en 1<sup>er</sup> dedo en sujetos sanos sin tratar., aplicando la siguiente fórmula<sup>(96)</sup>:

$$n = \frac{2(Z\alpha + Z\beta)^2 * S^2}{d^2}$$

**Z $\alpha$** : Valor Z correspondiente al riesgo deseado. Es la probabilidad de rechazar la hipótesis nula (H<sub>10</sub>) cuando en realidad es cierta. Este error en este tipo de estudios se establece en 0.05.

**Z $\beta$** : Valor Z correspondiente al riesgo deseado. Es la probabilidad de aceptar la hipótesis nula (H<sub>0</sub>) cuando en realidad es falsa, es decir, la probabilidad de decir que no hay diferencia significativa cuando realmente la hay.

**S**: Varianza de la variable cuantitativa (grupo control o de referencia)

**d**: Valor mínimo de la diferencia que se desea detectar (datos cuantitativos).

**n**: Sujetos necesarios para la muestra.

Aplicándolo a nuestra investigación:

1. El valor **Z $\alpha$**  para la probabilidad de 5% es de 1,96.
2. El valor **Z $\beta$**  para la probabilidad de 10%, es de 1,282.
3. La **Varianza** se basa en un estudio publicado por *Yuk San Tsung et al.* <sup>(97)</sup>, en el que se compara el efecto en el patrón de presiones en pacientes diabéticos y sanos tratados mediante ortesis plantares. Para el grupo control, este estudio establece una desviación estándar de 48 KPa de la

diferencia de media de PMed entre las mediciones pre-ortesis y post-ortesis en la zona del 1<sup>er</sup> dedo.

4. *Bryant et al.*<sup>(36)</sup> tras la realización de estudios baropodométricos a sujetos sanos en varias sesiones concluyeron que la media de la Presión media (Pmed) en el *Hallux* es de 47 Kilopascales (kPa). Por tanto, este será el valor de nuestra diferencia de la media de presión para completar la formula.

Según esto, la formula se describe del siguiente modo:

$$n = \frac{2(1,96+1,282)^2 \cdot 48^2}{47^2} = 21,92$$

El resultado que se obtiene es de 22 casos, estableciéndolo como el mínimo de población de muestra para nuestro estudio.

#### CARACTERÍSTICAS DE LA MUESTRA.

La población estudiada sumó un total de 50 pacientes. Estos acudieron a consultas por diversos motivos, tales como patología mecánica a nivel del pie, tobillo, miembro inferior y área de columna lumbar. A todos ellos se les exploró la movilidad del *Hallux* y se detectó patología de *Hallux Limitus*, sintomático o no, en sus estadios funcional o estructurado. Además, se valoró de forma simultánea la morfología de pie en carga pronado o supinado, siguiendo los criterios del *Foot Posture Index* (FPI)<sup>(98,99)</sup>.

La muestra fue tomada “por conveniencia”: se trata de un método de muestreo no probabilístico, conviniendo para el investigador qué pacientes pueden ser seleccionados y cuales están disponibles para su estudio. Los pacientes han de cumplir con los requisitos y con ciertas características físicas del objeto de estudio.

La muestra poblacional se obtiene de pacientes que padecen *Hallux Limitus* y que se ofrecen voluntarios para participar en el estudio. Un grupo de pacientes son diagnosticados en consulta y otros acuden ya diagnosticados por distintos facultativos especialistas para la realización de su tratamiento. La población la compone un total de 50 pacientes, de los cuales 26 pertenecen al sexo masculino

y 24 al sexo femenino, todos de raza caucásica. Todos ellos participaron en el estudio de manera voluntaria, firmando el documento de Consentimiento informado (*Anexo I*) y fueron sometidos a una anamnesis, exploración en descarga y en carga estática y dinámica, cuyos datos quedan reflejados en los documentos de exploración correspondientes (*Anexo II*).

### 3. CRITERIOS DE INCLUSIÓN Y EXCLUSIÓN.

La población incluida en la investigación cumplió con los CRITERIOS DE INCLUSIÓN que se describen a continuación:

- Tener una edad comprendida entre 25 y 55 años, ambos inclusive.
- Los pacientes han de presentar *Hallux Limitus* en cualquiera de sus estadios: sintomático o asintomático.
- Tener un diagnóstico de patología mecánica aguda o crónica con menos de un periodo de evolución 2 años.
- Antecedentes traumáticos y quirúrgicos podológicos: son incluidos en el estudio los pacientes que hayan tenido estos antecedentes en los dedos menores.
- Pacientes con pies pronados y pies supinados con morfología flexible o semiflexible.
- FPI en pies pronados con valores entre de +6 a +9.
- FPI en pies supinados con valores entre 0 a -5.
- Los pacientes han de mantener un nivel de vida activo, con realización de actividad/es física/s y/o deporte, de forma habitual. Es independiente el tipo de deporte que practiquen.

Los CRITERIOS DE EXCLUSIÓN fueron los siguientes:

- Pacientes diagnosticados de *Hallux Rigidus*.
- Presentar antecedentes quirúrgicos a nivel del pie de forma global, tobillo, miembros inferiores (MMII) y columna.

- Presentar antecedentes traumáticos tales como fisuras o fracturas óseas del pie (excluyendo las de los dedos menores), tobillo, MMII, cadera y columna.
- Pacientes diagnosticados de enfermedades reumáticas.
- Pacientes con pie pronado o supinado irreductibles/con deformidad estructurada.

#### 4. RECOGIDA DE DATOS.

Los datos de estudio se recogen ente los años 2014 y 2016 tras un examen clínico que consta de una valoración funcional del pie y la 1ªAMTF, mediciones de la movilidad de la 1ªAMTF, de la flexión dorsal de la articulación talocrural o tibio-peronea-astragalina (ATPA), y de los parámetros baropodométricos de distintas áreas del antepié. Para analizar la deambulación, usamos la plataforma de presiones “*Footwork Pro*”, incorporada en un banco de marcha. Así mismo se establece el diagnóstico de la patología o lesión motivo de consulta, se recoge la edad, y los datos antropométricos del peso y estatura para establecer el valor del Índice de Masa Corporal (IMC)<sup>(100)</sup>.

La valoración clínica se realiza secuencialmente, en diferentes ocasiones, y del siguiente modo:

##### *1ª VALORACION CLINICA.*

- a.* Recogida de datos generales: edad, diagnostico asociado e IMC.
- b.* Determinación de la morfología del pie, según el FPI.
- c.* Medición de la 1ª AMTFh con la ayuda de un goniómetro de dos ramas.
- d.* Medición de la dorsiflexión de la ATPA.
- e.* 1ª Medición: Análisis dinámico baropodométrico del paciente con un “Calzado MODELO”. Se realizará la captura y posterior obtención de las variables baropodométricas a partir de la marcha realizada con calzado que ponemos a su disposición. Solicitamos al paciente que a lo largo del banco de marcha realice una deambulación de forma

fluida y mirando hacia el frente, permitiéndole que camine durante un corto periodo de tiempo antes de iniciar la captura de las variables para que se familiarice con el recorrido y su espacio.

- f. Toma de medidas de las OP a partir de una espuma fenólica.

#### *2ª VALORACION CLÍNICA.*

- a. 2ª Medición: Análisis dinámico baropodométrico con la incorporación de las ortesis plantares diseñadas a cada paciente. Con el tratamiento ortopodológico acabado se cita al paciente para realizar la entrega de las ortesis e incorporarlas en el "Calzado MODELO", solicitándole que deambule a lo largo del banco de marcha para capturar y obtener la información de las variables baropodométricas.

#### *3ª VALORACION CLÍNICA.*

- a. 3ª Medición: Análisis dinámico baropodométrico con ortesis plantares a los 15-20 días de adaptación a las ortesis plantares. Tras estos días de uso de las ortesis plantares, que se establecen como el periodo de adaptación, se cita a cada paciente para recopilar de nuevo la información de las variables baropodométricas que nos aporta la plataforma de presiones.

#### *4ª VALORACION CLÍNICA.*

- a. 4ª Medición: Análisis dinámico baropodométrico con calzado y ortesis tras las 20-30 semanas de uso de las OP. Con el fin de determinar la efectividad del tratamiento ortopodológico a medio plazo, tras un periodo de al menos 6 meses, se vuelve a citar en consulta a los pacientes para recoger por última vez los nuevos datos de las variables baropodométricas que pretendemos estudiar.
- b. Comprobación que no han existido cambios significativos en el IMC, estableciendo la norma el mantener el mismo grado de IMC.

## 5. PROTOCOLO EN LA VALORACIÓN CLÍNICA.

### 5.1. Medicion toma del molde.

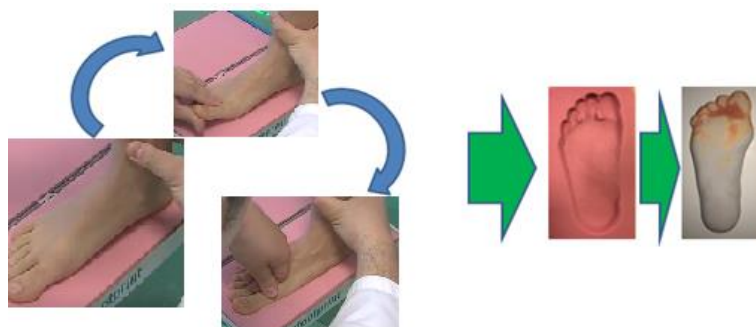
Para determinar qué cambios se producen en las variables baropodométricas se han elaborado unas OP a partir de un molde positivo corregido en carga con espuma fenólica.

La importancia de diferenciar el empleo de esta técnica radica en el buen control que se consigue corrigiendo las alteraciones en el plano sagital del 1<sup>er</sup>R y el plano frontal del pie.

Para la obtención del molde emplearemos la técnica descrita por autores como Benhamu *et al.* <sup>(38)</sup>, Lafuente *et al.* <sup>(39)</sup> o Trotter *et al.* <sup>(101)</sup>, entre otros, por medio de un bloque de espuma fenólica. Es un método de obtención de molde fácil, limpio y rápido, en el que se consigue reproducir la manera con la que el pie contacta con el suelo, ya que el paciente está en bipedestación durante la medición. En este molde se describirán los cambios fisiológicos y la expansión de los tejidos blandos del pie tras recibir la carga de su peso corporal mientras que la estructura del pie se encuentra modificada<sup>(39)</sup>.

El procedimiento (*Figura 18*) consiste en realizar una corrección mediante la neutralización de ASA y el mecanismo de *Windlass*:

Colocando el pie del paciente sobre la espuma fenólica sin carga, y con el tobillo a 90°<sup>(67)</sup> se neutraliza la ASA<sup>(38,39)</sup> y se aplica una flexión dorsal del 1<sup>er</sup> dedo leve para generar una plantaflexión de M1<sup>(101)</sup>, controlando de este modo los momentos de pronación anómalos que pudieran ocasionarse al introducir el pie durante la obtención del molde.



*Figura 18.* Ejemplo de uno de nuestros sujetos durante la toma de molde en nuestra investigación.

A continuación le pediremos al paciente que ejerza fuerza del pie contra la espuma, de forma progresiva y controlada. De esta forma introduce el pie de forma global y homogénea<sup>(67)</sup> en la espuma fenólica. Una vez dentro del molde, presionaremos a nivel dorsal sobre los dedos para dejarlos marcados en el molde negativo<sup>(39,67)</sup>.

### 5.2. Medición goniométrica en la 1ª articulación metatarsofalángica.

Las técnicas de medición empleados para determinar los grados de flexión dorsal metatarsofalángica del 1<sup>er</sup>R han resultado ser útiles para establecer clínicamente el estadiaje del HL de cada sujeto. El protocolo seguido para medir el rango articular se ha basado en el uso del goniómetro de 2 ramas. La técnica en descarga ha sido empleada en sus investigaciones por autores como Benhamu<sup>(38)</sup>, Lafuente<sup>(39)</sup>, Munuera y Aranda<sup>(103)</sup>, entre otros.

#### 1º) Medición goniométrica en descarga:

La medición consiste en mantener al paciente en decúbito supino o sedestación y con el pie relajado (*Figura 35*). Marcamos previamente la bisección de M1 y la bisección de la falange proximal del 1<sup>er</sup> dedo (en la zona medial del pie). Colocando cada brazo del goniómetro paralelamente en la bisección del metatarsiano y de la falange (el centro del goniómetro queda a nivel de la cabeza metatarsal) con ambas manos, procedemos a realizar una flexión dorsal del brazo distal del goniómetro acompañando el 1<sup>er</sup> dedo, hasta obtener los grados del rango del movimiento realizado.

Para que se obtenga una baja variabilidad intra e interexplorador en los resultados tras la medición hay que tener en cuenta tres aspectos<sup>(10,38,39,103)</sup>:

- La rama distal del goniómetro ha de ir paralela a la falange proximal del 1<sup>er</sup> dedo (*Figura 19*), y no a la bisección del dedo de forma global ya que la falange distal puede describir cierta hiperextensión o flexión en su AIF.
- Con respecto al movimiento que realizamos de la flexión dorsal del primer dedo, se va produciendo de manera acompañada una plantaflexión del 1<sup>er</sup>R (*Figura 19*), que debemos permitir ya que es el rango de movimiento articular completo que se valora.



- Cuando tenemos al paciente para medir su articulación metatarsofalángica, el pie no puede estar en posición neutral, ya que de manera indirecta se puede producir una contracción involuntaria del tibial anterior lo que dorsiflexionaría M1 (*Metatarsus Primus Elevatus*) y disminuiría el rango de la flexión dorsal del 1<sup>er</sup>R.



**Figura 19.** Medición goniométrica de la 1<sup>a</sup> AMTF de varios de nuestros sujetos. Marcaje de bisectrices del 1<sup>er</sup> dedo y del M1 en su visión sagital. Localización de las dos ramas del goniómetro a las bisectrices anatómicas marcadas. Momento de plantaflexión de M1 con la dorsiflexión forzada del 1<sup>er</sup>dedo. (1<sup>a</sup>AMTF: 1<sup>a</sup> art. metatarsofalángica; M1:1<sup>er</sup> metatarsiano).

A pesar de que no exista consenso para una medición idónea del rango de movimiento de la AMTF<sub>h</sub>, existen numerosas referencias que dan relevancia a esta técnica, indicándola como una de las más fiables.

Para determinar la reproducibilidad de las mediciones, nos basaremos en el estudio de Munuera y Aranda<sup>(103)</sup>, descrito anteriormente.

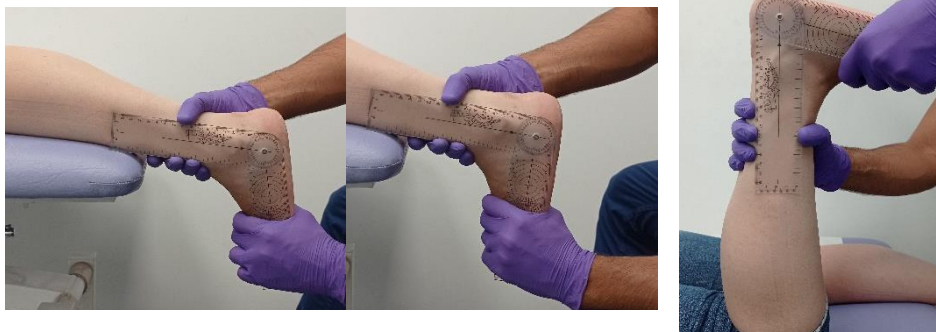
<i>Hallux Limitus</i>	Grado 0	Grado 1	Grado 2	Grado 3
<b>FD MTF<sub>h</sub></b>	>65°	40°-60°	30°-40°	10°-30°

**Tabla 7.** Relación del estadio de *Hallux Limitus* según los grados de flexión dorsal de la 1<sup>a</sup>AMTF<sup>(25)</sup>. (AMTF<sub>h</sub>: articulación metatarsofalángica del Hallux)

Durante la medición goniométrica en descarga, la estimación del margen de error de los grados obtenidos la estableceremos en un valor de  $5^\circ$ . Los valores normales de flexión dorsal de la AMTFh son a partir de  $65^\circ$ .

### 5.3. Medición goniométrica de la articulación del tobillo.

En nuestra investigación, al contemplar como diagnóstico relacionado al HL el acortamiento de la musculatura de los gastrocnemios, es conveniente explicar la técnica y protocolo llevados a cabo. Para establecer este diagnóstico basta con realizar un examen clínico de la capacidad de flexión dorsal que tiene la articulación del tobillo, en el que identificaremos el Signo de *Silfversköld* (*Figura 20*), que consiste en realizar una flexión dorsal pasiva del tobillo con la rodilla en extensión y en flexión. Cuando la extremidad se encuentra extendida, si esta flexión dorsal resulta ser igual o menor a  $0^\circ$  y con la rodilla flexionada se normaliza con al menos de  $13^\circ$  de diferencia, determinaremos la existencia de un acortamiento de los gastrocnemios<sup>(104-106)</sup>.



*Figura 20.* Signo de *Silfversköld*: Medición de uno de nuestros sujetos explorados.

Para que esta maniobra sea correcta, hay que tener en cuenta los siguientes aspectos clínicos y anatómicos para su realización:

- El punto de presión en el que se va a hacer la flexión dorsal se localiza en el antepié, subcapital a los metatarsianos.
- La corrección de la pronación es esencial para evitar las compensaciones producidas en la ASA y a nivel del retropié, por lo que es necesario colocar el pie en una posición en varo<sup>(104)</sup>. Aunque otros autores realizan la

maniobra en una posición neutra<sup>(105)</sup>, creemos que es más precisa con la posición supinada del pie.

- La posición del paciente será en de cubito prono, con el objeto de evitar correcciones eventuales por medio de la contracción activa de la musculatura dorsiflexora del pie realizada por el paciente.

#### 5.4. *Foot Posture Index.*

En cuanto a la identificación de la morfología del pie nos hemos basado en el Test del *Foot Posture Index*<sup>(107,108)</sup> (*Tabla 8*).

CRITERIO	-2	-1	0	+1	+2
Cabeza del astrágalo	Palpable cara lateral	Palpable cara lateral y leve cara medial	Palpable en ambas caras	Palpable cara medial y leve cara lateral	Palpable cara medial
Curvatura supra/inframaleolar	Inframaleolar recta/convexa	Inframaleolar cóncava más plana que supramaleolar	Curvas iguales	Inframaleolar más cóncava que supramaleolar	Inframaleolar mucho más cóncava que supramaleolar
PRCA	>5° varo	0-5° varo	Línea vertical	0-5° valgo	>5° valgo
Región Talo-Navicular	Marcada concavidad	Ligeramente cóncava	Área plana	Ligeramente abultada	Marcada convexidad
Congruencia arco longitudinal interno	Arco alto y angulado posterior	Arco alto moderado y leve angulado posterior	Arco normal y curva concéntrica	Arco ligeramente disminuido y porción central aplanada leve	Arco con aplanamiento severo y contacto con suelo
Abducción/aducción antepié	Visión dedos mediales y no laterales	Dedos mediales más visibles que laterales	Lado medial y lateral se ven igual	Dedos laterales más visibles que mediales	Visión dedos laterales y no mediales

**Tabla 8.** Criterios clínicos del *Foot Posture Index* <sup>(107,108)</sup>. (PRCA: posición relajada de calcáneo).

Su realización requiere tener al paciente en bipedestación con los pies relajados. En base a la puntuación global obtenida de todos los signos clínicos

descritos, se establecerá un grado de supinación, pronación o neutralidad en el pie (*Tabla 9*):

-12 a -5	Pie máximamente supinado
-4 a -1	Pie supinado
0 a +5	Pie neutro/normal
+6 a +9	Pie pronado
+10 a +12	Pie hiperpronado

*Tabla 9.* Clasificación del tipo de pie en función del *Foot Posture Index*<sup>(107,108)</sup>.

## 6. REGISTRO DE LAS VARIABLES BAROPODOMETRICAS.

El procedimiento para registrar las variables baropodométricas consistió en lo siguiente:

Inicialmente se selecciona el número de calzado adecuado de los pacientes. Con el fin de mantener una correcta higiene podológica, cada paciente emplea unas calzas de un solo uso.

Mientras que se iniciaba el *software* para proceder al análisis, el paciente podía caminar en la sala de exploración para familiarizarse con el calzado. A continuación se le instaba a caminar a lo largo del banco de marcha, para adaptarse al recorrido del área de análisis durante unos segundos.

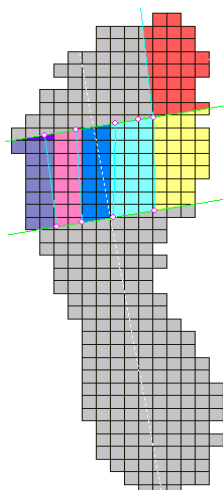
Una vez iniciada la medición, que duraba un periodo de tiempo de entre 25 y 40 segundos (segs), el sujeto caminaba a lo largo de un banco de marcha de 5 metros de longitud, en ambas direcciones. El tiempo de la medición se estimó de 4 segundos por cada dirección, permitiendo al paciente dar la vuelta de forma pausada y suave para iniciar de nuevo la deambulación en la otra dirección. De esta forma se conseguía alcanzar una cadencia de marcha entre 90 y 110 pasos por minuto, rango seleccionado con el fin de presentar una baja variabilidad en los valores de presión plantar obtenidos <sup>(109)</sup>.

Las variables baropodométricas se capturaron con la plataforma incorporada a mitad del pasillo, camuflada bajo una alfombra que recorría todo el banco de marcha, con el fin de recoger las mediciones con el recorrido ya iniciado, y evitar cualquier movimiento voluntario de los sujetos mientras caminaban.

El número de pasos registrados fue de 8 a 10 pasos, como establecen en sus protocolos numerosos autores<sup>(109-111)</sup>.

De este modo se conseguirá obtener una media ponderada fiable de la huella del pie apoyando. Este procedimiento fue el mismo para los registros posteriores de las variables baropodométricas con el uso de ortesis plantares, tanto en la incorporación inicial del tratamiento ortopodológico específico, como en las revisiones tras 15-20 días de uso de las OP y tras 6 meses.

Para el análisis de las presiones a nivel del antepié, se dividen 6 áreas de estudio (*Figura 21*), correspondientes a las 5 cabezas metatarsales y al 1<sup>er</sup> dedo:



*Figura 21.* Áreas de estudio a nivel del antepié seleccionadas para esta investigación. (Imagen obtenida del *software Footwork Pro*).

Las variables se han recogido a partir del análisis dinámico global del pie y de cada área anatómica plantar seleccionada para analizar:

- a. **Variables de presión**<sup>(112,70,71)</sup>: podemos diferenciar las variables de Presión media (PMed), la Presión máxima (PMax). La medida con la

que se analizan los valores de presión es el kilopascal (kPa), -donde 1 kPa equivale a 1/98 kilogramos/centímetro<sup>2</sup> (kg/cm<sup>2</sup>)-.

- La Pmed es el valor medio de la presión producida en los sensores del pie o de su zona analizada. Esta variable es la que más frecuentemente se analiza en investigaciones ya que aporta una información que está directamente relacionada con la carga global que soporta el pie durante su apoyo<sup>(112,113)</sup>.
  - La Pmax es el pico de máxima presión que se produce en el pie cuando apoya. La variable de presión máxima, al ser analizada con el objeto de identificar y/o evaluar los patrones que se producen de manera anómala a nivel plantar, normalmente se investiga en el campo del pie diabético <sup>(69)</sup> (identificación de presiones plantares para prevención de ulceraciones o alteraciones dérmicas, prevención secundaria tras la resolución de ulceraciones, etc.) o en el análisis del calzado deportivo, entre otros.
- c. **Variable del Tiempo:** corresponde al tiempo en el que contacta el pie o un área plantar previamente seleccionada con el suelo; se expresa en milisegundos (mseg). Es una variable con una alta sensibilidad, debido a las distintas alteraciones mecánicas que se producen durante la marcha y las distintas velocidades de marcha que el individuo puede desarrollar<sup>(114,115)</sup>. Resulta útil para la investigación de los cambios del tiempo de contacto tras intervenciones quirúrgicas en el pie y tobillo, determinar el efecto del calzado en el tiempo de contacto, las relaciones anatómo funcionales del aparato locomotor con la biomecánica del pie, analizar el comportamiento del pie en función del gesto deportivo, etc.
- d. **Variables de áreas de estudio:** herramienta que se emplea para seleccionar diferentes áreas plantares del pie. Su uso resulta interesante para analizar las variables de tiempo y presión de un área deseada en tratamientos ortoprotésicos, resultados postquirúrgicos en Traumatología y podología, Calzadoterapia laboral, Medicina deportiva, etc.
- e. **Variables de las Fases de contacto:** indica, en unidad de porcentaje, el tiempo que ocupan las 3 fases de contacto del pie. Para establecer los parámetros normales del tiempo de apoyo de cada fase nos basamos

en los estudios de *Michaud*<sup>(4)</sup> y *Zhu et al.*<sup>(8)</sup> (*Tabla 9*), en el que se establece:

Fase de apoyo	Tiempo establecido para el ciclo de marcha = 1 seg	Porcentaje
Fase de contacto de talón	0,1-0,16 segs.	27%
Fase de contacto total	0,24 segs.	40%
Fase propulsiva	0,2 segs.	33%

*Tabla 10.* Parámetros en tiempo y porcentaje de las distintas fases de apoyo del pie según la bibliografía consultada <sup>(4,8)</sup>.

## 7. EQUIPAMIENTO

### 7.1. Material ortopodológico.

Hacemos referencia al calzado empleado y a las OP que se han elaborado para analizar la evolución de las variables de estudio.

- **Calzado MODELO** (*Figura 22*): calzado con una suela uniforme en forma de cuña, cuyo grosor es de 2,5 cm en la zona del retropié y de 1,5 cm en la zona del antepié. Dispone de un contrafuerte blando, para evitar correcciones a nivel del calcáneo, y su abrochado se realiza con velcro. Las numeraciones empleadas van desde el 36 al 47, ambos inclusive.



*Figura 22.* “Calzado MODELO” empleado en nuestra investigación,.

Las OP a medida fueron escogidas en función de la movilidad articular de la 1ªAMTF incorporando:

- a. *Kinetic wedge* (cuña cinética): consiste en una cuña pronadora de antepié cuya altura máxima se encuentra en el 5º metatarso (*Figura 43*), reduciendo su grosor de manera progresiva hacia el 2º metatarso donde su grosor es de 0 mm, añadiendo además un material de amortiguación o absorción de impactos subcapital al primer metatarso. Con este posteo se pretende favorecer el Mecanismo de *Windlass* de manera más agresiva y efectiva. Su objetivo<sup>(25,65)</sup> se centra en:
- promover un aumento de su movilidad metatarsofalángica en fases tardía de contacto total y de propulsión,
  - reducir el nivel de presiones en todo el antepié,
  - mejorar la plantaflexión en M1.



*Figura 23.* Ortesis plantar a medida con posteo de antepié *Kinetic Wedge*. (Imagen diseñada por el autor).

- b. Extensión de *Morton*: es un elemento ortopodológico que se prolonga a lo largo de la superficie plantar del 1ºR, desde la diáfisis de M1 hasta el final del primer dedo o su falange proximal (*Figura 44*).

Gracias a este posteo podemos obtener de manera notable un aumento de las FrS subcapitales al 1ºR, estableciendo un aumento de su funcionalidad.

Al igual que el *Kinetic wedge*, la Extensión de *Morton* es un posteo del 1ºR que se emplea frecuentemente cuando existe HR, HL sintomáticos e *Index Minus*<sup>(63)</sup>:



Los principales objetivos de este posteo son:

- Incrementar el brazo de palanca de la columna metatarsal medial a la hora de realizar la fase propulsiva de la marcha.
- Redistribuir las presiones en el antepié, gracias al aumento de movilidad articular de la 1ªAMTF disminuyen las presiones de las cabezas metatarsales centrales.
- Descargar la AIF del 1º dedo.
- Según la dureza del material que se emplee para su incorporación en la ortesis, ferulizar la 1ªAMTF.

Para incorporar este posteo seleccionamos los materiales de Etil Vinil Acetato (EVA) en las durezas de 45º a 65º *shore A*, y en polipropileno, cuya elaboración se prolongará desde el armazón de la OP.



