



UNIVERSITAT DE  
BARCELONA

## **Análisis de los cambios de presión en el antepié mediante la aplicación de diferentes tratamientos ortopodológicos**

Baldiri Prats Climent



Aquesta tesi doctoral està subjecta a la llicència **Reconeixement 4.0. Espanya de Creative Commons.**

Esta tesis doctoral está sujeta a la licencia **Reconocimiento 4.0. España de Creative Commons.**

This doctoral thesis is licensed under the **Creative Commons Attribution 4.0. Spain License.**



UNIVERSITAT DE BARCELONA



TESIS DOCTORAL

**Análisis de los cambios de presión en el antepié  
mediante la aplicación de diferentes tratamientos  
ortopodológicos**

**Baldiri Prats Climent**

**Barcelona 2014**



## **TESIS DOCTORAL**

**“Análisis de los cambios de presión en el antepié mediante la aplicación de diferentes tratamientos ortopodológicos”**

**Memoria presentada por Baldiri Prats Climent  
para optar al grado de Doctor por la Universitat de Barcelona**

**Directores:**

**Dra. M<sup>a</sup> Cristina Manzanares Céspedes**

**Dr. Antoni Vallès Segalés**

**Programa de doctorado: “Investigació en ciències de la salut”**

**Departamento de Podología**

**Facultad de Medicina**

**UNIVERSITAT DE BARCELONA**

A mis padres , Baldomero y Laura,  
por dedicarme toda su vida  
sin pedir nunca nada a cambio.

A mis hijas, Laia y Aina,  
por ser el motor de mi vida.

A mi mujer, Olga,  
por estar siempre a mi lado.

---

***AGRADECIMIENTOS***

En primer lugar quisiera mostrar mi agradecimiento a Virginia Novel, la persona que prácticamente desde mi incorporación a la Universidad, me ha aconsejado y me ha motivado para seguir adelante, permitiéndome trabajar a su lado. Gracias por haber confiado en mi.

Gracias a mis directores, al Dr. Antoni Vallès, por su entusiasmo desde el primer momento, por contagiarme su ilusión y sobre todo por abrir el camino cuando estaba un poco atascado y a la Dra. M<sup>a</sup> Cristina Manzanares por su predisposición y ayuda desde el inicio.

A Olga por el apoyo incondicional para realizar este proyecto y todos los demás, por aguantarme en mis malos momentos, y por hacer maravilloso todo lo que compartimos.

A mi buen amigo Carlos Vergés, por su fidelidad y por estar ahí siempre, por compartir esos ratos buenos y malos, y al resto de mis "patoamigos" Xavi, Rosa, Pepi y Joan, por acompañarme todos estos años de proyecto común. También a todos mis compañeros del Departamento de Podología, Toni, Carolina, Enrique, Elena, Manel y el resto de profesores que han compartido inquietudes durante estos años. Y, como no, al personal del Hospital Podològic de la Universitat de Barcelona, Rosa, Aure, Vanesa y el resto de profesionales, sin su ayuda no hubiera sido posible realizar este proyecto.

A Eva, por su colaboración constante en todo este tiempo, por facilitarme tanto el trabajo y por compartirlo siempre con una sonrisa.

Finalmente a mis padres, a mi hermana y al resto de mi familia y amigos, por el apoyo incondicional que siempre he tenido y por hacerme sentir vuestro cariño constantemente.

**ÍNDICE**

---

## ÍNDICE GENERAL

	<u>Pag.</u>
<b>1. Presentación.....</b>	<b>1</b>
1.1. Justificación.....	3
1.2. Antecedentes y estado actual del tema.....	6
<b>2. Introducción.....</b>	<b>11</b>
2.1. Biomecánica del antepié.....	13
2.1.1. Factores biomecánicos y patomecánicos del antepié relacionados con las sobrecargas metatarsianas.....	15
2.1.2. Deformidades del pie que provocan sobrecarga metatarsiana.....	16
2.1.3. Alteraciones biomecánicas relacionadas con sobrecarga metatarsiana.....	21
2.1.4. Métodos de análisis baropodométricos del pie.....	25
2.2. Tratamientos ortopodológicos.....	30
2.2.1. Tipos de tratamientos ortopodológicos.....	31
2.2.2. Soportes plantares.....	31
2.2.3. Ortesis digitales de silicona.....	37
<b>3. Hipótesis y objetivos.....</b>	<b>45</b>
3.1. Hipótesis.....	47
3.2. Objetivo general.....	47
3.3. Objetivos específicos.....	47
<b>4. Material y método.....</b>	<b>49</b>
4.1. Descripción del estudio.....	51
4.2. Diseño del estudio.....	51
4.2.1. Consentimiento informado.....	51
4.2.2. Sistema de registro de datos.....	52
4.2.3. Protocolo de recogida de datos.....	52
4.3. Descripción de las variables.....	55
4.3.1. Variables descriptivas de la muestra.....	56
4.3.2. Variables de presión.....	59
4.3.3. Variables de tratamientos ortopodológicos.....	62
4.4. Análisis estadístico.....	64

<b>5. Resultados.....</b>	<b>65</b>
5.1. Descripción de la muestra.....	67
5.2. Descripción del área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar.....	70
5.3. Comparación de áreas y presiones plantares en relación a la morfología del pie.....	77
5.4. Localización de las hiperqueratosis.....	79
5.5. Comparación de áreas de contacto y presiones plantares entre el pie derecho y el pie izquierdo.....	80
5.6. Comparación del área de contacto, medias y picos de presión plantar al aplicar los distintos tratamientos ortopodológicos, en ambos pies.....	86
<b>6. Discusión.....</b>	<b>93</b>
6.1. Influencia del género y la edad en las variables estudiadas.....	95
6.2. Relación de las presiones plantares con el índice de masa corporal.....	96
6.3. Análisis de la morfología del pie.....	98
6.4. Relación entre la presión máxima y la presencia de hiperqueratosis.....	100
6.5. Comparación entre ambos pies.....	102
6.6. Comparación del área de contacto al aplicar los distintos tratamientos ortopodológicos.....	103
6.7. Comparación de medias de presión plantar al aplicar los distintos tratamientos ortopodológicos.....	104
6.8. Comparación del pico de presión plantar al aplicar los distintos tratamientos ortopodológicos.....	109
<b>7. Conclusiones.....</b>	<b>115</b>
<b>8. Limitaciones del presente estudio y perspectivas de futuro.....</b>	<b>119</b>
<b>9. Bibliografía.....</b>	<b>123</b>
<b>10. Anexos.....</b>	<b>131</b>

## ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 2.1	Deformidades del antepié en el plano frontal.	19
Figura 2.2	Deformidades del primer radio.	20
Figura 2.3	Palmilla-sensor para sistema F-scan®.	28
Figura 2.4	Componentes del sistema F-scan® de análisis informatizado.	29
Figura 2.5	Molde en posición neutra.	34
Figura 2.6	Molde en carga controlada.	35
Figura 2.7	Soporte plantar termoformado.	36
Figura 2.8	Prótesis para amputación digito-metatarsiana.	38
Figura 2.9	Ortesis submetatarsiana.	39
Figura 2.10	Descarga subdigital de silicona masilla.	41
Figura 4.1	Huella promedio de todos los pasos registrados.	54
Figura 4.2	Áreas de análisis utilizadas en el estudio.	54
Figura 4.3	Huellas utilizadas en el estudio.	55
Figura 4.4	Análisis de la superficie de contacto.	59
Figura 4.5	Análisis de la presión media de la primera cabeza metatarsiana.	60
Figura 4.6	Análisis de la presión media de las cabezas metatarsianas centrales.	60
Figura 4.7	Análisis de la presión media de la quinta cabeza metatarsiana.	61
Figura 4.8	Análisis del pico presión de las cabezas metatarsianas centrales.	61
Figura 4.9	Soporte plantar starflex®.	62
Figura 4.10	Molde en carga.	62
Figura 4.11	Soportes termoformables a medida.	63
Figura 4.12	Ortesis subdigital.	64

## ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1	Causas de sobrecarga metatarsiana.	16
Tabla 5.1	Distribución del género en los pacientes.	67
Tabla 5.2	Descriptiva de la edad, altura y peso de los pacientes.	67
Tabla 5.3	Índice de masa corporal.	68
Tabla 5.4	Fórmula metatarsiana.	68
Tabla 5.5	Fórmula digital.	68
Tabla 5.6	Morfología del pie.	69
Tabla 5.7	Ángulo de la marcha.	69
Tabla 5.8	Tipos de dedo en garra.	69
Tabla 5.9	Área de contacto del antepié derecho según el tratamiento aplicado.	70
Tabla 5.10	Área de contacto del antepié izquierdo según el tratamiento aplicado.	70
Tabla 5.11	Presión plantar media en el antepié derecho según el tratamiento aplicado.	71
Tabla 5.12	Presión plantar media en el antepié izquierdo según el tratamiento aplicado.	71
Tabla 5.13	Presión plantar media en la primera cabeza metatarsiana derecha según el tratamiento aplicado.	72
Tabla 5.14	Presión media en la primera cabeza metatarsiana izquierda según el tratamiento aplicado.	72
Tabla 5.15	Presión plantar media en las cabezas metatarsianas centrales derechas según el tratamiento aplicado.	72
Tabla 5.16	Presión plantar media en las cabezas metatarsianas centrales izquierdas según el tratamiento aplicado.	73
Tabla 5.17	Presión plantar media en la quinta cabeza metatarsiana derecha según el tratamiento aplicado.	73
Tabla 5.18	Presión plantar media en la quinta cabeza metatarsiana izquierda según el tratamiento aplicado.	73
Tabla 5.19	Pico de presión plantar en el antepié derecho según el tratamiento aplicado.	74
Tabla 5.20	Pico de presión plantar en el antepié izquierdo según el tratamiento aplicado.	74
Tabla 5.21	Pico de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana derecha según el tratamiento aplicado.	75
Tabla 5.22	Pico de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana izquierda según el tratamiento aplicado.	75
Tabla 5.23	Pico de presión plantar en las cabezas metatarsianas centrales derechas según el tratamiento aplicado.	75
Tabla 5.24	Pico de presión plantar en las cabezas metatarsianas centrales izquierdas según el tratamiento aplicado.	76
Tabla 5.25	Pico de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana derecha según el tratamiento aplicado.	76
Tabla 5.26	Pico de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana izquierda según el tratamiento aplicado.	76
Tabla 5.27	Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con la fórmula metatarsiana.	77
Tabla 5.28	Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con la fórmula digital.	77

Tabla 5.29	Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con la morfología del pie.	78
Tabla 5.30	Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con el ángulo de marcha.	78
Tabla 5.31	Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con el tipo de garra digital.	79
Tabla 5.32	Localización de hiperqueratosis en las cabezas metatarsianas.	79
Tabla 5.33	Comparación de área de contacto entre ambos pies sin tratamiento.	80
Tabla 5.34	Comparación de área de contacto entre ambos pies con soporte starflex®.	80
Tabla 5.35	Comparación de área de contacto entre ambos pies con soporte termoformado.	80
Tabla 5.36	Comparación de área de contacto entre ambos pies con ortesis digital.	81
Tabla 5.37	Comparación de área de contacto entre ambos pies con ortesis y soporte starflex®.	81
Tabla 5.38	Comparación de área de contacto entre ambos pies con ortesis y soporte termoformado.	81
Tabla 5.39	Comparación de presión plantar media entre ambos pies sin tratamiento.	81
Tabla 5.40	Comparación de presión plantar media entre ambos pies con soporte starflex®.	82
Tabla 5.41	Comparación de presión plantar media entre ambos pies con soporte termoformado.	82
Tabla 5.42	Comparación de presión plantar media entre ambos pies con ortesis.	82
Tabla 5.43	Comparación de presión plantar media entre ambos pies con ortesis y soporte starflex®.	83
Tabla 5.44	Comparación de presión plantar media entre ambos pies con ortesis y soporte termoformado.	83
Tabla 5.45	Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies sin tratamiento.	83
Tabla 5.46	Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con soporte starflex®.	84
Tabla 5.47	Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con soporte termoformado.	84
Tabla 5.48	Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con ortesis.	84
Tabla 5.49	Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con ortesis y soporte starflex®.	85
Tabla 5.50	Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con ortesis y soporte termoformado.	85
Tabla 5.51	Comparación del área de contacto sin tratamiento y con soporte starflex®.	86
Tabla 5.52	Comparación del área de contacto sin tratamiento y con soporte termoformado.	86
Tabla 5.53	Comparación del área de contacto sin tratamiento y con ortesis.	86
Tabla 5.54	Comparación del área de contacto sin tratamiento y con ortesis más soporte starflex® .	87

Tabla 5.55	Comparación del área de contacto sin tratamiento y con ortesis más termoformado.	87
Tabla 5.56	Comparación de la presión media sin tratamiento y con soporte starflex®.	87
Tabla 5.57	Comparación de la presión media sin tratamiento y con soporte termoformado.	88
Tabla 5.58	Comparación de la presión media sin tratamiento y con ortesis.	88
Tabla 5.59	Comparación de la presión media sin tratamiento y con ortesis más soporte starflex®.	89
Tabla 5.60	Comparación de la presión media sin tratamiento y ortesis más soporte termoformado.	89
Tabla 5.61	Comparación del pico de presión sin tratamiento y con soporte starflex®.	90
Tabla 5.62	Comparación del pico de presión sin tratamiento y con soporte termoformado.	90
Tabla 5.63	Comparación del pico de presión sin tratamiento y con ortesis.	91
Tabla 5.64	Comparación del pico de presión sin tratamiento y con ortesis más soporte starflex®.	91
Tabla 5.65	Comparación del pico de presión plantar sin tratamiento y con ortesis más soporte termoformado.	92
Tabla 6.1	Coincidencia de presión máxima y presencia de hiperqueratosis.	101
Tabla 6.2	Tabla resumen de las diferencias estadísticamente significativas obtenidos en el estudio.	105
Tabla 6.3	Comparación del valor de presiones plantares obtenidos en resultados obtenidos en diferentes estudios.	109

## ÍNDICE DE GRÁFICAS

Grafica 6.1	Comparación de áreas al aplicar los tratamientos ortopodológicos.	103
Gráfica 6.2	Comparación de presión plantar media en el antepié al aplicar los tratamientos ortopodológicos.	106
Gráfica 6.3	Comparación de presión plantar media en la primera cabeza metatarsiana al aplicar los tratamientos ortopodológicos.	106
Gráfica 6.4	Comparación de presión plantar media en las cabezas metatarsianas centrales al aplicar los tratamientos ortopodológicos.	107
Gráfica 6.5	Comparación de presión plantar media en la quinta cabeza metatarsiana al aplicar los tratamientos ortopodológicos.	108
Gráfica 6.6	Comparación del pico de presión plantar en antepié al aplicar los tratamientos ortopodológicos.	110
Gráfica 6.7	Comparación del pico de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana al aplicar los tratamientos ortopodológicos.	111
Gráfica 6.8	Comparación del pico de presión plantar en las cabezas metatarsianas centrales al aplicar los tratamientos ortopodológicos.	112
Gráfica 6.9	Comparación del pico de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana al aplicar los tratamientos ortopodológicos.	113

## ***1 . PRESENTACIÓN***

---

### **1.1. JUSTIFICACIÓN**

El pie es una estructura anatómica tridimensional muy compleja formada por veintiocho huesos, treinta y tres articulaciones, veinte músculos y numerosos ligamentos que permite al ser humano, no tan solo mantener una posición bípeda, sino también su desplazamiento. El estudio de la biomecánica ha permitido describir el funcionamiento del pie como elemento fundamental en la marcha humana a través de la influencia que tienen los diferentes tipos de fuerza sobre el mismo durante su actividad dinámica, teniendo en cuenta que, del correcto funcionamiento de los pies depende el comportamiento del resto de la cadena cinética humana. Al mismo tiempo, conocer como actúan estas fuerzas ha permitido el desarrollo de estrategias terapéuticas para mejorar su funcionalidad, no tan solo a través del diseño de tratamientos ortésicos, sino también gracias al diseño del calzado.

El conocimiento del comportamiento mecánico del pie también ha supuesto un avance en la comprensión de la etiología de las diferentes patologías que puede presentar, ya que muchas de ellas tienen relación directa con la influencia de los diferentes tipos de fuerza que pueden actuar sobre el mismo. Las de acción muscular, de peso y de reacción del suelo constituyen las principales fuerzas a las que se ve sometido el pie al caminar.

La consecuencia directa de la acción de estas fuerzas implica la aparición de zonas concretas del pie en las que se incrementa la presión, lo que desencadena la aparición de la mayoría de síndromes dolorosos del pie. Este aumento de presión suele traducirse en la formación de zonas hiperqueratósicas, que pueden ir evolucionando hacia la formación de helomas, higromas, úlceras y otras lesiones que pueden incluso desencadenar, en pacientes con complicaciones vasculares o neurológicas, en amputaciones parciales del pie.

Dentro de los cuadros dolorosos que afectan al pie, la metatarsalgia se muestra como uno de los más frecuentes. Diferentes alteraciones morfológicas, estructurales o funcionales del pie condicionan sobrecargas e hiperpresiones en determinadas zonas del antepié que, con el paso del tiempo, provocan la aparición de sintomatología. Existen además factores intrínsecos, como determinadas patologías de carácter general, y otros extrínsecos, como el uso de un determinado tipo de calzado, que también influyen en esta alteración, aunque está reconocido que la sobrecarga de origen mecánico es la principal etiología.

Los tratamientos ortopodológicos, como los soportes plantares o las ortesis de silicona, utilizados individualmente o combinados entre sí, han sido y siguen siendo una opción óptima para tratar trastornos que cursan con deformidades o cuadros sintomatológicos asociados a alteraciones de la funcionalidad dinámica del pie. Son tratamientos de primera elección puesto que son opciones terapéuticas conservadoras, relativamente fáciles de confeccionar y que proporcionan la posibilidad de modificación.

El tratamiento más utilizado para aliviar el dolor es la aplicación de soportes plantares de descarga, con los cuales se intenta disminuir la hiperpresión del antepié a través de la compensación de las alteraciones biomecánicas. Otro tratamiento que se utiliza habitualmente en esta sintomatología, son las ortesis digitales de silicona, bien como único tratamiento o bien combinado con el uso de soportes plantares.

La motivación personal para la realización de este estudio viene condicionada por la dedicación a la confección de tratamientos ortopodológicos desde mi graduación y posterior incorporación a la universidad, al ser asignado al área de Ortopodología de la Escuela de Podología de la Universitat de Barcelona. En esta disciplina se desarrollan todas las asignaturas que se basan en la confección y aplicación de tratamientos ortésicos para su aplicación en patologías podológicas. Durante este tiempo uno de mis objetivos ha sido demostrar el efecto de dichos tratamientos sobre el pie. La referencia utilizada para justificar dicho efecto ha sido tradicionalmente la mejora de la

sintomatología descrita por los pacientes tratados. En el transcurso de mi carrera docente y asistencial la aplicación de tratamientos ortopodológicos para tratar el dolor ha ido evolucionando en la incorporación de nuevos materiales y técnicas. Esta evolución ha incrementado la variedad en los tipos de tratamiento aplicados, sin embargo en todos ellos se ha conseguido una mejora de la sintomatología referida por los pacientes tratados lo que ha permitido una valoración cualitativa pero no cuantitativa de su efecto, al no existir herramientas adecuadas para hacer este tipo de análisis.

La incorporación de nuevos sistemas de valoración biomecánica informatizados ha permitido obtener esta cuantificación, y su rápida evolución ha facilitado realizar cada vez mediciones más fiables y por tanto una mejor evaluación de los datos obtenidos. En este sentido para este estudio se ha utilizado el sistema F-Scan<sup>®</sup> Mobile, que ha sido validado y utilizado en numerosos estudios publicados.