**Figura 24.** Ortesis plantar a medida realizada durante nuestra investigación con posteo de antepié de Extensión de *Morton* en EVA de 65º *Shore A* de densidad. (Imagen diseñada por el autor). (EVA: etilvinilacetato).

c. *Cut-out*: consiste en la incorporación de un posteo a nivel del antepié que se prolonga del armazón de la ortesis plantar con un grosor de al menos 3 mm <sup>(66)</sup> con una fenestración subcapital a M1 (*Figura 45*), cuyo objetivo es el de disminuir las presiones que se producen en el mismo durante el apoyo y la deambulación.

d. Su uso se centra en producir un aumento del rango de movimiento en el ángulo de declinación de M1<sup>(66)</sup> y generar una

disminución de las cargas en el antepié. En consecuencia se consigue reducir sintomatología que existe en la 1ªAMTF con su apoyo y movilización.



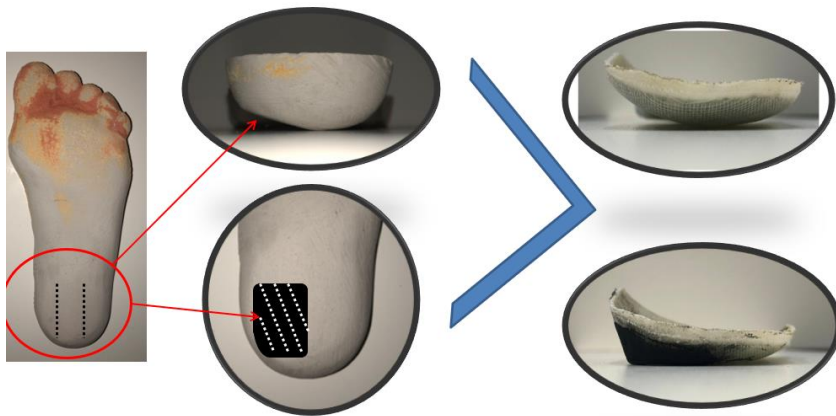
Figura 25. Ortesis plantares a medida realizadas durante nuestra investigación con posteo de antepié de *Cut-out* en porón.

	OP en Pacientes con flexión dorsal de 1ªAMTF >65° en descarga.	OP en Pacientes con flexión dorsal de 1ªAMTFh <65° en descarga.
<b>COMPOSICION</b>	Armazón de dos capas de resina de 1,6+1,6 mm, 1,6+1,4 mm o 1,4+, 1,4 mm.	Armazón de dos capas de resina de 1,6+1,6 mm, 1,6+1,4 mm o 1,4+, 1,4 mm.
	Elemento de retropié en EVA de 45° shore A, encargado de realizar supinación o pronación a partir de la posición neutra calcánea del molde positivo. (Medial Heel Skive o Posteo extrínseco retropié)	Elemento de retropié en EVA de 45° shore A, encargado de realizar supinación o pronación a partir de la posición neutra calcánea del molde positivo. (Medial Heel Skive o Posteo extrínseco retropié)
	<b>(Cut-Out / Kinetic wedge)</b>	<b>Extensión de Morton (EVA de 45° shore A).</b>
	Forro de EVA de 2 y 3 mm de 35° shore A en distintos colores según demanda.	Forro de EVA de 2 y 3 mm de 35° shore A en distintos colores según demanda.
	Forro superior al EVA y forro inferior de antepié de Piel o Polipiel, según demanda.	Forro superior al EVA y forro inferior de antepié de Piel o Polipiel, según demanda.
Porón para realizar descargas si se	Porón para el relleno del antepié desde M2	

Tabla 11. Composición de las ortesis plantares adaptadas a nuestros sujetos de estudio. (OP: ortesis plantar; AMTF: articulación metatarsofalángica; EVA: etilvinilacetato)

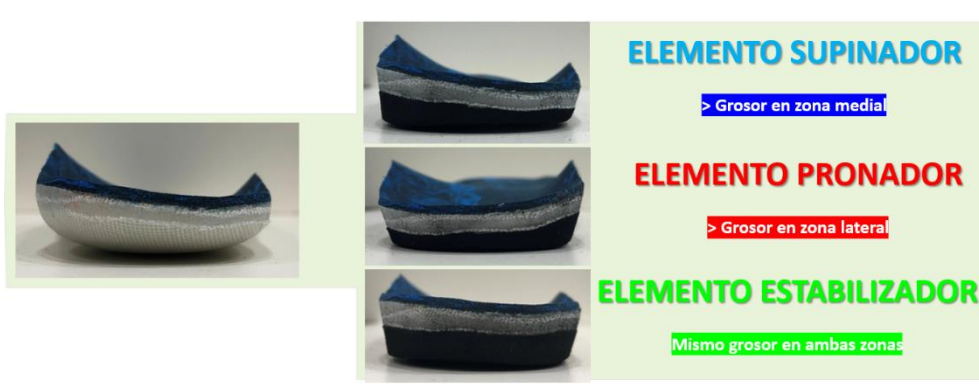
En cuanto a los posteados de retropié empleados para el control y corrección de la PRCA se han realizado:

- a. *Medial Heel Skive* (MHS)<sup>(116)</sup>: consiste en una cuña intrínseca medial de retropié, obtenida tras un lijado en la zona interna del talón sobre el molde de escayola, realizada con el fin de obtener un mayor momento de FrS supinadoras sobre el calcáneo (*Figura 26*).



**Figura 26.** Proceso de elaboración sobre molde del posteo de retropié intrínseco MHS de algunas de nuestras ortesis plantares. (MHS: *medial heel skive*).

- b. Posteo extrínseco de retropié: consiste en la incorporación de elementos de contención, corrección o descarga en la ortesis plantar en su área retropódica.



**Figura 27.** Posts extrínsecos de retropié de nuestras ortesis plantares.

7.2. *En consulta.*

- a. Banco de marcha de 80 centímetros de ancho y 5 metros de longitud.
- b. Ordenador portátil “*Aspire 6930G* con procesador *Intel Core Duo* (2.0 MegaHerzios FSB, 2 *Megabytes* L2 Cache)”.
- c. Pie de Rey milimetrado.
- d. Lápiz dermatográfico para marcar áreas anatómicas para realizar las mediciones articulares.
- e. Goniómetro de dos ramas, para realizar medición de la flexión dorsal de la AMTFh.
- f. Espumas fenólicas para la toma del molde en carga del pie del paciente.
- g. Sistema informatizado baropodométrico con *software Footwork Pro* <sup>(138)</sup>

La plataforma *Footwork Pro* tiene un grosor de 4 mm y unas dimensiones de 645x520 mm, de las más fiables gracias a su área activa de 7800 sensores de 490x490 mm<sup>(130,138)</sup>. Su rango de presión oscila entre los 10/1200 kPa, la velocidad de captura es de 200 imágenes/seg y su calibración se realiza de forma digital a través del ordenador al que esté conectado. Su conexión y alimentación se hace vía USB. Los valores de presión los ofrece tanto en kg/cm<sup>2</sup> como en kPa/cm<sup>2</sup>.

Cabe destacar que es una de las plataformas que registra la interacción de las FC y FrS tanto de forma estática como dinámica<sup>(118,119)</sup>. Por tanto, es una herramienta complementaria útil para analizar de una manera exhaustiva el comportamiento del pie.



**Figura 28.** Captura del pie plantar de uno de nuestros sujetos mediante el uso del *software Footwork Pro*: identificación de los parámetros dinámicos. (CoM: *centro de masas*).

## 8. VARIABLES.

Las variables de estudio son las descritas en la siguiente tabla:

<b>Antropométricas</b>	Nominal	EDAD	Años	
	Nominal	SEXO	Varón/Mujer	
	Cuantitativa	IMC	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Infrapeso &lt;18,5</li> <li>- Normal 18,5-24,9</li> <li>- Sobrepeso 25,0-29,9</li> <li>- Obesidad I 30,0-34,9</li> <li style="padding-left: 20px;">II 35,0-39,9</li> <li>- Obesidad mórbida &gt;40</li> </ul>	Proporción según fórmula
<b>Baropodométricas</b>	Cuantitativa	Duración del paso	Mseg	
	Cuantitativa	Fases de contacto	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Contacto talón</li> <li>- Contacto total</li> <li>- Propulsión</li> </ul>	%
	Cuantitativa	PMáx	1 <sup>er</sup> R / M1 / M2 / M3 / M4 / M5	kPa
	Cuantitativa	Pmed	1 <sup>er</sup> R / M1 / M2 / M3 / M4 / M5	kPa
	Cuantitativa	Tiempo de contacto	1 <sup>er</sup> R / M1 / M2 / M3 / M4 / M5	Mseg
<b>Clínicas</b>	Nominal	Estadio <i>Hallux Limitus</i>	<ul style="list-style-type: none"> <li>-HLF (<i>Hallux Limitus</i> Funcional)</li> <li>-HLE (<i>Hallux Limitus</i> Estructurado según grado)</li> </ul>	HLF HLE
	Nominal	Diagnostico asociado	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Patología en Antepié</li> <li>- Patología con afectación en MMII</li> <li>- Patología con acortamiento T. sural</li> <li>- Patología musculo-ligamentosa</li> </ul>	ANTEPIE MNMII AMTS M-L
	Nominal	Tipo de pie	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pie pronado</li> <li>- Pie supinado</li> </ul>	Pronado Supinado
	Cuantitativa	Flexión dorsal	- FD AMTFh	Grados

Tabla 12. Variables recogidas en nuestra investigación.

## 9. ANÁLISIS DE DATOS

Para el análisis estadístico descriptivo de la muestra se han empleado los métodos descriptivos básicos, de modo que, para las variables cualitativas, se ha obtenido el número de casos presentes en cada categoría y el porcentaje correspondiente; y para las variables cuantitativas, los valores mínimos, máximo, media y desviación típica.

La comparación entre grupos para las variables cualitativas se realizó mediante la prueba chi-cuadrado.

En las variables cuantitativas, para la comparación de las medias entre los grupos se empleó la prueba *t-Student* o la prueba ANOVA en función del número de grupos y una vez comprobados los supuestos de normalidad con la prueba de *Shapiro-Wilk* y de homogeneidad de varianzas con el Test de *Levene*. El coeficiente de correlación lineal de *Pearson* (*r*) se calculó para estudiar las posibles relaciones entre las variables.

El modelo lineal mixto<sup>(120)</sup> se empleó para determinar si el tratamiento tiene un efecto en la evolución de las variables dependientes tiempo de contacto, fases de contacto y las variables de presión.

El análisis estadístico se realizó con el programa SPSS 23.0 para *Windows*. Las diferencias consideradas estadísticamente significativas para un intervalo de confianza (IC) del 95% ( $p < 0.05$ ).

## 10. CRITERIOS ÉTICOS.

Todos los participantes en nuestro estudio fueron informados de forma verbal y posteriormente por escrito acerca del tipo de investigación que se iba a llevar a cabo, firmando un documento de Consentimiento informado para participar en el estudio (**Anexo II**). Todos los datos obtenidos tras este estudio han sido posibles tras dar el consentimiento previo todos los participantes para su tratamiento informatizado, conforme al “*acuerdo de Ley 15/1999 de Protección de datos de Carácter Personal*”.

Así mismo, a cada persona que colaboro en el estudio se le facilito un documento informativo sobre en qué consiste la investigación, y cada una de

ellas pudo realizar preguntas sobre el estudio, recibiendo toda la información solicitada.

La participación en el estudio es de carácter voluntario, y en todo momento cualquiera de los participantes podía declinar su participación en el mismo, sin necesidad de dar explicación alguna y sin repercutir en los servicios y atención prestados.

Los datos personales de los voluntarios y su identidad en los documentos de sus historias clínicas y formularios realizados han sido guardados en un registro confidencial al que solamente tiene acceso el investigador, todo representado en una lista de control.

La identidad de los voluntarios en los documentos del estudio ha aparecido de forma codificada de manera numérica, y solamente el investigador podía identificar los detalles personales de cada uno de ellos.

La participación en el estudio ha sido de carácter anónimo.

Además de entender que este trabajo de investigación se ajusta a las "*Normativas vigentes en España y Unión Europea*", el Comité de Ética de Investigación de la Universidad Católica de San Antonio de Murcia valoró de forma favorable la realización de este (**Anexo I** firmado).





## **VII - RESULTADOS**

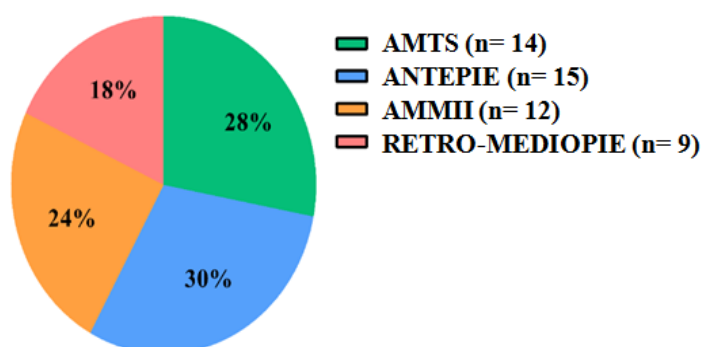


## VII - RESULTADOS

### 1. VARIABLES ANTROPOMÉTRICAS Y CLÍNICAS ANALIZADAS EN NUESTRA INVESTIGACIÓN.

Tras la participación inicial de 71 pacientes en nuestra investigación, se decidió retirar del estudio a 7 pacientes diagnosticados de *Hallux Limitus* Estructurado en su estadio 2 por presentar una avanzada limitación articular y a 9 pacientes con *Hallux Rigidus* (*Hallux Limitus* Estructurado en su estadio 3) por el mismo motivo. Otros 5 sujetos fueron apartados tras no haber cumplido con los tiempos establecidos de las valoraciones clínicas. Por lo que la muestra final del estudio se ha constituido con 50 pacientes, de los cuales un 52% son hombres (n = 26) y un 48% mujeres (n = 24), con edades comprendidas entre los 25 y 56 años con un promedio de 38,6 años ( $DT = 9,6$ ). El IMC medio obtenido fue de 25,1 ( $DT = 3,8$ ), con valores comprendidos entre 18,7 y 33,9.

En la *Figura 29*, se muestra la distribución de los pacientes estudiados en función del Diagnóstico asociado con el que acudían:



*Figura 29.* Distribución de pacientes según el Diagnóstico asociado. (AMTS: acortamiento tríceps sural; AMMII: alteraciones en miembros inferiores)

En ella, se puede observar un predominio de las afecciones localizadas en el antepié (ANTEPIE) con un 30%, seguidamente del acortamiento en la musculatura del conjunto del Tríceps sural (AMTS) con un 28%, las patologías en

MMII con un 24% y, por último, las afecciones localizadas en mediopié y retropié (RETROMEDIOPIE) con un 18%.

De acuerdo con las variables clínicas (*Tabla 13*), el 54% de los pacientes presenta un HLF con respecto al 46% que presenta HLE. Un 20% de los pacientes que acudieron presentaban sintomatología dolorosa en la 1ªAMTF frente a un 80% que fueron asintomáticos. El 74% de los pacientes presentan un pie pronado asociado, y un 26% asocian un pie supinado.

		N	%			N	%	
<b>HALLUX LIMITUS</b>	<b>HLE</b>	23	46	<b>Dolor</b>	<b>SI</b>	HLF	2	20
					<b>NO</b>	HLE	8	
	<b>HLF</b>	27	54	<b>PIE</b>	<b>SUPINADO</b>	HLF	3	26
						HLE	10	
					<b>PRONADO</b>	HLF	17	74
						HLE	20	

*Tabla 13.* Descriptivo de las variables clínicas de HLE y HLF y su relación con el Dolor y Tipo de pie. (HLF: *Hallux Limitus funcional*; HLE: *Hallux Limitus estructurado*).

En función del diagnóstico asociado en la siguiente tabla (*Tabla 14*) se muestra el número de sujetos con HL que presentan pie pronado y pie supinado.

<b>Tipo de pie</b>	<i>Diagnostico asociado, n</i>			
	AMTS	ANTEPIE	AMMII	R-M
<b>Pronado</b>	9	11	9	8
<b>Supinado</b>	5	4	3	1

*Tabla 14.* Descriptivo y comparativo del Diagnostico asociado en nuestros sujetos de estudio con pie pronado y supinado. (AMTS: *acortamiento ms. tríceps sural*; AMMII: *alt. Miembros inferiores*; R-M: *retro-mediopie*).

Los diagnósticos asociados, según su asignación en los 4 grupos de diagnóstico, se exponen en la siguiente tabla:

Grupo	Diagnostico asociado, (n)
AMTS	Tendinopatía tibial posterior con retracción aquilea, (3)
	Tendinitis aquilea con acortamiento isquiosural, (1)
	Fascitis plantar con acortamiento de gastrocnemios, (5)
	Fascitis plantar con retracción aquilea, (2)
	Bursitis retrocalcánea con acortamiento de gastrocnemios, (2)
ANTEPIE	Tendinopatía de músculos tibiales, (1)
	Metatarsalgia central, (2)
	<i>Hallux Limitus</i> doloroso, (4)
	Artritis traumática en la 1ª AMTF por <i>Hallux Limitus</i> , (1)
	Neuroma de <i>Morton</i> , (3)
AMMII	<i>Hallux Limitus</i> con <i>Index minus</i> , (4)
	Onicocriptosis por hiperextensión interfalángica en el 1º dedo, (1)
	Periostitis tibial, (2)
	Condropatía rotuliana, (3)
	Esguince ligamento colateral externo de rodilla, (2)
RETRO-MEDIOPIE	Torsión tibial interna bilateral, (2)
	<i>Genu varo</i> y <i>Tibias varas</i> , (1)
	Lumbalgia mecánica, (1)
	Síndrome piramidal, (1)
RETRO-MEDIOPIE	Fascitis plantar por hiperpronación subastragalina, (4)
	Estiloiditis, (2)
	Bursitis subcalcánea, (5)

**Tabla 15.** Descriptivo e los Diagnósticos establecidos a los sujetos de nuestra investigación, asignados según el grupo de Diagnostico asociado. (AMTS: *acortamiento ms. tríceps sural*; AMMII: *alt. Miembros inferiores*; 1ªAMTF: *1ª art. metatarsofalángica*).

## 1.1 Relación de las variables clínicas

### 1.1.1. Según el *Hallux Limitus*.

En la **Tabla 15** se muestra el análisis descriptivo de las variables del Diagnostico asociado, IMC y FD MTF $h$  en descarga y carga según el HL, así como el resultado de las pruebas estadísticas realizadas para comparar dichas variables entre los tipos de HL. La prueba Chi-cuadrado evidenció que el Motivo de consulta, a pesar de tener relación con la aparición del HL, no mostraba diferencias significativas entre HLF y HLE. Por otra parte, las pruebas *t-Student* realizadas para

comparar el IMC y los valores de FD MTFh entre los tipos de *Hallux* mostraron ausencia de diferencias estadísticamente significativas del IMC entre los tipos de *Hallux*, mientras que los niveles de FD MTFh (tanto en descarga como en carga) de los pacientes con HLF fueron significativamente superiores con respecto a los pacientes con HLE.

	<i>HALLUX LIMITUS</i>		Prueba	<i>p</i> -valor
	HLE	HLF		
<b>Diagnostico asociado</b> <i>n</i> (%)			$\chi^2(3) = 2,886$	0,41
<b>AMTS</b>	5 (21,7)	9 (33,3)		
<b>ANTEPIE</b>	9 (39,1)	6 (22,2)		
<b>AMMII</b>	4 (17,4)	8 (29,6)		
<b>MEDIO-RETROPIE</b>	5 (21,7)	4 (14,8)		
<b>IMC, media (DT)</b>	25,26 (3,49)	24,88 (4,15)	$t(48) = 0,355$	0,724
<b>FD MTFh, media (DT)</b>	50 (9,28)	76,33 (6,29)	$t(48) = -11,886$	<b>&lt; 0,001</b>

**Tabla 16.** Descriptivo y comparativo de las variables según el *Hallux Limitus*. (AMTS: acortamiento ms. tríceps sural; AMMII: alt. Miembros inferiores; IMC: índice masa corporal; FD MTFh: flexión dorsal metatarsofalángica del *Hallux*; DT: desviación típica)

### 1.1.2. Según el Tipo del pie.

En la **Tabla 17** se muestra el análisis descriptivo de la relación de la FD MTFh y el tipo de pie (pie pronado y pie supinado), así como el resultado de las pruebas *t-Student* realizadas para los valores de FD MTFh entre ambas morfologías.

Los resultados obtenidos evidenciaron que los grados de FD MTFh de los pacientes con pie pronado fueron significativamente superiores (67,73°) con respecto a los de los pacientes con pie supinado (54,23°).

	Pie		Prueba <i>t-Student</i>	
	Supinado	Pronado	<i>t</i> (48)	<i>p</i> -valor
<b>FD MTFh, media (DT)</b>	54,23 (13,78)	67,73 (14,44)	-2,932	<b>0,005</b>

**Tabla 17.** Descriptivo y comparativo de la flexión dorsal metatarsofalángica del *Hallux* según el tipo de pie. (FD MTFh: flexión dorsal metatarsofalángica del *Hallux*).

### 1.1.3. Según el Diagnóstico asociado.

Según el Diagnóstico asociado (*Tabla 18*), los resultados de las pruebas ANOVA evidenciaron que no existen diferencias estadísticamente significativas la medición goniométrica de la FD MTFh con los diagnósticos descritos.

	Diagnostico asociado				Prueba ANOVA	
	AMTS	ANTEPIE	AMMII	Retro-Mediopie	F(3,46)	p-valor
<i>FD MTFh,</i> <i>media (DT)</i>	68,79 (10,15)	57,33 (17,28)	68,67 (16,85)	62,67 (14,3)	1,883	0,146

*Tabla 18.* Descriptivo y comparativo de la flexión dorsal metatarsofalángica en el *Hallux* según el Diagnóstico asociado. (AMTS: *acortamiento ms. tríceps sural*; AMMII: *alt. Miembros inferiores*; FD MTFh: *flexión dorsal metatarsofalángica del Hallux*).

## 2. VARIABLES BAROPODOMÉTRICAS ANALIZADAS EN NUESTRA INVESTIGACIÓN.

### 2.1. Valores de las variables baropodométricas pre-tratamiento y su relación.

En la *Tabla 19*, se describe el tiempo de contacto medio del pie durante la deambulación analizada en la 1ª Valoración clínica con el uso del calzado "MODELO".

	Media	DT	
<b>Tiempo contacto global (mseg)</b>	834,58	82,42	
<b>Fases de contacto (%)</b>	<b>Talón</b>	13,51	3,53
	<b>Total</b>	58,83	7,57
	<b>Propulsión</b>	27,66	6,22

*Tabla 19.* Descriptivo de las variables de Tiempo de contacto y Fases de contacto antes del tratamiento. (mseg: *milisegundos*; DT: *desviación típica*).

Del Tcon global hemos obtenido un promedio de 0,826 segundos, con valores comprendidos entre 0,63 y 1,08 segundos. Con relación a las fases de contacto, los

valores medios que se describen en cada una de las fases son de 8,09% (0,097 segs.) para la Fase de apoyo del talón, 65,21% (0,788 segs.) durante el Apoyo total y 26,69% (0,323 segs.) en la Fase propulsiva.

En la **Tabla 20** se describe los valores medios de las variables baropodométricas pre-tratamiento con los sujetos descalzos.

	Variable, media (DT)		
	Tcon (mseg)	PMáx (kPa)	PMed (kPa)
<b>1<sup>er</sup>dedo</b>	670,25 (72,40)	260,14 (50,99)	166,58 (17,04)
<b>M1</b>	623,92 (69,03)	163,28 (48,51)	95,64 (19,66)
<b>M2</b>	701,68 (79,05)	300,96 (101,84)	197,52 (55,20)
<b>M3</b>	708,38 (85,09)	302,26 (97,55)	203,82 (57,33)
<b>M4</b>	699,35 (90,97)	289,53 (75,89)	189,34 (40,96)
<b>M5</b>	652,92 (71,95)	169,48 (59,01)	112,20 (33,30)

**Tabla 20.** Descriptivo de las variables del Tiempo de contacto y de la Presión máxima y media medidas en el 1<sup>er</sup>dedo y en las cabezas metatarsales de los sujetos analizados descalzos. (Tcon: tiempo contacto; Pmax/Pmed: presión máxima y media; mseg: milisegundos; kPa: Kilopascales; DT: desviación típica; M: metatarso).

Los mayores valores del Tcon se encuentran a lo largo de la cabeza de M3, los de la Presión máxima en las cabezas de M3 y M2 (con valores homogéneos), el de la Presión media a lo largo de la cabeza de M3 (con un segundo valor homogéneo en las cabezas de M2 y M4). Los valores más reducidos para el Tiempo de contacto, la Presión máxima y la Presión media se encuentran localizados en 5M y M1.

En la **Tabla 21** se describe los valores medios de las variables baropodométricas pre-tratamiento con los sujetos calzados.

Los mayores valores del Tcon se encuentra a lo largo del apoyo de la cabeza de M4, y los de la Presión máxima y Presión media se encuentran a lo largo de la cabeza de M3 (seguidamente de las cabezas de M2 y M4). Los valores más reducidos para el Tiempo de contacto los encontramos en la cabeza de M1 y el 1<sup>er</sup> dedo, la Presión máxima en las cabezas de M1 y M5, la Presión media en 1<sup>er</sup> dedo y la cabeza de M1.



	Variable, media (DT)		
	Tcon (mseg)	PMáx (kPa)	PMed (kPa)
<b>1<sup>er</sup>dedo</b>	655,28 (77,24)	217,50 (53,85)	135,36 (15,60)
<b>M1</b>	601,34 (71,99)	126,12 (43,25)	64,78 (20,60)
<b>M2</b>	713,58 (83,05)	275,10 (104,52)	171,76 (53,36)
<b>M3</b>	722,84 (88,04)	275,32 (96,05)	178,52 (54,68)
<b>M4</b>	795,38 (94,48)	223,36 (74,65)	143,48 (39,52)
<b>M5</b>	666,64 (74,65)	143,06 (59,77)	86,14 (30,50)

**Tabla 21.** Descriptivo de las variables del Tiempo de contacto, Presión máxima y media medidas en el 1<sup>er</sup>dedo y en las cabezas metatarsales antes del tratamiento con calzado (*pre-tratamiento*). (Tcon: tiempo contacto; Pmax/Pmed: presión máxima y media; mseg: milisegundos; kPa: kilopascales ; M: metatarso).

Para determinar la posible relación entre los valores de las variables baropodométricas del apoyo global del pie (Fases de contacto y Tiempo de contacto global) y de cada área plantar de estudio (Tcon, PMax, Pmed) en la 1<sup>a</sup> valoración clínica de cada paciente descalzo y con el uso del calzado “MODELO” (fase pre-tratamiento) en el que se incorporaron las ortesis para realizar la evaluación del cambio de los valores baropodométricos, se calculó el coeficiente de correlación lineal de *Pearson* (*r*) cuyos resultados se muestran a continuación (**Tabla 22**).

<b>Tiempo contacto global</b>	r=0,921***
<b>Fases de contacto (%)</b>	
Talón	r=0,881***
Total	r=0,974***
Propulsión	r=0,972***

**Tabla 22.** Coeficiente de correlación de las variables Tiempo de contacto y Fases de contacto del pie en el pre-tratamiento y en el tratamiento en su fase inicial.

En las variables del Tiempo de contacto y de las Fases de contacto (Contacto de talón, Apoyo total y Propulsión), se observó una correlación estadísticamente significativa y positiva entre los valores de los pies descalzos y de la fase pre-tratamiento, de forma que los valores altos del pie descalzo se relacionan con valores altos de la fase pre-tratamiento.

En cuanto a los valores de las variables de Tiempo de contacto, Presión máxima y Presión media medidas en el 1<sup>er</sup> dedo y en las 5 cabezas metatarsales, se calculó del mismo modo el coeficiente de correlación lineal de *Pearson* ( $r$ ) con los siguientes resultados:

Se observó una correlación estadísticamente significativa y positiva entre los valores de los pies descalzos y de la fase pre-tratamiento (*Tabla 23*), de forma que valores altos en el pie descalzo se relacionan con valores altos en la fase pre-tratamiento.

	1 <sup>er</sup> dedo	1 <sup>o</sup> MTT	2 <sup>o</sup> MTT	3 <sup>o</sup> MTT	4 <sup>o</sup> MTT	5 <sup>o</sup> MTT
<b>Tcon (mseg)</b>	0,762***	0,558***	0,617***	0,998***	0,661***	0,999***
<b>PMax (kPa)</b>	0,982***	0,977***	0,999***	0,999***	0,997***	0,970***
<b>PMed (kPa)</b>	0,961***	0,982***	0,992***	0,997***	0,992***	0,981***

*Tabla 23.* Coeficiente correlación de las variables de Tiempo de contacto, Presión máxima, Presión media medidas en el 1<sup>er</sup>dedo y en las cabezas de los 5 metatarsianos en el pre-tratamiento y en la fase inicial del mismo. *Tcon: tiempo contacto; Pmax/Pmed: presión máxima v media; mseg: milisegundos; kPa: kilopascales; MTT: metatarso).*

## 2.2. Variables baropodométricas en el pie pronado y pie supinado.

En la *Tabla 24* se describen los valores medios de la variable de Tcon pre-tratamiento con los sujetos descalzos diferenciando las morfologías de pie pronado y pie supinado.

	<i>Tcon (mseg)</i>					
	1 <sup>er</sup> dedo	M1	M2	M3	M4	M5
<b>Pie pronado</b>	672,64	625,92	702,86	710,09	698,07	650,73
<b>Pie supinado</b>	665,49	622,37	700,98	708,33	700,64	655,40

*Tabla 24.* Relación de valores de Tcon en las zonas de antepié según el tipo de pie. (*Tcon: tiempo contacto; mseg: milisegundos; M: metatarso).*

Según los resultados obtenidos en la variable del Tcon (*Tabla 23*) tanto en el pie pronado como en el pie supinado se describe una duración homogénea del contacto de las 6 áreas del antepié analizadas.

En la *Tabla 25* y en la *Tabla 26* se describe la comparativa entre los valores medios de la variable de PMax y Pmed pre-tratamiento con los sujetos descalzos con pie pronado y pie supinado.

	<i>PMax (kPa)</i>					
	<b>1<sup>er</sup>dedo</b>	<b>M1</b>	<b>M2</b>	<b>M3</b>	<b>M4</b>	<b>M5</b>
<b>Pie pronado</b>	257,41	159	291,65	289,6	270,23	160,89
<b>Pie supinado</b>	241,99	167,38	299,17	307,27	289,86	179,30

*Tabla 25.* Relación de valores de presión máxima en las zonas de antepié según el tipo de pie. (*Pmax*: presión máxima; *kPa*: Kilopascales; *M*: metatarso).

	<i>Pmed (kPa)</i>					
	<b>1<sup>er</sup>dedo</b>	<b>M1</b>	<b>M2</b>	<b>M3</b>	<b>M4</b>	<b>M5</b>
<b>Pie pronado</b>	169,03	95,46	193,52	196,69	184,92	97,92
<b>Pie supinado</b>	154,15	97,84	203,51	212,24	199,89	114,05

*Tabla 26.* Relación de valores de presión media en las zonas de antepié según el tipo de pie. (*Pmed*: presión media; *kPa*: Kilopascales; *M*: metatarso).

En relación con la PMax (*Tabla 25*) y Pmed (*Tabla 26*), se describe un aumento de las presiones en el pie supinado a lo largo de la columna metatarsal central y lateral, existiendo un mayor margen de valores en esta última. En la cabeza de M1 los valores de presión resultan homogéneos, mientras que en el 1<sup>er</sup> dedo el aumento de presiones resulta en el pie pronado.

### 3. RELACIÓN DE LAS VARIABLES BAROPODOMETRICAS CON EL RESTO DE VARIABLES DE ESTUDIO.

A continuación, se muestran los resultados de los modelos lineales mixtos para determinar si el tratamiento tiene un efecto en la evolución de las variables dependientes Tiempo de contacto global, en las distintas fases de contacto y en las variables de Tcon, Pmax y Pmed.

Para ello se estudió el efecto “*tiempo*” (valores recogidos de las variables a lo largo del estudio) introduciendo también en el modelo como variables

independientes el Diagnostico asociado, *Hallux*, Dolor, Tipo de pie e IMC con el objeto de ajustar sus efectos en la evolución del tratamiento.

En las tablas se muestran los resultados de los contrastes del efecto simple del “tiempo” y de los efectos de interacción del “tiempo” y las variables “de ajuste”. Esto segundo se realiza para determinar si alguna de variables independientes influyen en la evolución de las variables dependientes: se describe la comparación con diferentes letras.

### 3.1. Relación con las variables de tiempo de contacto y fases de contacto.

En la **Tabla 27** se muestran los resultados de las variables de Tcon global y de las Fases de contacto.

El Tiempo de contacto no mostró cambios estadísticamente significativos en el transcurso del tratamiento, por lo que, sus valores se mantuvieron sin cambios durante el mismo.

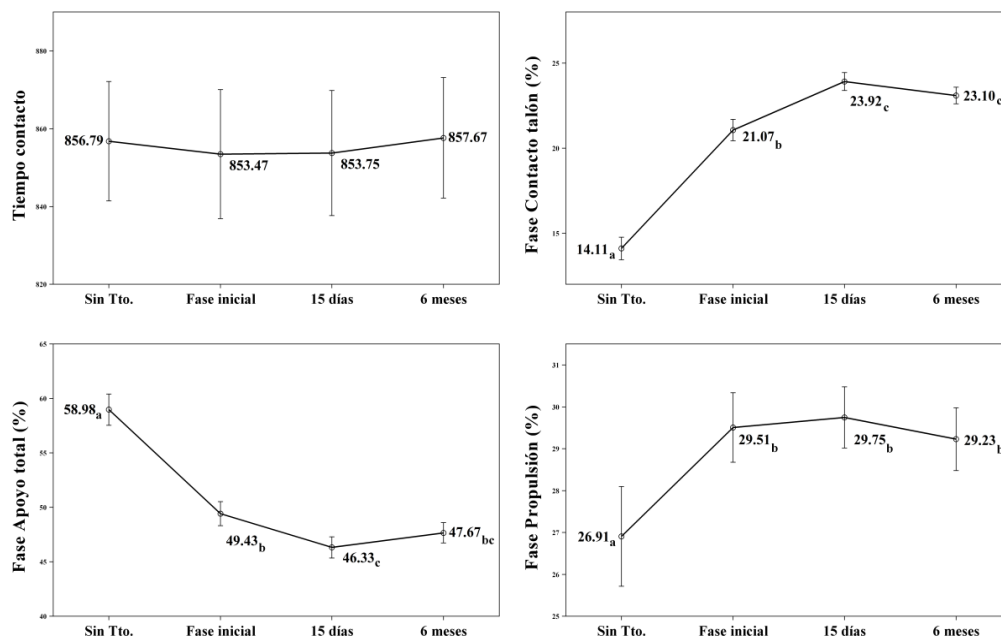
Efecto	Variable, F(g.1), p-valor			
	Tcon global	FC Talón	FC Total	FC Propulsión
<b>Tiempo</b>	F(3,42) = 0,371, p = 0,774	F(3,42) = 2,898, <b>p = 0,046</b>	F(3,42) = 3,176, <b>p = 0,034</b>	F(3,42) = 2,988, <b>p = 0,042</b>
<b>Tiempo * Diagnostico</b>	F(9,42) = 0,984, p = 0,467	F(9,42) = 3,074, <b>p = 0,021</b>	F(9,42) = 2,792, <b>p = 0,045</b>	F(9,42) = 1,92, p = 0,075
<b>Tiempo * HALLUX</b>	F(3,42) = 1,302, p = 0,286	F(3,42) = 0,527, p = 0,666	F(3,42) = 0,59, p = 0,625	F(3,42) = 0,321, p = 0,81
<b>Tiempo * Dolor</b>	F(3,42) = 0,959, p = 0,421	F(3,42) = 0,04, p = 0,989	F(3,42) = 0,322, p = 0,81	F(3,42) = 0,675, p = 0,572
<b>Tiempo * Pie</b>	F(3,42) = 0,136, p = 0,938	F(3,42) = 1,956, p = 0,135	F(3,42) = 1,357, p = 0,269	F(3,42) = 2,886, p = 0,057
<b>Tiempo * IMC</b>	F(3,42) = 0,221, p = 0,881	F(3,42) = 4,436, p = 0,06	F(3,42) = 2,309, p = 0,09	F(3,42) = 0,151, p = 0,928

**Tabla 27.** Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables de Tiempo de contacto y Fases de contacto.

Con relación a las variables de las Fases de contacto, en todas ellas se apreció un cambio estadísticamente significativo durante el tratamiento. Además, en su relación con las variables clínicas, se identificó una relación directa del Diagnostico

asociado con los cambios en el contacto del talón ( $p=0,021$ ) y el contacto total ( $p=0,045$ ) y del IMC con los cambios en el Contacto del talón ( $p=0,009$ ), influyendo directamente estas variables con la duración de cada fase mencionada.

En la *Grafica 1* se muestra la evolución de estas variables, durante el uso de ortesis plantares.

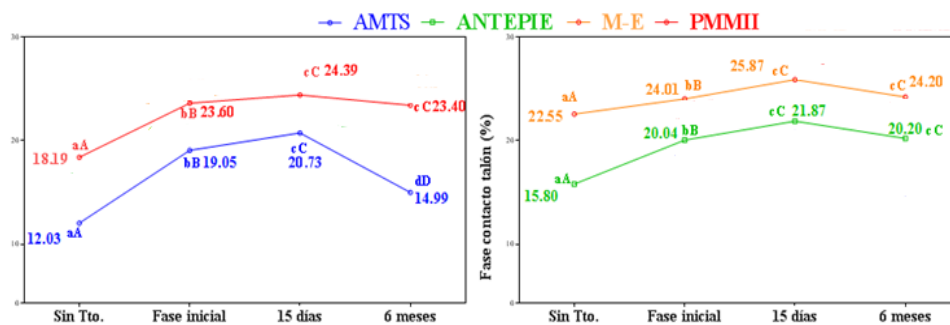


*Grafica 1.* Evolución de las variables de Tiempo de contacto y Fases de contacto.

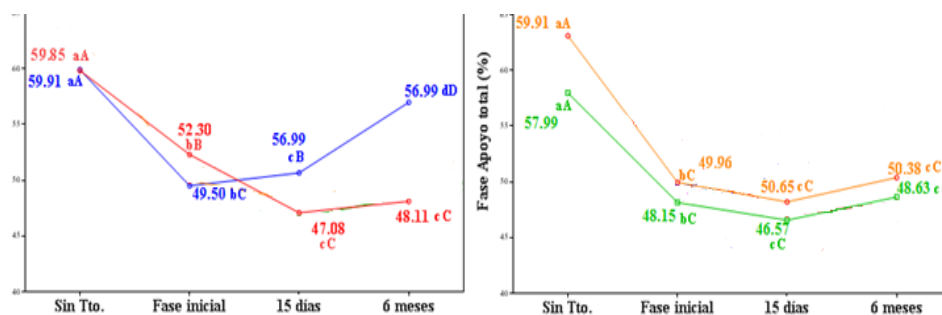
En el Contacto del talón, el porcentaje de contacto aumentó significativamente en la incorporación inmediata de las ortesis plantares y tras los primeros 15 días de tratamiento, manteniéndose sin cambios significativos tras 6 meses de tratamiento. La Fase de contacto total disminuyó significativamente hasta la primera revisión de los 15 días de tratamiento, volviendo a presentar en la revisión semestral valores semejantes a los del inicio de este. Por último, en la fase de la Propulsión, el porcentaje aumentó significativamente en el momento de la incorporación inicial del tratamiento con respecto a los valores recogidos sin tratamiento, manteniéndose sin cambios significativos tras los 15 días y seis meses de tratamiento.

Según su relación con el Diagnóstico asociado, la evolución de las variables se describe en la siguientes graficas (*Grafica 2 y 3*).

Nuestros resultados sobre la Fase de contacto de talón y contacto total describieron un aumento del tiempo de apoyo en el inicio de tratamiento, cuyos valores se mantuvieron durante los primeros 15 días. Tras los 6 meses de tratamiento en ambas fases de contacto se describieron cambios significativos en el grupo de pacientes con AMTS. En el caso del contacto del talón, en el tratamiento a los pacientes con AMTS disminuyó el tiempo de contacto con respecto a los otros 3 grupos de diagnóstico. Mientras que en el contacto total, en el tratamiento a los pacientes con AMTS se produjo un aumento de la fase de contacto de forma significativa con respecto al resto de diagnósticos.



*Grafica 2.* Evolución variable Fase de contacto de talón relacionada con el Diagnóstico asociado.



*Grafica 3.* Evolución de la variable de Fase de contacto total relacionada con el Diagnóstico asociado.

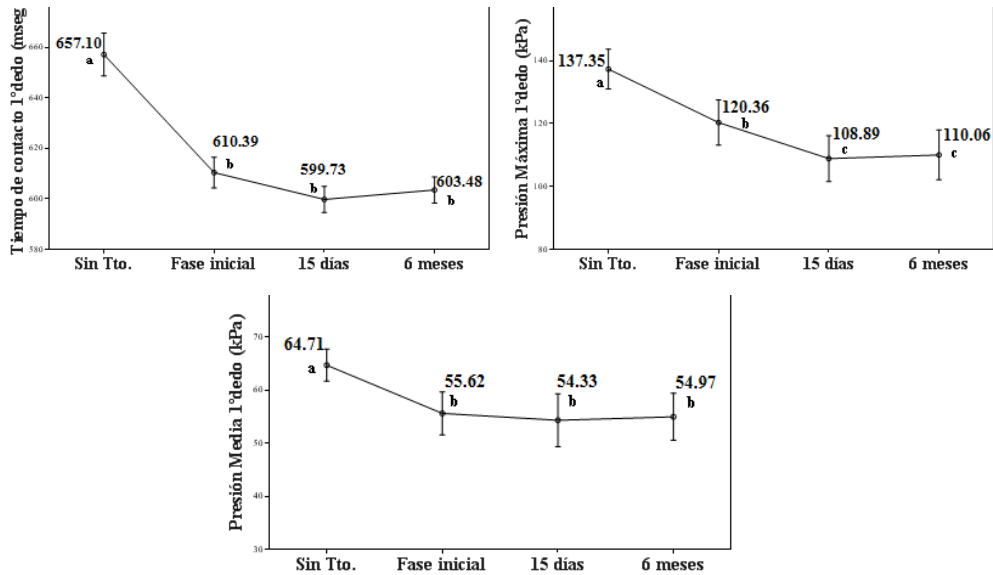
3.2. *Relación con las variables baropodométricas en el 1<sup>er</sup> dedo.*

En la **Tabla 28** se muestran los resultados de las variables de Presión máxima, Presión media analizadas en el 1<sup>er</sup> dedo. Se describen cambios estadísticamente significativos en todas las variables baropodométricas a lo largo del tratamiento, con mayor relevancia significativa en las variables del Tcon ( $p < 0,001$ ). En cuanto a la relación de la variable clínica del HALLUX con el tiempo de tratamiento, se describen diferencias significativas en la variable de Pmed.

Efecto	Variable, F(g.l.), p-valor		
	Tcon	PMáx	Pmed
<b>Tiempo</b>	F(3,42) = 8,611, <b>p &lt; 0,001</b>	F(3,42) = 5,643, <b>p = 0,012</b>	F(3,42) = 2,069, <b>p = 0,04</b>
<b>Tiempo * M. consulta</b>	F(9,42) = 0,736, p = 0,674	F(9,42) = 1,248, p = 0,293	F(9,42) = 1,036, p = 0,42
<b>Tiempo * HALLUX</b>	F(3,42) = 0,473, p = 0,703	F(3,42) = 1,494, p = 0,23	F(3,42) = 1,809, <b>p = 0,04</b>
<b>Tiempo * Dolor</b>	F(3,42) = 1,574, p = 0,21	F(3,42) = 0,422, p = 0,738	F(3,42) = 2,088, p = 0,51
<b>Tiempo * Pie</b>	F(3,42) = 0,459, p = 0,712	F(3,42) = 1,755, p = 0,17	F(3,42) = 0,44, p = 0,72
<b>Tiempo * IMC</b>	F(3,42) = 1,218, p = 0,315	F(3,42) = 1,582, p = 0,208	F(3,42) = 4,813, p = 0,06

**Tabla 28.** Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en el 1<sup>er</sup> dedo.

En la **Grafica 4** se muestra la evolución de las 4 variables baropodométricas durante la evolución del tratamiento.

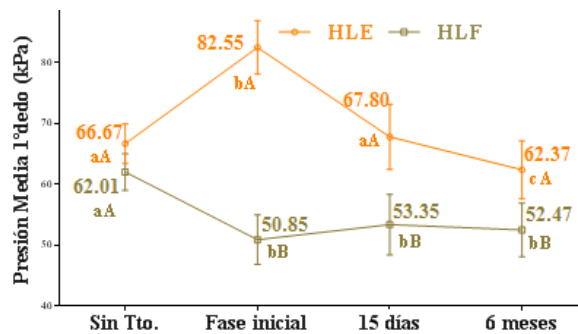


Grafica 4. Evolución de las variables baropodométricas en el 1<sup>er</sup>dedo.

Las variables del Tcon, Pmed describen una tendencia homogénea durante el tiempo de tratamiento. Tras la incorporación inmediata de las OP se produjo una disminución estadísticamente significativa de estas 3 variables, las cuales se mantuvieron estables durante las posteriores valoraciones.

En cuanto a los resultados de la PMax, que ya describe cambios significativos en la incorporación inmediata de las OP con una disminución de sus valores, muestra a los 15 días de tratamiento cambios significativos con disminución de los valores de presión, los cuales se quedan estables tras 6 meses de uso de las OP.

En la relación del HALLUX con el Tiempo, los resultados obtenidos de la Pmed se describen en la siguiente grafica (Grafica 5).



Grafica 5. Evolución de la variable de Presión media en el 1<sup>er</sup>dedo según la relación HALLUX\*Tiempo.



Nuestros resultados sobre el pico de PMed en el 1<sup>er</sup> dedo para el HLF describieron una disminución de presiones en el inicio de tratamiento, cuyos valores se mantuvieron durante los registros posteriores. En el caso del HLE, la media de PMed se vió aumentada significativamente en el momento del inicio del tratamiento. Durante los primeros 15 días de tratamiento se produjo una disminución significativa con valores semejantes a los previos al tratamiento y tras los 6 meses se produjo una disminución significativa con respecto a los 2 registros anteriores.

### 3.3. Relación con las variables baropodométricas en M1.

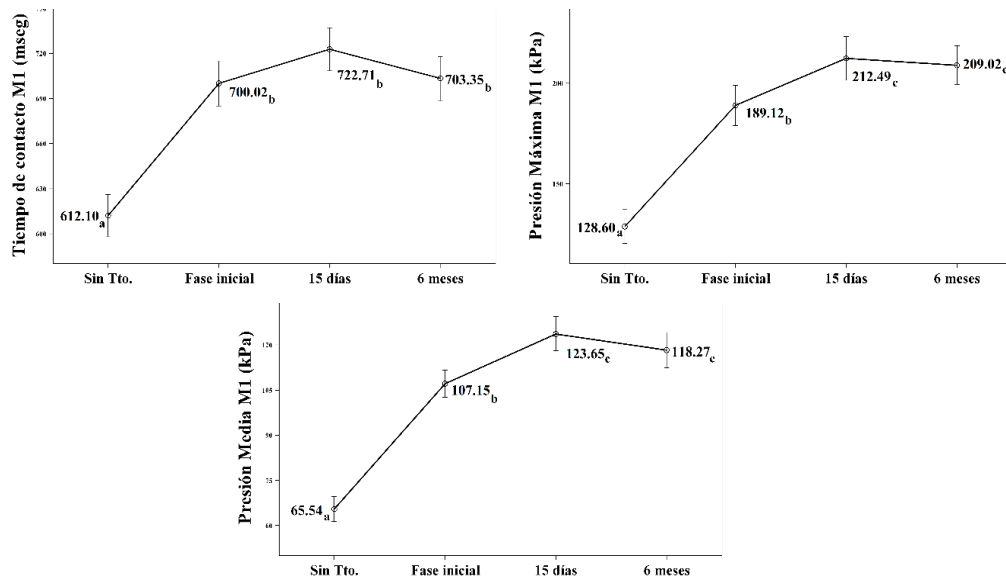
En la **Tabla 29** se muestran los resultados de las variables de Presión máxima y Presión media analizadas en la cabeza de M1.

Efecto	Variable, F(g.l.), p-valor		
	Tcontacto	PMáx	Pmed
<b>Tiempo</b>	F(3,42) = 10,092, <b>p &lt; 0,001</b>	F(3,42) = 6,129, <b>p = 0,001</b>	F(3,42) = 4,277, <b>p = 0,01</b>
<b>Tiempo * Diagnostico</b>	F(9,42) = 0,567, p = 0,816	F(9,42) = 0,803, p = 0,616	F(9,42) = 0,424, p = 0,91
<b>Tiempo * HALLUX</b>	F(3,42) = 0,152, p = 0,928	F(3,42) = 0,487, p = 0,693	F(3,42) = 0,448, p = 0,72
<b>Tiempo * Dolor</b>	F(3,42) = 0,411, p = 0,746	F(3,42) = 1,987, p = 0,131	F(3,42) = 0,283, p = 0,118
<b>Tiempo * Pie</b>	F(3,42) = 0,701, p = 0,557	F(3,42) = 2,656, p = 0,061	F(3,42) = 0,23, p = 0,875
<b>Tiempo * IMC</b>	F(3,42) = 1,271, p = 0,297	F(3,42) = 2,026, p = 0,125	F(3,42) = 1,213, p = 0,31

**Tabla 29.** Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 1<sup>er</sup> metatarsiano.

Las 4 variables analizadas describen cambios significativos a lo largo del uso de las OP, con un mayor valor de cambios significativos en el Tiempo de contacto ( $p < 0,001$ ) y la Presión máxima ( $p = 0,001$ ). Durante la evolución del tratamiento, la relación de las variables clínicas y antropométricas no describieron diferencias estadísticamente significativas.

En la *Grafica 6*, se indica la evolución de las variables de Tcon, PMax, Pmed e IntP/t durante el uso de las OP.



**Grafica 6.** Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 1<sup>er</sup> metatarsiano..

Los cambios significativos que se describen en la variable del Tcon, muestran que desde la incorporación inmediata de las OP el M1 sufre un aumento del tiempo de apoyo. Durante las revisiones quincenal y semestral, esta tendencia se mantuvo en valores semejantes.

Con relación a las variables de la Pmax y Pmed, sus valores aumentaron de manera significativa en el inicio de tratamiento, describiendo tras los 15 días de tratamiento cambios significativos los cuales se mantuvieron hasta los 6 meses de evaluación clínica, es decir, los cambios estadísticamente significativos variaron en el momento del inicio del tratamiento y transcurridos los primeros 15 días de tratamiento.

#### 3.4. Relación con las variables baropodométricas en M2.

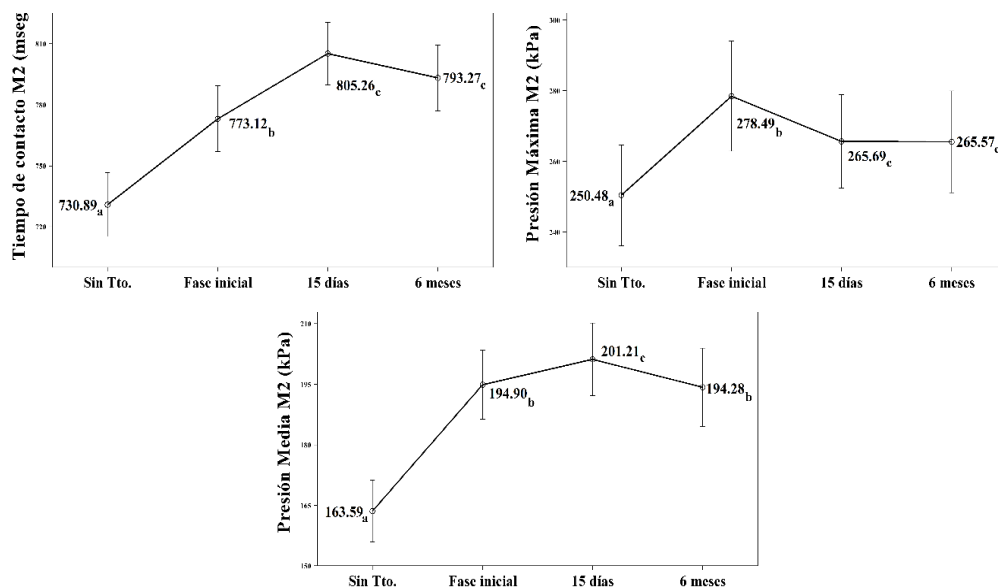
En la *Tabla 30* se muestra un cambio estadísticamente significativo de las 4 variables baropodométricas analizadas durante el tratamiento ortopodológico, con mayor relevancia estadística la PMax ( $p < 0,001$ ).

La relación de las variables clínicas y antropométricas con el tiempo del tratamiento no describen diferencias estadísticamente significativas en ninguna de las variables baropodométricas.

Efecto	Variable, F(g.l.), p-valor		
	Tcontacto	PMáx	Pmed
Tiempo	F(3,42) = 3,106, p = 0,037	F(3,42) = 9,209, p < 0,001	F(3,42) = 3,244, p = 0,031
Tiempo * Diagnostico	F(9,42) = 0,447, p = 0,901	F(9,42) = 1,787, p = 0,110	F(9,42) = 0,839, p = 0,585
Tiempo * HALLUX	F(3,42) = 1,006, p = 0,4	F(3,42) = 0,305, p = 0,822	F(3,42) = 2,634, p = 0,062
Tiempo * Dolor	F(3,42) = 0,181, p = 0,909	F(3,42) = 0,666, p = 0,578	F(3,42) = 1,523, p = 0,222
Tiempo * Pie	F(3,42) = 0,209, p = 0,89	F(3,42) = 1,745, p = 0,172	F(3,42) = 0,574, p = 0,635
Tiempo * IMC	F(3,42) = 0,722, p = 0,545	F(3,42) = 3,823, p = 0,056	F(3,42) = 0,959, p = 0,421

Tabla 30. Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 2º metatarsiano.

En las siguientes graficas se describe la evolución de cada variable baropodométrica (*Grafica 7*).



Grafica 7. Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 2º metatarsiano.

El Tcon y la PMax en la cabeza de M2 describen una misma tendencia durante la evolución terapéutica. Se apreció un aumento con el uso inicial de las OP. Posteriormente tras la valoración clínica de los 15 días de tratamiento, en ambas variables se produjo un aumento significativo, viéndose mantenidos estos valores tras revisar a los 6 meses.

La Pmed describe cambios estadísticamente significativos con el uso inmediato de las OP, aumentando sus valores tras los 15 días de tratamiento. Sin embargo, al revisar a los 6 meses, estos valores se vieron disminuidos, apreciando unos con valores semejantes a los del uso inicial de las OP.

### 3.5. Relación con las variables baropodométricas en M3.

Relativo a la cabeza de M3, en la *Tabla 31* se describen cambios estadísticamente significativos de todas las variables baropodométricas durante el tiempo de tratamiento.