Diversos estudios han medido las presiones en el antepié, la incidencia de hiperpresiones en pacientes diabéticos o los cambios producidos por el uso de determinados tipos de calzado o de soportes plantares, sin embargo existe poca literatura respecto del efecto de las ortesis digitales de silicona aplicadas al antepié y ninguno que haga referencia a la relación entre el uso de soportes plantares combinados con ortesis y los cambios de presión que ello provoca en el antepié. Nuestro estudio incide en esta cuestión, demostrando los cambios de presión que se producen en el antepié con el uso de soportes plantares y el uso de ortesis digitales o ambos a la vez, mediante la medición de este parámetro a través de sistemas de captación informatizados.

De todos los tipos de tratamientos ortopodológicos posibles y que se utilizan de modo habitual en la clínica para disminuir la presión en el antepié, se ha elegido un tipo de soporte estándar de material rígido, otro confeccionado a medida con materiales más flexibles, para poder comparar dos modelos de tratamiento con características diferentes, y su combinación con una ortesis digital de silicona.

La principal aportación del estudio es, precisamente, la comprobación del efecto que puede tener sobre el antepié la combinación de tratamientos ortopodológicos plantares y digitales, ya que esta combinación puede suponer no solo la mejora en muchas patologías que cursan con dolor en el antepié gracias al mejor control de las hiperpresiones plantares, sino también la mejora de otros aspectos como la actividad deportiva, la funcionalidad en pacientes con enfermedades degenerativas, e incluso la prevención de amputaciones en pacientes diabéticos.

## **1.2 ANTECEDENTES Y ESTADO ACTUAL DEL TEMA**

El tratamiento de las sobrecargas metatarsianas con determinados tipos de plantillas se remonta a mediados del siglo pasado, cuando en determinados tratados de ortopedia se describen elementos de descarga con el objetivo de mejorar la sintomatología dolorosa presente en el pie (Lelièvre, 1993).

Diversos estudios han medido las presiones del antepié en condiciones de normalidad (Martínez *et al*, 2007), y también en otras condiciones como la fatiga (Bisiaux *et al*, 2008). También ha sido cuantificada la incidencia de la presión en pies de pacientes diabéticos (Mueller *et al*, 2003; Abouaasha *et al*, 2004) o los cambios producidos por el uso de determinados tipos de calzado (Hans-Dieter *et al*, 2006), pero existe poca literatura respecto de la relación entre el uso de soportes plantares y los cambios de presión en el antepié.

El efecto de las descargas en el antepié se ha demostrado en pacientes con artritis reumatoide, los cuales sufren en muchas ocasiones grandes sobrecargas en las cabezas metatarsianas. La deformidad articular progresiva y el desplazamiento del panículo adiposo predisponen a la presencia de metatarsalgia asociada. Las descargas metatarsianas ofrecen tratamiento inmediato y distribuyen las fuerzas de forma equilibrada (Jakson *et al*, 2004; Chang *et al*, 2012; Koenraadt *et al*, 2012).

Bus *et al*, (2005) demostraron la presencia de presiones elevadas en el antepié en pacientes diabéticos que presentaban dedos en garra o en martillo. Sugieren que el factor que explica la asociación entre dedos en martillo o en garra y la hiperpresión de antepié es el desplazamiento distal de la almohadilla del pániculo adiposo, causando una reducción del grosor de dicho pániculo debajo de las cabezas metatarsianas, pero no lo relacionan con el uso de ningún tratamiento.

En un estudio realizado por el departamento de Ortopedia y Traumatología de la Universidad de Hong Kong (Bonnie *et al*, 2004), se comparó la efectividad de diferentes diseños de soportes plantares para redistribuir presiones durante la marcha en pacientes diabéticos. Las presiones plantares dinámicas del pie fueron comparadas con diferentes soportes, incluyendo solamente el zapato, una plantilla plana y una plantilla adaptada sobre un molde del pie obtenido en tres condiciones: carga, semicarga y descarga. El uso de soportes plantares redujo significativamente el pico de presión y el tiempo de exposición a la presión, incrementando el área de contacto. Los soportes adaptados al molde fueron significativamente mejores que las plantillas planas, ofreciendo los mejores resultados los soportes obtenidos con los moldes en semicarga.

Guldmond *et al*, (2006) también compararon el efecto de soportes plantares confeccionados sobre molde en la distribución de las presiones plantares dinámicas. Utilizaron como métodos de moldeado las espumas fenólicas en carga total y semicarga, con la articulación subtalar en posición neutra y el método de venda de yeso en suspensión con dicha articulación igualmente neutra. Los soportes obtenidos bajo espuma fenólica proporcionaron mayor área de contacto que los métodos con venda de yeso. Esto se debe en parte a la expansión de tejidos blandos que ocurre durante la carga. Los efectos de los diferentes métodos de moldeado en cuanto a picos de presiones obtenidos fueron, virtualmente, los mismos para todos los tipos de soporte. Sin embargo, todos los soportes disminuyeron los picos de máxima presión al ser comparados los valores con los resultados obtenidos sin el uso de tratamiento ortopodológico.

Otros estudios demuestran la efectividad de los tratamientos ortopodológicos en función de los materiales empleados en su confección (Tong, 2013). Hinz *et al*, (2008) comparan los picos de máxima presión plantar con el uso de cuatro tipos diferentes de soporte plantar, en botas militares de la armada alemana. Los mejores resultados se obtuvieron con materiales de última generación como espumas de polietileno, E.V.A. (Etil-Vinil-Acetato) y neopreno, no tan solo en términos de la sensación percibida por el paciente durante la marcha, sino también en las propiedades objetivas demostradas respecto de los efectos positivos de los parámetros de presión, fuerza e impulso.

También se han analizado otros aspectos como la modificación del gasto energético al usar soportes plantares y su relación con el uso de determinados tipos de calzado, demostrando que los zapatos de tacón alto son menos eficientes energéticamente que los zapatos planos. El uso de soportes plantares puede mejorar, no solo la sensación de confort, sino también la eficiencia energética (Curran *et al*, 2010).

Sobre el efecto de las ortesis plantares en los cambios de presión del antepié, un proyecto de investigación aprobado en la Convocatoria Interna de Ayuda a la Investigación de la Escuela Universitaria de Enfermería de la Universitat de Barcelona (2006), nos permitió comparar el efecto de dos tipos de soporte plantar en las presiones del antepié. Se demostró la existencia de disminución de presión tanto en el uso de una plantilla estándar, como en el uso de un soporte confeccionado a medida. Sin embargo, los mejores resultados al analizar tanto los metatarsianos de forma aislada como el antepié de forma global, se obtuvieron con este último tipo de soporte.

Más difícil es encontrar bibliografía respecto al efecto de las ortesis digitales de silicona. Un estudio realizado en la Unidad de Pie Diabético del Centro Médico de la Universidad de Medicina de Tel Aviv (Slater *et al*, 2006), utiliza el sistema F-Scan<sup>®</sup> para demostrar la reducción de la presión plantar en los dedos del pie. En el pie diabético es frecuente encontrar presiones elevadas y ulceraciones en la zona plantar de los dedos, generalmente acompañadas con la presencia de hiperqueratosis y helomas. Este estudio determinó que la enucleación del

heloma y la confección de una ortesis digital de silicona, reducían significativamente la presión plantar digital.

Las ortesis digitales de silicona no sólo tienen efecto a nivel de los dedos del pie, sino también actúan directamente sobre las presiones de la zona metatarsiana. La aplicación de este tipo de ortesis digitales provoca cambios a nivel de las presiones y de las superficies de contacto en diferentes zonas del antepié (Prats *et al*, 2006). En dicho estudio se pudo comprobar que al establecer una visión conjunta entre primer radio, radios centrales y quinto radio se observa que en primer y quinto radio aumenta la presión, mientras que esta disminuye en los radios centrales, lo que sugeriría que la aplicación de estos tratamientos puede mejorar una metatarsalgia mecánica si la asociamos a una reducción de las fuerzas verticales o de cizallamiento.

## **2. INTRODUCCIÓN**

---

## **2.1. BIOMECÁNICA DEL ANTEPIÉ**

Para entender la biomecánica del antepié es necesario conocer la anatomía del pie en su conjunto, ya que los tres segmentos que lo componen, antepié, mediopié y retropié, están completamente interrelacionados por lo que cualquier alteración en alguno de ellos implica una repercusión en los otros dos (Viladot *et al*, 2002).

- El retropié o tarso posterior está compuesto por el astrágalo y el calcáneo. El astrágalo es la pieza de unión entre el resto del pie y los huesos de la pierna, como un componente de la articulación del tobillo. El calcáneo es el mayor de los huesos del tarso. Ambos huesos se unen mediante la articulación subtalar que es probablemente la articulación más importante del pie y principal responsable de los mecanismos de compensación de éste.

- El mediopié o tarso anterior está constituido medialmente por el hueso navicular, articulándose distalmente con los tres cuneiformes o cuñas y lateralmente con el cuboide. La articulación que une el mediopié y el antepié se conoce con el nombre de articulación mediotarsiana o de Chopart, que está compuesta por dos articulaciones distintas la talo-navicular medialmente y la calcáneo-cuboidea en situación lateral.

- El antepié está formado por el metatarso y los dedos unidos por las articulaciones metatarso-falángicas, y se conecta con el resto del pie a través de la articulación tarsometatarsiana o de Lisfranc. El antepié está compuesto por cinco metatarsianos y por las falanges, en número de dos para el primer dedo y tres para el resto de dedos menores. Existe una variabilidad en cuanto a la longitud relativa de los dedos y la longitud de los metatarsianos, lo que se conoce como fórmula digital y fórmula metatarsiana, que, como veremos posteriormente, influye notablemente en la funcionalidad del pie.

- La aponeurosis plantar es una estructura ligamentosa que se puede considerar que une los tres segmentos. Se extiende desde el calcáneo hasta las falanges proximales y juega un papel esencial en la estabilización del pie y la morfología del arco longitudinal, contribuyendo a la presencia de muchas patologías y síndromes comunes en la práctica podológica (Pontius *et al*, 1996).

Al mismo tiempo y para entender algunos aspectos biomecánicos, se pueden dividir estos segmentos anatómicos en un plano sagital, formando las columnas medial y lateral del pie (Whitney, 2006):

- La columna medial está formada por el astrágalo, navicular y primer radio. La columna medial es dinámica y debido a la cantidad de movimiento que muestra, suele presentar muchas alteraciones clínicas.
- La columna lateral esta compuesta por el calcáneo, cuboides, cuarto y quinto radios. Esta columna es estática, debido a que la morfología de la articulación calcáneo-cuboidea limita el movimiento.

La relación entre estas estructuras marcará el funcionamiento del pie durante las diferentes fases de la marcha. Durante la fase de apoyo temprana, el pie atenúa las fuerzas de reacción del suelo asociadas al choque de talón y llega a ser un adaptador móvil necesario para acomodar las irregularidades del terreno. Durante la fase de apoyo tardía, el pie se convierte en un brazo de palanca rígido necesario para la transferencia efectiva del peso del cuerpo del retropié al antepié después de producirse la elevación del talón (Pontius *et al*, 1996).

El pie, tanto en su función estática como en su función dinámica, puede presentar alteraciones que afectan principalmente a la estabilidad y al efecto de las fuerzas que inciden sobre sus estructuras. El retropié, al ser una estructura vertical, presenta principalmente problemas de estabilidad, mientras que el antepié, al ser una estructura horizontal, presenta problemas de sobrecarga (Viladot *et al*, 2002).

### **2.1.1. Factores biomecánicos y patomecánicos del antepié relacionados con las sobrecargas metatarsianas**

Las sobrecargas que aparecen en el antepié pueden tener múltiples causas, siendo las principales de origen mecánico, ya que es la zona más susceptible de ser influenciada por los efectos de las fuerzas que le llegan, tanto las de la extremidad inferior como las fuerzas de reacción del suelo. Estas fuerzas provocarán un determinado comportamiento del pie dependiendo de su estructura y de la resistencia de sus componentes, lo que permite clasificar las distintas deformidades en rígidas o flexibles.

En la práctica podológica se ha definido teóricamente el pie normal como aquel que presenta una total perpendicularidad entre la superficie plantar del antepié y la bisectriz del retropié en el plano frontal. Tradicionalmente, en la escuela europea, la exploración clínica del pie se ha realizado con el paciente en carga sobre un podoscopio o banco de marcha, de forma que la obtención del diagnóstico se ha basado en la visualización del pie y de la extremidad inferior, casi exclusivamente en un plano frontal y posterior, al mismo tiempo que se ha dado mucha importancia a la superficie de apoyo o huella plantar reflejada en los diferentes sistemas de valoración podológica utilizados para su registro (Lelièvre, 1993; Viladot *et al*, 2002).

Esta forma de entender el comportamiento biomecánico del pie, ha condicionado que la mayor parte de los diagnósticos se basen en la desviación en valgo o varo del retropié y en la mayor o menor altura de la bóveda plantar, de forma que la mayoría de pacientes se diagnostican como pie cavo-varo o pie plano-valgo. Así se otorga al retropié la exclusividad en el origen o etiología de las alteraciones biomecánicas del pie, y consecuentemente esto ha condicionado el diseño de tratamientos ortésicos que no siempre han resuelto la sintomatología de los pacientes.

La incorporación del "paradigma de Root" (Root *et al*, 1977) al estudio de la biomecánica y de la patomecánica podológicas clásicas ha supuesto un cambio en la forma de entender el funcionamiento del pie, y su principal

aportación ha sido la de determinar una posición neutra a partir de la cual se valora la relación antepié-retropié, determinando a partir de esta posición donde se encuentra la alteración morfológica o funcional que desencadena la aparición de sintomatología. Otro aspecto importante de este modelo es la descripción de los mecanismos de compensación que ocurren en el pie para acomodar las alteraciones estructurales del mismo. Pero la principal aportación, comparándola con las teorías tradicionales, es el hecho de incorporar el antepié como posible etiología patomecánica, describiendo las diferentes alteraciones que se pueden presentar en él.

Según su etiología podríamos clasificar los factores biomecánicos y patomecánicos relacionados con las sobrecargas metatarsianas del antepié en dos grandes grupos: por un lado las deformidades estructurales del pie, relacionadas directamente con la morfología, y por otro las alteraciones biomecánicas del mismo, de carácter funcional (Valmasy,1996; Michaud,1997).

Tabla 2.1 – Causas de sobrecarga metatarsiana.

<b>Etiología de las sobrecargas metatarsianas</b>	
<b><i>Deformidades del pie</i></b>	<b><i>Alteraciones biomecánicas</i></b>
<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pie equino.</li> <li>- Pie plano.</li> <li>- Pie cavo.</li> <li>- Antepié valgo.</li> <li>- Antepié varo.</li> <li>- Retropié varo.</li> <li>- Primer radio plantarflexionado.</li> <li>- Primer radio dorsiflexionado.</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>- Pronación.</li> <li>- Hiper movilidad metatarsiana.</li> <li>- Longitud metatarsiana.</li> <li>- Alineación dígito-metatarsiana.</li> </ul>

### **2.1.2. Deformidades del pie que provocan sobrecarga metatarsiana**

#### *Pie equino.*

Se trata de una deformidad en el plano sagital en la que hay menos de diez grados de dorsiflexión disponible a nivel de la articulación del tobillo, partiendo del pie en su posición neutra y con la rodilla extendida. La posición plantarflexionada del antepié respecto al retropié supone que la zona plantar

metatarsiana recibe una mayor presión cuando sobre el actúan las fuerzas de reacción del suelo (Root *et al*, 1977).

La sobrecarga está presente en todas las cabezas metatarsianas, principalmente en las centrales debido a la mayor movilidad de las laterales que dorsiflexionan ante las fuerzas reactivas del suelo. Existiendo una relación directa entre la contracción del músculo gastrocnemio y el aumento de presión en la zona metatarsiana (Chen *et al*, 2012; Macklin *et al*, 2012).

#### *Pie plano.*

En la práctica clínica se acepta clasificar así a aquellos pies cuya estructura se caracteriza por una disminución importante o por la ausencia de la bóveda plantar. Casi todos los pies sufren algún aplanamiento del arco longitudinal medial cuando pasan de la posición de descarga a la de carga. Sin embargo, la mayor parte de pies que presentan un aplanamiento significativo de la bóveda plantar en bipedestación pueden mostrar una apariencia normal de la forma del arco longitudinal medial durante el examen en descarga. Estos pies se han descrito como pies planos flexibles. También puede encontrarse esta deformidad fija o estructurada, y en este caso la altura de la bóveda plantar se encuentra ya disminuida cuando el pie se encuentra en descarga (Lelièvre, 1993; Viladot *et al*, 2002).

A pesar de que esta deformidad muestra múltiples causas y presentaciones, la sobrecarga metatarsiana suele estar presente principalmente en la zona medial del antepié, debido al exceso de pronación que acompaña a la deformidad. La corrección quirúrgica de esta deformidad comporta incremento de presión en el aspecto lateral del pie (Ellis *et al*, 2010).

#### *Pie cavo.*

Pie cavo es aquel que está caracterizado por tener un arco longitudinal interno excesivamente alto, es decir, que presenta un aumento anormal de la altura de la bóveda plantar (Lelièvre, 1993; Viladot *et al*, 2002). El desequilibrio muscular y el componente neurológico se han considerado asociados a esta deformidad (Dwyer, 1975; Samilson *et al*, 1983; Wicart, 2012).

Siempre se ha clasificado el pie cavo intentando determinar el segmento del pie que primariamente desencadena la deformidad, por lo que se habla de pie cavo posterior, cuando el retropié es el desencadenante; pie cavo anterior, cuando la zona metatarsiana está verticalizada, o pie cavo mixto, cuando hay alteración tanto en el antepié como en el retropié.

En el pie cavo posterior existe sobrecarga del talón ya que se incrementa la angulación del calcáneo, que se verticaliza, mientras que en el pie cavo mixto se puede apreciar sobrecarga plantar del talón y las cabezas metatarsianas. Es la combinación del cavo anterior y del cavo posterior donde existe verticalización de los metatarsianos y del calcáneo.

En el pie cavo anterior aparece sobrecarga del antepié. Se aprecia una verticalización de los metatarsianos, que no se afectan uniformemente, siendo más frecuente la sobrecarga a nivel del primero. Esta deformidad se asocia siempre con la actitud en garra de los dedos, las primeras falanges se colocan en hiperextensión, mientras que las segundas y terceras se encuentran en flexión forzada.

En todos los tipos de pie cavo existe una relación directa entre las zonas de hiperpresión localizadas en el antepié y la presencia de dolor en estas zonas (Burns *et al*, 2005; Crosbie y Burns 2008). La elevación del arco longitudinal medial reduce la superficie de contacto y en consecuencia, aumenta las mediciones de la presión plantar correspondientes. Esta mala distribución de cargas pueden producir patología asociada y el dolor en esta u otras áreas del cuerpo (Fernández *et al*, 2014).

#### *Antepié valgo.*

Anomalía estructural en la que el plano plantar del antepié se encuentra relativamente evertido en relación al plano plantar del retropié, cuando el pie está en posición neutra (Root *et al*, 1977).

La sobrecarga metatarsiana en esta deformidad se produce a nivel de la columna medial, ya que es la que recibe las fuerzas de reacción del suelo, aunque en función del grado de rigidez puede existir transferencia de fuerzas también hacia los radios menores.

#### *Antepié varo.*

Anomalía estructural en la que el plano plantar del antepié está invertido en relación al plano plantar del retropie, cuando el pie está en posición neutra (Root *et al*, 1977).

Debido a que la columna lateral del pie es la que recibe mayor fuerza, normalmente se encuentran sobrecargadas la cuarta y quinta cabezas metatarsianas, pero en casos de deformidad flexible o compensada puede transferirse hiperpresión hacia radios centrales. Existe también una relación directa de esta deformidad con la presencia de gonalgias, que remiten con el tratamiento ortopodológico adecuado (Munuera *et al*, 2011).

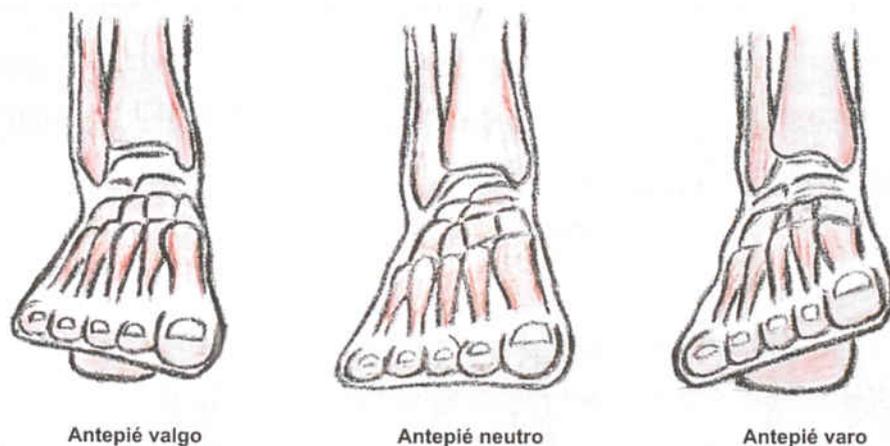


Figura 2.1- Deformidades del antepié en el plano frontal

#### *Retropie varo.*

Situación en que el calcáneo se encuentra en inversión relativa al suelo, encontrándose la articulación subtalar en posición neutra. Se observa en cadena cinética cerrada, es decir en carga. Esta deformidad representa una malformación ósea en la cual la tibia se ha formado en una posición curvada y la articulación subtalar se ha formado con el calcáneo en una posición

excesivamente supinada. Como resultado de esta deformidad, la pierna no es capaz de asumir una posición perpendicular durante el choque de talón y debido a la posición de inversión excesiva del retropié, el choque de talón se produce por el borde posterolateral del calcáneo (Michaud, 1997).

Debido a este comportamiento biomecánico las sobrecargas aparecen en la columna lateral del antepié, aunque normalmente esta deformidad aparece asociada a otras deformidades, como el primer radio plantarflexionado o el pie cavo, que pueden provocar diversas distribuciones de la hiperpresión en todo el antepié.

*Primer radio plantarflexionado.*

Se define la alteración de un primer radio en plantarflexión cuando manteniendo el pie en posición neutra, el primer metatarsiano se sitúa en un plano sagital inferior al resto de los metatarsianos o tiene mayor flexión plantar que flexión dorsal, evaluándose en una imagen frontal.

La rigidez de esta deformidad provocará una gran sobrecarga bajo la primera cabeza metatarsiana, aunque en deformidades flexibles la fuerza de reacción del suelo eleva el primer metatarsiano provocando hiperpresión y sobrecarga de la segunda cabeza metatarsiana (Kirby, 2009).

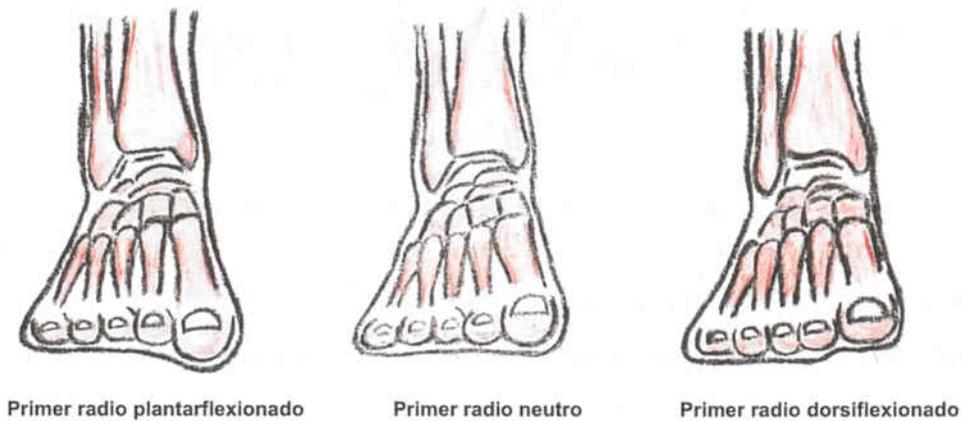


Figura 2.2 - Deformidades del primer radio

*Primer radio dorsiflexionado.*

Alteración estructural en la que el primer radio tiene mayor flexión dorsal que flexión plantar, situándose en un plano superior al resto de las cabezas metatarsianas.

La insuficiencia de apoyo de la primera cabeza metatarsiana implica una transferencia de fuerzas a la segunda cabeza que se encuentra sobrecargada debido a la ineficacia mecánica del primer radio (Michaud, 1997).

**2.1.3. Alteraciones biomecánicas relacionadas con sobrecarga metatarsiana**

*Pronación.*

La pronación es un movimiento triplanar fisiológico que efectúa el pie consistente en abducción, flexión dorsal y eversión, y que le permite realizar las funciones mecánicas que favorecen la deambulación y la adaptación del pie a las irregularidades del terreno. Se considera que este movimiento es el principal responsable de la función compensadora del pie, permitiendo su adaptación a las distintas solicitudes mecánicas, sin embargo cuando la demanda de compensación es constante o de gran magnitud, este movimiento se convierte en lesivo, siendo considerado la principal causa de la aparición de sintomatología algica en el pie (Root *et al*, 1977).

La capacidad lesiva de la pronación se produce cuando el movimiento pronatorio compensador es anormal y sucede en cadena cinética cerrada. La capacidad lesionante dependerá del grado de deformidad, de la velocidad del movimiento y de la constancia en su realización (Valmassy, 1996).

Este movimiento supone para el pie una aducción y flexión plantar excesivas del astrágalo con eversión del calcáneo. Al mismo tiempo se produce un desplazamiento anterior del astrágalo con abducción del navicular y de los tres primeros radios sobre el resto. Ello conlleva una inversión y abducción del antepié sobre el retropié (Michaud, 1997).

Las repercusiones en el antepié de este complejo movimiento, que favorecen la aparición de sobrecargas o desequilibrios a nivel del antepié son:

- Incremento de la compresión intermetatarsiana, favoreciendo la aparición de bursitis metatarso-falángica y neuritis interdigital.

- Cambio en la dirección de tracción tendinosa con la consecuente aparición de deformidades digitales.

- Incapacidad de flexión plantar del primer radio y de flexión dorsal de la primera articulación metatarso-falángica provocando "*Hallux Limitus*" funcional que puede finalizar en la formación de "*Hallux Rigidus*".

#### *Hipermovilidad metatarsiana.*

En este apartado se engloban aquellas alteraciones biomecánicas en las que el recibir la fuerza de reacción del suelo en el pie provoca que uno o más metatarsianos estén dorsiflexionados respecto al plano transversal común.

Kirby (1997) describe el arco metatarsiano colapsado como el que se observa en un pie donde las cabezas del segundo y tercer metatarsianos son más prominentes plantarmente que el resto. Esta alteración biomecánica no se desarrolla debido a la plantarflexión del segundo y tercer radio, sino por la dorsiflexión del primer, cuarto y quinto radios en respuesta a las fuerzas constantes de dorsiflexión que se ejercen sobre ellos durante las actividades en carga. El segundo y tercer metatarsiano son relativamente resistentes a las fuerzas de dorsiflexión por sus fuertes sujeciones óseas y ligamentosas sobre sus aspectos medial y lateral. El primer y quinto radio son más flexibles y, por lo tanto, menos resistentes a esas fuerzas dorsiflexoras al tener sólo soporte ligamentoso sobre uno de sus lados.

El primer radio es particularmente susceptible a desarrollar una deformidad en dorsiflexión en personas que presentan una laxitud ligamentosa congénita o que han desarrollado gradualmente un debilitamiento de los ligamentos en sus pies durante los últimos años de su vida. Como la laxitud ligamentosa también

tiende a producir una pronación excesiva del pie, el incremento de las fuerzas pronadoras aumenta la probabilidad de desarrollar una deformidad en dorsiflexión del primer radio.

Los pacientes con un arco metatarsiano colapsado presentan dolor en el aspecto plantar de la segunda cabeza metatarsiana y, menos común, de la tercera. Se desarrolla una capsulitis o la formación de helomas plantares en la segunda y tercera cabezas metatarsianas debido a un aumento de la fuerza de reacción del suelo durante las actividades en carga.

#### *Longitud metatarsiana.*

La longitud relativa de los diferentes metatarsianos se evalúa plantarflexionando los dedos y palpando la posición de la zona dorsal de sus cabezas. Una línea imaginaria que conecta la zona distal de las cabezas metatarsianas debería formar una suave curva parabólica. La longitud del metatarsiano condiciona la distribución de las fuerzas reactivas del suelo, de modo que si es excesivamente largo o corto predispondrá a su cabeza a experimentar un aumento o disminución de la presión.

La variación en la longitud de los metatarsianos más común consiste en un segundo alargado, con su cabeza distal a la curva parabólica ideal. Al estar ligeramente alargado, la cabeza metatarsiana estará sujeta a mayores fuerzas cuando el pie pivota para el despegue. El aumento de presión resultante y la fricción producen una queratosis plantar difusa intratable bajo la segunda cabeza metatarsiana y puede ser la causa de metatarsalgia (Viladot *et al*, 2002).

Otra causa de dolor bajo la segunda cabeza metatarsiana es un primer metatarsiano excesivamente corto. Debido a esta menor longitud, el primer metatarsiano sólo es capaz de participar en la transferencia de fuerzas del periodo propulsivo gracias a una excesiva plantarflexión sobre el eje del primer radio. En algunos casos, el primer metatarsiano puede estar tan severamente acortado que es incapaz de plantarflexionarse en el rango necesario para que la primera cabeza metatarsiana mantenga el contacto con el suelo durante la

propulsión. Si este es el caso, el primer metatarsiano es incapaz de participar en la distribución de las fuerzas reactivas del suelo, y la segunda cabeza metatarsiana puede traumatizarse crónicamente (Michaud, 1997).

Una última causa que puede provocar un traumatismo crónico ocurre cuando el primer metatarsiano es el más largo. Durante el periodo de propulsión, habrá un aumento de presión bajo la primera cabeza metatarsiana, y las fuerzas reactivas del suelo evitarán que el primer radio pueda realizar el rango de flexión plantar necesario para el desplazamiento dorsal y posterior del eje transversal de la primera articulación metatarso-falángica. Esto conduce a menudo a una subluxación de esta articulación con el probable desarrollo de una deformidad en "*hallux limitus*" (Michaud, 1997).

#### *Alineación dígito-metatarsiana.*

Las deformidades digitales están causadas por alteraciones en la anatomía de las estructuras que crean un desequilibrio entre la musculatura intrínseca y extrínseca. Las principales causas que pueden producirlas incluyen el uso de un calzado inadecuado, traumatismos, factores genéticos, y determinadas enfermedades metabólicas, neuromusculares y reumáticas. Las anomalías asociadas a la articulación metatarsofalángica incluyen el "*hallux valgus*" del primer radio y la inestabilidad de las articulaciones metatarsofalángicas menores, especialmente la del segundo dedo (Shirzad *et al*, 2011).

Las sobrecargas metatarsianas ocasionadas por problemas en la alineación entre los dedos y sus respectivos metatarsianos están constituidas por las distintas presentaciones de la deformidad de "dedo en garra" o "dedo en martillo" que afecta a los dedos medios del pie y que se caracteriza por una hiperextensión de la articulación metatarsofalángica, seguida de una flexión de la articulación interfalángica proximal y distintas variables de la posición de la interfalángica distal del dedo.

El factor que explica la asociación entre dedos de "martillo" o "garra" y la elevada presión plantar es el desplazamiento distal de la almohadilla del

panículo adiposo, causando la reducción del grosor de dicho panículo debajo de las cabezas metatarsianas (Bus *et al*, 2005).

Otro problema de sobrecarga producida por una incorrecta alineación metatarso-falángica es la inestabilidad articular provocada por el edema intraarticular. La capsulitis crónica de esta articulación causará que los ligamentos capsulares lleguen a estar elongados, lo que puede conducir a una inestabilidad en la articulación. Esto suele conducir a una desviación medial o lateral del dedo, pero es más frecuente un desplazamiento o una luxación del mismo a nivel de la articulación metatarso-falángica. Las fuerzas retrógradas producidas por el desplazamiento en el plano sagital de los dedos causa dolor y lesiones que pueden localizarse debajo de las cabezas metatarsianas. Esta fuerza retrógrada es capaz de causar una posición relativamente plantarflexionada de cada uno de los metatarsianos implicados, lo que incrementa la hiperpresión a este nivel.

#### **2.1.4 Métodos de análisis baropodométrico del pie**

Se define la baropodometría como el análisis de la distribución de las cargas que soportan los pies tanto en posición estática como durante la marcha. Consiste en comprobar la distribución de las presiones que se generan en las diferentes zonas de la superficie plantar del pie mediante su observación a través de diferentes registros electrónicos (Martínez Nova *et al*, 2007).

Las técnicas del estudio de las presiones plantares se iniciaron con métodos basados en la observación directa del contacto del pie con el suelo. Estas técnicas están representadas por la visualización directa de la huella del pie en el podoscopio convencional a través de un cristal sobre el que el paciente se encuentra en bipedestación estática, y en la obtención de huellas del pie con diversos sistemas, como las pedigrafías de tinta o los fotopodogramas, en los que se puede intuir las zonas de mayor presión de forma cualitativa ya que no se pueden cuantificar correctamente (Hurtado, 2006).

La evolución de los métodos de estudio de las presiones plantares ha supuesto la aparición de las técnicas cuantitativas, con las que se puede medir exactamente el valor de las presiones plantares y constituyen las técnicas de baropodometría. La aparición y evolución constante de materiales en la industria electrónica, cada vez más fiables y económicos, ha hecho posible el desarrollo de nuevos instrumentos para la medición de la presión plantar que permiten medidas diferenciadas y exactas de dichas presiones. La incorporación de estas herramientas de valoración biomecánica informatizadas cada vez hace más fiables tanto las mediciones como los resultados obtenidos al analizar los datos registrados (Domingo *et al*, 1998).

Los instrumentos desarrollados para aplicar estas técnicas cuantitativas se pueden clasificar en dos grupos, las plataformas, que cuantifican las presiones plantares cuando el pie apoya sobre ellas, y las plantillas instrumentadas, que se colocan en el calzado dando mayor libertad al sujeto para realizar movimientos (Fuller, 1996).

La ventaja de estos métodos de análisis es que suponen un sistema de trabajo no invasivo, repetible y cuantificable, lo que permite estudiar la marcha desde el punto de vista cinético, pudiendo visualizar en tiempo real, durante el desarrollo del paso, tanto la superficie de carga en las distintas fases de la marcha como el recorrido de la línea que se forma desde el centro de gravedad o de empuje corporal (Hurtado, 2006).

Para la realización de nuestro estudio se ha utilizado el sistema de plantillas instrumentadas F-Scan<sup>®</sup> Mobile, que ha sido validado y utilizado en numerosos estudios publicados (Woodburn *et al*, 1997; Luo *et al*, 1998). Este sistema aparece en 1993 y tiene como primeras áreas clínicas de aplicación el reconocimiento de ciertas deformidades biomecánicas, el control del uso de ortesis, la evaluación del pie diabético y neuropático y el examen de la funcionalidad pre y post quirúrgica, suponiendo una gran ayuda para disminuir las inevitables conjeturas en el diagnóstico y en los procedimientos terapéuticos (Young, 1993). El diseño del sistema promueve que los datos obtenidos en la captación de presiones del pie en dinámica sean más exactos

que los obtenidos por otros métodos, presentando mayor confianza en la reproducción de presiones (Randolph *et al*, 2000).

El Laboratorio de Biomecánica Ortopédica de la Clínica Mayo realizó una validación cuantitativa sobre la efectividad del sistema, llegando a la conclusión de que los sensores de presión son adecuados para determinar la distribución de la presión, presentando una buena homogeneidad entre las células sensoras. Sin embargo detectó también gran sensibilidad a la superficie de contacto por lo que recomienda realizar siempre calibraciones previas a la adquisición de los datos (Zong-Ping *et al*, 1998). En el mismo sentido Hsiao (2000) afirma que para asegurar la exactitud y precisión del sistema es necesario realizar una correcta calibración del sistema para obtener la escala de medición adecuada a cada paciente.

Aunque el reconocimiento de los patrones de presión supone una información válida que puede obtenerse a pesar de las limitaciones del sistema (Nicololopulos *et al*, 2000) y que pruebas de repetición durante dos días diferentes con plantillas diferentes demuestran que el sistema es fiable para las medidas de alta presión y la presión máxima (Ahroni *et al*, 1998), el Departamento de Podiatría de la Universidad de Huddersfield señala ciertas limitaciones, como la variación entre sensores o diferencias de resultados en la repetición de medidas, para poder considerarlo totalmente preciso. Sin embargo, consideran que puede ser usado para estudios cuantitativos (Woodburn *et al*, 1997). La mejora incorporada en las últimas versiones del programa ha corregido estas limitaciones (Nicololopulos *et al*, 2000).

La efectividad del sistema en la comprobación del efecto de tratamientos ortésicos del pie viene también validada por los numerosos estudios publicados. McLauchlan *et al*, (1994) utilizaron el sistema para evaluar dos modalidades de tratamiento para metatarsalgia sobre pacientes asintomáticos, utilizando una descarga de fieltro adhesivo y una descarga retrocapital, y los resultados obtenidos indicaron una reducción y redistribución más significativa y efectiva usando la descarga retrocapital. Otros demuestran la reducción de presión bajo la primera cabeza metatarsiana y la zona medial de talón en pies

pronados, así como el aumento de superficie de contacto con el uso de soportes plantares (Albert *et al*, 1994). Brown *et al*, (1996) encuentran diferencias en el análisis del pico de máxima presión plantar entre diferentes tipos de ortesis, y aunque encuentran disminución de presión en ciertas regiones, consideran que se produce a expensas del incremento de presión en otras áreas de la superficie plantar.

#### *Descripción del sistema F-Scan® mobile.*

La novedad de este sistema consiste en el hecho de utilizar un procedimiento móvil e independiente de la conexión a un ordenador, lo que supone una mayor efectividad en la recogida de datos, ya que permitirá deambular a un paciente durante el tiempo que se determine de una forma independiente. La captación se realiza mediante un sistema de palmillas adaptadas al calzado del paciente y conectadas a un pequeño receptor incorporado a un cinturón, facilitando la movilidad del paciente.

Las palmillas se caracterizan por ser un circuito impreso flexible, virtualmente indetectables en el zapato y que no interfieren en la dinámica normal. Presentan una forma simulada a la del perímetro interno del calzado correspondiente a la suela con una longitud de 304 milímetros y un grosor de 0.18 milímetros.

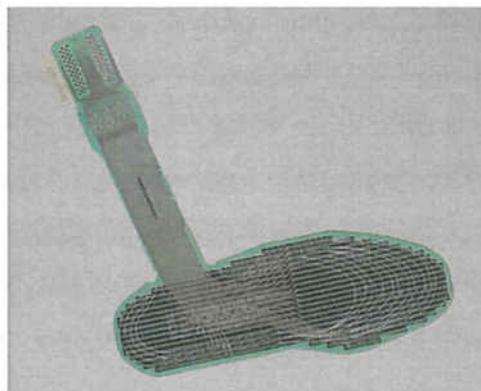


Figura 2.3 – Palmilla-sensor para sistema F-scan®.

Están compuestas por un total de 960 “cells” o sensores individuales, distribuidos en cuatro sensores por centímetro cuadrado, lo que garantiza el contacto de toda la superficie de apoyo del pie con sensores de captación (Fig.2.3). Las palmillas pueden recortarse fácilmente con tijeras siguiendo formas impresas en su superficie para adaptarlas a las diferentes tallas y modelos de calzado.

Las “cuff units” o unidades de conexión son dos pequeños receptores que se sujetan con una cinta de velcro a la parte externa de la pierna, justo por encima del tobillo y tienen como objetivo mantener las plantillas sujetas a la pierna y transmitir los datos captados por los sensores a la unidad receptora a través de unos cables que se fijan a la pierna del paciente, para permitir una buena estabilidad de los componentes durante la captación (Tekscan).