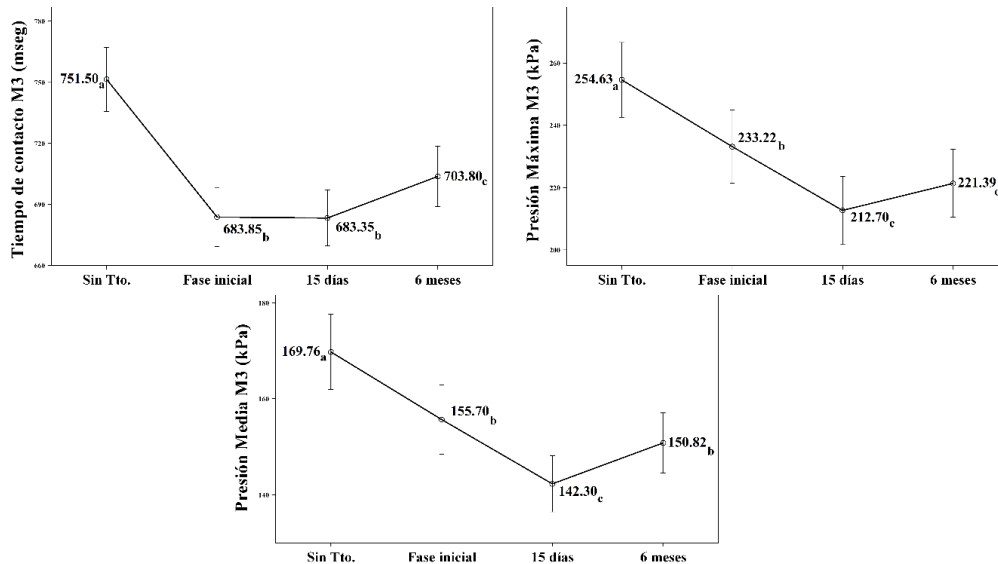
Efecto	Variable, F(g.l.), p-valor		
	Tcontacto	PMáx	Pmed
<b>Tiempo</b>	F(3,42) = 2,933, p = <b>0,044</b>	F(3,42) = 6,012, p = <b>0,002</b>	F(3,42) = 3,19, p = <b>0,033</b>
<b>Tiempo * Diagnostico</b>	F(9,42) = 0,326, p = 0,962	F(9,42) = 1,02, p = 0,440	F(9,42) = 1,032, p = 0,432
<b>Tiempo * HALLUX</b>	F(3,42) = 0,781, p = 0,511	F(3,42) = 2,718, p = 0,057	F(3,42) = 2,071, p = 0,119
<b>Tiempo * Dolor</b>	F(3,42) = 1,874, p = 0,149	F(3,42) = 0,872, p = 0,463	F(3,42) = 0,871, p = 0,464
<b>Tiempo * Pie</b>	F(3,42) = 0,047, p = 0,986	F(3,42) = 1,377, p = 0,263	F(3,42) = 1,699, p = 0,182
<b>Tiempo * IMC</b>	F(3,42) = 0,144, p = 0,933	F(3,42) = 7,557, p = 0,059	F(3,42) = 6,306, p = 0,052

*Tabla 31.* Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 3<sup>er</sup> metatarsiano.

A lo largo del tratamiento el mayor valor de los cambios significativos se produce en la variable de PMax ( $p=0,002$ ).

La relación de las variables clínicas y antropométricas con el Tiempo de tratamiento no describieron diferencias estadísticamente significativas.

La evolución de las variables baropodométricas se describe en las siguientes graficas (*Grafica 8*):



**Grafica 8.** Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 3<sup>er</sup> metatarsiano.

Los valores del Tcon en la cabeza de M3 disminuyen de manera significativa (*Grafica 8*) durante el tratamiento. En la fase inicial de tratamiento y tras los 15 días del efecto ortopodológico, los cambios se muestran con los mismos valores, mientras que transcurridos 6 meses de uso de las OP se produce un ligero aumento estadísticamente significativo del tiempo de apoyo, siendo los valores menores con respecto a la 1<sup>a</sup> valoración clínica (sin tratamiento de OP).

En cuanto a la PMax, se produce de forma progresiva una disminución significativa de sus valores con la aplicación del tratamiento y tras los 15 días de revisión. En cambio, a los 6 meses se describe un ligero aumento de sus valores, sin acercarse a los valores de la fase inicial de uso de OP.

La PMed describe, de forma significativa, una disminución progresiva de sus valores desde la fase inicial de tratamiento hasta los 15 primeros días de revisión. A los 6 meses, se observa un ligero aumento de los valores de presión, los cuales son semejantes a los valores obtenidos en la fase inicial de tratamiento.

### 3.6. Relación con las variables baropodométricas en M4.

En la *Tabla 32* se muestran los resultados obtenidos de las variables baropodométricas en la cabeza de M4.

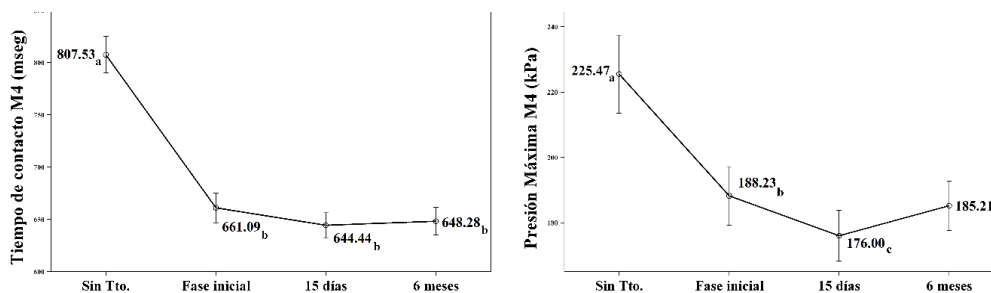
Efecto	Variable, F(g.l.), p-valor		
	Tcontacto	PMáx	Pmed
Tiempo	F(3,42) = 2,927, p = 0,045	F(3,42) = 3,015, p = 0,04	F(3,42) = 3,142, p = 0,03
Tiempo * Diagnostico	F(9,42) = 0,992, p = 0,461	F(9,42) = 1,456, p = 0,196	F(9,42) = 1,613, p = 0,14
Tiempo * HALLUX	F(3,42) = 0,752, p = 0,527	F(3,42) = 1,473, p = 0,236	F(3,42) = 0,776, p = 0,51
Tiempo * Dolor	F(3,42) = 0,631, p = 0,599	F(3,42) = 1,207, p = 0,061	F(3,42) = 0,957, p = 0,42
Tiempo * Pie	F(3,42) = 0,069, p = 0,976	F(3,42) = 0,414, p = 0,744	F(3,42) = 0,513, p = 0,67
Tiempo * IMC	F(3,42) = 0,847, p = 0,476	F(3,42) = 5,426, p = 0,32	F(3,42) = 5,983, p = 0,21

*Tabla 32.* Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 4º metatarsiano.

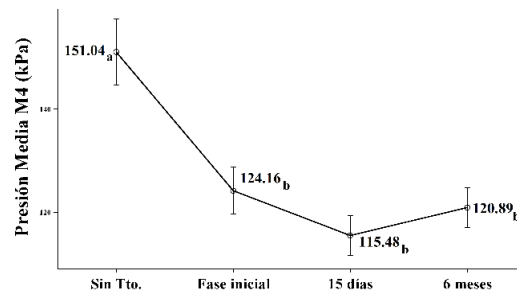
Los cambios significativos del valor  $p$  que se indican en las 4 variables nos describen poco margen de variación de los valores de presión y tiempo obtenidos durante el tiempo de tratamiento.

Además, no presentan cambios significativos en la relación de las variables antropométricas y clínicas con el tiempo de tratamiento.

A continuación se describe la evolución de las variables (*Grafica 9*).



*Grafica 9.* Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 4º metatarsiano.



**Grafica 9.** Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 4º metatarsiano..

En la cabeza de M4 se muestra una evolución homogénea en los cambios de los valores del Tcon y de la Pmed. Se produce una disminución significativa en la fase inicial de tratamiento, la cual se mantiene durante el transcurso de la observación del estudio.

Sin embargo la PMax sigue una trayectoria decreciente en las 2 primeras valoraciones clínicas, cuyos valores difieren de manera significativa. Ya, en la 3ª revisión (6 meses) con el uso de las OP, los valores de presión aumentan de tal manera que se asemejan a los valores de la fase inicial de tratamiento (*Grafica 9*).

### 3.7. *Relación con las variables baropodométricas en M5.*

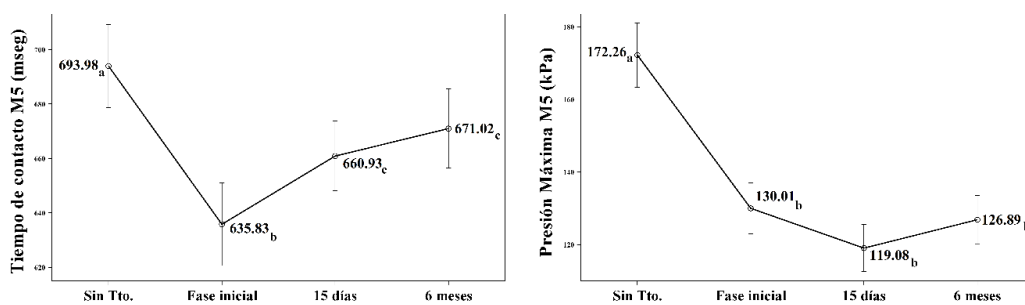
Los resultados de las variables baropodométricas analizadas en la cabeza de M5 describen cambios significativos durante la evolución del tratamiento, señalados en la siguiente tabla:

Efecto	Variable, F(g.l.), p-valor		
	Tcontacto	PMáx	Pmed
Tiempo	F(3,42) = 3,018, p = 0,04	F(3,42) = 2,944, p = 0,044	F(3,42) = 3,443, p = 0,025
Tiempo * Diagnostico	F(9,42) = 0,463, p = 0,891	F(9,42) = 2,302, p = 0,063	F(9,42) = 1,121, p = 0,37
Tiempo * HALLUX	F(3,42) = 1,553, p = 0,215	F(3,42) = 2,623, p = 0,063	F(3,42) = 2,044, p = 0,122
Tiempo * Dolor	F(3,42) = 1,375, p = 0,263	F(3,42) = 2,113, p = 0,138	F(3,42) = 1,369, p = 0,265
Tiempo * Pie	F(3,42) = 0,097, p = 0,962	F(3,42) = 2,64, p = 0,142	F(3,42) = 2,192, p = 0,103
Tiempo * IMC	F(3,42) = 0,333, p = 0,802	F(3,42) = 4,355, p = 0,89	F(3,42) = 5,185, p = 0,437

**Tabla 33.** Modelo de efectos mixtos en la evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 5º metatarsiano.

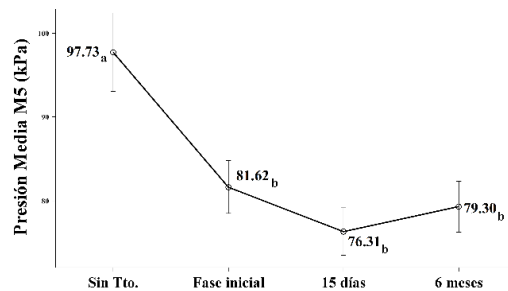
Con cambios significativos de todas las variables baropodométricas durante el tratamiento, la Pmed es la que describe mayor significancia ( $p=0,025$ ) en los cambios producidos. La relación de las variables con el tiempo no describe cambios significativos.

En las siguientes graficas (*Grafica 10*) se describe cómo ha sido la evolución de las variables baropodométricas.



**Grafica 10.** Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 4º metatarsiano.





**Grafica 10.** Evolución de las variables baropodométricas en la cabeza del 5º metatarsiano.

En los resultados de la PMax y PMed se describen cambios significativos con una evolución homogénea. En ellos se produce una disminución de los valores de forma significativa, que resultan ser estables durante las 3 valoraciones clínicas del estudio.

En relación con el Tcon, en la **Grafica 10** que describe una disminución significativa en la fase inicial con respecto a la medición sin tratamiento, durante la 2ª revisión se indica que se produce un aumento significativo, mantenido tras los 6 meses de uso de las OP. En estas últimas observaciones los valores del tiempo de contacto son menores en comparación con los de la valoración clínica sin tratamiento.



## **VIII - DISCUSIÓN**



## VIII - DISCUSIÓN

En el estudio bibliográfico analizado encontramos un amplio número de investigaciones relacionadas con la baropodometría electrónica: estudios sobre el análisis estático de la postura así como sobre las repercusiones en el patrón de presión y tiempo de diferentes patologías, deformidades y lesiones localizadas en el pie y el miembro inferior durante la deambulaci3n. Respecto al *Hallux Limitus*, el número de publicaciones es bastante más reducido.

Podemos decir que el mayor volumen de publicaciones sobre el HL se centra en la evaluaci3n de otras técnicas de medici3n clínica. En cuanto a la cinética del HL, un gran número se enfoca en el campo de la cirugía.

Probablemente, la explicaci3n a esto la podemos encontrar en la reducida incidencia que presenta esta patología en el individuo. Las investigaciones que existen sobre el análisis cinético se centran en deformidades más frecuentes, tales como el HAV o la pronosupinaci3n en ASA.

Con relaci3n a los tratamientos aplicados en el HL, la vía quirúrgica es la más investigada y publicada. No obstante, cada vez existe un mayor número de publicaciones centradas en tratamientos conservadores, tales como el de las OP. Esto puede ser debido a: un mayor consenso en los protocolos de diseños de tratamiento, la precisi3n de las metodologías de estudio y la variedad de herramientas y técnicas que se desarrollan para evaluar cómo actúa cinética y cinemáticamente un tratamiento ortopodológico.

En los apartados que se describen a continuaci3n, nos centraremos en la relaci3n que guardan las distintas variables clínicas analizadas con la cinética del HL. Del mismo modo, determinaremos qué diferencias se describen en la patomecánica del HL y tras incorporar las OP, observando cómo van a evolucionar estas variables (durante unas revisiones programadas) y evaluando el modo en que influyen las variables clínicas sobre las baropodométricas.

## 1. VALORES BAROPODOMÉTRICOS EN EL *HALLUX LIMITUS* PREVIOS AL TRATAMIENTO.

### 1.1. Variables de Presión máxima y media.

En la **Tabla 34** comparamos los resultados de nuestra investigación con respecto a los resultados obtenidos por otros autores respecto al orden de progresión de cargas en la paleta metatarsal. En nuestro trabajo, el valor más alto de presión se localiza a lo largo de la cabeza de M3, seguido por la cabeza de M2, cabeza de M4, 1<sup>er</sup> dedo, cabeza de M5, y por último cabeza de M1. Esto discrepa parcialmente de los resultados obtenidos por autores que seguidamente analizamos. Sin embargo, en otros aspectos existen concordancias; así por ejemplo, hemos confirmado que las alteraciones que el *Hallux Limitus* produce en los valores baropodométricos durante la deambulación, suponen una disminución de presiones a lo largo de la columna metatarsal medial y un aumento de carga lateral en el antepié. Todos los autores coincidimos en que la presión que soporta la cabeza de M1 supone el valor más bajo de la paleta metatarsal.

	1 <sup>er</sup> valor	2 <sup>o</sup> valor	3 <sup>er</sup> valor	4 <sup>o</sup> valor	5 <sup>o</sup> valor	6 <sup>o</sup> valor
<b>Nuestro estudio</b>	M3	M2	M4	1 <sup>er</sup> dedo	M5	M1
<i>Bryant</i>	1 <sup>er</sup> dedo	2 <sup>o</sup> a4 <sup>o</sup> dedos	M3	M4	M2	M1
<i>Gheluwe et al.</i>	2 <sup>o</sup> a4 <sup>o</sup> dedos	1 <sup>er</sup> dedo	M2	M3	M4	M1
<i>Mohammed et al.</i>	2 <sup>o</sup> a4 <sup>o</sup> dedos	1 <sup>er</sup> dedo	M2	M3	M4	M1

Tabla 34. Patrón del pico de presión en antepié en el *Hallux Limitus*. Análisis comparativo con referencias bibliográficas consultadas <sup>(36, 121, 122)</sup>.

Para *Bryant et al.* <sup>(36)</sup> los picos de presión media más altos se localizaban igualmente bajo el 1<sup>er</sup> dedo, seguidamente de los dedos centrales y las cabezas de M3 y M4.

Comparando los patrones de presión en individuos con *Hallux Limitus* y en individuos con movilidad normal en el 1<sup>er</sup>R, *Van Gheluwe et al.* <sup>(121)</sup> comprobaron que el máximo valor de presión en el *Hallux Limitus* se encontraba en los dedos menores y el 1<sup>er</sup> dedo, seguidamente de la columna lateral metatarsal, produciendo el menor apoyo bajo M1.

En la *Tabla 35* se comparan Picos de presión obtenidos. En nuestros resultados, los picos de PMax y PMed en M3 son de 302 kPa y 204 kPa, en M2 de 300 kPa y de 197 kPa, en M4 de 289 kPa y de 189 kPa y en el 1<sup>er</sup> dedo de 260 kPa y de 166 kPa, nuestros resultados comparten similitudes con las conclusiones establecidas por *Mohammed et al.*<sup>(122)</sup> y *Van Gheluwe et al.*<sup>(121)</sup>.

*Mohammed et al.*<sup>(122)</sup> señalan el pico de PMax bajo la cabeza de M2, con 276 kPa, el segundo valor bajo las cabezas de M3 y M4 con 265 kPa. A diferencia de nuestros resultados, el valor de PMax bajo la cabeza de M1 es mayor con respecto al 1<sup>er</sup> dedo.

*Van Gheluwe et al.*<sup>(121)</sup> establecen un orden muy semejante a nuestros resultados, mostrando un aumento de PMax a lo largo del 1<sup>er</sup> dedo con respecto a la columna metatarsal lateral.

Sin embargo, para *Bryant et al.*<sup>(36)</sup> el pico de PMax se encuentra bajo el 1<sup>er</sup> dedo, con un valor de 515 kPa, seguido de la cabeza de M2, con 390 kPa, y de la cabeza de M3, con 380 kPa. Tras analizar la investigación, encontramos un escaso número de sujetos estudiados (30 sujetos), motivo por el que creemos que los valores resultan tan altos.

	1 <sup>er</sup> dedo	M1	M2	M3	M4	M5
<b>Nuestro estudio</b>	<b>260 kPa</b>	<b>163 kPa</b>	<b>300 kPa</b>	<b>302 kPa</b>	<b>289 kPa</b>	<b>169 kPa</b>
<i>Mohammed et al.</i>	220 kPa	255 kPa	276 kPa	265 kPa	265 kPa	180 kPa
<i>Gheluwe et al.</i>	305 kPa	175 kPa	300 kPa	310 kPa	190 kPa	110 kPa
<i>Bryant et al.</i>	515 kPa	229 kPa	390 kPa	380 kPa	302 kPa	240 kPa

*Tabla 35.* PMax en áreas de antepié: comparativa con bibliografía consultada <sup>(36, 121, 122)</sup>.

El hallazgo más evidente en nuestro estudio es que en el 1<sup>er</sup> dedo se producen unos picos de PMax de 260 kPa y en el M1 de 163 kPa. Este último valor es en torno a un 50% más bajo que los máximos valores que se localizan bajo M3 (PMax 302 kPa y PMed 205 kPa), evidenciando las anomalías de carga que sufre el antepié ante la existencia de una insuficiencia del 1<sup>er</sup>R.

En la 1ªAMTF, cuando el antepié se encuentra contactando con el suelo, la cabeza de M1 ha de ser capaz plantarflexionar lo suficiente como para que en la articulación se produzcan los grados suficientes de dorsiflexión

metatarsofalángica durante el despegue <sup>(3,10-12,31,123)</sup>. Esta flexión plantar, en consecuencia repercutirá sobre un patrón de presiones y de valores de tiempo de contacto determinados

Por lo tanto, la ineficacia mecánica del *Hallux* promueve una redistribución anómala de estos valores baropodométricos a nivel del antepié (*Figura 52*) <sup>(6,36)</sup>.

Hemos considerado interesante contrastar nuestros valores de presión con los obtenidos por otros autores tras analizar pies fisiológicos, respecto al rango y los valores de presión establecidos por estos autores. Enfatizamos el hecho de que no existe un consenso global en los hallazgos publicados.

Si observamos detenidamente la *Tabla 35*, en líneas generales, parece ser que valores fisiológicos de mayor presión se localizan bajo el 1<sup>er</sup> dedo y la columna metatarsal central del antepié (cabezas de M2 y de M3), mientras que el menor valor se sitúa a lo largo del 2<sup>o</sup> a 5<sup>o</sup> dedos y la columna lateral metatarsal del antepié.

	1 <sup>er</sup> valor	2 <sup>o</sup> valor	3 <sup>er</sup> valor	4 <sup>o</sup> valor	5 <sup>o</sup> valor	6 <sup>o</sup> valor	7 <sup>o</sup> valor
<b>Valores patológicos de nuestro estudio</b>							
<i>Nuestro estudio</i>	M3	M2	M4	1 <sup>o</sup> Dedo	M5	M1	---
<b>Valores fisiológicos según autores</b>							
<i>Grieve 1984</i>	M2	M3	1 <sup>er</sup> Dedo	M1	M4	M5	2-5 <sup>o</sup> Ded.
<i>Plank 1995</i>	M3	M2	M4	M1	M5	---	---
<i>Bryant 1999</i>	1 <sup>er</sup> Dedo	M2	M3	M1	M4	M5	2-5 <sup>o</sup> Ded.
<i>Hayafune 1999</i>	1 <sup>er</sup> Dedo	M2	M1	M3	M4	M5	2-5 <sup>o</sup> Ded.
<i>Bryant 2001</i>	M2	M3	1 <sup>er</sup> Dedo	M1	M4	M5	2-5 <sup>o</sup> Ded.
<i>Putti 2007</i>	1 <sup>er</sup> Dedo	M1	M2	M3	M4	M5	2-5 <sup>o</sup> Ded.
<i>Putti 2008</i>	M2	M3	1 <sup>er</sup> Dedo	M1	M4	M5	2-5 <sup>o</sup> Ded.
<i>Martínez 2007</i>	M2	M3	M1	1 <sup>er</sup> Dedo	M4	M5	2-5 <sup>o</sup> Ded.
<i>Martínez 2008</i>	M2	M3	M1	1 <sup>er</sup> Dedo	M4	M5	2-5 <sup>o</sup> Ded.
<i>Mohammed 2012</i>	1 <sup>er</sup> Dedo	M2	M1	M3/M4	M5	---	---

*Tabla 36.* Comparativa del patrón de presiones en el HL *vs* valores fisiológicos según bibliografía consultada <sup>(9, 36, 84, 109, 124, 125, 126, 127, 128)</sup>.

La discusión que podemos encontrar en las diferencias de los valores establecidos por los distintos autores puede surgir en el modo con que realizan la recogida de las variables baropodométricas y/o los sistemas de medición empleados. Por ejemplo, la recogida de los valores de presión, *Putti* (2007),



Martínez *et al.* (2007 y 2008) la obtuvieron por medio del análisis de los sujetos con calzado, mientras que Grieve *et al.* (1984), Hayafune *et al.* (1999) y Bryant (2001), Bryant *et al.* (1999) la determinaron con los sujetos descalzos, mediante el uso de plataformas de presión.

Con las aportaciones de estos autores (**Tabla 36**), podemos confirmar la teoría aportada por Doncker y Kovalsky <sup>(129)</sup> sobre el motivo por el que las cabezas metatarsales centrales soportan los mayores valores de presión plantar. El antepié está compuesto por una columna central (M2 y M3), una columna lateral (M4 y M5) y una columna medial (M1). Los metatarsianos centrales (M2 y M3) presentan una menor movilidad en el plano sagital debido a que sus articulaciones con las cuñas los mantienen relativamente más inmóviles, ya que son articulaciones planas y las bases metatarsianas se encuentran muy encajadas. Las columnas lateral y medial soportan menor patrón de presiones debido a que presentan un mayor rango de flexión dorsal y plantar, de ahí la función de estabilización que tienen durante la biomecánica de la marcha.

Tras tener en cuenta la comparación de nuestros resultados con los aportados en la **Tabla 36**, la función que tienen las columnas metatarsales en condiciones fisiológicas y el papel que ejercen como “triángulo de apoyo” el M2 y el 1<sup>er</sup>R durante la propulsión<sup>(1,6)</sup>, podemos deducir que en nuestros sujetos se describe un patrón de marcha patológica. El HL presenta una disminución de la capacidad de flexión plantar del M1, con lo que la capacidad de estabilización de la columna medial se presenta disminuida o ausente y la función de elemento propulsor durante la deambulación del conjunto del 1<sup>er</sup>R se ve alterada.

## 1.2. Variables de fases de contacto.

En la **Tabla 37** se comparan los valores de las fases de apoyo del pie obtenidos en nuestra investigación, con respecto a bibliografía consultada. Nuestros resultados son patológicos, ya que difieren con los valores establecidos como fisiológicos por Michaud <sup>(4)</sup>.

Fases de contacto (%)	Valores nuestro estudio Media (DT)	Valores fisiológicos Media (Michaud)
Talón	13,51 (3,53)	27
Contacto total	58,83 (7,57)	40
Propulsion	27,66 (6,22)	33

**Tabla 37.** Fases de contacto: valores patológicos vs valores fisiológicos establecidos por Michaud <sup>(4)</sup>.

Según Michaud <sup>(4)</sup>, se establece un valor normal de un 27% de duración en la fase de contacto del talón, un 40% en la fase de contacto total y un 33% en la propulsión. Tras haber establecido sobre nuestros sujetos la misma cadencia de paso que Michaud (100-120 pasos por minuto), los valores de cada una de las fases de contacto difieren notablemente de los establecidos.

Como ya se ha mencionado (véase en capítulos 1.1 y 2.4), cuando existen alteraciones de la pronosupinación subastragalina, acortamiento de gastrocnemios y alteraciones en el antepié, la funcionalidad de la articulación talocrural y del “triángulo de apoyo” (conformado por 1<sup>er</sup>R y M2) se verán afectadas <sup>(1,10,11,13,15,24,42,104)</sup>. En consecuencia, se producirán cambios en las fases de contacto del talón y del despegue digital promoviendo un aumento del tiempo de contacto a lo largo de la fase de apoyo total.

Esta relación anatomo funcional queda evidenciada en varios estudios <sup>(78,104,124)</sup>, que tras contrastar la información con nuestros resultados, coincidimos con las mismas conclusiones.

Rai y Aggarwal <sup>130)</sup>, establecen alteraciones en las 3 fases de contacto en el pie patológico con la ayuda de sistemas baropodométricos. Tras realizar un estudio comparativo observacional de la marcha normal y patológica, con un total de 66 sujetos, encontraron diferencias significativas en la fase un aumento de un 75% la fase de contacto total, viéndose disminuidas la fase de contacto de talón y de la propulsión, viéndose esto asociados a una redistribución característica de presiones.

Por ejemplo, Malanga *et al.* <sup>(131)</sup> en su publicación sobre la observación clínica de la marcha normal, expone que con la existencia de alteraciones patológicas localizadas en el pie y el tobillo se produce una disminución de la longitud del paso. En consecuencia la fase del contacto del talón se verá disminuida o ausente.

Además, argumentan que como resultado de esta marcha patológica la flexión plantar del antepié se verá disminuida durante la fase tardía del contacto total y la propulsión.

Evidenciando la relación que guarda el pie patológico con las anomalías durante las fases de contacto de la deambulación, determinamos que nuestros resultados tienen relación con el análisis bibliográfico. Con la insuficiencia del 1<sup>er</sup>R el mecanismo de *Windlass* no ocurre de manera eficiente, por lo que la flexión plantar del antepié durante la propulsión se verá acortada. En consecuencia, la duración de la fase oscilante de la extremidad contralateral disminuirá también, por lo que el contacto posterior de talón de esta extremidad será más corto ya que la flexión dorsal del antepié previa no se ha producido completamente.

### 1.3. Variable de Duración del paso.

El tiempo de contacto del pie durante la deambulación en nuestro estudio ha sido de 834,58 mseg. (*DT 82,42 mseg*) de media. Esto refleja un resultado semejante a los estudios de *Michaud*<sup>(4)</sup> y *Zhu et al.*<sup>(8)</sup>, ya que para la realización de las pruebas baropodométricas, establecemos en torno a 90-110 pasos por minuto.

Con relación a posibles alteraciones del tiempo de contacto ante la existencia de una insuficiencia del 1<sup>er</sup>R, no existen estudios que refieran que el HL influya sobre la duración del paso, ya que en ese aspecto actúa la velocidad o cadencia de paso. En nuestro examen, al haber establecido una cadencia de paso de 90-110 pasos por minuto para todos los pacientes analizados, no se describen diferencias significativas en los parámetros de tiempo. En caso de no haber establecido la cadencia de paso, sí habríamos encontrado diferencias significativas, ya que son numerosos los autores que señalan su influencia sobre los cambios de presión plantar<sup>(132-135)</sup>:

Con un incremento de la velocidad de paso, está demostrado que se genera un aumento de los picos de presión.

Como ejemplo, encontramos un estudio realizado por *De Cock et al.*<sup>(136)</sup>, en el que señalan que el incremento de la velocidad del paso genera un aumento de presiones soportadas a nivel del talón, las columnas metatarsales central y medial

y en los dedos, del mismo modo que la presión a lo largo de la columna metatarsal lateral se ve disminuida.

## 2. HALLUX LIMITUS: LIMITACIÓN ARTICULAR Y EPIDEMIOLOGIA.

### 2.1. Flexión dorsal en 1ªAMTFh.

A partir de diversas aportaciones, el rango de flexión dorsal fisiológico que se ha de producir en la 1ªAMTF se estima mayor a 65°, según indica la bibliografía consultada.

*Joseph* <sup>(137)</sup> estableció un mínimo de 75°, *Sgarlato* <sup>(138)</sup> entre 50° y 60°, *Root* <sup>(11)</sup> entre 65° y 75°, *Gerbert* <sup>(139)</sup> entre 60° y 65° y *Munuera* <sup>(13)</sup> 70°, entre otros autores.

Nuestros resultados sobre la media de rango de FD MTFh en individuos con HLE son 50° en descarga y en aquellos con HLF son 76.33°. Estos resultados coinciden con las aportaciones de investigadores como *Aranda et al.* <sup>(103)</sup>, *Gordillo et al.* <sup>(12)</sup> o *Munuera et al.* <sup>(140)</sup>.

*Aranda et al.* <sup>(103)</sup> obtienen un valor de 48,60° (DT 8,89) tras analizar con la misma técnica en descarga a 50 sujetos con HLE.

*Gordillo et al.* <sup>(12)</sup> obtienen un rango de FD en la 1ªAMTF en descarga de 55,15° sobre sujetos con HLE.

*Munuera et al.* <sup>(140)</sup>, sobre sujetos con HLF, identifican un valor medio de 78,12° de la FD MTFh en descarga y una media de flexión dorsal de 49,95° en carga.

*Hicks* <sup>(3)</sup> fue el primer autor en establecer la relación que tiene la flexión dorsal del 1º dedo con el aumento del arco longitudinal interno, teorizando el Mecanismo de *Windlass*, indispensable para el correcto funcionamiento en el pie durante la deambulación.

Tras las aportaciones de *Hicks*, en numerosas investigaciones se ha descrito la relación que guarda la disminución del rango de movimiento en la 1ªAMTF tanto con alteraciones de la hiperpronación subtalar como del pie en sus distintos planos de movimiento <sup>(1,6,11,12)</sup>. También se ha relacionado con diversas patologías del resto del miembro inferior y del aparato locomotor <sup>(1,11,13,103,137)</sup>.

En cuanto a la incidencia del HL, no existe una evidencia bien documentada (6,12,21,22,24,36,42,141-145). Esto es debido a las diversas aportaciones sobre la etiopatogenia de la deformidad, y la interpretación radiológica y clínica de los estadios funcional, estructurado y de anquilosis (HR).

## 2.2. *El Hallux Limitus en el pie pronado y el pie supinado.*

Por diferentes motivos patomecánicos, encontramos HL tanto en pies pronados como supinados.

En lo relativo a la asociación de HL con el pie supinado o pronado, prácticamente la totalidad de los estudios consultados se centran en su asociación con la hiperpronación subtalar (10,11,13,24,25,103). Otras investigaciones mencionan la relación que guardan esta insuficiencia mecánica con la morfología característica del 1<sup>er</sup>R y los procesos artríticos que ocurren en la 1<sup>a</sup>AMTF (12,13,21,24,25,27,141,142).

A pesar de la relación que presenta el pie supinado con el HL, su estudio no ha trascendido científicamente con notoriedad hasta la actualidad. Si bien es cierto que autores como Munuera (13), Jack (43) Aranda (103) y Blázquez (24), entre otros, mencionan que el pie supinado interviene como factor etiológico en el HL, no se ha profundizado lo suficiente sobre el estudio de los mecanismos que ocurren para que en la AMTFh desarrolle esta limitación movimiento articular.

Consultando las investigaciones publicadas (21,24,25,42,103,146), nosotros no hemos encontrado referencias que determinen qué incidencia tiene el HL en el pie supinado. Probablemente esto puede ser debido a la mención de la existencia de procesos artropáticos y morfológicos en la 1<sup>a</sup>AMTF como factores causantes primarios.

Debido a las diferencias encontradas en nuestro estudio sobre el rango de movimiento metatarsofalángico entre el pie supinado y el pie pronado, sospechamos que la acción prono/supinadora de la ASA al verse asociada con otras deformidades presenten en los pies de nuestros sujetos ha generado un mayor compromiso articular a lo largo de la columna medial del antepié, y por consiguiente en la movilidad de la 1<sup>a</sup>AMTF.

Sabemos que en la etiología del HL, además de la morfología del pie, el grado de intervención de diferentes procesos artropáticos, traumáticos y anatómicos influyen (de forma directa o indirecta) en la capacidad de movimiento de la AMTFh. Por lo tanto, podemos establecer una existencia de una causalidad multifactorial.

Por tanto, creemos que resulta relevante profundizar en la relación que guarda la ineficacia del mecanismo de *Windlass* y con los cambios que sufren los tejidos musculoesqueléticos del pie.

Cuando existen momentos de hiperpronación subastragalina el mecanismo de *Windlass* es inexistente. En el caso de la supinación subtalar mantenida, la misma insuficiencia de flexión dorsal metatarsofalángica que ocurre con los momentos de pronación queda evidenciada con el mecanismo de *Windlass* “invertido o inverso”.

Desde un punto de vista mecánico, con la supinación (promovida por la inversión en las articulaciones del retropié y mediopie durante el contacto total y por la supinación del antepié durante la propulsión) el M1 no será capaz de plantarflexionar para que se produzca la flexión dorsal metatarsofalángica en el 1<sup>er</sup>R necesaria para el despegue del pie. Con esta posición descrita y añadiendo el menor de rango de movimiento articular metatarsofalángico que se mantiene durante la deambulación en el 1<sup>er</sup>R, se produce el denominado Mecanismo de *Windlass* invertido o inverso mencionado<sup>(12,15,147,148)</sup>. Esto, asociándolo a los factores etiológicos o predisponentes del HL, favorecerá a lo largo del tiempo el deterioro de los tejidos musculoesqueléticos en la AMTFh de manera progresiva e irreversible en el pie supinado igualmente.

La capacidad que tiene el pie en su adaptación al terreno viene determinada por momentos de pronación<sup>(6,13,25,104,148)</sup>. Con un predominio de momentos de supinación el pie plantar recibirá unas presiones patológicas, las cuales no podrá el pie atenuar<sup>(149)</sup>. La sobrecarga, aumentada en el pie supinado (*Tablas 24 y 25*) repercutirá sobre la estructura fisiológica de los diferentes tejidos que componen el antepié plantar, de manera los impactos se transmiten hacia las estructuras musculoesqueléticas que son más profundas (óseas y articulares). En

consecuencia, estos impactos a lo largo del tiempo impulsaran un cambio en las articulaciones del antepié, con un deterioro específico, progresivo e irreversible.

Siguiendo los principios de la “Teoría del estrés de los tejidos”, podemos justificar nuestros resultados. En los desequilibrios musculares que intervienen en el plano frontal del pie, al producirse un predominio de momentos de supinación y por consiguiente una ausencia de procesos de amortiguación, se generará un aumento del soporte de presiones (*Tablas 41 y 42*). Por lo tanto, las estructuras musculoesqueléticas superficiales y profundas del antepié se verán expuestas a un mayor estrés y/o fatiga debido al aumento de la magnitud de los impactos que recibe el pie plantar <sup>(12,15,144,147)</sup>.

Los picos de presión, combinados con los procesos degenerativos propios de la 1ªAMTF, los desbalances musculares del antepié, mediopié y retropié y las deformidades del *Hallux* (MPE, hiperextensión interfalángica, *Index plus/minus*) <sup>(13,24,42,146)</sup>, conllevaran a una situación de insuficiencia mecánica en la columna medial del pie igual de periódica que en el pie pronado.

Nuestros resultados sobre el aumento de presiones en el antepié con el predominio de momentos de supinación (*Tablas 41 y 42*) confirman tanto nuestros hallazgos como los de otros autores.

*Abbasi et al.* <sup>(149)</sup> relacionan el impacto que tiene la interacción de las FC y las FrS con la supinación del pie. Tras analizar el patrón de Pmed del apoyo unipodal producido con el descenso de superficie a 30 cm. de una plataforma de presiones de pies con “normoeje”, pronados y supinados, obtuvieron el hallazgo de que en el último grupo de estudio se soportaba un mayor pico de presión tras contactar con el suelo, cuyo valor era de mayor magnitud (40 kPa más) con respecto al resto (348 kPa [*DT ±5,50kPa*] en pie supinado, 302 kPa [*DT ±2,60kPa*] en pie pronado y 301 kPa [*DT ±4,60kPa*] en pie con normoeje). Con este aumento de apoyo, los autores vinculan al pie supinado con alteraciones de los tejidos musculoesqueléticos.

### 2.3. *Sexo*

En relación con el sexo, nosotros determinamos de inicio porcentajes similares de forma aleatoria. Por lo tanto, no podemos aportar una información precisa sobre su prevalencia.

Según la bibliografía consultada, la prevalencia del sexo en el HL varía determinando su presencia en el sexo femenino en torno a 40%<sup>(150,151)</sup>, un 50 %<sup>(143,152)</sup> o un 60-70%<sup>(36,146,153-155)</sup>.

### 2.4. *Edad*

La edad media establecida en nuestra investigación ha sido de 38,6 años. Estos datos coinciden según los criterios establecidos por *Bryant et al.*<sup>(36)</sup>, *Dananberg*<sup>(25)</sup>, *Root*<sup>(11)</sup> o *Coughlin*<sup>(42)</sup>, entre otros, los cuales sugieren que el HL se presenta en la edad adulta de forma secundaria, asociándole alteraciones morfológicas y/o biomecánicas. La edad media varía en función del proceso evolutivo de la limitación articular en la 1ªAMTF.

Según *Becerro et al.*<sup>(66)</sup> y *Nawoczinski et al.*<sup>(156)</sup> la edad media para estadios iniciales y moderados de HL se encuentra en torno a los 30 años, mientras que *Gordillo et al.*<sup>(12)</sup> y *Welsh et al.*<sup>(157)</sup> la establecen hacia los 40 años. Para los estadios más avanzados, *Drago et al.*<sup>(22)</sup>, *Calvo*<sup>(146)</sup> y *Ronconi et al.*<sup>(154)</sup> establecen que varía entre los 45 y 60 años.

El HL, en sus estadios funcional y estructurado, se presenta en la edad adulta, con una correlación de la degeneración articular y la edad<sup>(23,31,26,146,158)</sup>. En función de la intervención de los procesos degenerativos sobre la AMTFh y factores causantes, su incidencia será menor en edades próximas a 30 años, en torno a un 2%<sup>(36,42)</sup>. Conforme la edad de la población va siendo mayor este porcentaje se verá incrementado<sup>(23,31)</sup>, obteniendo valores cercanos al 50%<sup>(33,36,142)</sup>, y presentándose como estadios avanzados y/o de anquilosis (HR).

*Anderson et al.*<sup>(159)</sup>, en el 2018 establecen de una manera más precisa que la incidencia del HL varia del 20 al 48% en adultos mayores de 40 años, añadiendo el condicionante de la evolución específica en cada sujeto: en función de la progresión de los cambios de los tejidos musculoesqueléticos, la rigidez articular,



los procesos inflamatorios y sintomáticos este porcentaje variará con el paso del tiempo.

Creemos relevante mencionar que para evitar errores sobre la epidemiología de la edad no se debe recoger una muestra de población con un amplio margen de edad, con el objeto de sesgar los resultados.

### 3. MODIFICACIONES EN LA CINÉTICA Y CINEMÁTICA DEL *HALLUX LIMITUS* POR MEDIO DEL TRATAMIENTO ELABORADO.

#### 3.1. *La Ortesis plantar.*

Con el tratamiento realizado a los sujetos de nuestra investigación se producen cambios en el patrón de las variables de PMax, de Pmed, de Tcon en el antepié y una redistribución de las fases de contacto del talón, apoyo total y propulsión (*Tabla 41*), confirmando la efectividad de esta opción terapéutica.

	Sin Tto.	Tto. Inicial	15 días	6 meses
<b>Fase Talón (%)</b>	14.11	21.07	23.92	23.10
<b>Fase Contacto total (%)</b>	58.98	49.43	46.33	47.67
<b>Fase Propulsiva (%)</b>	26.91	29.51	29.75	29.23

*Tabla 38.* Evolución de las fases de contacto (%) durante el tratamiento realizado.

Actualmente existen abundantes artículos en la literatura que apoyan la elección de las OP para tratar, corregir y/o controlar las lesiones y alteraciones derivadas del mal apoyo y biomecánica que sufre el pie. En gran medida esto se debe a la exhaustiva evaluación de los diseños de estudio <sup>(12,103,160)</sup> y la objetividad en la selección de las características de las OP <sup>(12,13,25,160-162)</sup>.

Como ejemplo encontramos un estudio publicado en 2020 por *Fung et al.* <sup>(160)</sup>, en cuya investigación justifican la utilidad de las OP primera opción en el *Hallux Limitus*. La investigación consistió en la realización de un análisis baropodométrico y dos cuestionarios, sobre la funcionalidad del pie y de Escala Visual análoga de 10 puntos con el objeto de determinar la percepción del dolor

pre y post-tratamiento ortopodológico. Los autores certifican la idoneidad del uso de OP tras encontrar resultados satisfactorios en las pruebas realizadas: sobre los 19 sujetos evaluados, se encontró un aumento de la capacidad del soporte de presión en la 1ªAMTF en todos ellos y una mejoría de la función y dolor del pie sobre 18, de los cuales 12 sujetos refirieron una resolución completa del dolor una vez finalizado el estudio.

Además, consultando lo publicado, hemos encontrado investigaciones en las que se le resta importancia a la efectividad de las OP. Tras analizar los argumentos que exponen los autores apreciamos un desconocimiento sobre los principios básicos de la OP, así como los criterios de elección terapéutica que tiene.

*Grim et al.*<sup>(163)</sup>, que en 2019 comparan la efectividad de la terapia manual con respecto a las OP, concluyen que en la fascitis plantar esta opción quiropráctica terapéutica resulta más eficaz que el tratamiento ortopodológico y la opción de la combinación de ambas terapias. Tras analizar un total de 63 sujetos, repartidos de forma equitativa en tres grupos de tratamiento (tratamiento manual, tratamiento con OP y tratamiento combinado de OP y terapia manual), los autores determinan, tras interpretar los resultados obtenidos de la Escala de valores de la Sociedad Americana de Pie y Tobillo (AOFAS-AHS) y la Escala de dolor y función del pie (FPFS) elaboradas a cada sujeto, que la terapia manual resulta más eficaz para la resolución de la patología con respecto al tratamiento combinado y de OP. A pesar de que indiquen que las OP adaptadas son personalizadas a partir de la medición de la huella plantar del pie, hemos podido confirmar que el scanner empleado realiza una medición 2D, a partir de la cual no resulta posible elaborar una OP (anatómica en material de EVA de diferentes densidades) de las características que mencionan. Por lo tanto, creemos que los datos que aportan no nos son fiables completamente.

Un estudio realizado por *Ho y Baumhauer* en 2017<sup>(164)</sup> refiere que el tratamiento conservador por medio de las OP resulta efectivo en estadios iniciales en torno al 50% de los casos con HL, del mismo modo que recomienda su uso como terapia coadyuvante en ciertas ocasiones tras procedimientos quirúrgicos. Para estadios iniciales de HL indican queilectomías (centrados en eliminar el exceso de osteofitos producidos), en fases más avanzadas osteotomías, artroplastias, repavimentación quirúrgica o prótesis, y en estadios en proceso de anquilosis

recomiendan artrodesar la 1ªAMTF. La enorme variabilidad existente en las opciones de tratamiento se debe al enfoque inicial del especialista que se enfrenta a esta patología; así por ejemplo, cuando se refieren a la deformidad del HL en estadios muy avanzados, en los que la gran limitación de movimiento articular y la sintomatología presente requieren tratamientos más agresivos, se opta por la opción quirúrgica.

Es a partir de los años 80, cuando la percepción sobre los efectos de los tratamientos ortopodológicos fue cambiando en una parte de comunidad médica y científica. Todo esto fue gracias al descubrimiento de nuevas teorías y perspectivas biomecánicas<sup>(6,11,13,165)</sup>, como la del “Eje rotacional”<sup>(73)</sup>, o la “Teoría del estrés de los Tejidos”<sup>(14)</sup>, entre otras. Además, el diseño de nuevos sistemas de exploración<sup>(71)</sup> y el desarrollo de protocolos de análisis clínico junto a nuevos diseños de OP<sup>(2,11,13,14,27,40)</sup> permitieron un mayor avance en este cambio de perspectiva.

No obstante, actualmente el conjunto de la comunidad científica no concibe del mismo modo los efectos y la funcionalidad de las OP. Recientemente, en el 2013, *Van der Zwaard et al.*<sup>(166)</sup> han señalado las diferencias interpretativas que existen entre distintos profesionales que manejan clínicamente el pie, destacando que la comunidad podiátrica emplea procedimientos exploratorios y diagnósticos diferentes a especialidades como traumatología, medicina general, fisioterapia, etc.

La manera de interpretar cómo el funcionamiento del pie se altera durante su biomecánica y apoyo condicionara en gran medida la selección y la idoneidad de unas características concretas en la OP. Para entender la elección de diseño de la OP hay que atender a las alteraciones que sufren las estructuras anatómicas desde el punto de vista cinético y cinemático.

Para poder entender la utilidad de la OP primero hay que establecer un concepto preciso que sea capaz de describir las cualidades y características que la define.

El Diccionario médico Ilustrado *Dorland*<sup>(167)</sup> define la OP como “*un dispositivo ortopédico para soportar, alinear, prevenir o corregir deformidades o mejorar la función de partes móviles del cuerpo*”.

Una definición que refleja la utilidad de la OP es la que aporta Kirby<sup>(2,15)</sup> refiriéndola como un “dispositivo medico colocado en el interior del calzado que está diseñado para alterar las magnitudes y patrones temporales de las fuerzas de reacción que actúan sobre el aspecto plantar del pie, permitir una función más normal del pie y de la extremidad inferior y disminuir las fuerzas patológicas sobre los componentes estructurales del pie y de la extremidad inferior durante las actividades de carga”.

Nuestra aportación se asemejaría a la de Kirby, por ser de las definiciones más completas que existen en la actualidad. Nosotros la ampliamos, considerando la OP como un producto sanitario elaborado a la medida del pie plantar que se incorpora en el calzado, cuya eficacia radica en una redistribución de las presiones patológicas y del tiempo de contacto, y en los cambios que se generan en la actitud mecánica de pie y tobillo gracias a la interacción de fuerzas ocurrida durante el apoyo, (deambulación o gesto deportivo).

### 3.2. Posteados de antepié: Cut-out, Kinetic wedge y Extensión de Morton.

Los posteados de *Cut-out* y *Kinetic wedge* tienen como objetivo generar un mayor deslizamiento de M1 sobre el rodete glenosesamoideo, facilitando una estabilidad en los planos sagital y transversal de la 1ªAMTF y una redistribución de las presiones plantares a lo largo de la columna metatarsal medial<sup>(66,157)</sup> (**Tabla 44**). En consecuencia, el rango de movimiento de dorsiflexión metatarsofalángica se verá aumentado y se conseguirá lo siguiente:

	Sin Tto.	Tto. Inicial	15 días	6 meses
<b>Tcon (mseg)</b>	612.10	709.02	722.71	703.35
<b>Pmed (kPa)</b>	65.54	107.15	123.65	118.27
<b>PMax (kPa)</b>	128.60	189.12	212.49	209.02

**Tabla 39.** Evolución de las variables en la cabeza de M1 durante el tratamiento.

Con el aumento del Tcon, PMax y PMed que sufre la cabeza de M1 determinamos que por la acción de los posteados seleccionados para nuestro estudio se consigue trasladar el centro corporal de cargas hacia la columna medial metatarsal. Con este desplazamiento de las FC la 1ªAMTF resultara más funcional generando un mayor rango articular durante la carga.

En el caso de la Extensión de *Morton*, el objetivo se ha centrado en producir un aumento de las FrS a lo largo del 1<sup>er</sup>R <sup>(63,143)</sup>, ya que por la disminución de movimiento articular, el M1 es incapaz de plantaflexionar lo necesario para ayudar a que el 1<sup>er</sup> dedo dorsiflexione. Incorporando entre 3 y 5 mm de este posteo, conseguimos que la superficie de contacto en el 1<sup>er</sup>R se eleve y, por lo tanto, su funcionalidad se vea aumentada <sup>(63,143)</sup>.

Las investigaciones encontradas respecto al uso de estos posteados han sido escasas. Lo publicado se centra en el análisis de los cambios cinéticos y cinemáticos que se producen en el pie y/o en diferentes áreas anatómicas del resto del aparato locomotor. No obstante, no hemos encontrado investigaciones que evalúen la funcionalidad de estos 3 posteados sobre el 1<sup>er</sup>R desde el punto de vista baropodométrico. En referencia al *Kinetic wedge*, a pesar de quedar claras las bases teóricas aportadas por *Dananberg* <sup>(25)</sup>, su promotor, existe una menor evidencia científica relacionada con su evaluación práctica.

Parte de la bibliografía encontrada se centra en el análisis de los efectos de las OP sobre la sintomatología que acompaña al HL en sus distintos estadios <sup>(143,144)</sup>. Estos avalan los hallazgos encontrados en nuestra investigación, confirmando que el tratamiento seleccionado es efectivo en el control del dolor.

*Grady et al.* <sup>(143)</sup>, tras realizar un seguimiento de 7 años sobre sus sujetos de estudio determinaron que la efectividad del posteo de la Extensión de *Morton* se mantiene en torno a un 47% del control total de la sintomatología dolorosa que viene acompañada al HL. Contrastando con nuestra investigación, podemos confirmar el control de la sintomatología sobre los sujetos tratados que presentaban dolor a la movilización metatarsfalángica dado que no se describen diferencias estadísticamente significativas durante la evolución del tratamiento con respecto a los sujetos asintomáticos.

*Chang y Camasta* <sup>(144)</sup> en el 2001 refieren que el uso del *Cut-out* en el estadio de HLF y la Extensión de *Morton* en el estadio de HLE y HR mejoran la sintomatología, sin encontrar evidencias en los cambios de la movilidad articular de la 1<sup>a</sup>AMTF. Compartimos la misma conclusión sobre el control de la sintomatología (al igual que ocurre con *Grady et al.*), sin embargo, discrepamos en lo relacionado al aumento de la movilidad articular. A pesar de no valorar la flexión dorsal de la AMTFh en nuestra investigación, los resultados que obtenemos

sobre el aumento de presiones soportadas a lo largo de la cabeza de M1 nos confirmarían el aumento de funcionalidad sobre el 1<sup>er</sup>R, por lo que concluimos que sí se genera un aumento de la movilidad metatarsofalángica.

Otras investigaciones analizan los cambios cinemáticos producidos en el pie y el aparato locomotor tras incorporar los posteados <sup>(65-67,156,168)</sup>, compartiendo con nuestro trabajo los hallazgos del aumento de funcionalidad que sufre la columna metatarsal medial.

Becerro *et al.* <sup>(66)</sup>, en 2014, analizaron los cambios que se producen durante la deambulaci3n en el HL y en las distintas articulaciones del aparato locomotor mediante el uso del *Cut-out* a trav3s del sensor cinemático *3Space Fastrack*®, observaron resultados estadísticamente significativos en la flexi3n plantar ( $p=0,001$ ) y aducci3n ( $p=0,031$ ) del M1. Tras ello, concluyeron que el *Cut-out* promueve el aumento de la flexi3n dorsal en la 1<sup>a</sup>AMTF y un aumento de 2° sobre el ángulo de declinaci3n del M1 en su plano transverso. En base a las conclusiones que se establece en esta investigaci3n, relacionamos con nuestro estudio los cambios que se producen en los valores de presi3n y Tcon a lo largo del M1.

En el 2016 Gordillo *et al.* <sup>(168)</sup> evidencian el efecto que tiene la Extensi3n de *Morton* sobre el aumento de la FD 1<sup>a</sup>AMTF. A partir de los resultados obtenidos, los autores aprecian un aumento de 4,5° en la flexi3n dorsal en la 1<sup>a</sup>AMTF en pies tratados con OP con este posteoado con respecto a sujetos tratados con OP a medida sin modificaciones sobre el antepié. Nosotros no podemos confirmar el rango articular ganado por la AMTFh con el tratamiento elaborado, sin embargo, el hecho de que nuestros resultados describan un aumento en los valores de PMax, Pmed, Tcon e IntP/t en el 1<sup>er</sup> dedo y la cabeza de M1, se confirma una mejora en la funcionalidad del 1<sup>er</sup>R, y por consiguiente un aumento del rango de flexi3n dorsal de su AMTF.

*Nawoczinski y Ludewig* <sup>(156)</sup>, que analizan los efectos del *Kinetic wedge* en el HL, evaluaron dos variantes terapéuticas con este mismo posteoado: un diseño de OP con *Kinetic wedge* y soporte del arco longitudinal interno y otro con *kinetic wedge* y posteoado de retropié. Por medio de un sistema electromagnético de análisis de movimiento tridimensional, analizaron la deambulaci3n patológica de los sujetos y fue comparada aplicándoles los dos tipos de OP. Con ello apreciaron que se describi3 un aumento significativo de la FD AMTFh (entre 38° y 40°). En base a sus

resultados, los autores concluyen que la cuña cinética aumenta la funcionalidad del 1<sup>er</sup>R, y determinan que con la aplicación conjunta del arco longitudinal interno se consigue un aumento del ángulo de declinación de M1, mejorando su plantaflexión. Contrastados nuestros resultados con la información que aportan los autores sobre este diseño de OP, dando soporte al arco interno y adaptando el *kinetic wedge* podemos relacionar el aumento del rango de FD en la 1<sup>a</sup>AMTF con el aumento obtenido en las variables de Pmax, Pmed y Tcon de M1.

Sin embargo, *Rambarran et al.* <sup>(65)</sup> refieren una baja efectividad del *Kinetic wedge*. Tras incorporar dos diseños de OP (una con este posteo y la otra sin él), observaron los cambios que se producía en el desplazamiento anterior del tronco durante la deambulación, concluyendo que no se producían diferencias significativas entre ambos tratamientos (OP con *Kinetic wedge*: 85,5° de desplazamiento anterior del tronco, OP sin *Kinetic wedge*: 85,2°). El motivo podemos encontrarlo en la metodología, ya que determinan un tiempo de 30 minutos de uso de las OP para evaluar los cambios anatómicos. Para que los efectos de este tratamiento ortopodológico se puedan apreciar a nivel postural durante la marcha, será necesario un mayor tiempo de uso de estas OP, tal y como concluyen los autores tras la investigación realizada.

En el 2018, *Nyska et al.* <sup>(169)</sup>, en su propósito de evaluar los efectos de dos posteados de antepié en el control de las anomalías de la eversión del retropié y la rotación tibial interna, analizaron los cambios que se describían en la cinemática del miembro inferior. Incorporando por una parte dos posteados mediales en el 1<sup>er</sup>R, prolongados hasta la falange distal del 1<sup>er</sup> dedo (grosor de 2 y 4 mm) y por otra dos posteados laterales (del mismo grosor) sobre el M5 hasta la falange distal del 5<sup>o</sup> dedo, apreciaron que con la corrección medial se producía un aumento en la rotación tibial externa y en la inversión de retropié con respecto a la corrección lateral. Además, con este primer tratamiento, siendo de mayor grosor, se producía una mayor inversión en el retropié durante la fase propulsiva. Compartimos el aumento de funcionalidad que adquiere el 1<sup>er</sup>R, que genera una mejora del mecanismo de *Windlass* con la extensión de Morton incorporada en las OP.