La unidad receptora es la encargada de almacenar los datos obtenidos durante la dinámica y trasladarlos posteriormente a un ordenador donde un programa informático los analiza. La capacidad de almacenamiento de esta unidad es la que permite una gran libertad de movimiento del paciente, que no debe estar conectado directamente al ordenador para poder almacenar los datos obtenidos. Diversos indicadores muestran durante todo el proceso tanto el estado de carga la batería como el correcto funcionamiento de todo el sistema, detectando errores de comunicación entre sus diferentes componentes (Fig. 2.4).

La unidad junto con la batería que le suministra energía se sujetan a la cintura del paciente y a las unidades de conexión a través de dos cables. Se conecta también a un ordenador a través de un cable USB, lo que permite en primer lugar trasladar las características elegidas para la adquisición a la unidad y recoger posteriormente los datos de la unidad hacia el programa.



Figura 2.4 – Componentes del Sistema F-scan® de análisis informatizado:  
1- Unidad receptora.  
2- Unidades de conexión.  
3- Plantilla-sensor introducida en el calzado.

El análisis de los datos obtenidos se ha realizado mediante el software F-Scan<sup>®</sup> Mobile Research 6.51. de la compañía Tekscan Inc. (Boston, Massachussets, USA) que completa el sistema F-Scan<sup>®</sup> Mobile, registrado con los estándares ISO 9001:2000 y ISO 13485:2003.

Las características del software del sistema F-Scan<sup>®</sup> permiten mostrar datos en dos o tres dimensiones en tiempo real o en registros gravados previamente y almacenados en el ordenador. Permite el análisis de fuerzas y presiones de zonas delimitadas del pie, lo que permite un examen muy detallado. También puede analizarse como actúan estas fuerzas relacionándolas con el tiempo.

## **2.2. TRATAMIENTOS ORTOPODOLÓGICOS**

La incorporación de la ortopedia por parte de los antiguos cirujanos-callistas como tratamiento, tanto terapéutico como preventivo, fue uno de los aspectos que contribuyó a la transformación de la profesión en la podología actual. La definición etimológica de la palabra ortopedia nos conduce al concepto original de esta materia, "orthos" significa derecho y "paidos" significa niño, lo que da a entender la primera definición de ortopedia, creada por Nicolas Andry en 1741, y que la describía como "el arte de prevenir o corregir, en los niños, deformidades del cuerpo".

La evolución de la ortopedia dentro del campo de actuación de los podólogos y su adaptación a los conocimientos propios de la profesión da lugar a la ortopodología, que se convierte en una materia exclusiva de las enseñanzas de podología desde que estas se reglamentaron como especialidad de los antiguos ayudantes técnicos sanitarios. En la actualidad forma parte, con una carga lectiva importante, de los planes de estudios de todas las universidades que imparten el Grado en Podología. El objetivo principal de esta materia es permitir a los estudiantes cumplir las competencias que reconocen a los futuros profesionales para prescribir, administrar y aplicar tratamientos ortopodológicos así como desarrollar la habilidad y destreza en el uso del instrumental, material y maquinaria empleados para la elaboración y aplicación de tratamientos podológicos.

La ortopodología describe la aplicación de tratamientos ortésicos para ser aplicados en los trastornos mecánicos del pie, y contempla tanto su estudio teórico como su elaboración y aplicación clínica. La constante incorporación de materiales, instrumentos y técnicas nuevas hacen cada vez más efectivos estos tratamientos y más necesaria la actualización de esta materia.

### **2.2.1. Tipos de tratamientos ortopodológicos**

Existen tres tipos de tratamientos ortopodológicos que se aplican al pie (Lelièvre, 1993):

- Ortesis, que se define como aquel aparato destinado a compensar, paliar o corregir una anomalía postural o estructural del pie y mejorar su funcionalidad. Este concepto general de ortesis se puede dividir en dos grandes grupos que son, las ortesis o soportes plantares que se aplican en la zona plantar del pie, y las ortesis digitales que se aplican en la zona digital o dígito-metatarsiana en función del efecto terapéutico que se busque.

- Férula, es un dispositivo ortopédico destinado a inmovilizar, limitar el movimiento o sostener cualquier parte del cuerpo. Ferulizar implica disminuir la capacidad de movimiento y normalmente se utiliza a nivel de la articulación del tobillo, aunque determinados tipos de soporte plantar pueden cumplir también esta función.

- Prótesis, que contempla aquellos tratamientos destinados a reemplazar un miembro o parte del mismo reproduciendo su forma, y en lo posible realizando la misma función. A nivel podológico las prótesis más habituales se realizan a nivel digital o dígito-metatarsiano.

### **2.2.2. Soportes plantares**

Existen muchas definiciones de soporte plantar, aunque la que más se adapta a los conceptos actuales es la que propone Kirby (1998) que la describe como un dispositivo médico 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 mismo y de la extremidad inferior y disminuir las fuerzas patológicas sobre los componentes estructurales del pie y de la extremidad inferior durante las actividades en carga.

Aunque la aplicación de soportes plantares se remonta a finales del siglo XIX, la ortopodología actual se basa en las teorías de Root, que a finales de los cincuenta del siglo pasado había descrito el concepto de posición neutra de la articulación subtalar y empezado a desarrollar un sistema de clasificación de deformidades del pie que aún hoy supone un paradigma que se aplica por podólogos de todo el mundo (Root *et al*, 1977). Sus nuevos conceptos biomecánicos junto con la aparición de materiales termoplásticos le llevaron a desarrollar un insólito tipo de ortesis plantares de plástico, que se obtenían mediante su adaptación a moldes de yeso del pie obtenidos en descarga, lo que se conoce como la “ortesis funcional de Root”.

En la actualidad el continuo desarrollo y aparición de modelos teóricos, tanto de la biomecánica podiátrica como de la aplicación de soportes plantares, complementan y argumentan la aplicación de los tratamientos ortopodológicos. A la teoría de la posición neutra de Root se unen los modelos de estrés de los tejidos (McPoil y Hunt, 1995 ), el modelo de la facilitación en el plano sagital (Dananberg, 1986) o el más reciente modelo de centro de presión (Fuller, 1999), como ejemplos más característicos de la disparidad en los conceptos clínicos y de investigación que existen en la podología actual. Sin embargo, a pesar de esta variedad en el enfoque del tratamiento, el consenso común es que los resultados obtenidos en la aplicación de los soportes plantares es generalmente positivo (Harradine *et al*, 2009).

Las indicaciones de las ortesis plantares comprenden el tratamiento de los desequilibrios estructurales o posicionales del pie que contribuyen a lesiones de la cadena cinética inferior, y también actúan sobre las sobrecargas metatarsianas, ya que estas son una consecuencia directa de dichos desequilibrios.

Las funciones básicas de proporcionar apoyo y amortiguación siempre se han considerado muy importantes, además del propósito de obtener la corrección activa de la estructura a tratar. Especialmente en este ámbito ha habido un cambio hacia una corrección más pasiva que se puede justificar como resultado de la creciente importancia de la propiocepción (Ivanic, 2003).

Diversos estudios han reflejado la efectividad de los soportes plantares en cuanto a la satisfacción de los pacientes y la disminución del dolor. En su revisión publicada en el año 2000, Landorf compara diversos estudios en los cuales los resultados reflejan que un 91% de los pacientes estaban satisfechos con sus ortesis, un 52% indicó que las ortesis plantares resultan indispensables para su vida cotidiana, un 70% de atletas mostró una mejora notable de sus síntomas y un 95% de personas que habían llevado ortesis plantares refirió que sus problemas y alteraciones habían desaparecido.

Otro aspecto que ha permitido cuantificar la efectividad ha sido la evaluación de los cambios de presión en diferentes zonas del pie. La aparición y mejora en la utilización de sistemas informatizados de exploración biomecánica, como plataformas de presión o plantillas instrumentalizadas, han permitido demostrar como disminuyen las zonas de hiperpresión, principalmente en el antepié, con el uso de los diferentes tratamientos ortopodológicos (Prats *et al*, 2009; Cronkwrigh *et al*, 2011) .

Existen muchas clasificaciones de los diferentes tipos de soporte plantar que se utilizan como tratamiento ortopodológico. Algunas de ellas hacen referencia al tipo de material utilizado en su confección o a las características mecánicas de los mismos, otras al efecto terapéutico que se intenta conseguir y otras a la metodología empleada en su confección. Debido a la gran variedad existente, y ya que no es objetivo de este estudio el análisis y descripción de todos ellos, referiremos el modelo más empleado en el Hospital Podológico de la Universitat de Barcelona, el cual se obtiene adaptando materiales termoformables a un molde del pie.

El moldeado del pie en posición neutra como base de la confección de tratamientos ortopodológicos fue instaurada por Root (1977), profesor de biomecánica del San Francisco College of Podiatric Medicine. La obtención del molde no se basa únicamente en reflejar la morfología del pie de una forma más o menos exacta, sino que el molde debe tener unas características determinadas que garanticen la compatibilidad de la ortesis con el pie y el efecto terapéutico deseado. El moldeado en posición neutra, es una técnica de confianza y muy usada, ya que permite obtener una adecuada relación antepié-retropié (Fig 2.5).



Figura 2.5 – Molde en posición neutra. Se esta obteniendo en descarga y con la técnica en suspensión.

Los soportes plantares obtenidos con moldes realizados según esta técnica garantizan que se permita un cierto grado de pronación no patológica y muestran un mayor efecto terapéutico, como han demostrado diversos estudios (Redmon *et al*, 2000; Bonnie *et al*, 2004; Guldemon *et al*, 2006).

La técnica de reproducción del pie más empleada en la actualidad en el Hospital Podológico de la Universitat de Barcelona es la del molde en carga controlada, ya que permite obtener moldes que capturan los cambios fisiológicos del pie en carga al mismo tiempo que permite realizar correcciones colocándolo en la posición que consideramos más idónea. La técnica consiste en colocar el pie sobre una férula de yeso envuelta en film plástico y apoyada sobre un bloque de espuma de poliuretano. Manteniendo el ángulo y base de marcha adecuados se puede conseguir el molde en sedestación o bien en bipedestación. La ventaja mecánica de esta metodología consiste en que permite mantener el pie en su posición neutra evitando la excesiva pronación, siendo imprescindible presionar el dorso de la primera cabeza metatarsiana para evitar un exceso de supinación en el antepié (Prats *et al*, 2009).

Esta técnica permite obtener moldes que capturan los cambios fisiológicos del pie en carga al mismo tiempo que permite realizar correcciones colocando el mismo en la posición que consideramos más idónea (Prats *et al*, 2009).

La metodología de trabajo consiste en colocar el pie sobre una férula de yeso envuelta en film plástico y apoyada sobre un bloque de espuma de poliuretano. Se coloca al paciente en posición bípeda, manteniendo el ángulo y base de marcha propios de cada individuo. Una vez que el paciente realiza una carga total, el podólogo debe mantener el pie en su posición neutra evitando la excesiva pronación, siendo imprescindible presionar el dorso de la primera cabeza metatarsiana para evitar un exceso de supinación en el antepié, producida por la fuerza de reacción de la espuma sobre la columna medial del pie (Fig.2.6).



Figura 2.6 – Molde en carga controlada. Se mantiene el retropié en posición neutra y se presiona sobre la primera cabeza metatarsiana para evitar la inversión del antepié.

Actualmente el tipo de soporte plantar más utilizado es el termoformado, que consiste en combinar diferentes materiales que se adaptan fácilmente al molde del pie, mediante la aplicación de calor y presión sobre los materiales seleccionados. Normalmente la combinación que se utiliza es la siguiente:

- Cuerpo del soporte plantar.

Se combinan dos tipos de resina, Flex y Flux, que son resinas termoplásticas de poliéster obtenidas por inducción, sobre un tejido de malla, con cargas de policarbonato. Estas resinas se termofusionan al vacío y se adaptan al molde adquiriendo la misma forma que la estructura del pie y cubriendo la zona de talón, mediopié y quedando por detrás de las cabezas metatarsianas a nivel del antepié.

- Cobertura.

El forro o cobertura proporciona una mayor capacidad de amortiguación al soporte plantar. El material por excelencia es el E.V.A. (Etil-Vinil-Acetato), material que se adhiere en la cara dorsal del cuerpo del soporte mediante la aplicación de adhesivo de contacto y que suele ocupar todo el perímetro interno del calzado, manteniendo contacto con la superficie de apoyo plantar de todo el pie.

- Refuerzos.

Son piezas de material que se aplican en la cara inferior del soporte y que se utilizan para evitar la deformación del mismo, para darle mayor estabilidad o para potenciar su efecto terapéutico. Los materiales que se utilizan son principalmente E.V.A. y espumas de polietileno de alta densidad, que se adhieren a la cara plantar del soporte con adhesivo de contacto.

En función de la patología o de la deformidad a tratar, los soportes plantares pueden presentar estos tres componentes básicos o modificaciones destinadas a favorecer la compensación de la biomecánica del pie, para mejorar su funcionalidad (Fig. 2.7).

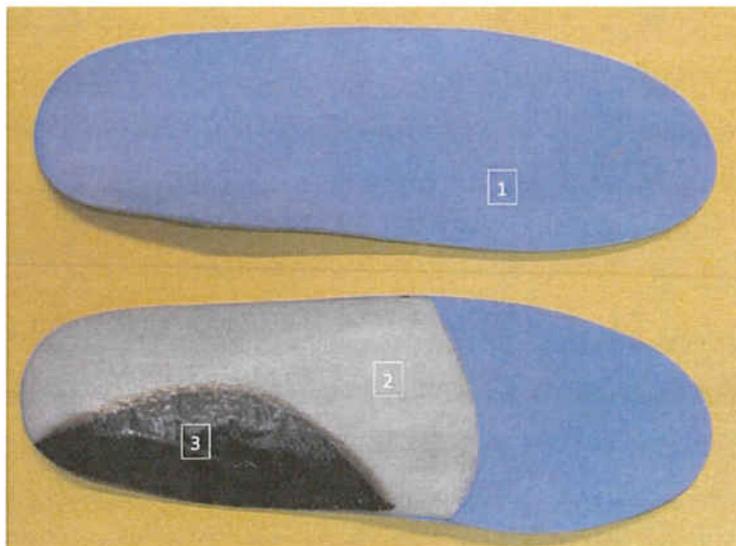


Figura 2.7 – Soporte plantar termoformado. Componentes básicos:  
1 – Forro o cobertura. 2- Cuerpo de resina termoformable. 3- Refuerzos

### **2.2.3. Ortesis digitales de silicona**

Las ortesis digitales son pequeños dispositivos ortésicos que aplicados en los dedos del pie actúan corrigiendo o compensando alteraciones digitales que pueden ir asociadas a alineaciones incorrectas de la articulación metatarsofalángica y que presentan un alto efecto paliativo en diversas alteraciones podológicas (Céspedes *et al*, 1994).

La aplicación de ortesis digitales se inició a mediados del siglo pasado, siendo utilizadas como protectores de diversas zonas del pie que estaban sometidas a fricción o presión excesiva por parte del calzado, actuando como protección de aquellas partes del pie que reciben microtraumatismos inducidos por el estrés mecánico repetido que se produce durante la dinámica. También se han utilizado como elementos terapéuticos correctores de deformidades digitales. Las primeras ortesis se confeccionaban con bloques de espuma de poliuretano impregnados con látex, aunque ya en los años 70 se introdujo el uso de silicona como material más apropiado para estos tratamientos (Montes, 1979).

Actualmente existen diferentes tipos de silicona que presentan durezas y densidades variables, lo que permite una amplia posibilidad de elección en función de la patología a tratar, del tipo de ortesis o de las características del paciente. Esta posibilidad permite realizar ortesis más adecuadas en función de si el tratamiento es correctivo o paliativo, o bien si la deformidad es rígida o flexible. La elección del tipo de silicona permite también personalizar el tratamiento en función de la actividad que realiza el paciente, el tipo de calzado que usa o de las alteraciones sistémicas que presente y que puedan tener repercusión en el pie, como la diabetes.

El tipo de silicona que se utiliza en podología para la confección de las ortesis digitales es un elastómero de vulcanización en frío que precisa la adición de un catalizador que provoca su fraguado o endurecimiento. Las características mecánicas de flexibilidad, elasticidad y la resistencia ante las fuerzas de cizallamiento las hacen muy apropiadas para tratar las alteraciones digitales. Además son materiales con una gran plasticidad, por lo que son fácilmente

manipulables y se les puede conferir de la forma adecuada para su aplicación en múltiples deformidades (Novel *et al*, 1988).

Existen diferentes clases de silicona en función del grado de fluidez, siendo las del tipo masilla las más empleadas en la actualidad.

Un segundo tipo de siliconas son las denominadas líquidas o semilíquidas, que presentan un alto grado de fluidez y deben combinarse con otros materiales que les aporten consistencia, como gasa o venda. Generalmente este tipo de silicona se utiliza para tratamientos complejos en los que la ortesis debe cubrir una zona más amplia del pie, como es el caso de amputaciones digito-metatarsianas (Fig. 2.8).



Figura 2.8 – Prótesis para amputación digito-metatarsiana. Se utilizan diferentes tipos de silicona combinados con vendaje tubular impregnado en silicona líquida.

En su presentación original la silicona tipo masilla es una pasta que tiene una densidad altamente plástica, que no es dimensionalmente estable y que para mantener la forma conferida precisa la adición de una sustancia que produce el proceso de endurecimiento, de acuerdo con las instrucciones de sus respectivos fabricantes. Esta sustancia, denominada catalizador, se presenta en forma líquida o en pasta, y una vez añadida a la silicona inicia el proceso de fraguado que, en pocos minutos, provocará que la ortesis mantenga su forma definitiva. Actualmente se está cuestionando el uso de catalizador por su posible toxicidad, lo que ha supuesto la aparición en el mercado de las denominadas siliconas bicomponentes, cuya presentación son dos tipos de masilla diferente, que al ser mezcladas en igual proporción endurecen sin necesidad de añadir ninguna sustancia catalizadora (Prats y Alcorisa, 2009).

Las siliconas masillas provienen de elastómeros derivados del sílice que en su proceso industrial reciben cargas de materiales que modifican su consistencia y apariencia final. La mayoría de las siliconas de uso podológico reciben cargas

de sustancias parafinadas que, en función de la proporción, permiten obtener siliconas blandas, semirrígidas y rígidas. A su vez, esta sustancia disminuye la adherencia de la silicona a la piel, lo que facilita su manipulación durante el proceso de confección del tratamiento. También se presentan en diferentes colores, siendo éste un factor meramente estético, sin existir una relación con las propiedades del material (López *et al*, 2002).

Las siliconas blandas presentan una mayor carga de sustancia parafinada, que les dota de mayor flexibilidad y elasticidad, por lo que se emplean en la confección de tratamientos paliativos y en pacientes con riesgo de ulceraciones como en aquellos que presentan neuropatías o vasculopatías.



Figura 2.9 – Ortesis submetatarsiana. Se combinan diferentes tipos de silicona blanda.

Están especialmente indicadas en deformidades estructuradas que no pueden ser modificadas y cuyo tratamiento es puramente compensador y protector. También pueden utilizarse combinadas con silicona líquida como sustitutivo del tejido adiposo plantar (Fig.2.9).

Las siliconas semirrígidas son las más utilizadas, ya que aunque presentan mayor dureza que las anteriores, mantienen una flexibilidad y elasticidad suficientes para proteger y amortiguar zonas de presión, al mismo tiempo que permiten alinear deformidades flexibles, sin traumatizarlas. Es el tipo de silicona indicado en tratamientos sustitutivos, principalmente en aquellos pacientes que han sufrido una amputación digital.

Las siliconas rígidas son de uso más específico ya que su función principal es la corrección, por lo tanto son utilizadas en alteraciones flexibles y en pacientes que no presentan ningún tipo de enfermedad sistémica con repercusión en el pie, por ejemplo en ortesiología pediátrica para el tratamiento de alteraciones en la alineación digital.

Todos los tipos de silicona tienen una misma metodología de trabajo que consiste en primer lugar, en seleccionar la cantidad de silicona necesaria según el diseño de la ortesis, teniendo en cuenta que una ortesis excesivamente grande fracasará. Posteriormente se añade el catalizador, aproximadamente una gota por centímetro cuadrado de silicona masilla, mezclándolo uniformemente mediante el amasado de la silicona. Cuando la silicona empieza a endurecer, se aplica al pie dándole la forma del diseño elegido previamente, cubriendo el pie con una bolsa de polietileno y manteniendo la posición manualmente durante unos minutos. Antes del fraguado total es recomendable calzar al paciente para que deambule hasta el endurecimiento total de la silicona, esto permite obtener una ortesis más funcional en dinámica. Finalmente se extrae la ortesis del pie y se valora que el resultado obtenido sea el adecuado (García de la Peña y Benhamu, 2007).

Actualmente el uso de ortesis de silicona es una herramienta que los podólogos utilizan constantemente como una alternativa de tratamiento que permite solventar gran parte de las alteraciones dolorosas del antepié. A pesar de que la indicación de los tratamientos ortésicos se ha centrado principalmente en las deformidades digitales, clínicamente se observa una relación directa de éstas con la presencia de metatarsalgias por sobrecarga, y las ortesis han supuesto un tratamiento muy efectivo para este tipo de algias (Jackson *et al*, 2004).

Dependiendo del tipo de patología, la ortesis realiza una función correctora, compensadora, paliativa o sustitutiva. Ante alteraciones rígidas o estructuradas la ortesis actuará como protección de zonas de hiperpresión y fricción, que son aquellas en las que aparecerán helomas. En estas deformidades la ortesis actúa como elemento paliativo, sin modificar la posición de las mismas, pero eliminando o disminuyendo la presión del calzado. Cuando las alteraciones son flexibles, la ortesis podrá reducir la deformidad, situando el dedo en su posición correcta, devolviéndole su funcionalidad y alineando la articulación metatarsofalángica, lo que en muchos casos supone la mejora del dolor en metatarsalgias (Prats y Alcorisa 2009).

Ante una amputación digital, el tratamiento será sustitutivo, rellenando el espacio vacío, lo que evita el desplazamiento de los dedos existentes, que tienen tendencia a ocupar el espacio al mismo tiempo que proporciona una mejora de la funcionalidad.

Las contraindicaciones se limitan a aquellos pacientes que presentan alteraciones dérmicas como micosis, úlceras, heridas, dermatitis o hiperhidrosis que deben ser sometidas a tratamiento antes de la confección de la ortesis. También debe valorarse si el paciente tiene suficiente movilidad como para aplicarse correctamente la ortesis en el pie.

Las ortesis digitales pueden tener diferentes formas y diseño en función de la patología, el tipo de deformidad o del grado de reductibilidad que presenta. El diseño final de la ortesis debe ser totalmente individualizado y además de los factores anteriormente citados, debe contemplar aspectos particulares como la actividad física que realice el paciente, el tipo de calzado que usa o su capacidad autónoma para poder utilizar el tratamiento de forma adecuada (Céspedes *et al*, 1994).

La descarga subdigital es probablemente la ortesis más utilizada. Ocupa el espacio subdigital de los tres dedos centrales y tiene dos anclajes en primer y cuarto espacios interdigitales. Esta ortesis está indicada cuando existen dedos en garra reductibles, ya que provoca una alineación de los dedos con sus respectivos metatarsianos, elongándolos y disminuyendo el ángulo de incidencia metatarsiana (Fig.2.10).

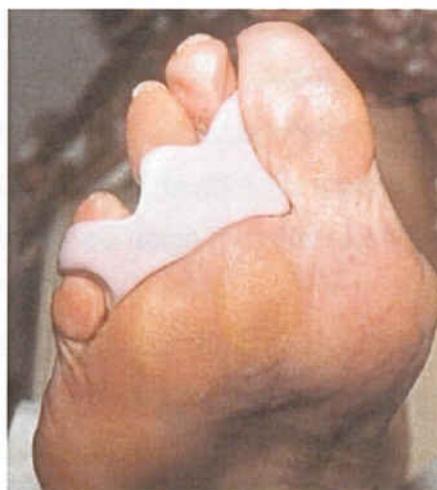


Figura 2.10 – Descarga subdigital de silicona masilla. La ortesis ocupa los tres dedos centrales.

Un estudio, realizado en el Departamento de Podología de la Universitat de Barcelona, demostró que la aplicación de este tipo de ortesis digitales provoca cambios a nivel de las presiones plantares y de las superficies de contacto en

diferentes zonas del antepié (Prats *et al*, 2006). En dicho estudio se pudo comprobar que, al establecer una visión conjunta entre primer radio, radios centrales y quinto radio se observa que tras la aplicación de la ortesis, primer y quinto radio aumentan la superficie de presión mientras que disminuye en los radios centrales, lo que justifica la mejora de una metatarsalgia mecánica en esta zona.

Cuando la alteración es irreductible y aparecen hiperqueratosis o helomas en el dorso de los dedos, la ortesis más indicada es la anilla, que además de actuar en el espacio subfalángico, protege el dorso de los dedos del roce del calzado.

Esta ortesis está contraindicada en pacientes susceptibles de presentar edemas, y en estos casos se puede confeccionar una ortesis subfalángica con prolongaciones hacia el dorso de los dedos, para proteger aquellos que presenten lesiones hiperqueratósicas. De este modo se consigue eliminar el roce en el dorso de los dedos sin provocar excesiva presión ante los cambios de volumen del pie por la alteración vascular. Este diseño de tratamiento suele utilizarse también como tratamiento ortopodológico post-quirúrgico en pacientes intervenidos de "*Hallux Valgus*", para permitir una cicatrización de la zona intervenida en posición correcta.

A pesar de que estos tipos de ortesis son los más frecuentes, la forma y diseño de la misma tiene múltiples posibilidades y en cada caso puede adoptar formas muy diferentes en función de las necesidades de cada paciente.

Las ventajas que ofrece el uso de ortesis podológicas de silicona son entre otras (Ropa Moreno, 2003):

- La rapidez en su confección. El tiempo total de confección no supera los diez minutos y el paciente puede utilizarlas inmediatamente.
  
- La aceptación por parte del paciente. La tolerancia de la ortesis y la mejora de la sintomatología son inminentes. Son fáciles de usar y pueden lavarse, incluso hervirse para su desinfección.

- El material empleado. Como se ha comentado anteriormente las siliconas presentan unas características mecánicas excelentes para su uso en ortopodología, pero además no se deforman con el uso y tienen una gran duración.
- La estabilidad dimensional. Una vez confeccionada la ortesis y finalizado el proceso de fraguado, ésta mantiene su forma durante un período prolongado de tiempo, que suele oscilar entre los 10 y 14 meses, dependiendo del uso y de la complejidad de la misma.
- No suelen producir alergias. Se han presentado muy pocos casos de incompatibilidad, ya que la silicona se considera un producto hipoalérgico.

Los inconvenientes que provocan una intolerancia de utilización son derivados principalmente de una metodología incorrecta de confección. El uso de una cantidad excesiva de silicona, la proporción incorrecta de catalizador o el diseño inapropiado, conducen a dicha intolerancia (Levy, 2003).

Otro inconveniente que se presenta en algunos pacientes es el incremento de la sudoración y ocasionalmente dermatitis que se atribuyen al catalizador. Hay que tener también presente que factores como el tipo de calzado o la capacidad física del paciente pueden limitar el uso de estas ortesis.

Las ortesis son de uso diurno. Debe evitarse el uso nocturno, ya que puede provocar maceración de la piel, especialmente en los espacios interdigitales. Deben utilizarse siempre con calzado y es recomendable el uso de media o calcetín para una correcta sujeción de la ortesis al pie.

### **3. HIPÓTESIS Y OBJETIVOS**

### **3.1. HIPÓTESIS**

El uso de diferentes tratamientos ortopodológicos, o de una combinación entre ellos, influye en las presiones que recibe la planta del pie durante la marcha. Estos tratamientos modificarán las presiones plantares localizadas en el antepié.

### **3.2 OBJETIVO GENERAL**

Analizar de forma independiente y combinada los cambios de presión que se producen en la zona plantar de apoyo del antepié al aplicar diferentes tipos de tratamiento ortopodológico como son las plantillas prefabricadas, los soportes plantares termoformados y las ortesis de silicona.

### **3.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Para poder analizar los cambios producidos con el pie calzado y al aplicar los diferentes tratamientos ortopodológicos en ambos pies, se han diseñado los siguientes objetivos específicos:

1. Definir y describir el área de contacto del antepié.
2. Medir la presión media generada en la zona plantar del antepié, en la primera cabeza metatarsiana, en las cabezas metatarsianas centrales y en la cabeza del quinto metatarsiano.
3. Describir la magnitud del pico de presión de la zona plantar del antepié, en la primera cabeza metatarsiana, en las cabezas metatarsianas centrales y en la cabeza del quinto metatarsiano.
4. Comparar los valores de las áreas de contacto, medias y picos de presión plantares según las características morfológicas del pie.

5. Relacionar las zonas de presión máxima con la presencia de hiperqueratosis.
6. Comparar los valores de las áreas de contacto, medias de presión y picos de presión de la zona plantar del antepié, de la primera cabeza metatarsiana, las cabezas metatarsianas centrales y la cabeza del quinto metatarsiano entre el pie derecho y el pie izquierdo.
7. Comparar los cambios de superficie de apoyo plantar producidos en todo el antepié por los tratamientos ortopodológicos aplicados.
8. Comparar los cambios de presión en el antepié producidos por los tratamientos ortopodológicos aplicados en las diferentes áreas analizadas.
9. Examinar la efectividad en los cambios baropodométricos del antepié al aplicar las posibles combinaciones de tratamientos ortopodológicos plantares y digitales estudiados.

#### **4. MATERIAL Y MÉTODOS**

#### **4.1 DESCRIPCIÓN DEL ESTUDIO**

Se trata de un diseño experimental con datos apareados en el que se comparan tres tratamientos ortopodológicos aplicados a pacientes que acuden al servicio de Podología Clínica del Hospital Podológico de la Universitat de Barcelona y a alumnos del Grado en Podología.

Los criterios de exclusión fueron:

- Historia de traumatismos recientes.
- Enfermedades reumáticas o neurológicas que puedan causar cambios en la dinámica normal.
- Pacientes que hayan sufrido alguna intervención quirúrgica en el pie.
- Pacientes menores de 10 años de edad.

Finalmente el estudio se realizó con 62 participantes, todos ellos fueron informados del proceso y aceptaron participar en el estudio.

#### **4.2 DISEÑO DEL ESTUDIO**

##### **4.2.1. Consentimiento informado**

Previamente a la aplicación del protocolo de recogida de datos todos los participantes del estudio han sido informados de las características del mismo y se les ha facilitado información escrita mediante una hoja de consentimiento informado que los participantes han firmado antes de su realización (anexo 1).

Tanto la propuesta del estudio como el documento de consentimiento informado han sido presentadas a la Comisión de Bioética de la Universitat de Barcelona, la cual resolvió autorizar la realización de la investigación en Junio de 2011 (anexo 2).

También se presentó la declaración de conflicto de intereses a petición de la comisión de doctorado de la Facultad de Medicina (anexo 3).

#### **4.2.2. Sistema de registro de datos**

Para registrar los datos se ha diseñado una ficha (anexo 4), donde se anotan el número de historia clínica, los datos personales, el peso, la altura y los resultados obtenidos del análisis de la morfología del pie del paciente.

#### **4.2.3. Protocolo de recogida de datos**

En primer lugar se informa al participante de las características del estudio y se le solicita que firme el consentimiento informado. A continuación se realiza una exploración clínica podológica de la que se extraerán los datos relevantes para el estudio.

Posteriormente se desarrolla todo el proceso de confección de los tratamientos ortopodológicos mediante la obtención de moldes de yeso de los pies del paciente en carga controlada, adaptación posterior de los materiales que componen los soportes plantares termoformados, selección del soporte prefabricado adecuado y, por último, confección de las ortesis digitales de silicona.

Cuando los tratamientos están preparados, se cita de nuevo al participante para proceder a la adquisición de los datos de presión con el uso de los distintos tratamientos mediante el sistema F-Scan® Mobile Research 6.51 de la compañía Tekscan Inc., que ha sido validado y utilizado en numerosos estudios publicados en revistas científicas.

Para realizar la captación de las presiones se selecciona en primer lugar la palmilla adecuada al calzado del individuo recortándola hasta una correcta adaptación al mismo. Se mantiene el soporte protector de EVA para evitar el rápido deterioro del sensor, ya que este no influye en la sensibilidad del mismo (Woodburn *et al*, 1997; Randolph *et al*, 2000).

Una vez puesto en marcha el sistema y aplicados los sensores y el cinturón con la unidad receptora al individuo, se introducen los datos de filiación, fecha de nacimiento y sexo, y se realiza la calibración y el test de efectividad de calibración para garantizar la fiabilidad de los datos obtenidos.

A continuación se explica al paciente el proceso de adquisición de datos y se realiza una grabación de 10 segundos de duración en la cual los participantes deambulan sobre la misma superficie y en una marcha lineal.

Posteriormente se repite la operación haciendo caminar al paciente con los tratamientos ortopodológicos utilizados en el estudio, plantillas prefabricadas Starflex<sup>®</sup>, plantillas termoformadas a medida, ortesis de silicona y la combinación de la ortesis y cada uno de los soportes plantares, utilizando el mismo tipo de calzado en todas las adquisiciones y manteniendo la velocidad de marcha individual.

La valoración de los datos obtenidos permitirá cuantificar los cambios de presión del antepié en las diferentes situaciones. Para el análisis de las presiones se ha utilizado la opción que incorpora el programa del sistema informático F-Scan<sup>®</sup> Mobile Research 6.51 que permite el análisis presurimétrico tanto en estática como en dinámica. Permite también el análisis de presiones puntuales, la localización correcta de anomalías en el apoyo de las cabezas metatarsianas, calculando su posición y carga exactas.

En primer lugar, el sistema ofrece la posibilidad de obtener una huella del pie en la que se reflejan la media de las presiones soportadas por toda la superficie plantar en cada paso. De este modo se obtendrían diez huellas aproximadamente de cada pie, lo que supone el total de pasos captados durante el tiempo de adquisición. En este caso existen diferencias entre las diferentes huellas obtenidas y podría utilizarse una de ellas para el estudio según las indicaciones del fabricante, ya que las diferencias entre ellas son mínimas.

Ofrece también la posibilidad de obtener una única huella en la que se refleja la media de presiones soportadas en todos los pasos (Fig.4.1). Esta ha sido la huella elegida para realizar el análisis, ya que indica de forma global las presiones que el pie recibe durante los diez pasos, registrando la media de los valores obtenidos durante el periodo completo de la marcha.

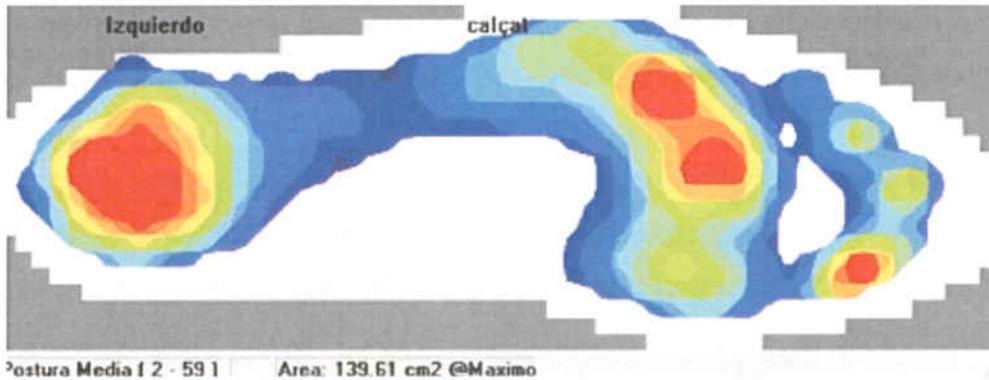


Figura 4.1 – Huella promedio de todos los pasos registrados.

Sobre esa huella el sistema permite seleccionar áreas específicas del pie para ser analizadas; concretamente en este estudio han sido el antepié, la primera y quinta cabezas metatarsianas y las de los tres metatarsianos centrales, lo que supone cuatro áreas diferentes de análisis en los que el sistema indica la superficie de contacto y la presión en cada una de esas zonas (Fig.4.2).

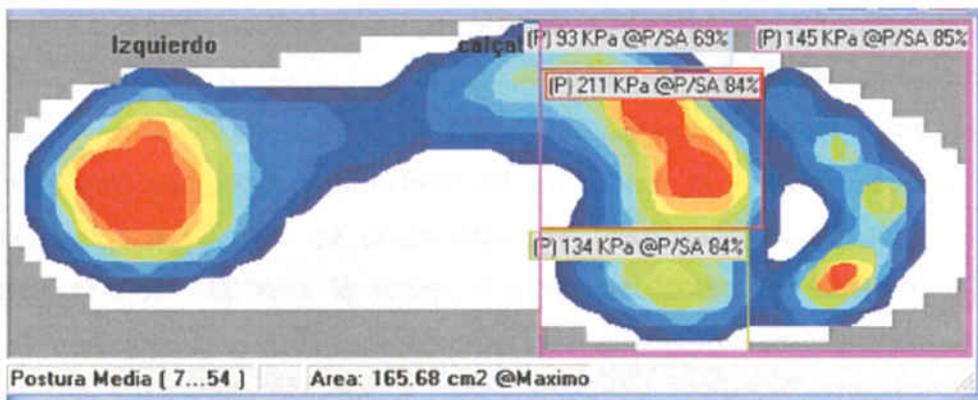


Figura 4.2 – Áreas de análisis utilizadas en el estudio. Las áreas seleccionadas corresponden a todo el antepié, incluyendo cabezas metatarsianas y dedos (color lila), a la primera cabeza metatarsiana (color verde), a las cabezas metatarsianas centrales (color rojo) y a la quinta cabeza metatarsiana (color azul).

Para la valoración de las presiones plantares se utiliza al mismo tiempo las huellas del mismo pie con la aplicación de los tratamientos ortopodológicos de modo que en primer lugar se analiza el pie sin tratamiento. En la columna de la izquierda siempre se analizan el pie calzado y con la aplicación de los dos tipos de soporte plantar y en la columna de la derecha se analizan las presiones al aplicar la ortesis de silicona y la combinación de esta con los dos tipos de soporte plantar (Fig.4.3).

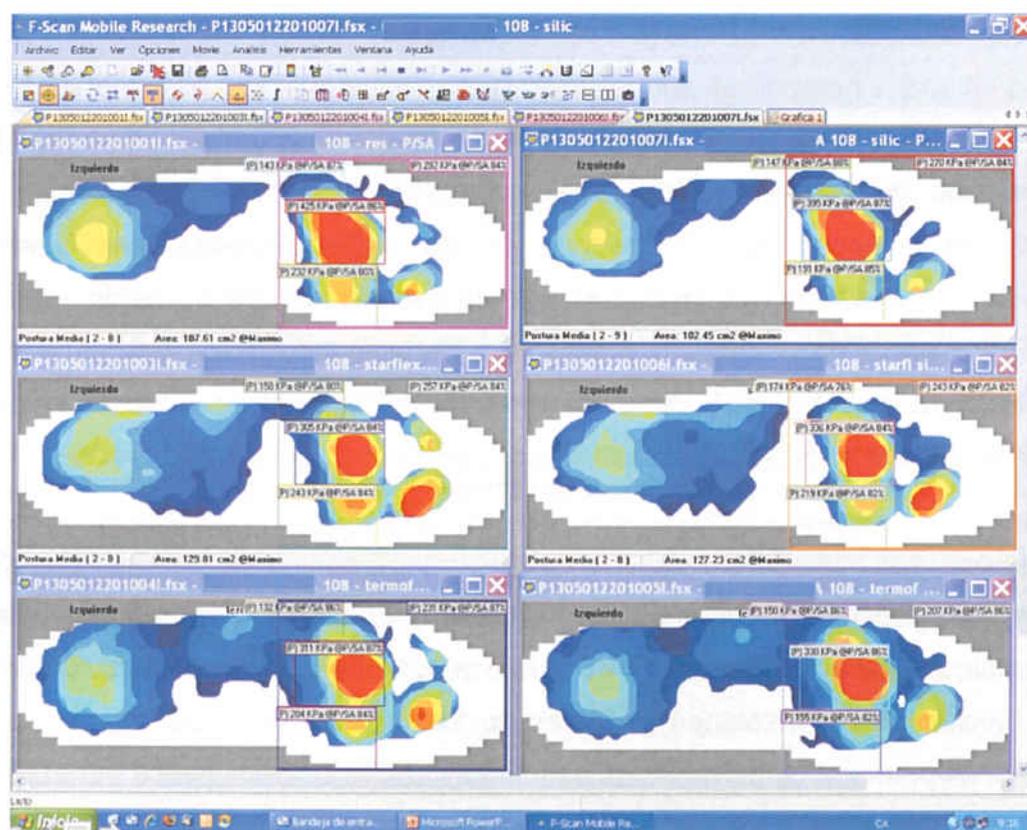


Figura 4.3 – Huellas utilizadas en el estudio. Se analizan al mismo tiempo las huellas correspondientes al mismo pie con los diferentes tratamientos aplicados.