### 3.3. Otras opciones de tratamiento.

Hemos de reconocer que la elección terapéutica de las OP no es la única. Gran mayoría de estudios consultados se centran en analizar los beneficios clínicos que tiene el tratamiento quirúrgico desde el estadio 1<sup>(156,170,171)</sup> hasta el más avanzado, el HR<sup>(36,172-175)</sup>, describiendo técnicas quirúrgicas de lo más conservadoras posibles, tales como sinovectomias, capsulotomias o liberaciones tendinosas, hasta de lo más agresivas, como las osteotomías falángicas y/o metatarsales, artroplastias de interposición, artrodesis o prototización de la AMTFh. Cabe destacar que el estadio 2 es el que crea mayor controversia<sup>(6,21,22,105,154,176,177)</sup> en cuanto a las opciones quirúrgicas, ya que en función de su evolución patomecánica y radiológica, se le puede atribuir diferentes algoritmos de tratamiento quirúrgico<sup>(178)</sup>.

Además de la ortopodológica y la quirúrgica, existen otras opciones de tratamiento: la terapia física<sup>(179-181)</sup> y las infiltraciones<sup>(178,182,183)</sup>. Según las publicaciones consultadas, interpretamos que no son del todo efectivas ya que solo controlan de manera esporádica la sintomatología dolorosa total o parcialmente.

En el campo de las infiltraciones, encontramos cierto debate. Mientras que existen autores que refieren la efectividad de la inyección de corticoides<sup>(178,182,184,185)</sup> hemos de tener en cuenta que este fármaco se emplea como paliativo en el HL con inflamación (artritis) y degeneración articular, por lo que con la inexistencia de un efecto de regeneración tisular y/o de una promoción del aumento de movilidad articular, la progresión de los deterioros musculoesqueléticos implicados en el HL seguirá su curso.

Las infiltraciones con efectos de regeneración tisular, tales como sustancias colágenas y biorreguladores carecen de una clara evidencia científica en el abordaje articular de una lesión. El ác. hialurónico y los factores de crecimiento son tratamientos que no se emplean como primera opción, ya que por su coste se prefiere agotar todas otras vías conservadoras más accesibles. Además hay que señalar que los resultados y evolución dependerán de cada paciente (la sintomatología, el deterioro articular, nivel de actividad, etc.)<sup>(186-190)</sup>.

En la terapia física, aunque existan publicaciones que defienden su indicación combinada con el uso de OP<sup>(178,180)</sup>, los autores consultados relatan la



eficacia que tiene como tratamiento sintomático y funcional de la 1ªAMTF, pero no podemos confirmar la fidelidad de los argumentos. Contrastando el diseño y la metodología de investigación realizadas podemos resaltar la falta de precisión con la que desarrollan la investigación, el pobre volumen de muestra y la ausencia de justificaciones del aumento de movilidad en la 1ªAMTF <sup>(179-181,192,193)</sup>.

En 2007, *Brantingham et al.* <sup>(181)</sup> elaboraron un estudio sobre la efectividad que tienen las manipulaciones quiroprácticas en el 1ºR y la crioterapia con el objeto de conseguir un alivio de la sintomatología asociada y un aumento de la movilización gradual en la 1ªAMTF sobre un sujeto. Aunque concluyan que tras un tratamiento de 5 meses un éxito en el alivio total de la sintomatología y la mejora de la movilidad articular, los argumentos nos resultan escasos: no mencionan el método de tratamiento, el protocolo establecido, el número de sesiones necesarias ni el cuantifican el rango de movimiento articular recuperado.

*Shamus et al.* <sup>(193)</sup>, en el 2004, prestan relevancia a la manipulación del sistema musculoesquelético del 1º frente al tratamiento físico. Tras 6 semanas de tratamiento compararon los resultados del tratamiento fisioterápico (termoterapia, electroterapia y ultrasonidos) y físico (estiramiento isquiosural, ejercicios potenciación) en 10 sujetos y los resultados de este mismo tratamiento combinado con terapia manual (potenciación flexores 1ºdedo, movilización sesamoidea y entrenamiento de la marcha) en otros 10 sujetos, encontrando una mejoría sobre la movilidad articular y corrección del patrón de la marcha. Sin embargo los autores no mencionan la necesidad de mantener unas revisiones periódicas para conseguir que este aumento de movilidad se mantenga en el tiempo. Una de las premisas que ha de existir en la “efectividad terapéutica” es la de ofrecer al paciente en el menor periodo de tiempo su mayor independencia física, y con esta opción terapéutica entendemos que no es posible que se realice.

Por todo ello, nosotros no hemos añadido a la terapia con OP ningún tipo de tratamiento fisioterápico ni de tipo infiltraciones. Así mismo, es evidente que no hemos realizado gestos quirúrgicos asociados, aunque sí hemos tratado con OP enfermos intervenidos previamente, que obviamente no han sido incluidos en este estudio, con objeto de evitar sesgos en la metodología y resultados.

#### 4. RELACIÓN DE LAS VARIABLES BAROPODOMETRICAS CON EL RESTO DE VARIABLES ANALIZADAS EN EL ESTUDIO.

Teniendo en cuenta que el objetivo terapéutico de las OP aplicadas en todos los sujetos coinciden en el control de las alteraciones en la articulación subtalar, la estabilización de la PRCA, y en la promoción de la dorsiflexión del 1<sup>er</sup> dedo, la evolución de las variables baropodométricas mantienen una evolución semejante. En función del estadio de HL, el diagnóstico asociado y el IMC, algunas han descrito diferencias significativas entre sí, las cuales comentaremos a continuación.

Cabe destacar que no se han encontrado estudios como el nuestro que evalúen y determinen las diferencias de estas variables por grupos de diagnóstico asociado como los establecidos en esta investigación.

##### 4.1. *Hallux Limitus Funcional y Hallux Limitus Estructurado.*

Con la distinta evolución que sufre la Pmed en función de tener asociado un HLF y un HLE, postulamos que es debida a la pérdida de la capacidad de resistencia de la OP para promover el aumento del rango de movilidad de la 1<sup>a</sup>AMTF y la redistribución del patrón de presiones en el antepié.

La redistribución de las presiones plantares vienen determinadas por la posición de los elementos óseos que adquieren en el espacio. Cuando se produce un movimiento articular más limitado durante la propulsión en la AMTFh, por la existencia de cierta rigidez, el resto de las articulaciones del pie (AMDT, ASA, ATPA, ACCu) sufrirán cambios en su biomecánica y, en consecuencia, promoverán compensaciones en la distribución de presiones plantares.

Por la limitación articular que sufre el HLE, la finalidad del uso de la extensión de Morton es la de aumentar las presiones bajo la cabeza de M1 y del 1<sup>er</sup> dedo <sup>(143,168)</sup> acelerando a la vez el momento de contacto del 1<sup>er</sup>R <sup>(63,143,168)</sup> con la suplementación ortésica (tras acercar la superficie del suelo a su zona de contacto plantar). Con ello se consigue promover el mayor rango de movimiento que permite la articulación.

Nuestra premisa sobre la disminución de la capacidad correctiva y control ortésico favorecido por la patomecánica característica del HLE y las deformidades asociadas podemos contrastarla con otras investigaciones<sup>(14,144,168)</sup>.

Grady *et al.*<sup>(143)</sup> determinaron que la OP perdía eficacia en estadios avanzados del HL, debido a su imposibilidad de generar un mayor rango de movimiento articular. Tras evaluar resultados de este tratamiento y el quirúrgico sobre 772 pacientes con HL en sus diferentes estadios, establecieron que la incongruencia articular de la 1ªAMTF decide sobre la funcionalidad del 1ºR, por lo que interpretamos que la capacidad y resistencia de las OP en el cambio del patrón de presiones y del tiempo de contacto del antepié plantar dependerá del nivel de corrección. Los autores concluyen que en estadios avanzados los tratamientos ortopodológicos no son capaces de generar un mayor rango de movimiento, por lo que el efecto de las OP resulta escaso. Además, relacionan los 581 sujetos con MPE, *Index plus* e hiperpronación subastragalina como factores etiológicos, y que por tanto actúan como condicionantes principales en la progresión de la deformidad.

Gordillo *et al.*<sup>(168)</sup> tras evaluar el posteo de la extensión de *Morton*, concluyeron el efecto positivo que tiene sobre el aumento del rango de movimiento en la 1ªAMTF. Esta demostración la compartimos deduciendo que sin producir una mejora ortopodológica en la completa movilidad articular de la 1ªAMTF, la deformidad del HL se mantendrá estable en el tiempo y con ello el cese de la evolución del proceso degenerativo asociado.

Las limitaciones que podemos encontrar en el tratamiento realizado se pueden deber tanto a un deterioro progresivo y acelerado en los niveles de corrección ortésica como a una falta de control terapéutico inicial. En nuestro caso, tras haber encontrado solamente cambios significativos - con disminución del control- de la Pmed durante el tratamiento, establecemos que las OP han sufrido un desgaste prematuro en el grupo de estudio con estos cambios.

Con la ausencia de una completa flexibilidad articular en la AMTF<sub>h</sub>, la OP se somete a un mayor estrés en el intento de controlar la patomecánica característica del HLE. Tanto los materiales de armazón como el posteo soportan mayores fuerzas de tensión y de carga con lo que sus propiedades físicas

sufrirán un deterioro más temprano<sup>(14)</sup>. Con todo esto los efectos de la OP en la promoción de la flexión dorsal del 1<sup>er</sup>dedo se irán alterando en el tiempo.

#### 4.2. *Diagnostico según las patologías asociadas.*

Según observamos en la *gráfica 5 y 6* (en el apartado de Resultados) la diferente tendencia que describe la variable del diagnóstico del AMTS durante el uso de OP. Esto nos permite determinar que la causa se debe a la ausencia de corrección ortésica del acortamiento de la musculatura del tríceps sural en los sujetos tratados con AMTS.

El número de investigaciones no es abundante, pero la asociación del HL con el acortamiento de la musculatura del tríceps sural está documentada<sup>(74,104,194,195)</sup>. Sin embargo, en el resto de los diagnósticos asociados analizados durante nuestra investigación nos encontramos con escasez de estudios.

Los dos gastrocnemios y el soleo intervienen de forma pasiva y activa en las articulaciones del pie y tobillo en el plano sagital<sup>(1,6)</sup>. En el momento del contacto del talón (acción pasiva) facilitan la dorsiflexión del tobillo juntamente con la desaceleración muscular del compartimento anterior de la extremidad, con el objeto de que la fase de contacto total se mantenga estable. A continuación, se encarga de acelerar la flexión plantar del tobillo (acción activa) para que el pie avance sobre sí mismo durante las fases de contacto total y de la propulsión.

Con el acortamiento del tríceps sural se produce una disminución de la fase de contacto del talón por el aumento del tiempo e intensidad de su capacidad contráctil, con lo que, en consecuencia, la fase de contacto total aumenta. En condiciones fisiológicas, con el contacto del talón las articulaciones del mediopié y el antepié tienen el tiempo suficiente para disponerse estables y congruentes y que la mecánica del pie y el mecanismo de *Windlass* ocurran con normalidad. Por lo que las alteraciones del acortamiento del tríceps sural en esta fase influirán directamente sobre la funcionalidad del 1<sup>er</sup>R, el tiempo, la magnitud y el patrón de las presiones plantares del antepié. Con esto, se produce una tensión mantenida en la fascia plantar y en consecuencia el denominado mecanismo de *Windlass* "invertido" (con una flexión plantar de la 1<sup>a</sup>AMTF), ya que durante la propulsión no ocurre una efectiva plantaflexión del M1.

Aunque no existan publicaciones sobre las relaciones baropodométricas del HL con el acortamiento del tríceps sural, podemos extrapolar esta información con la bibliografía encontrada que analiza las repercusiones de la limitación de movimiento de la articulación talocrural con la flexión dorsal de la 1ªAMTF<sup>(194, 195)</sup>.

En el año 2000, Carlson *et al.*<sup>(194)</sup> sobre 8 muestras cadavéricas demostraron la relación que guarda la disminución del rango de flexión dorsal de la AMTFh con la flexión plantar mantenida del tobillo en el aumento de tensión que sufre la fascia plantar. En su estudio, que consistió en la medición de la tensión de la fascia plantar tras aplicar - mediante una maquina hidráulica - una fuerza de tracción de hasta 500 *Newton* a nivel del tendón de Aquiles con cuatro ángulos distintos en la 1ªAMTF (0°, 5°, 30°, 45°), apreciaron que el aumento de tensión sufrida por la fascia plantar tras aumentar progresivamente la flexión dorsal metatarsofalángica y la tracción del tendón de Aquiles era mayor de forma significativa.

Cheng *et al.*<sup>(196)</sup>, en el 2008, con el interés de indagar en nuevos enfoques terapéuticos para el estirar la fascia plantar, confirmaron la investigación de Carlson *et al.*<sup>(194)</sup>. Mediante un sistema tridimensional midieron la tensión fascial tras dorsiflexionar la AMTFh 15°, 30° y 45° con diferentes magnitudes de fuerza (100, 200, 300 400 y 500 *Newton*) sobre el tendón de Aquiles, con lo que observaron un aumento de la concentración de estrés a lo largo de la tuberosidad medial calcánea y en la fascia medial, bajo el 1ºR.

Una investigación realizada por Alfaro *et al.*<sup>(78)</sup> señalan la relación que tiene el acortamiento del musculo tríceps sural con el HLF. Tras realizar las mediciones, en 3 ocasiones, del rango de movimiento del tobillo (mediante el Test de *Lunge*) y la valoración de la flexión dorsal de la 1ªAMTF (mediante el Test de HLF), establecieron la relación directa que tiene la limitación de flexión dorsal del tobillo con la limitación de movimiento metatarsofalángico. (30,84° ±2,820° en el grupo experimental, 34,92° ±1,93° grupo control).

Maceira<sup>(104)</sup> también relaciona el HLF con el acortamiento de la musculatura los gastrocnemios. El autor refiere que tras liberar quirúrgicamente la tensión de los gastrocnemios se consigue una mejoría en el rango de movilidad de la 1ªAMTF, así como en la sintomatología que pudiera presentar durante su biomecánica.

Vinculando las alteraciones musculoesqueléticas del pie con el HL, un estudio publicado por los autores Aranda *et al.*<sup>(103)</sup> en el 2014, evalúan y relacionan

directamente la disminución del rango de movimiento metatarsofalángico con la patología de la fascitis plantar - en el pie neutro, pronado y supinado - en el que evidencian una relación directa del HL con la tensión mantenida a nivel de la fascia plantar. Tras el trabajo realizado, en el que analizan un total de 100 sujetos, 50 en el grupo experimental (con fascitis plantar) y otros 50 como grupo control, observaron diferencias significativas en la medición goniométrica de la flexión dorsal entre ambos grupos, con una media de  $48,60^\circ$  (*DE 8,89^\circ*) sobre el grupo experimental y de  $70,86^\circ$  (*DE 9,52^\circ*) en el grupo control.

*Gatt et al.* <sup>(129)</sup> evidencian la relación que guarda el rango de movilidad de flexión dorsal en la 1ªAMTF (por medio de la maniobra clínica de *Hubscher*) con la pronación subtalar. Los autores, que analizaron un total de 30 sujetos con una flexión dorsal menor a  $12^\circ$  en carga, los dividieron en dos grupos de estudio en función del componente de pronación según los criterios del FPI. Tras analizar los resultados obtenidos, apreciaron diferencias significativas entre los sujetos con mayor componente de pronación.

La identificación de las anomalías podológicas que acompañan al HL será indispensable para que tratamiento ortopodológico nos resulte adecuado y efectivo en el tiempo. El hecho de no acomodar (mediante el uso de una talonera) la patología del AMTS, la patomecánica que interviene en la clínica del HL no ha sido contenida, con lo que la OP ha perdido su efectividad en el tiempo. No hemos diferenciado una OP para el AMTS ya que nuestro interés se ha centrado en el análisis del comportamiento patomecánico del 1<sup>er</sup>R tras la aplicación de un mismo tipo de OP en todos nuestros sujetos.

#### 4.3. IMC.

Según lo publicado en el estudio del IMC, encontramos diferentes perspectivas de análisis de esta variable, la cual es menospreciada o confundida por el peso.

Hemos encontrado investigaciones <sup>(112,197)</sup> en las que se indica que el peso actúa como un factor determinante en los valores presión de las zonas del antepié o el pie en general. Añadiendo el factor de la edad como precursor del deterioro

de los tejidos musculoesqueléticos, Menz y Cols. <sup>(34)</sup> establecen que el peso adquiere un mayor papel en los cambios de los picos de presión en el antepié.

En presencia de procesos patológicos, la opinión es variada. Para *Payne* et al. <sup>(35)</sup> el peso, más que actuar directamente en los picos de PMax y Pmed, interviene como factor de la integral P/t exclusivamente en el talón de pacientes diabéticos. *Cavanagh* et al. <sup>(198)</sup> no asocian el peso a la variabilidad de presiones.

Curiosamente, *Martínez* <sup>(68)</sup> observa que el IMC y el peso actúan como factores independientes en el antepié. Mientras que el peso interviene en el patrón de presiones de las cabezas de M4 y M5 y de los dedos menores (presenta una correlación alta), el IMC actúa de una manera secundaria (ya que presenta una correlación baja) en las presiones de la cabeza de M3.

Tras nuestros hallazgos sobre el IMC estadísticamente no podemos determinar una relación directa con la variación de las variables baropodométricas durante el tratamiento elaborado. No obstante, como en otras investigaciones <sup>(85,93)</sup>, si tenemos en cuenta los resultados de los valores próximos a 0.05 de  $p$  en las variables de PMax y Pmed, determinamos que el IMC presenta una influencia secundaria sobre la PMax de la cabeza del M2 ( $p=0.056$ ), M3 ( $p=0.059$ ) y sobre la Pmed de la cabeza del M3 ( $p=0.052$ ).

## 5. DISCUSIÓN SOBRE LA METODOLOGÍA LLEVADA A CABO EN LA INVESTIGACIÓN.

### 5.1. *Muestra y protocolos establecidos.*

El volumen de muestra poblacional seleccionado, en comparación con otros estudios <sup>(36,67,68,197,198)</sup>, reporta un número notable de casos con respecto al cómputo de lo publicado hasta la actualidad, con un total de 50 casos.

Los estudios que se centran en el tratamiento conservador del HL, la edad media de los sujetos oscila entre los 25 y 40 años, reflejando similitudes con nuestra investigación (38 años). En los casos quirúrgicos, la edad media se encuentra en torno a los 50 años <sup>(22,146,151,152,154,155,183)</sup>.

Respecto al tiempo de seguimiento, hemos establecido los 6 meses como tiempo suficiente para poder valorar la efectividad de las OP. Según los trabajos consultados, hemos encontrado un rango de tiempo de seguimiento muy amplio: desde los 3 meses <sup>(183)</sup>, los 6 meses <sup>(157,168)</sup>, los 12 meses <sup>(112, 146)</sup> e incluso hasta los 24 meses <sup>(36)</sup>. Teniendo en cuenta que nuestro objetivo de tratamiento ha sido el de actuar sobre la funcionalidad del 1<sup>er</sup>R, los cambios que ha de generar la OP por medio de su diseño (materiales semirrígidos) y tipo de corrección estimamos que serían inmediatos, tal y como hemos confirmado con los resultados obtenidos.

Con respecto al tratamiento realizado, hemos creído conveniente diferenciar los posteados del 1<sup>er</sup>R por las indicaciones terapéuticas que tienen para del HLF y el HLE.

## 5.2. Métodos de medición.

### 5.2.1. Medición goniométrica.

La medición goniométrica realizada en descarga está consensuada por numerosos investigadores <sup>(10,12,13,24, 66,103,137,146)</sup>.

Contrastando la información publicada, consideramos que la medición goniométrica es una prueba sencilla en su realización, tiene un bajo coste y es de gran utilidad gracias a su alta fiabilidad <sup>(10,12,13,103)</sup>: es sencilla porque siguiendo las pautas establecidas en el protocolo de exploración se obtienen los grados de movimiento articular con el uso de un goniómetro de dos ramas. Además la evidencia nos indica unos coeficientes de correlación inter e intra explorador con valores altos <sup>(10,12,39,103)</sup> por lo que podemos calificar esta medición como prueba eficaz para el diagnóstico del HL.

*Nawoczinski et al.* <sup>(156)</sup>, en el año 1999 determinan la relación entre la medición clínica en carga y en descarga de la 1<sup>a</sup>ATMF con su movilidad articular durante la deambulación, con el objeto de establecerlas como pruebas fiables en la exploración clínica. Con los resultados obtenidos aprecian una alta fiabilidad para su uso en la exploración clínica, tras haber encontrado unos ICC semejantes (ICC de 0,99 en ambas mediciones) con el ICC del movimiento articular durante la deambulación (0,97). Además, el coeficiente de correlación de *Pearson* que



obtuvieron para ambas mediciones goniométricas es de  $0,67^\circ$  en descarga y de  $0,61^\circ$  en carga, con un valor  $p < 0,001$  en ambas mediciones.

Munuera *et al.* <sup>(41)</sup> en su estudio publicado en el 2012 en el que relacionan el HL con la disminución de la movilidad interfalángica del 1<sup>er</sup> dedo en 102 sujetos, establecieron un ICC de 0,995 en la medición goniométrica en descarga.

Más recientemente, en este mismo año, Sánchez-Gómez *et al.* justifican, comparando con otras dos mediciones (*Test de Jack* y *Test del Hallux Limitus* funcional), la alta fiabilidad que presenta la Técnica de Buell para valorar el rango de movilidad metatarsofalángica. Los autores, tras realizar las 3 mediciones sobre 44 sujetos, validan esta medición goniométrica estableciendo un ICC entre 0,928 y 0,999.

Los grados de flexión dorsal que se han de producir en la 1<sup>a</sup>AMTF durante la deambulación han de ser entre  $60^\circ$  y  $65^\circ$  <sup>(11,35)</sup>, aunque existen autores que estiman el rango de movimiento de entre los  $50^\circ$  y  $90^\circ$  <sup>(23,102,200)</sup>.

### 5.2.2. Medición baropodométrica: uso de plataforma Footwork Pro.

La funcionalidad del pie, tanto estática como dinámica se debe en gran parte a la conformación del arco interno <sup>(34,40,53,201)</sup>. Como principales puntos de apoyo se identifican el talón y metatarsianos, y en menor medida el mediopié y los dedos <sup>(2,15,34,40,202,203)</sup>.

Tal y como hemos informado en la introducción de esta tesis, los sistemas de baropodométrica electrónica nos permiten analizar de manera precisa el modo con que se distribuyen las presiones en el pie en condiciones normales y cuando existen procesos patológicos y/o lesivos. Tanto las plantillas instrumentadas como la plataforma de presiones se emplean como herramientas complementarias para el diagnóstico en la patomecánica del pie, y no como prueba diagnóstica.

En nuestro estudio hemos preferido emplear la plataforma baropodométrica. A pesar de ser una superficie inmóvil y se tenga que enseñar al sujeto a realizar el apoyo correcto, gracias al protocolo propuesto no hemos encontrado dificultades para obtener los datos de estudio. Habiendo dejado adaptada la plataforma a un banco/pasillo de marcha y debajo de una alfombra, hemos logrado que pase más inadvertida por la visión del paciente. De este modo

los sujetos, al caminar, no han buscado de forma voluntaria los apoyos del pie. Cuando la plataforma se encuentra visible para el paciente es muy frecuente que se busque el contacto del pie en ella, por lo que el registro de la huella y las presiones plantares ocurren de manera manipulada y errónea.

Las limitaciones que podemos apreciar en el uso de la baropodometría las encontramos en la falta de consenso de los protocolos de exploración y la amplia variedad de sistemas que existen. Los sensores que las plataformas contienen son más numerosos (de 2.000 a 6.000 sensores) que las plantillas instrumentadas (en torno a 64-84 sensores). Con independencia del sistema, la información que nos aportan dependerá más del *software* asociado.

De la bibliografía consultada, podemos establecer que ambos sistemas de medición se emplean para el análisis de: las presiones plantares fisiológicas y patológicas: en medicina deportiva, en pruebas pre y posquirúrgicas, en tratamientos ortésicos, protésicos, rehabilitadores, etc.

En materia de cirugía del pie, Martínez<sup>(68)</sup> emplea las plantillas instrumentadas *BioFoot* (con 64 sensores piezoeléctricos) para determinar el cambio que se produce en el patrón de presiones plantares en el antepié tras la intervención quirúrgica de 100 sujetos con HAV. La alta fiabilidad que tiene en esta investigación el uso de las plantillas instrumentadas es, en parte, gracias a los protocolos bien establecidos para su empleo: la selección de un mismo calzado en todos los sujetos de estudio y la creación de las mismas condiciones para la evaluación de la deambulación (selección de una misma área de exploración, recogida de 8 pasos y una cadencia de marcha de 90-110 pasos por minuto).

En el campo de la cirugía bariátrica, Bacha *et al.*<sup>(162)</sup> emplean el sistema de plantillas instrumentadas F-SCAN (con 85 sensores piezoeléctricos) para evaluar los cambios de presiones y de tiempo de contacto tanto en estática como en dinámica. Tras analizar la pérdida de peso de 16 sujetos transcurridos 6 meses, determinaron la gran utilidad de este sistema al observar una disminución de las FrS en antepié y retropié de manera bilateral, así como una reducción del área de contacto plantar, del tiempo de doble apoyo y de la presión máxima en el retropié de forma bilateral y el antepié izquierdo.

En el campo del Pie diabético destacamos la investigación realizada por Anjos *et al.*<sup>(202)</sup> en el que analizan con la plataforma de presiones *Footwork Pro* la

relación que puede guardar la neuropatía diabética con el patrón de presiones plantares, el tiempo de contacto y los desbalances de presión que pueden ocurrir entre ambos pies. Sobre 18 pacientes, diferenciándolos según el IMC, apreciaron un mayor índice de presiones dinámicas en el antepié durante la deambulación y un desplazamiento del CoM hacia la extremidad que más presión soporta durante la postura estática. Además establecieron que, durante la deambulación, en base al aumento de presiones que sufre el pie de la extremidad dominante se produce un aumento del tiempo de contacto, ya que la velocidad de paso se encuentra más ralentizada.

Otro ejemplo del uso de la baropodometría como medición clínica en el Pie diabético lo encontramos en el estudio publicado en 2013 por Zequera *et al.* <sup>(203)</sup> que emplean la plataforma *EcoWalk* para determinar los valores baropodométricos en pies normales y extrapolarlos en el campo del Pie diabético. Con esta plataforma, compuesta por un total de 2.304 sensores repartidos por cm<sup>2</sup> con una superficie de 48cmx48cm, evaluaron sobre 10 sujetos sanos las oscilaciones estabilométricas mediolaterales y anteroposteriores, el área de contacto plantar, y la PMax y Pmed de 12 regiones plantares durante la postura estática.

En Cirugía Ortopédica del miembro inferior, Rey-Vidal *et al.* <sup>(161)</sup> emplean la plataforma de presiones *Footwork Pro* para determinar la existencia de cambios significativos sobre el patrón de marcha y la postura. Los autores refieren que tras realizar una artroplastia total de rodilla, los sujetos analizados describen una disminución de presiones sobre el pie de la extremidad afecta viéndose homogeneizadas las presiones en ambos pies y una normalización de la deambulación de manera completa tras 4 meses de postcirugía.

Otro modo que existe para analizar las variables baropodométricas es mediante el uso de calzado. Las investigaciones centradas en el estudio del calzado y de sus repercusiones por medio de plataformas de presión no son numerosas. Las limitaciones que existen son las relativas a las características del calzado empleado. En función de su diseño (hormas, tipos de suela, diferenciación de tacón, irregularidades en suela, etc) la información que la plataforma recibe del apoyo del pie puede variar <sup>(83,93)</sup>.

*McPoil et al.* en 1989, para analizar la variación del centro de presiones de 3 OP de diferente densidad sobre 18 sujetos, establecieron un protocolo de análisis de la deambulación de cada paciente descalzo, calzado, con OP rígidas con

calzado, con OP semirrígidas con calzado y con OP blandas con calzado, en el que emplearon un mismo modelo, marca *Nike*® modelo *Vortex*®.