### 4.3. Descripción de las variables

Las variables de este estudio comprenden tres grupos, en primer lugar las que describen la muestra, que incluyen las características morfológicas y estructurales que clasifican los diferentes tipos de pie que se han encontrado. En segundo lugar las que hacen referencia a las presiones captadas durante el estudio y en tercer lugar los diferentes tratamientos ortopodológicos utilizados y las combinaciones entre ellos.

#### **4.3.1. Variables descriptivas de la muestra**

##### Edad:

La variable edad se ha registrado en años y la muestra consta de personas con edades comprendidas entre los dieciséis y los setenta y siete años. A pesar de que la edad no es un factor determinante, sí que se pueden encontrar diferencias en niños por su bajo peso, por lo que han sido descartados para este estudio aquellos individuos menores de diez años, tomando como referencia el estudio de Hennig *et al*, (1994) .

También podemos encontrar cambios en los ancianos (Burnfield *et al*, 2004). Un estudio de Menz *et al*, (2006) revela que existen diferencias en las fuerzas y presiones máximas bajo la mayoría de las áreas plantares, que fueron explicadas por diferencias en el peso y en la cadencia del paso, disminuida en los ancianos. Otro estudio demostró que la edad, junto con el peso, condicionaban solo un 13% del pico de presión en determinadas zonas del pie (Martínez-Nova *et al*, 2008).

##### Género:

Para el registro del género se ha asignando el valor 1 a la variable sexo masculino y 2 al sexo femenino. Aunque el género implica poca influencia en la distribución de las presiones plantares de forma directa, los cambios en las presiones plantares entre hombres y mujeres vendrían determinados por el tipo de calzado y por las características antropométricas, como un menor peso en las mujeres (Hennig *et al*, 1994; Putti *et al*, 2010; Periyasami *et al*, 2011).

##### Peso:

El peso se ha registrado en kilogramos, siendo necesario para calcular el índice de masa corporal y también para calibrar el sistema informático antes de captar las presiones. A pesar de que tradicionalmente se ha considerado que existe una relación muy importante entre el peso y las presiones plantares (Raymond *et al*, 1999; Mueller *et al*, 2003; Menz *et al*, 2006), otros autores encontraron una baja o nula correlación (Hills *et al*, 2001).

Altura:

Es un valor necesario para calcular el índice de masa corporal y se ha registrado en metros. La variable altura no influye directamente en la presión plantar mas allá de su relación con el peso en el calculo del índice de masa corporal (  $IMC = \text{peso (kg)}/\text{estatura}^2 \text{ (m)}$ ).

Índice de masa corporal:

El índice de masa corporal es uno de los métodos más fiables y sencillos para saber si el peso del individuo es el adecuado o existe sobrepeso, por lo que es un dato relevante por la relación con las fuerzas que se generan sobre los pies. El incremento de índice de masa corporal comporta un aumento significativo en los valores de picos de presión, fuerza total y área de contacto total en el antepié (Birtane *et al*, 2004).

Se ha asignado un valor 0 para los participantes con bajo peso, un valor 1 para un I.M.C. normal, un valor 2 para el sobrepeso y un valor 3 para los obesos, siguiendo la clasificación de la Organización Mundial de la Salud.

Fórmula metatarsiana:

La longitud de los metatarsianos de cada individuo su han clasificado según el modelo de Viladot, (2002), asignando el valor 1 a la fórmula "*index plus*" para pacientes cuyo primer metatarsiano es más largo que el resto. Se asigna un valor 2 para aquellos pacientes que presentan un primer metatarsiano más corto o "*index minus*" y finalmente se asigna el valor 3 a aquellos pacientes con igual longitud entre primer y segundo metatarsiano denominado "*index plus minus*".

Fórmula digital:

Se asigna un valor 1 a aquellos pacientes que presentan un pie egipcio, es decir con un primer dedo más largo que el segundo, un 2 para los pies griegos, con un segundo dedo más largo y un valor 3 para pies con dedos de igual longitud o pies cuadrados.

#### Morfología del pie:

Se han diferenciado los pies estudiados en tres grandes grupos en función de la altura del arco medial con el pie en descarga, asignando un valor 1 a aquellos pies con una bóveda plantar normal, un valor 2 a los pies con arco medial descendido y un valor 3 a los que presentaban un incremento de bóveda plantar. La influencia en los puntos de hiperpresión viene determinada por la altura de la bóveda plantar principalmente en su distribución por la superficie plantar del pie, teniendo presente además que a mayor altura de la bóveda menor superficie de contacto (Lelièvre, 1993; Viladot *et al*, 2002).

#### Deformidades digitales:

La presencia de dedos en garra incrementa las presiones de las cabezas metatarsianas por mal funcionamiento mecánico. En esta variable se clasifica la alineación digital asignando un valor 1 a las alineaciones normales. A los individuos que presentan deformidad en garra flexible se les asigna un valor 2 y cuando se trata de una garra rígida o irreductible se aplica un valor 3.

#### Presencia de hiperqueratosis:

Siempre se ha considerado que existe una relación directa entre la presencia de hiperqueratosis y la hiperpresión plantar, de modo que ésta favorece su formación y al mismo tiempo la presencia de hiperqueratosis aumenta la presión plantar.

Para describir la presencia de hiperqueratosis se han asignado los siguientes valores dependiendo del área del pie donde está presente dicha lesión:

1. Sin hiperqueratosis.
2. Primera cabeza metatarsiana.
3. Metatarsianos centrales.
4. Quinta cabeza metatarsiana.
5. Primera cabeza metatarsiana y metatarsianos centrales.
6. Quinta cabeza metatarsiana más metatarsianos centrales.
7. Primera y quinta cabezas metatarsianas.
8. Todas las cabezas metatarsianas.

### 4.3.2. Variables de presión

Área de contacto:

Para analizar los cambios en el área de contacto de la zona metatarsiana en cada uno de los supuestos, es decir, con el pie descalzo y la posterior aplicación de los tratamientos ortopodológicos y la combinación entre ellos se ha seleccionado el área anterior de la plantilla-sensor desde la zona posterior de las cabezas metatarsianas hasta la parte más distal de la misma.

La superficie analizada ha sido la misma para cada uno de los supuestos, abarcando la zona más distal de la plantilla-sensor recogiendo la zona de apoyo de las cabezas metatarsianas y dedos (Fig. 4.4). Para el estudio solamente se ha analizado el área de todo el antepié, desechando los valores de las cabezas metatarsianas ya que, al ser un área muy pequeña, no existen cambios de superficie. Los resultados se han recogido en centímetros cuadrados ( $\text{cm}^2$ ).

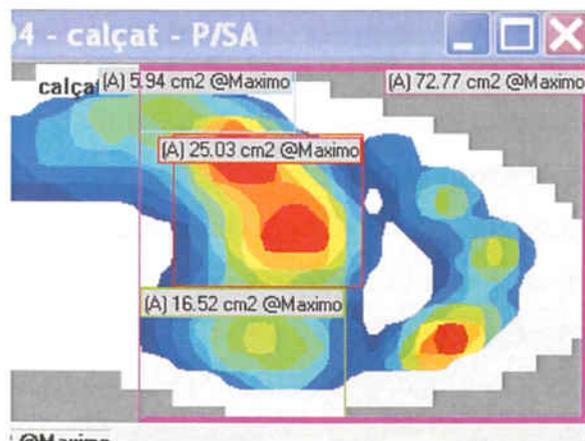


Figura 4.4 – Análisis de la superficie de contacto.

Presión media de antepié:

La misma área se ha utilizado para medir los cambios de presión, la medida empleada para realizar el registro ha sido el kilopascal (kPa) que es una unidad de presión que equivale a 1.000 pascales. El pascal (Pa) es la unidad de presión del Sistema Internacional de Unidades; se define como la presión que ejerce una fuerza de un newton sobre una superficie de un metro cuadrado ( $\text{N}/\text{m}^2$ ).

Presión media de la primera cabeza metatarsiana:

Se ha asignado un área que corresponde a la zona de apoyo de la primera cabeza metatarsiana y que se ha mantenido en todos los supuestos, aunque en algunos casos al aplicar los soportes plantares ha aparecido un desplazamiento de la zona de apoyo por lo que se ha tenido que adaptar el área de análisis a esta nueva situación. Para evitar modificaciones de la relación área-fuerza, se ha mantenido siempre las mismas dimensiones de la superficie a valorar (Fig. 4.5) Igualmente la unidad de presión utilizada ha sido el kilopascal (kPa), unidad que se mantendrá en todos los registros de presión que se expondrán a continuación.

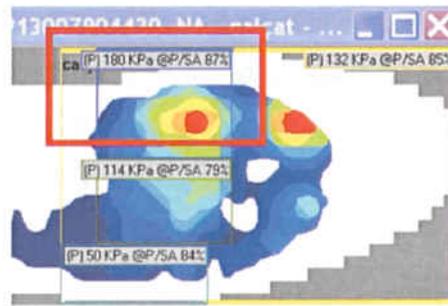


Figura 4.5 - Análisis de la presión media de la primera cabeza metatarsiana.

Presión media de los radios centrales:

Para analizar los cambios de presión de los radios centrales se ha seleccionado un área que abarca desde la zona retrocapital de los tres metatarsianos centrales hasta la zona anterior de las mismas en un sentido antero-posterior (Fig. 4.6). Lateralmente los márgenes se establecen a partir del espacio interdigital, de modo que queden libres tanto la primera como la quinta cabezas metatarsianas.

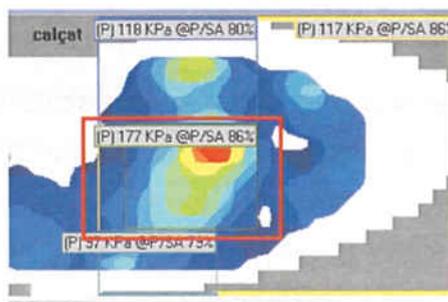


Figura 4.6 - Análisis de la presión media de las cabezas metatarsianas centrales.

Presión media de la quinta cabeza metatarsiana:

Para seleccionar el área de análisis de la quinta cabeza metatarsiana se utilizan los mismos parámetros que en los dos casos anteriores, de modo que una vez seleccionada el área correspondiente a este quinto metatarsiano, sobre la huella del paciente quedan claramente diferenciadas las áreas correspondientes a los metatarsianos primero, centrales y quinto, quedando estas tres áreas incluidas en el área de análisis de todo en antepié (Fig. 4.7).

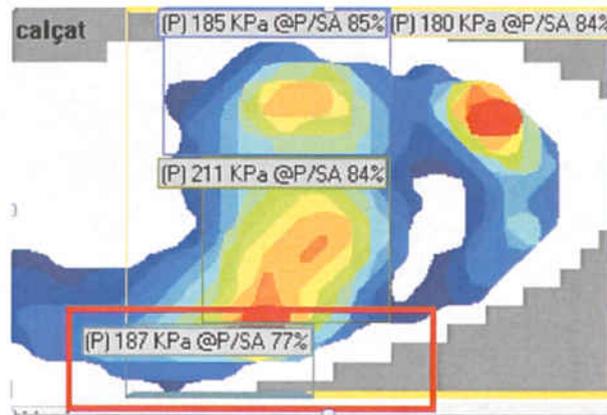


Figura 4.7- Anàlisi de la pressió mitjana de la cinquena capçalera metatarsiana.

Pico de presión de los radios centrales:

Sobre la misma área de análisis de las cabezas metatarsianas centrales se ha valorado el pico de presión que corresponde a una zona de un  $\text{cm}^2$  donde se concentra el punto de máxima presión de esta área (Fig.4.8).

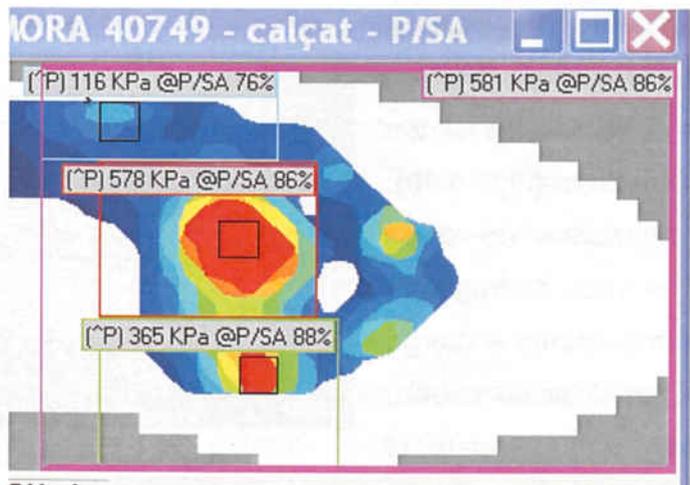


Figura 4.8- Anàlisi del pic de pressió de les capçaleres metatarsianes centrals.

### 4.3.3. Variables de tratamientos ortopodológicos

En este estudio se compara el efecto de un soporte plantar prefabricado, un soporte plantar termoformado individualizado confeccionado a medida y una ortesis digital de silicona.

Soporte plantar prefabricado:

El soporte plantar prefabricado elegido para el estudio es el denominado Starflex® (Fig.4.9). Se trata de un soporte de resinas sintéticas de 2mm de grosor, con una longitud retrocapital y arcos longitudinales preformados.



Figura 4.9- Soporte plantar Starflex®

La elección del número de soporte se determina sobre el número de calzado, comprobando que su longitud abarque desde la parte posterior del talón a la zona retrocapital.

Soporte plantar termoformado confeccionado a medida:

El soporte plantar confeccionado a medida se adapta sobre un molde de yeso del pie que se ha obtenido en posición de carga controlada sobre espumas de poliuretano (Fig. 4.10). Este molde se compone de cinco capas de venda de yeso de fraguado rápido. Se coloca al paciente en carga y se sitúa el pie en posición neutra, manteniendo esta posición hasta el endurecimiento total del yeso.



Figura 4.10- Molde en Carga

Una vez obtenido el molde, se diseña el soporte plantar sobre el mismo. Los materiales empleados en la confección del soporte plantar utilizado en el estudio son resinas de poliéster tipo flex de 1'8 mm de grosor y flux de 1'2 mm combinadas en un diseño de soporte retrocapital, con una cobertura de E.V.A. de 3 mm de grosor que abarca todo el perímetro interno del calzado (Fig.4.11). Estos materiales se calientan a una temperatura de 100°C, y se termofusionan en una máquina de vacío a siete bares de presión durante tres minutos hasta conseguir que ambas capas se fusionen en un solo cuerpo.

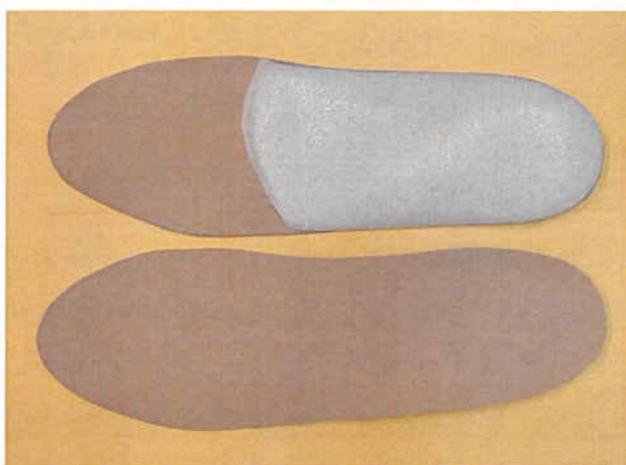


Figura 4.11- Soportes termoformables a medida.

La temperatura y el tiempo de exposición del material al calor empleados en el estudio han sido iguales en todos los casos, termofusión a 100°C y adaptación al molde a 80°C, obteniendo así soportes similares en cuanto a dureza, flexibilidad y resistencia del material. Para la cobertura se utilizó en todos los casos E.V.A., que es una espuma termoadaptable de célula cerrada que se obtienen a partir del etileno y del acetato de vinilo. El E.V.A. elegido fue Lunasoft SLW<sup>®</sup> de 30 shore A de dureza. Tanto la obtención del molde como la adaptación del soporte plantar fueron realizados por el mismo investigador.

Una vez adaptado al molde y comprobado sobre el pie, el soporte plantar se ajusta al calzado, verificando la adaptación funcional del tratamiento. No se han realizado modificaciones en el tratamiento, tales como aplicación de refuerzos o descargas antes de la adquisición de presiones, para no alterar su efecto.

### Ortesis digital:

Respecto a la ortesis diseñada para el estudio se ha seleccionado un elemento subdigital que abarca el espacio plantar correspondiente a segundo, tercer y cuarto dedos, con anclaje interdigital en primer y cuarto espacio (Fig. 4.12). La ortesis se confecciona con silicona masilla parafinada, semirrígida (CP- Tipo B).



Figura 4.12 – Ortesis subdigital.

### **4.4. Análisis estadístico**

Una vez activada la opción que muestra las presiones en las distintas zonas del pie, se trasladan los datos obtenidos a la matriz creada en el paquete estadístico PASW Statistics versión 18 para su análisis. Según el número de individuos y el tipo de variable se realizarán las pruebas estadísticas pertinentes.

## **5. RESULTADOS**

---

## 5. RESULTADOS

En primer lugar se presenta la descripción de la muestra en referencia a las características demográficas de la misma y a los datos necesarios para calcular el índice de masa corporal (I.M.C.), además de aquellos resultados que han permitido clasificar los diferentes tipos de pies estudiados.

A continuación figuran los resultados conseguidos en los estudios biomecánicos en referencia a los valores de presión obtenidos y su modificación al aplicar los diferentes tratamientos ortopodológicos. Estos resultados se presentan en base a los objetivos específicos marcados y siguiendo el mismo orden establecido.

### 5.1. Descripción de la muestra

La muestra final se compone de 62 participantes cuya edad está comprendida entre los 16 y los 77 años con una media de 38,79 y con una participación del 54,8% (n=34) de mujeres y del 45,2%(n=28) de hombres.

Tabla 5.1- Distribución del género en los pacientes.

SEXO (n=62)	Frecuencia	Porcentaje
Hombre	28	45,2
Mujer	34	54,8

Tabla 5.2- Descriptiva de la edad, altura y peso de los pacientes.

(n=62)	Edad (años)	Altura (cm)	Peso (Kg)
<b>Media</b>	38,79	169,76	71,87
<b>Mediana</b>	38,00	169,00	70,00
<b>Moda</b>	20	168	78
<b>Desv. típ.</b>	17,528	9,403	12,372
<b>Mínimo</b>	16	148	50
<b>Máximo</b>	77	185	113

El índice de masa corporal (IMC) se ha registrado en  $\text{kg}/\text{m}^2$ , utilizando la fórmula  $\text{IMC}=\text{peso}/(\text{altura})^2$ . Se han clasificado los valores resultantes en base a los intervalos que especifica la Organización Mundial de la Salud.

Tabla 5.3- Índice de masa corporal.

I.M.C. (n=62)	Frecuencia	Porcentaje
Bajo peso	3	4,8
Normal	33	53,2
Sobrepeso	19	30,6
Obesidad leve	4	6,5
Obesidad moderada	3	4,8

A continuación se presentan los resultados que describen las características morfológicas y estructurales que clasifican los diferentes tipos de pie que se han encontrado durante el desarrollo del estudio.