*Nyska et al.* <sup>(169)</sup> en 1995 publicaron un estudio sobre el efecto que tiene el tipo de suela del calzado sobre las presiones plantares del pie. Tras haber escogido a 11 sujetos, emplearon los sistemas de medición baropodométrica de plantillas instrumentadas EMED *insole* y la plataforma EMED-SF, evaluando las diferencias de los patrones de presión con cada sujeto descalzo, y un grupo de 6 sujetos con un calzado con suela de goma y los 5 restantes con un calzado con suela de cuero. Tras obtener los resultados concluyeron que se producía un aumento significativo de la Pmed global del pie descalzo con respecto al pie calzado. Del mismo modo que con el uso de los calzados el antepié sufría un aumento de presiones a nivel central, se producía una disminución de presiones en el *Hallux* y un aumento del tiempo del paso en torno al 5%.

Martínez <sup>(68)</sup> en el 2.009, con el objeto de evitar diferencias en los resultados, para analizar las variaciones baropodométricas ocurridas tras la cirugía percutánea del *Hallux Valgus* emplea un zueco cerrado, marca *Zale*®, para los 79 sujetos que participaron en el estudio. Cabe destacar que las características del este modelo de calzado son semejantes con las del calzado seleccionado para nuestra investigación: pala amplia que evite la presión a nivel de los dedos y cierre con velcro, con una altura de 2,5 cm.

Tras analizar la bibliografía consultada, el calzado que hemos seleccionado para nuestro trabajo ha sido un zapato de suela uniforme con altura de tacón fisiológico con una horma ancha (indicado para pie diabético) modelo 7109001, de la marca Calzamedi®.

Lo que podemos objetivar en nuestra investigación (*Tabla 40*), tras contrastarla con la bibliografía consultada <sup>(12,169)</sup>, es que en función del grosor y densidad de la suela los picos de PMax y PMed se verán disminuidos.

	Variable, <i>media</i>					
	Tcon (mseg)		PMax (kPa)		PMed (kPa)	
	Descalzo	Calzado	Descalzo	Calzado	Descalzo	Calzado
<b>1<sup>er</sup>dedo</b>	670,25	655,28	260,14	147,50	166,58	65,36
<b>M1</b>	623,92	601,34	163,28	126,12	95,64	64,78
<b>M2</b>	701,68	713,58	300,96	275,10	197,52	171,76
<b>M3</b>	708,38	722,84	302,26	275,32	203,82	178,52
<b>M4</b>	699,35	795,38	289,53	223,36	189,34	143,48
<b>M5</b>	652,92	666,64	169,48	143,06	112,20	86,14

**Tabla 40.** Diferencias de los valores, con y sin calzado, de las variables analizadas en nuestro estudio

Con el uso del calzado, el orden de los valores de PMax, PMed y Tcon a nivel del antepié se ven modificados levemente. Concretamente a lo largo del 1<sup>er</sup>dedo, que en el pie descalzo se presenta con el 4<sup>o</sup> valor más alto de presión y Tcon.

Por lo tanto, concluimos que si se emplea calzado a la hora de realizar una investigación sobre el análisis de la cinética o cinemática del aparato locomotor, recomendamos una superficie de suela uniforme – y no con tacón diferenciado - y con un diseño y horma cuyas características sean lo más fisiológicas posibles. De este modo los resultados obtenidos serán fiables.



## **IX - CONCLUSIONES**





## IX - CONCLUSIONES

En función de los objetivos que nos hemos propuesto al inicio de esta investigación, podemos evidenciar el efecto de las OP adaptadas en el *Hallux Limitus* durante la duración del tratamiento realizado:

Conclusiones principales:

1. En el *Hallux Limitus* se modifica la interacción de fuerzas corporales y fuerzas reactivas del suelo en 1<sup>er</sup> Radio, con aumento de presiones bajo la cabeza del M1 y disminución de presiones en el 1<sup>er</sup> dedo.
2. Se genera un cambio del patrón de presiones en los radios menores, aumentando las presiones en M2, seguidas por M3 y M4
3. De forma significativa se promueve un aumento del tiempo de contacto en la cabeza de M1, aumentando con ello el rango de flexión dorsal de la 1<sup>a</sup>AMTF durante la propulsión

Conclusiones secundarias:

1. Existe un aumento significativo del tiempo de las fases de contacto del talón y de la paleta metatarsal.
2. La incorporación de los posteados del *Kinetic wedge*, el *Cut-out* y la Extensión de *Morton* tienen un efecto directo sobre la funcionalidad de la 1<sup>a</sup>AMTF aumentando su dorsiflexión.
3. Con el uso de las OP, los sujetos con acortamiento del tríceps sural sufren variaciones significativas en las fases de contacto de talón y total.
4. La relación estadística del IMC con las variables estudiadas no es significativa, pero por los resultados obtenidos sí estimamos que presenta una influencia directa.



**X – LIMITACIONES Y  
FUTURAS LÍNEAS DE  
INVESTIGACIÓN**



## X –LIMITACIONES Y FUTURAS LÍNEAS DE INVESTIGACIÓN

### 1. LIMITACIONES DEL ESTUDIO.

A pesar de las limitaciones que puede presentar nuestro método de selección de sujetos, este se observa frecuentemente en investigaciones de estudios clínicos con población voluntaria <sup>(67,68,166)</sup>. En el momento de seleccionar nuestros sujetos de estudio, entendemos que cualquier paciente que acuda a consulta por diferentes motivos, y que padezca un *Hallux Limitus* sintomático, o no, representa a la población general que sufre esta patología.

Las limitaciones para nuestra investigación son las relacionadas con el calzado, la superficie, y el número de pasos registrados, ya que pueden influir en el registro de las variables baropodométricas <sup>(68,82)</sup>. La superficie fue la misma para todos los pacientes, y se les permitió realizar una deambulación previa para familiarizarse con el recorrido, el número de pasos registrado fue mayor que en otros estudios realizados (un total de 8 registros) - siguiendo el ejemplo de investigaciones de autores como *Kernozek* <sup>(204)</sup> o *Martínez* <sup>(68)</sup>, entre otros – y seleccionamos el mismo modelo de calzado. De este modo hemos evitado errores en el registro de las variables.

Seleccionamos edades comprendidas entre 25 y 55 años para evitar sesgos relacionados con el diagnóstico (tales como procesos artropáticos), la edad o la velocidad de marcha.

Otra limitación que podemos encontrar es la relacionada con los criterios establecidos en el diseño y elaboración de las OP. En base a esto, nos hemos basado en la bibliografía publicada y en nuestra experiencia clínica para establecer las correcciones idóneas en las OP. Existen otras técnicas para elaborar las OP que del mismo modo, pueden controlar y corregir el patrón patológico del HL en sus distintos estadios, como puede ser el TAD o el diseño 3D.

Con relación a la metodología de investigación en estudios sobre el uso de las OP debemos ser críticos y objetivos. En la gran mayoría de las investigaciones consultadas existen diferencias en la naturaleza del paciente <sup>(182,183)</sup>, en la prescripción médica y ortésica <sup>(184-186)</sup>, en el diseño de las OP <sup>(6,11,15,65,182)</sup> y en el protocolo de actuación clínica <sup>(6,11,15,51,116)</sup>: tras analizarlos detenidamente hemos encontrado inferencias que han condicionado los resultados de las variables evaluadas. Podología <sup>(6,11,13,15)</sup>, Cirugía Ortopédica <sup>(50,51)</sup> y Traumatología <sup>(160,184)</sup>.

## 2. POTENCIAL DEL ESTUDIO.

En relación con la literatura consultada sobre el tratamiento ortopodológico en el HL, nuestra investigación destaca por presentar un amplio y suficiente volumen de población analizada.

Relativo a la metodología de investigación, nuestros protocolos de actuación han sido bien diseñados y establecidos para que los resultados recogidos no incurrieran en errores. Las mediciones baropodométricas, por ejemplo, se han establecido metodológicamente de manera que ofrezcan una alta fiabilidad en su realización. Destacamos que, habiendo consultado previamente con otros estudios <sup>(85,204)</sup>, el número de pasos registrados para obtener los valores de las variables baropodométricas, ha sido de los más numerosos, siendo un total de 8 pasos recogidos. Esto sugiere la necesidad de establecer y mencionar en investigaciones futuras, de forma clara y precisa, qué métodos se han de llevar a cabo para conseguir obtener unos resultados y conclusiones consensuadas.

Finalmente, nuestra investigación es la única, hasta la fecha, en la que las ortesis plantares aplicadas incluyen todos los posteados de 1<sup>er</sup>R empleados en la patología del HL (tanto en HLF como HLE).

# **XI - REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**





**XI – REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS**

1. Perry J. 1992. Gait analysis: normal and pathologic Function. Thorofare, Slack Inc.
2. Kirby K.A. 2002. Foot and lower extremity biomechanics II. Ed, precision Intricast Inc. Arizona. Pages 139–152.
3. Hicks J.H. The mechanics of the foot. Part II: The plantar aponeurosis and the arch. *J Anat.* Vol 88(1): 25-30. 1954.
4. Michaud T.C. 1996. Foot orthoses and others forms of conservative foot care. Massachusetts: Williams and Wilkins.
5. Seibel M.O. 1994. Función del pie. Madrid: Ortocen.
6. Viladot A. 2005. Quince lecciones sobre patología del pie. (2ª Ed.). Barcelona, España: Masson.
7. Sánchez J. 1999. Biomecánica de la Marcha Humana Normal y Patológica. Valencia: instituto de Biomecánica de Valencia.
8. Zhu H., Wertsch J.J., Harris G.F., Alba H.M. Walking cadence effect on plantar pressures. *Archives of Physical Medicine and Rehabilitation.* Vol 76(11): 1000-1005. 1995.
9. Martínez A., Pascual J., Sánchez R. Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures using the BioFoot in-shoe system. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* Vol 98(4): 302-310. 2008.
10. López del Amo-Lorente A. Propuesta de valoración del daño corporal en la primera articulación metatarsofalángica según su funcionalidad y repercusión en la marcha. Tesis Doctoral. Universidad de Murcia. 2011.
11. Root M.L., Orien W.P., Weed J.H. 1977. Normal and Abnormal function of the foot. Los Angeles, USA, Clinical Biomechanics Corp.
12. Munuera P.V., Domínguez G., Palomo I., Gordillo L.M. Rango de movimiento de la primera articulación metatarsofalángica. *Rev Esp Podol.* Vol 15(1): 14-20. 2004.
13. Munuera, P. 2009. El primer radio. Biomecánica y Ortopodología. Exa Editores. 2ª Edición.

14. McPoil T.G., Hunt G. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present problems and future directions. *Jour Orthopaedic and sport Physical Therapy* Vol 21(6): 381-388. 1995.
15. Kirby K.A. 1997. Foot and Lower Extremity Biomechanics. A Ten-Year Collection of Precision Intricast Newsletters. Precision Intricast, Inc. Payson.
16. Lopez-Gavito E.G. Hallux Rigidus. *Medigraphic*. Vol 2(4): 295-304. 2006.
17. Tanaka Y., Takakura Y., Sugimoto K., Kumai T., Sakamoto T., Kadono K. Precise anatomic configuration changes in the first ray of the hallux valgus foot. *Foot Ankle Int*. Vol 21(8): 651-656. 2000.
18. Platzer W. 2018. Atlas anatomía Tomo 1. 11ª Ed. Panamericana.
19. Rouviere H. 2005. Anatomía humana: descriptiva, topográfica, y funcional. 11ª Ed. Masson.
20. Hall C., Nester C.J. Sagittal Plane Compensations for artificially induced limitation of the first metatarsophalangeal Joint. A preliminary study. *J Am Podiatr Med Assoc*. Vol 94: 269-74. 2004.
21. Coughlin M.J., Shurnas P.S. Hallux Rigidus. Grading and long-term results of operative treatment. *J Bone Joint Surg Am*. Vol 85-A: 2072-2088. 2003.
22. Drago J.J., Oloff L., Jacobs A.M. A comprehensive review of Hallux Limitus. *J Foot Surg*. Vol 23: 213-220. 1984.
23. Shereff M.J., Baumhauer J.F. Hallux Rigidus and osteoarthritis of the first metatarsophalangeal joint. *J Bone Joint Surg Am*. Vol 80-A: 898-909. 1988.
24. Blázquez-Viudas, R. *Hallux Limitus* y su relación con el pie pronado como factor etiológico. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*. Vol 5(1): 21-27. 2011.
25. Dananberg H.J. Gait style as an etiology to chronic postural pain: part 1. Functional Hallux Limitus. *J Am Podiatr Med Assoc*. Vol 83: 433. 1993.
26. Payne C., Chuter V., Miller K. Sensitivity and Specificity on the functional hallux Limitus test to predictor foot function. *J Am Podiatr Med Assoc*. Vol 92(5): 269-271. 2002.
27. Roukis T.S., Scherer P.R., Anderson C.F. Position of the first metatarsophalangeal joint. *J Am Podiatr Med Assoc* 1996 Vol 86(11): 538- 546.
28. Saxena A., Wolf S.K. peroneal tendon abnormalities. A Review of 40 surgical Cases. *J Am Podiatr Med Assoc*. Vol 93: 272-282. 2003.

29. Le Minor J.M., Winter M. The intermetatarsal articular facet of the first metatarsal bone in humans: a derived trait unique within primates. *Ann Anat.* Vol 185(4): 359-365. 2003.
30. Radin E.L. Osteoarthritis: what is known about prevention?. *Clinical orthopaedics and Related Research.* Vol 222: 60-65. 1987.
31. Beeson P., Phillips C., Corr S., Ribbans W.J. Hallux Rigidus: a cross-sectional study to evaluate clinical parameters. *Foot.* Vol 19: 80-92. 2009.
32. López-Ros P., Bustos-García M.J., Chicharro-Luna R. Patomecanica del *Hallux Limitus*. *Revista Española de Podología.* Vol 8(1): 13-18. 2002.
33. McMaster M.J. The pathogenesis of Hallux Rigidus. *J Bone Joint Surg Br.* Vol 60B: 87-87. 1978.
34. Menz H.B., Tiedemann A., Kwan M.M.S., Plumb K., Lord S.R. Foot pain in community-dwelling older people: an evaluation of the Manchester Foot Pain and Disability Index. *Rheumatology.* Vol 45(7): 863-867. 2006.
35. Payne C., Chuter V., Miller K. Sensitivity and Specificity on the functional hallux Limitus test to predictor foot function. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 92(5): 269-271. 2002.
36. Bryant A.R., Tinley P., Singer K. Plantar pressure distribution in normal, hallux valgus and hallux Limitus feet. *The Foot.* Vol 3(9): 115-119. 1999.
37. Hiss L. Foot disorders. Los Angeles: Los Angeles University Press, 1937. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 78(9): 439- 48. 1988.
38. Benhamú S., Munuera P.V., Guerrero A., Fernández L.M., Escamilla E., y Cañuelo J.A. Pie equino funcional y marcha con saludo. Compensación ortopodológica. *Revista Española de Podología.* Vol 5(4): 166-170. 2003.
39. Lafuente G. Patrón rotador de la extremidad inferior. Un nuevo parámetro explorador en la relación con el *Hallux Limitus*. Tesis doctoral. Universidad de Sevilla. 2006.
40. Munteanu S.E., Bassed A.D. Effect of foot posture and inverted foot orthoses on hallux dorsiflexion. *J Am Podiatr Med Assoc* 2006 Vol 96(1): 32-37.
41. Munuera P., Trujillo P., Güiza I. Hallux linterphalangeal joint range of motion in feet with and without limited first metatarsophalangeal joint dorsiflexion. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 102 (1): 47-53. 2012.
42. Coughlin M.J., Shurnas P.S. Hallux Rigidus: demographics, etiology, and radiographic assessment. *Foot Ankle Int.* 2003 Vol 24: 731-743.

43. Jack E.A. The aetiology of Hallux Rigidus. *Br J Surg*. Vol 27: 492-497. 1940.
44. Mann R.A., Coughlin M.J., Duvries H.L. Hallux Rigidus: a review of the literature and a method of treatment. *Clin Orthop Relat Res*. 142, 57-63. 1979.
45. Gould N., Schneider W., Ashikaga T. Epidemiological survey of foot problems in the continental United States: 1978-1979. *Foot Ankle Int*. Vol 1:8-10. 1980.
46. Van Saase J.L., Van Romunde L.K., Cats A. Van Denbroucke J.P., Valkenburg H.A. Epidemiology of osteoarthritis: comparison of radiological osteoarthritis in a Dutch population with that in 10 other populations. *Ann Rheum Dis*. Vol 48: 271-280. 1989.
47. Bueno R. *Hallux Limitus*. REDUCA: serie de Sesiones clínicas Podológicas. Vol 3(1): 38-47. 2011.
48. Rico R. Biomecánica del Primer Radio. Deformidad en flexión plantar. Caso clínico. *Rev Inter Ciencias Podológicas*. Vol. 3(1): 53-66. 2009.
49. Shree N., Smith M., Vicenzino B. prevalence of Hallux valgus in the general population a systematic review and meta-analysis. *Jour Foot and Ankle*. Vol 3: 21. 2010.
50. Cohí F. Ortesis plantares. *Revista Española Reumatología*. Vol 30(5): 508-513. 2003.
51. Cohí O., Ximeno L. 2001.cActualizaciones en técnica ortopédica. Barcelona: Masson.
52. Rencurel C., Puil C., Rouland D., Ceccaldi E., Boissonnot V., Bréard T., Janin M. Ortesis plantares: tipos, familias y conceptos. *EMC Podología*. Vol. 20, nº1. 2018.
53. Viladot R., Clavell S., Cohí O. 2005. Ortesis y prótesis del aparato locomotor. 10ª Ed. Barcelona, España: Editorial Masson.
54. Levy A.E., Cortés J.M. 2003. Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo. Barcelona, España: Editorial Masson.
55. Encarnación A. Análisis biomecánico de la marcha nórdica: Efecto de la experiencia y de la velocidad de práctica sobre el patrón de presión plantar, las fuerzas de reacción del suelo y los niveles de impactos. Tesis doctoral, Departamento Educación Física y Deportiva, Universidad de Valencia. 2012.

56. Labarta G.V.A., Fuentes P.Y. 2004. Técnica de diseño de ortesis plantares por contorno óseo. En: Queralt SM, editor. Manual de técnicas en Ortopodología. Barcelona: Ediciones Especializadas Europeas. Págs.: 92-106.
57. Laughton C., McClay D.I., Williams D.S. A comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 92 (5): 261-268. 2002.
58. Smith W.F. 1998. Fundamentos de la ciencia e ingeniería de materiales. (3ª Ed.). Madrid, España: Editorial McGraw-Hill.
59. Ki S.W., Leung A.K., Li A.N. Comparison of plantar pressure distribution patterns between foot orthoses provided by the CAD-CAM and foam impression methods. *Prosthet Orthot Int.* Vol 32(3):356-362. 2008.
60. Gorgues J. Fabricación de las plantillas tipo Lelièvre. *Rev OFFARM.* Vol 26(2):126-129. 2007.
61. Redmond, Lumb P.S., Landorf K. Effect of cast and noncast foot orthoses on plantar pressure and force during normal gait. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* Vol. 90 (9): 441-449. 2000.
62. Brantwaite H., Payton C., Chockalingam N. The effect of simple insoles on three-dimensional foot motion during normal walking. *Clin Biomech.* Vol 19(9):972-977. 2004.
63. Lorca O. influencia de la extensión de Morton en las presiones del antepié. Trabajo de Fin de Grado. Universitat de Barcelona. 2016.
64. Dananberg H.J. The Kinetic Wedge. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 78: 98a-99a. 1988.
65. Rambarran K., Lemaire E., Gordon D., Robertson E. Effectiveness of the kinetic wedge foot orthosis modification to reduce relative plantar pressure. Conference paper. June 2003
66. Becerro de Bengoa-Vallejo R., Sánchez-Gómez R, Losa-Iglesias M.E. Clinical improvement in functional hallux Limitus using a cut-out orthosis. *Prosthet Orthot Int.* Vol 40(2):215-223. 2016. doi: 10.1177/0309364614550262. Epub 2014 Sep 26.
67. Cortes-Moreno E. 2014. Análisis de las nuevas tendencias en Ortopodología: Técnica de Adaptación en Directo. Tesis Doctoral. Universidad de Málaga.

68. Martínez A. Modificaciones baropodométricas en el antepié después de la cirugía per-cutánea del Hallux Valgus. Tesis doctoral, Departamento de Enfermería, Universidad de Extremadura. 2009.
69. Mueller M.J., Hastings M., Commean P.K., Smith K.E., Pilgram T.K., Robertson D.L. Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy. *Journal of Biomechanics*. Vol 36(7): 1009-1117. 2003.
70. Orlin M., McPoil T.G. Plantar pressure assessment. *Physical Therapy*. Vol 80: 399-409. 2000.
71. Hurtado A. Uso de la Baropodometría. *Medigraphic*. Vol. 2(4) 255-261. 2006.
72. Cavanagh P.R., Morag E., Boulton A.J.M., Young M.J. Deffner K.T. y Pammer S.E. the relationship of static foot structure to dynamic foot function. *Journal of Biomechanics*. Vol 30: 243-250. 1997.
73. Cavanagh P.R., Rodgers M.M. Pressure distribution underneath the human foot. Perren S.M. & Schenider E. *Biomechanics: Current Interdisciplinary Research* (pp. 85-95). Amsterdam: Martinus Nijhoff. 1985.
74. Hewitt J.R. The effect of molded insoles on in-shoe plantar pressures in rokkered footwear. M.S. Thesis The Pennsylvania State University. 1993.
75. Bertoglio O.J. 1982. Introducción a la teoría general de sistemas. Ed. Limusa. México. ISBN: 968-18-1567-X.
76. Collins J.J., Whittle M.W. Impulsive forces during walking and their clinical implications. *Clinical Biomechanics*. Vol 4: 179-187. 1989.
77. Voloshin A. The influence of walking speed on dynamic loading on the human musculoskeletal system. *Medicine and science in sports and exercise*. Vol 32(6): 1156-1159. 2000.
78. Alfaro-Santafé, J.J., Gómez-Bernal A., Lanuza-Cercozimo C., Sempere-Bonet C., Barniol-Mercade A., Alfaro-Santafé J.V. resultados del test de Lunge en pacientes con *Hallux Limitus* funcional: estudio transversal de casos y controles. *Rev Esp Pod*. Vol 28(2):87-92. 2017.
79. Kim W., Voloshin A. Dynamic loading during running on various surfaces. *Human Movement Science*. Vol 11(6): 675-689. 1992
80. Tudor-Locke C., Sisson S.B., Collova T., Lee S.M., Swan P.D. Pedometer determined step count guidelines for classifying walking intensity in a young

- ostensibly healthy population. *Canadian Journal of Applied Physiology*. Vol 30(6): 666-676. 2005.
81. Shorten M.R., Winslow D.S. Spectral analysis of impact shock during running. *International Journal of Sports Biomechanics*. Vol 8: 288-304. 1992.
  82. Mohamed O., Cerny K., Jones W., Buernfield J.M. the effect of terrain on foot pressures during walking. *Foot and Ankle International*. Vol 26(10): 859-869. 2005.
  83. Jorgensen U. Achillodynia and loss of heel pad shock absorbency. *The American journal of sports medicine*. Vol 13(2): 128-132. 1985.
  84. Bryant J.A. A comparison of radiographic foot measurements taken in two different positions. *J Am Podiatr Med Assoc*. Vol 9 (5): 234-239. 2001.
  85. Nester C.J., Findlow A., Bowker P. Scientific approach to the axis of rotation at the midtarsal joint. *J Am Podiatry Med Assoc*. Vol 91(2):68-73. 2001.
  86. Jorgensen U., Bojsen-Moeller F. Shock absorbency of factors in the shoe/heel interaction with special focus on the role of the heel pad. *Foot and ankle*. Vol 9(11): 294-299. 1989.
  87. Prisachuk S. The heel pad in plantar heel pain. *Journal of Bone and Joint Surgery*. Vol 76-B (1): 140-142. 1994.
  88. Stebbins J.A., Harrington M.E., Giacomozzi C., Thompson N., Zavatsky A., Theologis T.N. Assessment of sub-division of plantar pressure measurement in children. *Gait & Posture*. Vol 22(4): 372-376. 2005.
  89. Birtane M., Tuna H. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin Biomech*. Vol 19(10): 1055-1059. 2004.
  90. Hennig E.M., Rosenbaum D. Pressure distribution patterns under the feet of children in comparison with adults. *Foot Ankle*. Vol 11(5): 306-11. 1991.
  91. Hennig E.M., Staats A., Rosembaum D. Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot and ankle international*. Vol 15: 35-40. 1994.
  92. Tudor-Locke C., Aguiar E.J., Han H., Ducharme S.W., Schuna J.M, Barreira T.V., Moore C., Busa M.A., Lim J., Sirard J.R., Chipkin S.R., Staudenmayer J. walking cadence (steps/min) and intensity in 21-40 year olds: CADENCE-adults. *Int Journal of Behavioral Nutrition and Physical Activity*. Vol 16(8). 2019.

93. Rozema A., Ulbrecht J., Pammer S., Cavanagh P. In shoe plantar pressures during activities of daily living: Implications for therapeutic footwear design. *Foot Ankle Int.* Vol 17(6): 352-359. 1996.
94. Agency for Healthcare Research and Quality. <http://www.ahrq.gov>
95. Aguilar-Barojas S. Fórmulas para el cálculo de la muestra en investigaciones de salud. *Salud en Tabasco.* Vol 11(1-2):333-338. 2005.
96. Panera E. Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados. Tesis doctoral. Universidad de Sevilla. 2016.
97. Yuk San Tsung B., Zhang M., Tat Mak F., Wan Nar Wong M. Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of rehabilitation research & development.* Vol 41 (6): 767-774. 2004.
98. Pérez-Morcillo A., Gómez-Bernal A., Gil-Guillen V.J., Alfaro-Santafé J., Alfaro-Santafé J.V., Quesada J.A., Lopez-Pineda A., Orozco-Beltran D., Carratalá-Munuera C. Association between the Foot Posture Index and running Related injuries: a case control study. *Clin Biomech.* Vol 61:217-221. 2019.
99. Scharfbillig R., Evans A. M., Copper A. W., Williams M., Scutter S., Iasiello H., Redmond A. Criterion validation of four criteria of the Foot Posture Index. *Journal Am Pod Assoc.* Vol 94 (1): 31-38. 2004.
100. Organización mundial de la salud. <http://www.who.int/>
101. Trotter L.C., Pierrynowski M.R. Ability of foot care professionals to cast feet using the nonweightbearing plaster and the gait-referenced foam casting techniques. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 98(1):14-18. 2008.
102. Buell T., Green D., Risser J. Measurement of the first metatarsophalangeal joint range of motion. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 78: 439. 1988.
103. Aranda Y., Munuera P.V. Plantar Fasciitis and Its Relationship with Hallux Limitus. *Journal of the American Podiatric Medical Association.* Vol. 104(3): 263-268. 2014.
104. Maceira E, Monteagudo M. Functional hallux rigidus and the Achilles-calcaneus-plantar system. *Foot Ankle Clin.* Vol 19(4):669-699. 2014. doi: 10.1016/j.fcl.2014.08.006. Epub 2014 Sep 27.
105. Barouk L.S., Barouk P. Gastrocnemios cortos. *Rev Pie y Tobillo.* Tomo XXVI, N° 2: 7-13. 2012.



106. García-Vidal J.A., Piñero-Palazón J.G., Baño-Alcaraz A., Sánchez-Martínez M.P., Medina-Mirapeix F. Valor del Test de Silfverskiold para el diagnóstico de la fascitis plantar. *Rev Int Cienc Podol.* Vol 13(1): 41-46. 2019.
107. Scharfbillig R., Evans A. M., Copper A. W., Williams M., Scutter S., Iasiello H., Redmond A. Criterion validation of four criteria of the Foot Posture Index. *Journal Am Pod Assoc.* Vol 94 (1): 31-38. 2004.
108. Redmond A. C., Crane Y. Z., Menz H. B. normative values for the Foot Posture Index. *J Foot Ankle Res.* Vol 1: 6. 2008.
109. Martínez-Nova A, Cuevas-García J.C., Sánchez-Rodríguez R., Pascual-Huerta J. BioFoot in-shoe system: Normal values and assessment of the reliability and repeatability. *Foot.* Vol 17(4): 190-196. 2007.
110. Perttunen J. 2002. Foot loading in normal and pathological walking. Jyväskylä: university of Jyväskylä.
111. Hurkmans H.L., Bussmann J.B., Benda E, Verhaar J.A., Stam H.J. Accuracy and repeatability of the Pedar Mobile system in long-term vertical force measurements. *Gait Posture.* Vol 23(1): 118-25. 2006.
112. Hofmann U.K., Götze M., Wiesenreiter K., Müller O., Wünschel M., Mittag F. Transfer of plantar pressure from the medial to the central forefoot in patients with hallux valgus. *BMC Musculoskelet Disord.* Vol 20(1):149. 2019.
113. Pataky T.C., Caravaggi P., Savage R., Crompton R.H. Regional peak plantar pressures are highly sensitive to region boundary definitions. *J Biomech.* Vol 41 (12): 2772-2775. 2008.
114. Himann J.E., Cunningham D.A., Rechnitzer P.A., Paterson D.A. Age-related changes in speed of walking. *Med Sci Sports Exerc.* Vol 20:161-166. 1988.
115. Harrison A., Folland J. Investigation of gait protocols for plantar pressure measurement of non-pathological subjects using a dynamic pedobarography. *Gait Posture.* Vol 6: 50-55. 1997.
116. Kirby K.A. The medial heel skive technique. Improving pronation control in foot orthoses. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 82 (4): 177-188. 1992.
117. Gómez-Bernal A., Alfaro-Santafé J.J., Plaza-Ruiz A.M., Sánchez-Jurado F.M., Luque-Bellido I., Almenar-Arasanz A.J. Asociación baropodométrica

- del primer metatarsiano en el síndrome de stress tibial medial. *EJPOD*. Vol 4(1):1-9. 2018.
118. MEDIC IMAGE. <http://www.medicimage.info/productos/footwork/>
119. Petrovic S., Devedzic G., Ristic B., Matic A. Foot pressure distribution and contact duration pattern during walking at self-selected speed in young adults. Conference Paper. Conference: Embedded Computing (MECO). 2013. 2<sup>nd</sup> Mediterranean Conference doi: 10.1109/MECO.2013.6601348
120. SPSS Estadísticas avanzadas 25. IBM España. <http://www-01.ibm.com/support/docview.wss?uid=swg21476685>
121. Van Gheluwe, B., Dananberg, H., Hagman, F., Vanstaen, K. Effects of hallux Limitus on plantar foot pressure and foot kinematics during walking. *J Am Podiatr Med Assoc*. Vol 96(5):428-436. 2006.
122. Mohammed H., Assef A., Fahad A., Akinwande A. Foot pressure comparison between hallux rigidus patients and normal asymptomatic matched individuals using pedobarograph. *Journal of Orthopaedics, Trauma and Rehabilitation*. Vol 16: 13-15. 2012.
123. Orejana A. *Hallux Limitus. Reduca*. Vol 3(1): 38-47. 2011.
124. Grieve D.W., Rashdi T. Pressures under normal feet in standing and walking as measured by foil pedobarography. *Annals of the Rheumatic Diseases*. Vol 43(6): 816-818. 1984.
125. Plank M. The pattern of forefoot pressure distribution in hallux valgus. *The Foot*. Vol 1(5): 8-14. 1995.
126. Hayafune N, Hayafune Y, Jacob H.A.C. Pressure and force distribution characteristics under the normal foot during the push-off phase in gait. *Foot*. Vol 9(2): 88-92. 1999.
127. Putti A.B., Arnold G.P., Cochrane L., Abboud R.J. The Pedar® in-shoe system: Repeatability and normal pressure values. *Gait & Posture*. Vol 25(3): 401-405. 2007.
128. Putti A.B., Arnold G.P., Cochrane L.A., Abboud R.J. Normal pressure values and repeatability of the Emed® ST4 system. *Gait & Posture*. Vol 27(3):501-5. 2008.
129. De Donker E., Kovalsky C. Le pied normal et pathologique. *Acta Med Bel*. Vol 36:4. 1970.

130. Rai D.V., Aggarwal L.M., Bahadur R. plantar pressure changes in normal and pathological foot during bipedal standing. *Foot*. Vol 40(2):119-122. 2006.
131. Malanga G., De Lisa J. 1998. Section one: Clinical observation in: Gait analysis in the Science of Rehabilitation. Ed. Diane Publishing.
132. Drerup B., Hafkemeyer U., Möller M., Wetz H.H. Der einfluss der geschwindigkeit beim gehen auf die druckverteilung bei orthopaedieschuhtechnischer Versorgung [effect of gait velocity on pressure distribution in therapeutic footwear]. *Der Orthopäde*. Vol 30(3): 169–175. 2001.
133. Rosenbaum D., Hautmann S., Gold M., Claes L. Effects of walking speed on plantar pressure patterns and hindfoot angular motion. *Gait and Posture*. Vol 2: 191–197. 1994.
134. Segal A., Rohr E., Orendurff M., Shofer J., O'brien M., Sangeorzan B. The effect of walking speed on peak plantar pressure. *Foot Ankle Int*. Vol 25(12): 926-933. 2004.
135. Warren G.L., Maher R.M., Higbie E.J. Temporal patterns of plantar pressure and lower-leg muscle activity during walking: effect of speed. *Gait and Posture*. Vol 19: 91–100. 2004.
136. De cock A., Vanrenterghem J., Willems T., Witvrouw E., Clercq D. the trajectory of the centre of pressure during barefoot running as a potential measure for foot function. *Gait Posture*. Vol 27: 669-675. 2008.
137. Joseph J. Range of movement of the great toe in men. *J Bone Joint Surg*. Vol 36(B): 450-457. 1954.
138. Sgarlato T. A compendium of Podiatric Biomechanics. San Francisco (CA): *California College of Podiatric Medicine*. 1971.
139. Gerbert J., Moadab A., Rupley K., Youngswick-Austin procedure: the effect of plantar arm orientation on metatarsal head. *J Foot Sur*. Vol 40: 8-14. 2001.
140. Munuera P.V., Domínguez G., Palomo I.C., Lafuente G. Effects of rearfoot-controlling orthotic treatment on dorsiflexion of the hallux in feet with abnormal subtalar pronation: a preliminary report. *J Am Podiatr Med Assoc*. Vol 96(4):283-289. 2006.
141. Regnauld B. The foot: pathology, aetiology, semiology, clinical investigation and treatment. Berlin. *Springer-Verlag*. 335-350. 1986.
142. Aggarwal A., Kumar S., Kumar R. Therapeutic management of the hallux rigidus. *Rehabil Res Pract*. 2012. 2012: 479046.

143. Grady G., Axe T., Zager E., Sheldon L. A retrospective analysis of 772 patients with hallux Limitus. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 92 (2): 102-108. 2003.
144. Chang T.J., Camasta C.A. (2001) Hallux Limitus and Hallux Rigidus. In: Downey M.S., Martin D.E., Miller S.J., Eds. McGlamry's Comprehensive Textbook of Foot and Ankle Surgery, 3<sup>rd</sup> Ed., Banks AS, pags: 679-711, Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia.
145. Dilard S., Schilero C., Chiang S., Pham P. Intra and interobserver reliability of three classification systems for Hallux Rigidus. *JAPMA.* Doi: 10.7547/16-126. 2018.
146. Calvo A. Estudio de casos y controles para la evaluación de la asociación de los parámetros morfológicos del pie y la presencia de Hallux Rigidus. Tesis doctoral. Universitat Rovira i Virgili. Dep. ciencias mediques basiques <http://hdl.handle.net/10803/8723>. 2005
147. Briggs P.J. the structure and function of the foot in relation to injury. *Current Orthopaedics.* Vol 19:85-93. 2005
148. Stainsby G.D. pathological anatomy and Dynamic effect of the displaced plantar plate and the importance of the integrity of the plantar plate-deep transverse metatarsal ligament tie-bar. *ANN R Coll Surg Engl.* Vol 79:58-68. 1997.
149. Abbasi A., Shoja S.S., Khaleghi M., Hosseini M.S.H. (2010). Comparison of time to stabilization in pronated and supinated foot in jump-landing with emphasis on foot structure and sensory information. *Olympic.* Vol 18(2-50):73-85. 2010.
150. Chana G.S., Andrew T.A., Cotterill C.P. A simple method of arthrodesis of first metatarsophalangeal joint. *J Bone Joint Surg (B).* Vol 66: 703-705. 1984.
151. Easley M.E., Davis W.H., Anderson R.B. Intermediate to long-term follow-up of medial-approach dorsal cheilectomy for hallux rigidus. *Foot Ankle Int.* Vol 20(3): 147-152. 1999.
152. Mackay D.C., Blyth M., Rymaszewski L.A. The role of cheilectomy in the treatment of hallux rigidus. *J Foot Ankle Surg.* Vol 36(5): 337-340. 1997.
153. Bonney G., Macnab I. Hallux valgus and Hallux rigidus; a critical survey of operative results. *J Bone Joint Surg Br.* Vol 34-B (3): 366-385. 1952.

154. Ronconi P., Monachino P., Baleanu P.M., Favilli G. Distal oblique osteotomy of the first metatarsal for the correction of hallux Limitus and rigidus deformity. *J Foot Ankle Surg.* Vol 39(3): 154-160. 2000.
155. Horton G.A., Park Y.W., Myerson M.S. Role of metatarsus primus elevatus in the pathogenesis of hallux rigidus. *Foot Ankle Int.* Vol 20: 777-780. 1999.
156. Nawoczenski D., Ludewig P. The effect of forefoot and arch posting orthotic designs on first metatarsophalangeal joint kinematics during gait. *Journal of Orthopaedic and sports physical therapy.* Vol 34(6): 317-327. 2004
157. Welsh B.J., Redmond A.C., Chockalingam N., Keenan A.N. A case-series study to explore the efficacy of foot orthoses in treating first metatarsophalangeal joint pain. *Journal of Foot and Ankle Research.* Vol 3: 17. 2010.
158. Meary R., Ficat C. L'arthrose de la première métatarso-phalangienne. Traitement chirurgical. Étude de 92 cas. *Rev Chir Orthop Reparatrice Appar Mot.* Vol 61: 507-515. 1975.
159. Anderson M.R., Ho B.S., Baumhauer J.F. Current concepts review: Hallux Rigidus. *Foot & Ankle Othopaedics.* Vol 3 (2). 2018.
160. Fung J., Sherman A., Stachura S., Eckles R., Doucette J., Chusid E. Nonoperative Management of Hallux Limitus Using a Novel Forefoot Orthosis. *J Foot Ankle Surg.* 2020. May 29:S1067-2516(20)30192-7. doi: 10.1053/j.jfas.2019.11.008. Epub ahead of print. PMID: 32736972.
161. Rey-Vidal P., Martinez-Perez S., Romero-Mora S., Blas-Dobón J.A., García-Moreno J. Estudio baropodométrico en pacientes tratados mediante artroplastia total de rodilla. *Rev Esp Cirugía osteoarticular.* Vol 51: 64-72. 2016.
162. Bacha I.L., Benetti F.A., D'Andrea J.M. Baropodometric analyses of patients before and after bariatric surgery. *Clinics.* Vol 71 (2): 78-81. 2016.
163. Grim C., Kramer R., Engelhardt M., John S.M., Hotfiel T., Hoppe M.W. effectiveness of manual therapy, customized foot orthoses and combined therapy in the management of plantar fasciitis-a RCT. *Sports (Basel).* Vol 7(6):128. 2019.
164. Ho B., Baumhauer J. Hallux Rigidus. *EFORT Open Rev.* 2017 Vol 2(1): 13-20.
165. Fuller E. The windlass mechanism of the foot. A mechanical model to explain pathology. *J Am Podiatr Med Assoc.* Vol 90 (1): 35-46. 2000.

166. Van der Zwaard B.C., Van der Horst H.E., Knol D.L., Vanwanseele B., Elders P.J. Treatment of Forefoot Problems in Older People: A Randomized Clinical Trial Comparing Podiatric Treatment with Standardized Shoe Advice. *Ann Fam Med*. Vol 12(5): 432-440. 2014.
167. Diccionario Dorland enciclopédico Ilustrado de Medicina. 2005. 30ª Edición. Elsevier.
168. Gordillo-Fernández L.M., Ortiz-Romero M., Valero-Salas J., Salcini-Macías J.L., Benhamu-Benhamu S., García-de-la-Peña R., Cervera-Marín J.A. Effect by custom-made foot orthoses with added support under the first metatarsophalangeal joint in hallux Limitus patients: Improving on first metatarsophalangeal joint extension. *Prosthet Orthot Int*. Vol 40(6): 668-674. 2016.
169. Nyska M., McCabe C., Linge K., Laing P., Klenerman L. Effect of the shoe on plantar foot pressures. *Acta Orthop Scand*. Vol 66 (1): 53-66. 1995.
170. Feltham G., Hanks S., Marcus R. Age-Based Outcomes of Cheilectomy for the Treatment of Hallux Rigidus. *Foot ankle Int*. Vol 22 (3): 192-197. 2001.
171. Yee G., Lau J. Current concepts review: hallux rigidus. *Foot Ankle Int*. Vol 29: 392-399. 2008.
172. Ettl V., Radke S., Gaertner M., Walther M. Arthrodesis in the treatment of hallux rigidus. *Int Orthop*. Vol 27(6): 382-385. 2003.
173. Ozan F., Bora O.A., Filiz M.A., Kement Z. Interposition arthroplasty in the treatment of hallux rigidus. *Acta Orthop Traumatol Turc*. Vol 44(2): 143-151. 2010.
174. Oloff L.M., Jhala-Patel G. a retrospective analysis of joint salvage procedures for Grades III and IV Hallux Rigidus. *J Foot & Ankle Surg*. Vol 47(3):230-236. 2008.
175. Hecht, P.J., Gibbons, M.J., Wapner, K.L., Cooke, C., Hoisington, S.A. Arthrodesis of the first metatarsophalangeal joint to salvage failed silicone implant arthroplasty. *Foot Ankle Int*. Vol 18:383-390. 1997.
176. Simpson G.A., Hembree W.C., Miller S.D., Hyer C. surgical strategies: Hallux Rigidus surgical techniques. *Foot & Ankle Int*. Vol 32(12):1175-1186. 2011.
177. Youngswik F.D. Modifications of the Austin buionectomy for treatment of metatarsus primus elevatus associated with hallux Limitus. *J Foot Surg*. Vol 21: 114-116. 1982.

178. Taranov W.S., Moore J.R. hallux rigidus: a treatment algorithm. *The Foot & Ankle*. Vol 11:65-73. 2012.
179. Shrader J.A. Nonsurgical management of the foot and ankle affected by rheumatoid arthritis. *J Orthop Sports Phys Ther*. Vol 29(12): 703-717. 1999.
180. Shrader J.A., Siegel K.L. Nonoperative management of functional hallux Limitus in a patient with rheumatoid arthritis. *Phys Ther*. Vol 83(9): 831-843. 2003.
181. Brantingham J.W., Cassa T.C. Manipulative and Multimodal therapies in the treatment of osteoarthritis of the great toe: a case series. *J of Chiropracti Med*. Vol 14: 270-278. 2015.
182. Momoh E.O., Anderson J.G. Hallux rigidus: current concepts in surgical treatment. *Current Orthop Pract*. Vol 20(2): 139-139. 2009.
183. Pons M., Álvarez F., Solana J., Viladot R., Varela L. Sodium hyaluronate in the treatment of hallux rigidus. *Foot ankle Int*. Vol 28(1): 38-42. 2007.
184. Sánchez-Hernandez P., Vayas-Diez R., Andarcia-Bañuelos C., Ayala-Rodrigo A., Aciego-de Mendoza M., Herrera-Pérez M. Estado actual del tratamiento del Hallux Rigidus: nuestra propuesta de algoritmo terapéutico. *Canarias médica y quirúrgica*. Vol 8(24):34-38. 2011.
185. Viladot-Pericé R., Alvarez-Goneaga F., Formiguera-Sala S. Update on the treatment of Hallux Rigidus. *Rev Ort y Traum*. Vol 50(3):233-240. 2006.
186. Kelly M.A., Moskowitz R.W., Lieberman J.R. Hyaluronan therapy: Looking toward the future. *Am J Orthop*. Vol 33(2): 23-28. 2004.
187. Yoshioka M., Shimizu C., Harwood F.L. The effects of hyaluronan during the development of osteoarthritis. *Osteoarthritis Cartilage*. Vol 5: 257-260. 1997.
188. Mohamed Y., Schumacher H.R. Can joints other than knees be successfully treated with intra-articular hyaluronate? Pilot studies on osteoarthritis of the first MC-C joint. *J Rheumatol*. Vol 28(63): 7. 2001.
189. Pasquali I., Ronchetti D., Guerra F., Taparelli F. Morphological analysis of knee synovial membrane biopsies from a randomized controlled clinical study comparing the effects of sodium hyaluronate (Hyalgan®) and methylprednisolone acetate (Depomedrol®) in osteoarthritis. *Rheumatology*. Vol 40: 158-169. 2001.

190. Schurman D.J., Smith R.L. Osteoarthritis. Current treatment and future prospects for surgical, medical and biologic intervention. *Clin Orthop*. Vol 427: 183–189. 2004.
191. Solan M.C., Calder J.D., Bendall S.P. Manipulation and injection for hallux rigidus. I. it worthwhile?. *J Bone and Joint Surg*. Vol 83-B: 706–708. 2001.
192. Dimonte P., Light H. pathomechanics, gait deviations and treatment of the rheumatoid foot: a clinical report. *Phys Ther*. Vol 62: 1148-1156. 1982.
193. Shamus J., Shamus E., Nacken-Gugel R., Brucker B.S., Skaruppa C. The Effect of Sesamoid Mobilization, Flexor Hallucis Strengthening, and Gait Training on Reducing Pain and Restoring Function in Individuals with Hallux Limitus: A Clinical Trial. *Journal of othopaedic & Sports Physical Therapy*. Vol 34(7) :368-376. 2004.
194. Carlson R.E., Fleming L.L., Hutton W.C. The biomechanical relationship between the tendoachilles, plantar fascia and metatarsophalangeal joint dorsiflexion angle. *Foot ankle Int*. Vol 21(1): 18-25. 2000.
195. Hills A.P., Hennig E.M., McDonald M., Bar-Or O. 2001 Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: A biomechanical analysis. *International Journal of Obesity*. Vol 25: 1674-1679. 2001.
196. Cheng H.Y.K., Lin C.L., Chou S.W. Nonlinear finite element analysis of the plantar fascia due to the windlass mechanism. *Foot Ankle Int*. Vol 29 (8): 845-851. 2008.
197. Cavanagh P.R., Sims D.S. Sanders L.J. Body is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men. *Diabetes Care*. Vol 14: 750-755. 1991.
198. Mittal D., Raja S., Geary N.P.J. The modified McBride procedure: Clinical, radiological, and pedobarographic evaluations. *J Foot Ankle Surg*. Vol 45(4): 235-239. 2006.
199. Sánchez-Gómez R, Becerro-de-Bengoa-Vallejo R, Losa-Iglesias ME, Calvo-Lobo C, Navarro-Flores E, Palomo-López P, Romero-Morales C, López-López D. Reliability Study of Diagnostic Tests for Functional Hallux Limitus. *Foot Ankle Int*. 2020 Apr;41(4):457-462. doi: 10.1177/1071100719901116. Epub 2020 Jan 29. PMID: 31994419.
200. Hopson MM, McPoil TG, Cornwall MW Motion of the first metatarsophalangeal joint: reliability and validity of four measurement techniques. *J Am Podiatr Med Assoc*. Vol 85: 198–204. 1995.



- 
201. Kapandji I.A. 1998. Cuadernos de fisiología articular. Miembro inferior (Tomo 2). Barcelona. Ed. Masson.
  202. Anjos D.M., Gomes L.P., Malosa-Sampaio L.M., Ferrari-Correa J.C. Assessment of plantar pressure and balance in patients with diabetes. *Arch Med Sci*. Vol 1:43-48. 2010.
  203. Zequera M.L., Perdomo-Charry O.J., Wilches C., Vizcaya P. Pilot study: Assessing repeatability of the EcoWalk platform resistive pressure sensors to measure plantar pressure during barefoot standing. *Jour Phy Conf Series*. Vol 450(1): 2029. 2013.
  204. Kernozek T., Roehrs T., McGarvey S. Analysis of plantar loading parameters pre- and post-surgical intervention for Hallux valgus. *Clin Biomech*. Vol 12(3): 18-19. 1997.



## **XII - ANEXOS**



## ANEXO 1: Certificado de Ortesis plantares elaboradas.



# Clínica del Pie

**D. VÍCTOR HERNÁNDEZ GOMBAU**

EN CALIDAD DE

**PODÓLOGO GERENTE**

Certifica que,

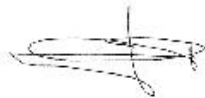
Los tratamientos ortopodológicos que son adaptados a los pacientes que intervienen en el proyecto de investigación del Programa de Doctorado de la Universidad Católica de San Antonio de Murcia, “Análisis de las variables baropodométricas en el tratamiento ortopodológico del **Hallux Limitus**”, cumplen toda la normativa **CE** y son aportados por el Investigador Doctorando,

Responsabilizándose de todos los aspectos económicos que conllevan relacionados con su fabricación, adaptación y mantenimiento.

Y para que quede constancia a todos los efectos,

Firmo la presente certificación

En Murcia, día 11 de octubre de 2017



Víctor Hernández Gombau



Clínica del Pie



MrFoot.es



PODOLIVE  
Podología y Biomecánica

## ANEXO 2: Certificado de Comité de Ética de UCAM.



## COMITÉ DE ÉTICA DE LA UCAM

## DATOS DEL PROYECTO

<b>Título:</b>	“Análisis de las variables baropodométricas en el tratamiento ortopodológico del Hallux Limitus”	
<b>Investigador Principal</b>	<b>Nombre</b>	<b>Correo-e</b>
Dr.	Manuel Pardo Ríos	mpardo@ucam.edu

## INFORME DEL COMITÉ

<b>Fecha</b>	27/10/2017	<b>Código</b>	CE101707
--------------	------------	---------------	----------

## Tipo de Experimentación

Investigación experimental clínica con seres humanos	<input checked="" type="checkbox"/>
Utilización de tejidos humanos procedentes de pacientes, tejidos embrionarios o fetales	<input type="checkbox"/>
Utilización de tejidos humanos, tejidos embrionarios o fetales procedentes de bancos de muestras o tejidos	<input type="checkbox"/>
Investigación observacional con seres humanos, psicológica o comportamental en humanos	<input type="checkbox"/>
Uso de datos personales, información genética, etc.	<input type="checkbox"/>
Experimentación animal	<input type="checkbox"/>
Utilización de agentes biológicos de riesgo para la salud humana, animal o las plantas	<input type="checkbox"/>
Uso de organismos modificados genéticamente (OMGs)	<input type="checkbox"/>

## Comentarios Respecto al Tipo de Experimentación

Nada Obsta

## Comentarios Respecto a la Metodología de Experimentación

Nada Obsta



**ANEXO 3: Consentimiento informado.****CONSENTIMIENTO INFORMADO**

Yo, ....., con DNI:.....

DECLARO:

Haber sido informado/a del estudio y procedimientos de la investigación del Proyecto titulado: **“ANÁLISIS DE LAS VARIABLES BAROPODOMETRICAS EN EL TRATAMIENTO ORTOPODOLÓGICO DEL *HALLUX LIMITUS*”**. Los investigadores que van a acceder a mis datos personales y a los resultados de las pruebas son: **DR. D. MANUEL PARDO RIOS, DR. D. FERNANDO UBEDA GARCIA, DR. D. JULIAN GARCIA CARRASCO, D. VICTOR HERNANDEZ GOMBAU**

Asimismo, he podido hacer preguntas del estudio, comprendiendo que me presto de forma voluntaria al mismo y que en cualquier momento puedo abandonarlo sin que me suponga perjuicio de ningún tipo.

CONSIENTO:

1.-) Someterme a las siguientes pruebas exploratorias (en su caso): **VALORACION GONIOMETRICA 1ª ARTICULACION METATARSOFALANGICA, ANALISIS DE PRESIONES MEDIANTE PLATAFORMA DINAMOMETRICA.**

2.-) El uso de los datos obtenidos según lo indicado en el párrafo siguiente:

En cumplimiento de la Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal, le comunicamos que la información que ha facilitado y la obtenida como consecuencia de las exploraciones a las que se va a someter pasará a formar parte del fichero automatizado INVESALUD, cuyo titular es la FUNDACIÓN UNIVERSITARIA SAN ANTONIO, con la finalidad de INVESTIGACIÓN Y DOCENCIA EN LAS ÁREAS DE CONOCIMIENTO CIENCIAS EXPERIMENTALES Y CIENCIAS DE LA SALUD. Tiene derecho a acceder a esta información y cancelarla o rectificarla, dirigiéndose al domicilio de la entidad, en Avda. de los Jerónimos de Guadalupe 30107 (Murcia). Esta entidad le garantiza la adopción de las medidas oportunas para asegurar el tratamiento confidencial de dichos datos.

En Guadalupe (Murcia) a ..... de ..... de 201..

El investigador,

Fdo:.....

Fdo:.....

ANEXO 4: ANEXO H - Historia clínica-baropodométrica

ANEXO H. Recogida de datos

Fecha recogida datos: \_\_\_ / \_\_\_ / 20\_\_

**Nº Historia clínica:** D.N.I.:

**Apellidos:**

**Nombre:**

**Sexo:** V M **Edad:** años **Peso:** kg **Estatura:** cm **IMC:**

**Hallux Limitus:** HLF / HLE (Gr. ) **¿dolor?** S / N **FD MTFh:** Descarga  **Carga:**  °

**DIAGNOSTICO:**

**PIE:** Pronado Supinado

**Tto. Propuesto:** Cut-out   
Kinetic wedge   
Ext. Morton

1ª Medición

2ª Medición

3ª Medición

4ª Medición

○ Integral Presión (tiempo [saul])  
 □ Presión máxima (lpa)  
 △ Tiempo contacto (ms)

□ Presión fase de contacto (N)  
 □ Presión media (lpa)



**ANEXO 5:** Documento de información para sujetos sometidos a estudio.



## **DOCUMENTO DE INFORMACIÓN PARA SUJETOS SOMETIDOS A ESTUDIO**

### **QUÉ RIESGOS TIENE:**

**5.1 LOS MÁS FRECUENTES:** durante los primeros días pueden producirse problemas de adaptación (tales como) comunes por no estar acostumbrado al uso de ortesis plantares a medida, y en caso de haber llevado en alguna ocasión un tratamiento ortopodológico a que el diseño de ortesis sea distinto que remitirán progresivamente una vez que se haya adaptado. Para controlar esto se le darán unas indicaciones iniciales de uso para evitar estas situaciones y que resulten menos molestas.

**5.2 LOS MÁS GRAVES:** aparición de ampollas por roce del borde de la ortesis plantar con la planta del pie, que intentaremos evitar con la identificación temprana de zonas de hiperpresión una vez colocadas las ortesis.  
Reacciones alérgica con el forro, que serán resueltas con la sustitución con otro material.

### **6. SITUACIONES ESPECIALES QUE DEBEN SER TENIDAS EN CUENTA:**

En caso de presentar problemas de adaptación que no remitan ha de contactar con nosotros para identificar los motivos, y en caso de intolerancia, realizar modificaciones oportunas o cambiar el diseño de ortesis plantar.

### **7. OTRAS INFORMACIONES DE INTERÉS (a considerar por el/la profesional)**

El tratamiento ortopodológico propuesto tiene como finalidad:

- Mejorar la funcionalidad del primer radio.
- Mejorar el funcionamiento general del apoyo del pie.
- Mejorar o eliminar la lesión/patología a tratar, entendiendo que en ciertos casos puede ser necesaria la coadyuvancia de otras terapias (tales como rehabilitación, infiltraciones...) para obtener una resolución total de ella.

### **8. OTRAS CUESTIONES PARA LAS QUE LE PEDIMOS SU CONSENTIMIENTO**

Introducir otros datos obtenidos de las exploraciones realizadas para otros posibles estudios de investigación.