Tabla 5.4- Fórmula metatarsiana.

FORMULA METATARSIANA (N=62)	PIE DERECHO		PIE IZQUIERDO	
	Frecuencia	Porcentaje	Frecuencia	Porcentaje
Index minus	46	74,2	47	75,8
Index plus	6	9,7	6	9,7
Index plus-minus	10	16,1	9	14,5

Tabla 5.5- Fórmula digital.

FORMULA DIGITAL (N=62)	PIE DERECHO		PIE IZQUIERDO	
	Frecuencia	Porcentaje	Frecuencia	Porcentaje
Pie egipcio	34	54,8	34	54,8
Pie griego	18	29,0	19	30,6
Pie cuadrado	10	16,1	9	14,5

Tabla 5.6- Morfología del pie.

MORFOLOGÍA PIE (N=62)	PIE DERECHO		PIE IZQUIERDO	
	Frecuencia	Porcentaje	Frecuencia	Porcentaje
Normal	32	51,6	31	50,0
Aplanado	21	33,9	21	33,9
Excavado	9	14,5	10	16,1

Tabla 5.7- Ángulo de la marcha.

ANGULO DE MARCHA (N=62)	PIE DERECHO		PIE IZQUIERDO	
	Frecuencia	Porcentaje	Frecuencia	Porcentaje
Normal	47	75,8	48	77,4
Aducción	8	12,9	8	12,9
Abducción	7	11,3	6	9,7

Tabla 5.8- Tipos de dedo en garra.

GARRA DIGITAL (N=62)	PIE DERECHO		PIE IZQUIERDO	
	Frecuencia	Porcentaje	Frecuencia	Porcentaje
Normal	34	54,8	35	56,5
Garra flexible	23	37,1	25	40,3
Garra rígida	5	8,1	2	3,2

## 5.2. Descripción del área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar

Este apartado hace referencia a los tres primeros objetivos específicos marcados en este trabajo. Las siguientes tablas muestran los resultados obtenidos, en ambos pies, para describir el área de contacto, expresada en centímetros cuadrados, del antepié con el pie descalzo y con la aplicación de los tratamientos ortopodológicos.

Tabla 5.9- Área de contacto del antepié derecho según el tratamiento aplicado.

Área de contacto del antepié derecho (cm <sup>2</sup> )						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ starflex®	Ortesis+ termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	61,28	62,13	64,66	62,67	62,06	66,03
Mediana	61,68	61,81	64,26	61,94	60,90	64,39
Moda	55,23	51,61	58,58	65,55	52,65	58,06
Desv.típ.	10,90	11,57	10,85	10,41	10,93	11,42
Mínimo	38,19	35,61	40,52	41,29	39,74	41,81
Máximo	89,81	91,61	93,68	90,06	89,81	95,74

Tabla 5.10- Área de contacto del antepié izquierdo según el tratamiento aplicado.

Área de contacto del antepié izquierdo (cm <sup>2</sup> )						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ starflex®	Ortesis+ termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	57,87	57,91	61,04	59,36	59,65	63,53
Mediana	56,39	58,71	60,64	60,90	58,84	63,35
Moda	53,68	32,52	61,16	60,90	58,32	59,87
Desv.típ.	13,77	13,76	13,18	13,14	14,42	13,87
Mínimo	29,94	27,35	33,55	28,65	29,94	33,29
Máximo	90,32	92,13	93,42	89,55	91,87	102,45

A continuación se muestran los resultados que describen la presión media generada en la zona plantar del antepié, expresada en kilopascales, de la primera cabeza metatarsiana, las cabezas metatarsianas centrales y la cabeza del quinto metatarsiano con la aplicación de los diferentes tratamientos en ambos pies.

Tabla 5.11- Presión plantar media en el antepié derecho según el tratamiento aplicado.

Presión plantar media en el antepié derecho (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	166,82	157,08	142,29	157,97	150,79	135,98
Mediana	160,50	155,00	135,50	150,00	137,50	123,50
Moda	132	94	74	102	137	117
Desv.típ.	57,60	50,32	41,03	54,47	53,54	51,04
Mínimo	76	68	74	67	66	66
Máximo	398	366	241	405	329	386

Tabla 5.12- Presión plantar media en el antepié izquierdo según el tratamiento aplicado.

Presión plantar media en el antepié izquierdo (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	170,27	166,02	155,69	159,60	157,52	140,32
Mediana	159,00	160,00	154,50	157,50	143,50	134,00
Moda	109	99	105	89	78	99
Desv.típ.	50,25	60,47	51,14	46,27	63,62	41,81
Mínimo	83	68	76	73	67	74
Máximo	292	376	387	295	363	241

Tabla 5.13- Presión plantar media en la primera cabeza metatarsiana derecha según el tratamiento aplicado.

Presión plantar media en la primera cabeza metatarsiana derecha (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	160,63	158,16	148,37	153,50	155,71	140,79
Mediana	150,00	146,00	149,00	139,50	138,00	127,00
Moda	77	122	157	87	147	157
Desv.típ.	67,18	75,28	55,20	65,54	80,80	60,33
Mínimo	63	51	53	39	61	52
Máximo	355	476	330	323	550	312

Tabla 5.14- Presión plantar media en la primera cabeza metatarsiana izquierda según el tratamiento aplicado.

Presión plantar media en la primera cabeza metatarsiana izquierda (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	151,85	150,21	142,52	146,87	149,11	138,10
Mediana	132,00	132,00	134,00	125,00	126,00	123,50
Moda	97	123	114	91	57	53
Desv.típ.	67,81	74,28	56,72	73,212	83,88	61,15
Mínimo	49	48	59	44	42	53
Máximo	342	387	266	352	411	303

Tabla 5.15- Presión media en las cabezas metatarsianas centrales derechas según el tratamiento aplicado.

Presión plantar media en las cabezas metatarsianas centrales derechas (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	215,24	194,65	182,00	203,68	176,69	165,34
Mediana	209,00	186,00	172,50	199,00	171,50	157,50
Moda	211	172	111	136	131	135
Desv.típ.	63,64	62,62	60,45	65,85	56,68	53,38
Mínimo	73	71	77	86	72	76
Máximo	381	344	336	442	364	318

Tabla 5.16- Presión plantar media en las cabezas metatarsianas centrales izquierdas según el tratamiento aplicado.

Presión plantar media en las cabezas metatarsianas centrales izquierdas (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	221,50	198,03	191,98	205,26	180,08	177,10
Mediana	221,00	195,50	190,00	212,00	175,00	177,00
Moda	127	227	135	230	82	116
Desv.típ.	63,21	64,75	57,99	60,06	60,13	55,27
Mínimo	114	74	98	90	82	88
Máximo	425	349	380	395	336	330

Tabla 5.17- Presión plantar media en la quinta cabeza metatarsiana derecha según el tratamiento aplicado.

Presión plantar media en la quinta cabeza metatarsiana derecha (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	121,34	108,58	105,44	113,21	100,58	102,19
Mediana	121,00	110,00	100,50	108,00	95,00	95,00
Moda	65	79	101	68	88	85
Desv.típ.	45,44	45,51	39,99	45,25	44,26	50,15
Mínimo	48	26	40	38	33	28
Máximo	249	280	237	222	230	373

Tabla 5.18- Presión plantar media en la quinta cabeza metatarsiana izquierda según el tratamiento aplicado.

Presión plantar media en la quinta cabeza metatarsiana izquierda (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	112,84	92,52	104,94	105,29	87,82	91,89
Mediana	110,50	88,00	95,00	99,50	79,50	90,50
Moda	74	43	52	60	73	118
Desv.típ.	45,58	37,35	42,72	43,61	39,49	36,52
Mínimo	48	43	43	38	33	37
Máximo	219	202	216	212	242	196

Finalmente, se pueden observar las tablas que describen la magnitud del pico de presión de la zona plantar del antepié, expresada en kilopascales, de la primera cabeza metatarsiana, las cabezas metatarsianas centrales y la cabeza del quinto metatarsiano.

Tabla 5.19- Pico de presión plantar en el antepié derecho según el tratamiento aplicado.

Pico de presión plantar en el antepié derecho (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	478,00	462,37	394,55	460,23	445,40	363,52
Mediana	460,50	448,50	366,00	439,50	403,00	348,50
Moda	418	364	323	338	287	247
Desv.típ.	144,29	151,65	121,84	146,49	161,08	113,00
Mínimo	114	92	108	102	88	87
Máximo	796	776	702	846	818	721

Tabla 5.20- Pico de presión plantar en el antepié izquierdo según el tratamiento aplicado.

Pico de presión plantar en el antepié izquierdo (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	515,65	502,47	444,65	503,53	500,50	415,37
Mediana	511,00	512,00	451,50	521,00	481,50	412,50
Moda	497	324	462	477	125	171
Desv.típ.	151,99	149,89	131,54	139,92	174,79	131,47
Mínimo	220	120	176	155	125	171
Máximo	996	904	792	782	882	797

Tabla 5.21- Pico de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana derecha según el tratamiento aplicado.

Pico de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana derecha (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	291,05	280,69	253,35	281,79	274,89	241,27
Mediana	282,00	268,50	252,00	263,50	240,00	224,50
Moda	158	143	123	245	184	139
Desv.típ.	131,33	119,70	98,49	117,91	127,67	105,27
Mínimo	90	99	86	81	102	73
Máximo	715	575	537	602	734	602

Tabla 5.22- Pico de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana izquierda según el tratamiento aplicado.

Pico de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana izquierda (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	261,37	262,76	232,56	261,89	265,11	220,98
Mediana	229,50	239,00	221,00	257,50	239,50	205,00
Moda	126	188	234	65	66	62
Desv.típ.	124,72	131,36	98,11	125,09	156,30	102,24
Mínimo	82	57	73	61	66	62
Máximo	572	745	475	562	851	463

Tabla 5.23- Pico de presión en las cabezas metatarsianas centrales derechas según el tratamiento aplicado.

Pico de presión plantar en las cabezas metatarsianas centrales derechas (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	440,63	409,05	344,18	422,13	374,89	363,52
Mediana	417,50	376,00	304,00	398,50	333,50	348,50
Moda	256	463	299	320	298	247
Desv.típ.	149,16	148,82	132,23	141,33	147,04	113,00
Mínimo	140	105	123	124	99	87
Máximo	793	722	702	717	770	721

Tabla 5.24- Pico de presión plantar en las cabezas metatarsianas centrales izquierdas según el tratamiento aplicado.

Pico de presión plantar en las cabezas metatarsianas centrales izquierdas (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	484,52	446,71	402,10	472,15	423,53	362,44
Mediana	483,00	456,00	410,00	494,50	440,00	363,50
Moda	480	457	330	147	124	150
Desv.típ.	165,04	159,57	137,60	152,58	158,33	117,68
Mínimo	192	117	164	147	124	150
Máximo	996	904	792	782	798	732

Tabla 5.25- Pico de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana derecha según el tratamiento aplicado.

Pico de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana derecha (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	196,39	168,37	159,35	184,19	153,11	152,47
Mediana	191,50	153,00	138,50	163,50	143,50	136,00
Moda	85	94	112	80	72	104
Desv.típ.	93,00	86,18	65,38	79,42	73,36	69,68
Mínimo	47	38	53	57	55	41
Máximo	419	476	368	376	350	374

Tabla 5.26- Pico de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana izquierda según el tratamiento aplicado.

Pico de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana izquierda (kPa)						
	Sin tratamiento	Starflex®	Termoformado	Ortesis digital	Ortesis+ Starflex®	Ortesis+ Termoform.
N	62	62	62	62	62	62
Media	185,03	152,05	165,11	174,79	143,87	145,16
Mediana	180,50	132,00	140,50	161,50	131,00	129,00
Moda	87	54	91	163	116	82
Desv.típ.	86,20	75,25	81,38	80,99	80,04	76,60
Mínimo	58	54	54	45	50	18
Máximo	427	345	388	422	543	527

### 5.3. Comparación de áreas y presiones plantares en relación a la morfología del pie

A continuación se presentan los resultados que comparan las características morfológicas y estructurales que clasifican los diferentes tipos de pie que se han encontrado durante el desarrollo del estudio, con las áreas, presiones medias y picos de presión presentes en la zona plantar del pie calzado sin la aplicación de tratamiento ortopodológico, correspondientes al cuarto objetivo específico.

Para la comparación de los valores de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar en relación a los distintos aspectos relacionados con la morfología del pie (fórmula metatarsiana, fórmula digital, tipo de pie, tipo de marcha y alineación digital), se ha utilizado el análisis de la varianza (ANOVA).

Tabla 5.27- Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con la fórmula metatarsiana

Fórmula metatarsiana		Área de contacto		Presión media		Pico de presión	
		F	p	F	p	F	p
Pie derecho	Index minus						
	Index plus	,417	,661	,325	,717	,418	,660
	Index plus-minus						
Pie izquierdo	Index minus						
	Index plus	2,23	,116	,592	,557	,247	,782
	Index plus-minus						

Tabla 5.28- Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con la fórmula digital

Fórmula digital		Área de contacto		Presión media		Pico de presión	
		F	p	F	p	F	p
Pie derecho	Pie egipcio						
	Pie griego	1,66	,197	3,17	,049	,627	,538
	Pie cuadrado						
Pie izquierdo	Pie egipcio						
	Pie griego	1,58	,213	,634	,534	,606	,549
	Pie cuadrado						

Resultados

Variable dependiente	(I) Fórmula digital del pie derecho	(J) Fórmula digital del pie derecho	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Presión media del antepié derecho sin tratamiento	Pie egipcio	Pie griego	-14,190	16,223	,684	-54,93	26,55
		Pie cuadrado	-50,312*	20,021	<b>,050</b>	-100,59	-,04
	Pie griego	Pie egipcio	14,190	16,223	,684	-26,55	54,93
		Pie cuadrado	-36,122	21,950	,266	-91,24	19,00
	Pie cuadrado	Pie egipcio	50,312*	20,021	<b>,050</b>	,04	100,59
		Pie griego	36,122	21,950	,266	-19,00	91,24

Tabla 5.29- Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con la morfología del pie.

Morfología del pie		Área de contacto		Presión media		Pico de presión	
		F	p	F	p	F	p
Pie derecho	Normal						
	Aplanado	2,12	,129	1,85	165	1,04	,359
	Excavado						
Pie izquierdo	Normal						
	Aplanado	,794	,457	,572	,568	,596	,554
	Excavado						

Tabla 5.30- Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con el ángulo de marcha.

Ángulo de Marcha		Área de contacto		Presión media		Pico de presión	
		F	p	F	p	F	p
Pie derecho	Normal						
	Aducción	,285	,753	,825	,443	,856	,430
	Abducción						
Pie izquierdo	Normal						
	Aducción	2,62	,081	4,08	<b>0,22</b>	2,380	,101
	Abducción						

Variable dependiente	(I) Ángulo de marcha del pie izquierdo	(J) Ángulo de marcha del pie izquierdo	Diferencia de medias (I-J)	Error típico	Sig.	Intervalo de confianza al 95%	
						Límite inferior	Límite superior
Presión media del antepié izquierdo sin tratamiento	Normal	Aducción	35,396	18,291	,163	-10,54	81,33
		Abducción	-38,188	20,740	,192	-90,27	13,89
	Aducción	Normal	-35,396	18,291	,163	-81,33	10,54
		Abducción	-73,583*	25,867	<b>,023</b>	-138,54	-8,63
	Abducción	Normal	38,188	20,740	,192	-13,89	90,27
		Aducción	73,583*	25,867	<b>,023</b>	8,63	138,54

Tabla 5.31- Comparación de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar con el tipo de garra digital.

Garra digital		Área de contacto		Presión media		Pico de presión	
		F	p	F	p	F	p
Pie derecho	Normal						
	Garra flexible	1,09	,343	2,84	0,66	,143	,867
	Garra rígida						
Pie izquierdo	Normal						
	Garra flexible	1,89	,159	,563	,573	,828	,442
	Garra rígida						

#### 5.4. Localización de las hiperqueratosis

En relación al quinto objetivo específico y para el análisis de la relación entre la presencia de hiperqueratosis y las presiones plantares se registra la localización de estas lesiones dérmicas en las diferentes zonas del antepié, presentando la distribución que se muestra en la tabla siguiente.

Tabla 5.32- Localización de hiperqueratosis en las cabezas metatarsianas.

HIPERQUERATOSIS (N=62)	PIE DERECHO		PIE IZQUIERDO	
	Frecuencia	Porcentaje	Frecuencia	Porcentaje
Ausencia	22	35,5	23	37,1
Primera cabeza	5	8,1	4	6,5
Cabezas centrales	18	29,0	17	27,4
Quinta cabeza	5	9,7	7	12,9
Primera y centrales	4	6,5	4	6,5
Quinta y centrales	4	6,5	3	4,8
Primera y quinta	1	1,6	1	1,6
Todas	2	3,2	2	3,2

Estos resultados para su posterior análisis y relación con las presiones encontradas en las distintas áreas del antepié, se distribuyen según su localización en la zona plantar de la primera cabeza metatarsiana, de las cabezas metatarsianas centrales y de la quinta cabeza metatarsiana.

### 5.5. Comparación de áreas de contacto y presiones plantares entre el pie derecho y el pie izquierdo

En referencia al sexto objetivo específico de este estudio, las tablas siguientes permiten comprobar la comparación de las áreas de contacto, medias de presión y picos de presión de la zona plantar del antepié, de la primera cabeza metatarsiana, las cabezas metatarsianas centrales y la cabeza del quinto metatarsiano entre el pie derecho y el pie izquierdo.

Para la comparación de las medias de los valores de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar de ambos pies, para cada uno de los tratamientos, se ha utilizado la prueba de comparación de muestras relacionadas calculando la t de Student-Fisher ( $p \leq 0,05$ ). Se marcan en negrita aquellos resultados con significación estadística.

Tabla 5.33- Comparación de área de contacto entre ambos pies sin tratamiento

		ÁREA DE CONTACTO SIN TRATAMIENTO (cm <sup>2</sup> )		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	61,28	57,87	3,41
	$\sigma$	10,90	13,77	7,88
		N= 62	t= 3,40	<b>p= ,001</b>

Tabla 5.34- Comparación de área de contacto entre ambos pies con soporte starflex®

		ÁREA DE CONTACTO CON S.P. STARFLEX® (cm <sup>2</sup> )		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	62,13	57,91	4,21
	$\sigma$	11,57	13,76	10,31
		N= 62	t= 3,21	<b>p= ,002</b>

Tabla 5.35- Comparación de área de contacto entre ambos pies con soporte termoformado

		ÁREA DE CONTACTO CON TERMOFORMADO (cm <sup>2</sup> )		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	64,66	61,04	3,62
	$\sigma$	10,85	13,18	9,37
		N= 62	t= 3,04	<b>p= ,003</b>

Tabla 5.36- Comparación de área de contacto entre ambos pies con ortesis digital

	ÁREA DE CONTACTO CON ORTESIS (cm <sup>2</sup> )			
	PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA	
ANTEPIÉ	$\bar{X}$	62,67	59,36	3,31
	$\sigma$	10,41	13,14	8,44
		N= 62	t= 3,08	p= ,003

Tabla 5.37- Comparación de área de contacto entre ambos pies con ortesis y starflex®

	ÁREA DE CONTACTO CON ORTESIS + STARFLEX® (cm <sup>2</sup> )			
	PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA	
ANTEPIÉ	$\bar{X}$	62,06	60,93	2,41
	$\sigma$	59,65	14,42	9,80
		N= 62	t= 1,94	p= ,057

Tabla 5.38- Comparación de área de contacto entre ambos pies con ortesis y termoformado

	ÁREA DE CONTACTO CON ORTESIS + TERMOFORMADO (cm <sup>2</sup> )			
	PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA	
ANTEPIÉ	$\bar{X}$	66,03	63,53	2,50
	$\sigma$	11,42	13,87	9,36
		N= 62	t= 2,10	p= ,039

Tabla 5.39- Comparación de presión plantar media entre ambos pies sin tratamiento

	MEDIA DE PRESIÓN SIN TRATAMIENTO (kPa)			
	PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA	
ANTEPIÉ	$\bar{X}$	166,82	170,27	-3,45
	$\sigma$	57,60	50,25	47,14
		N= 62	t= -,576	p= ,566
1ª CAB.MTT.	$\bar{X}$	160,63	151,85	8,77
	$\sigma$	67,18	67,816	49,44
		N= 62	t= 1,397	p= ,167
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{X}$	215,24	221,50	-6,25
	$\sigma$	63,64	63,21	67,74
		N= 62	t= -,727	p= ,470
5ª CAB.MTT.	$\bar{X}$	121,34	112,84	8,50
	$\sigma$	45,43	45,58	40,85
		N= 62	t= 1,63	p= ,107

Tabla 5.40- Comparación de presión plantar media entre ambos pies con soporte starflex®

		MEDIA DE PRESIÓN CON S.P. STARFLEX® (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	157,08	166,02	-8,93
	$\sigma$	50,32	60,47	58,37
		N= 62	t= -1,20	p= ,233
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	158,16	150,21	7,95
	$\sigma$	75,28	74,28	62,89
		N= 62	t= ,996	p= ,323
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	194,65	198,03	-3,38
	$\sigma$	62,62	64,75	68,60
		N= 62	t= -,389	p= ,699
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	108,58	95,74	12,83
	$\sigma$	45,45	42,28	53,60
		N= 62	t= 1,88	p= ,064

Tabla 5.41- Comparación de presión plantar media entre ambos pies con s.p. termoformado

		MEDIA DE PRESIÓN CON S.P. TERMOFORMADO (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	142,29	155,69	-13,40
	$\sigma$	41,03	51,14	51,11
		N= 62	t=-2,06	p= 0,43
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	148,37	140,90	7,46
	$\sigma$	55,20	56,80	57,71
		N= 62	t= 1,01	p= ,312
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	182,00	191,98	-9,98
	$\sigma$	60,45	57,99	60,65
		N= 62	t= -1,29	p= ,200
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	105,44	108,98	-3,54
	$\sigma$	39,99	55,64	62,89
		N= 62	t= -,44	p= ,658

Tabla 5.42- Comparación de presión plantar media entre ambos pies con ortesis

		MEDIA DE PRESIÓN CON ORTESIS (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	157,97	159,60	-1,62
	$\sigma$	54,47	46,27	53,93
		N= 62	t= -,238	p= ,813
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	153,50	146,87	6,62
	$\sigma$	65,54	73,21	60,75
		N= 62	t= ,859	p= ,394
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	203,68	205,26	-1,58
	$\sigma$	65,85	60,06	74,44
		N= 62	t= -,167	p= ,868
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	113,21	105,29	7,91
	$\sigma$	45,25	43,61	49,38
		N= 62	t= 1,26	p= ,212

Tabla 5.43- Comparación de presión plantar media entre ambos pies con ortesis y starflex®

		MEDIA DE PRESION ORTESIS + STARFLEX® (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	150,79	159,13	-8,33
	$\sigma$	53,54	64,58	62,07
		N= 62	t= -1,05	p= ,294
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	155,71	149,11	6,59
	$\sigma$	80,80	83,88	69,24
		N= 62	t= ,75	p= ,456
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	176,69	180,08	-3,38
	$\sigma$	56,68	60,13	56,52
		N= 62	t= -,472	p= ,639
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	100,58	90,60	9,98
	$\sigma$	44,26	43,55	49,90
		N= 62	t= 1,575	p= ,120

Tabla 5.44- Comparación de presión plantar media entre ambos pies con ortesis y s.p. termoformado

		MEDIA DE PRESION ORTESIS + TERMOFORMADO (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	135,98	140,32	-4,33
	$\sigma$	51,04	41,81	55,76
		N= 62	t= -,613	p= ,542
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	140,79	138,10	2,69
	$\sigma$	60,33	61,15	57,02
		N= 62	t= ,372	p= ,711
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	165,34	177,10	-11,75
	$\sigma$	53,38	55,27	55,25
		N= 62	t= -1,66	p= ,101
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	102,19	96,11	6,08
	$\sigma$	50,15	47,01	67,68
		N= 62	t= ,707	p= ,482

Tabla 5.45- Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies sin tratamiento

		PICO DE PRESIÓN SIN TRATAMIENTO (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	478,00	515,65	-37,64
	$\sigma$	144,29	151,99	150,43
		N= 62	t= -1,97	p= ,053
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	291,05	261,37	29,67
	$\sigma$	131,33	124,72	107,90
		N= 62	t= 2,16	p= ,034
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	440,63	484,52	-43,88
	$\sigma$	149,16	165,04	154,01
		N= 62	t= -2,24	p= 0,28
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	196,39	185,03	11,35
	$\sigma$	93,04	86,20	87,45
		N= 62	t= 1,02	p= ,311

Tabla 5.46- Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con soporte starflex®

		PICO DE PRESIÓN CON S.P. STARFLEX® (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	462,37	502,47	-40,09
	$\sigma$	151,65	149,89	138,89
		N= 62	t= -2,27	p= ,027
1º CAB.MTT.	$\bar{x}$	280,69	262,76	17,93
	$\sigma$	119,70	131,63	102,43
		N= 62	t= 1,37	p= ,173
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	409,05	446,71	-37,66
	$\sigma$	148,82	159,57	148,27
		N= 62	t= -2,01	p= ,050
5º CAB.MTT.	$\bar{x}$	168,37	152,05	16,32
	$\sigma$	86,18	75,25	86,71
		N= 62	t= 1,48	p= ,143

Tabla 5.47- Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con soporte termoformado

		PICO DE PRESIÓN CON S.P. TERMOFORMADO (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	394,55	444,65	-50,09
	$\sigma$	121,84	131,54	110,79
		N= 62	t= -3,56	p= ,001
1º CAB.MTT.	$\bar{x}$	253,35	232,56	20,79
	$\sigma$	98,49	98,11	89,30
		N= 62	t= 1,83	p= ,072
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	344,18	402,10	-57,91
	$\sigma$	132,23	137,60	121,75
		N= 62	t= -3,74	p< 001
5º CAB.MTT.	$\bar{x}$	159,35	165,11	-5,75
	$\sigma$	65,38	81,38	88,28
		N= 62	t= -,514	p= ,609

Tabla 5.48- Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con ortesis

		PICO DE PRESIÓN CON ORTESIS (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	460,23	503,53	-43,30
	$\sigma$	146,49	139,92	166,91
		N= 62	t= -2,04	p= ,045
1º CAB.MTT.	$\bar{x}$	281,79	261,89	19,90
	$\sigma$	117,91	125,09	121,99
		N= 62	t= 1,28	p= ,204
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	422,13	472,15	-50,01
	$\sigma$	141,33	152,58	155,51
		N= 62	t= -2,53	p= ,014
5º CAB.MTT.	$\bar{x}$	184,19	174,79	9,40
	$\sigma$	79,42	80,99	102,25
		N= 62	t= ,724	p= ,472

Tabla 5.49- Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con ortesis y soporte starflex®

		PICO DE PRESION ORTESIS + STARFLEX® (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	445,40	500,50	-55,09
	$\sigma$	161,08	174,79	173,02
		N= 62	t= -2,50	p= ,015
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	274,89	265,11	9,77
	$\sigma$	127,67	156,30	131,98
		N= 62	t= ,583	p= ,562
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	374,89	423,53	-48,64
	$\sigma$	147,04	158,33	125,93
		N= 62	t= -3,04	p= ,003
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	153,11	143,87	9,24
	$\sigma$	73,36	80,04	93,94
		N= 62	t= ,775	p= ,442

Tabla 5.50- Comparación del pico de presión plantar entre ambos pies con ortesis y s.p. termoformado

		PICO DE PRESION ORTESIS + TERMOFORMADO (kPa)		
		PIE DERECHO	PIE IZQUIERDO	DIFERENCIA
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	365,52	415,37	-51,85
	$\sigma$	113,06	131,47	117,78
		N= 62	t= -3,46	p= ,001
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	241,27	220,98	20,29
	$\sigma$	105,27	102,24	100,87
		N= 62	t= 1,58	p= ,118
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	308,23	362,44	-54,21
	$\sigma$	117,46	117,68	102,66
		N= 62	t= -4,15	p< 001
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	152,47	145,16	7,30
	$\sigma$	69,68	76,60	98,73
		N= 62	t= ,583	p= ,562

### 5.6. Comparación del área de contacto, medias y picos de presión plantar al aplicar los distintos tratamientos ortopodológicos, en ambos pies

Las tablas presentadas a continuación, relacionadas con los objetivos específicos séptimo y octavo, permiten comprobar la comparación de las áreas de contacto del antepié, medias de presión y picos de presión de la zona plantar del antepié, de la primera cabeza metatarsiana, las cabezas metatarsianas centrales y la cabeza del quinto metatarsiano en ambos pies al aplicar los diferentes tratamientos ortopodológicos y su combinación. La comparación se ha realizado tomando siempre como referencia el pie calzado y sin ningún tratamiento aplicado.

Para la comparación de las medias de los valores de área de contacto, presión plantar media y pico de presión plantar de ambos pies, para cada uno de los tratamientos, se ha utilizado de nuevo la prueba de comparación de muestras relacionadas calculando la t de Student-Fisher ( $p \leq 0,05$ ).

Tabla 5.51- Comparación del área de contacto sin tratamiento y con soporte starflex®

		ÁREA SIN TRATAMIENTO / S.P. STARFLEX® (cm <sup>2</sup> )					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	S.P. Starflex®	Diferencia	Sin tratamiento	S.P. Starflex®	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	61,28	62,13	-,84	57,87	57,91	-,046
	$\sigma$	10,90	11,57	3,48	13,77	13,76	6,16
		N= 62	t= -1,91	p= ,060	N= 62	t= -,059	p= ,953

Tabla 5.52- Comparación del área de contacto sin tratamiento y con soporte termoformado

		ÁREA SIN TRATAMIENTO / S.P. TERMOFORMADO (cm <sup>2</sup> )					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	S.P. Termoform.	Diferencia	Sin tratamiento	S.P. Termoform.	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	61,28	64,66	-3,37	57,87	61,04	-3,17
	$\sigma$	10,90	10,85	4,66	13,77	13,18	6,16
		N= 62	t= -5,70	p< 001	N= 62	t= -4,05	p< 001

Tabla 5.53- Comparación del área de contacto sin tratamiento y con ortesis

		ÁREA SIN TRATAMIENTO / ORTESIS DE SILICONA (cm <sup>2</sup> )					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	Ortesis	Diferencia	Sin tratamiento	Ortesis	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	61,28	62,67	-1,39	57,87	59,36	-1,49
	$\sigma$	10,90	10,41	4,71	13,77	13,14	6,98
		N= 62	t= -2,32	p= ,024	N= 62	t= -1,68	p= ,097

Tabla 5.54- Comparación del área de contacto sin tratamiento y con ortesis más soporte starflex®

		ÁREA SIN TRATAMIENTO / ORTESIS + S.P.STARFLEX® (cm <sup>2</sup> )					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	Ortesis+ Starflex®	Diferencia	Sin tratamiento	Ortesis+ Starflex®	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	61,28	62,06	-,78	57,87	59,65	-1,77
	$\sigma$	10,90	10,93	5,33	13,77	14,42	7,62
		N= 62	t= -1,15	p= ,254	N= 62	t= -1,83	p= ,071

Tabla 5.55- Comparación del área de contacto sin tratamiento y con ortesis más soporte termoformado

		ÁREA SIN TRATAMIENTO / ORTESIS + TERMOFORMADO (cm <sup>2</sup> )					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	Ortesis+ Termofofor	Diferencia	Sin tratamiento	Ortesis+ Termofofor	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	61,28	66,03	-4,74	57,87	63,53	-5,65
	$\sigma$	10,90	11,42	5,72	13,77	13,87	7,05
		N= 62	t= -6,52	p< 001	N= 62	t= -6,316	p< 001

Tabla 5.56- Comparación de la presión plantar media sin tratamiento y con soporte starflex®

		PRESIÓN PLANTAR MEDIA SIN TRATAMIENTO / S.P. STARFLEX® (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	S.P. Starflex®	Diferencia	Sin tratamiento	S.P. Starflex®	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	166,82	157,08	9,742	170,27	166,02	4,25
	$\sigma$	57,602	50,321	42,40	50,257	60,47	46,79
		N= 62	t= 1,809	p= ,075	N= 62	t= ,716	p= ,476
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	160,63	158,16	2,46	151,85	150,21	1,64
	$\sigma$	67,18	75,28	52,77	67,81	74,28	33,14
		N= 62	t= ,368	p= ,714	N= 62	t= ,391	p= ,697
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	215,24	194,65	20,59	221,50	198,03	23,46
	$\sigma$	63,64	62,62	34,74	63,21	64,75	42,30
		N= 62	t= 4,66	p< ,001	N= 62	t= 4,36	p< ,001
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	121,34	108,58	12,75	112,84	92,52	20,32
	$\sigma$	45,44	45,51	28,49	45,58	37,35	30,66
		N= 62	t= 3,52	p= ,001	N= 62	t= 5,218	p< ,001

Tabla 5.57- Comparación de la presión plantar media sin tratamiento y con soporte termoformado

		PRESIÓN PLANTAR MEDIA SIN TRATAMIENTO / S.P. TERMOFORMADO (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	S.P. Termofor	Diferencia	Sin tratamiento	S.P. Termofor	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	166,82	142,29	24,53	170,27	155,69	14,58
	$\sigma$	57,602	41,03	48,84	50,257	51,14	48,79
		N= 62      t= 3,95      p<,001			N= 62      t= 2,35      p= ,022		
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	160,63	148,37	12,25	151,85	142,52	9,33
	$\sigma$	67,18	55,20	48,53	67,81	56,72	44,26
		N= 62      t= 1,98      p= ,051			N= 62      t= 1,66      p= ,102		
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	215,24	182,00	33,24	221,50	191,98	29,51
	$\sigma$	63,64	60,45	42,20	63,21	57,99	44,84
		N= 62      t= 6,20      p<,001			N= 62      t= 5,18      p<,001		
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	121,34	105,44	15,90	112,84	104,94	7,90
	$\sigma$	45,44	39,95	34,31	45,58	42,72	38,83
		N= 62      t= 3,65      p= ,001			N= 62      t= 1,60      p= ,114		

Tabla 5.58- Comparación de la presión plantar media sin tratamiento y con ortesis

		PRESIÓN PLANTAR MEDIA SIN TRATAMIENTO / ORTESIS DE SILICONA (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	Ortesis	Diferencia	Sin tratamiento	Ortesis	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	166,82	157,97	8,85	170,27	159,60	10,67
	$\sigma$	57,602	54,47	22,03	50,257	46,27	30,83
		N= 62      t= 3,16      p= ,002			N= 62      t= 2,72      p= ,008		
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	160,63	153,50	7,12	151,85	146,87	4,98
	$\sigma$	67,18	65,54	41,29	67,81	73,21	37,21
		N= 62      t= 1,35      p= ,179			N= 62      t= 1,05      p= ,296		
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	215,24	203,68	11,56	221,50	205,26	16,24
	$\sigma$	63,64	65,85	38,62	63,21	60,06	38,07
		N= 62      t= 2,35      p= ,022			N= 62      t= 3,35      p= ,001		
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	121,34	113,21	8,12	112,84	105,29	7,54
	$\sigma$	45,44	45,25	30,05	45,58	43,61	32,82
		N= 62      t= 2,13      p= ,037			N= 62      t= 1,81      p= ,075		

Tabla 5.59- Comparación de la presión plantar media sin tratamiento y con ortesis más soporte starflex®

		PRESIÓN PLANTAR MEDIA SIN TRATAMIENTO / ORTESIS + S.P.STARFLEX® (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	Ortesis+ Starflex®	Diferencia	Sin tratamiento	Ortesis+ Starflex®	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	166,82	150,79	16,03	170,27	157,52	12,75
	$\sigma$	57,602	53,54	42,50	50,257	63,62	54,17
		N= 62	t= 2,97	p= ,004	N= 62	t= 1,85	p= ,069
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	160,63	155,71	4,91	151,85	149,11	2,74
	$\sigma$	67,18	80,80	62,77	67,81	83,88	47,75
		N= 62	t= ,617	p= ,540	N= 62	t= ,452	p= ,653
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	215,24	176,69	38,54	221,50	180,08	41,41
	$\sigma$	63,64	56,68	42,68	63,21	60,13	46,31
		N= 62	t= 7,11	p< ,001	N= 62	t= 7,04	p< ,001
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	121,34	100,58	20,75	112,84	87,82	25,01
	$\sigma$	45,44	44,26	35,41	45,58	39,49	36,57
		N= 62	t= 4,61	p< ,001	N= 62	t= 5,38	p< ,001

Tabla 5.60- Comparación de la presión plantar media sin tratamiento y con ortesis más soporte termoformado

		PRESIÓN PLANTAR MEDIA SIN TRATAMIENTO / ORTESIS + TERMOFORMADO (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	Ortesis+ Termofor	Diferencia	Sin tratamiento	Ortesis+ Termofor	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	166,82	135,98	30,83	170,27	140,32	29,95
	$\sigma$	57,602	51,04	57,81	50,257	41,81	46,19
		N= 62	t= 4,20	p< 001	N= 62	t= 5,10	p< 001
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	160,63	140,79	19,83	151,85	138,10	13,75
	$\sigma$	67,18	60,33	48,05	67,81	61,15	55,17
		N= 62	t= 3,25	p= ,002	N= 62	t= 1,96	p= ,054
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	215,24	165,34	49,90	221,50	177,10	44,40
	$\sigma$	63,64	53,38	53,56	63,21	55,27	56,47
		N= 62	t= 7,33	p< ,001	N= 62	t= 6,19	p< ,001
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	121,34	102,19	19,14	112,84	91,89	20,95
	$\sigma$	45,44	50,15	45,92	45,58	36,52	40,46
		N= 62	t= 3,28	p= ,002	N= 62	t= 4,07	p< ,001

Tabla 5.61- Comparación del pico de presión plantar sin tratamiento y con soporte starflex®

		PICO DE PRESIÓN PLANTAR SIN TRATAMIENTO / S.P. STARFLEX® (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	S.P. Starflex®	Diferencia	Sin tratamiento	S.P. Starflex®	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	478,00	462,37	15,62	515,65	502,47	13,17
	$\sigma$	144,29	151,65	91,17	151,95	149,89	108,01
		N= 62      t= 1,35      p= ,182			N= 62      t= ,961      p= ,341		
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	291,05	280,69	10,35	261,37	262,76	-1,38
	$\sigma$	131,33	119,70	93,08	124,72	131,36	76,59
		N= 62      t= ,876      p= ,384			N= 62      t= -,143      p= ,887		
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	440,63	409,05	31,58	484,52	446,71	37,80
	$\sigma$	149,16	148,82	76,09	165,04	159,57	92,42
		N= 62      t= 3,26      p= ,002			N= 62      t= 3,22      p= ,002		
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	196,39	168,37	28,01	185,03	152,05	32,98
	$\sigma$	93,04	86,18	59,99	86,20	75,25	67,94
		N= 62      t= 3,67      p= ,001			N= 62      t= 3,82      p< ,001		

Tabla 5.62- Comparación del pico de presión plantar sin tratamiento y con soporte termoformado

		PICO DE PRESIÓN PLANTAR SIN TRATAMIENTO / S.P. TERMOFORMADO (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	S.P. Termofor	Diferencia	Sin tratamiento	S.P. Termofor	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	478,00	394,55	83,45	515,65	444,65	71,01
	$\sigma$	144,29	121,84	108,16	151,95	131,54	121,08
		N= 62      t= 6,07      p< ,001			N= 62      t= 4,61      p< ,001		
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	291,05	253,35	37,69	261,37	232,56	28,80
	$\sigma$	131,33	98,49	109,46	124,72	98,11	87,84
		N= 62      t= 2,71      p= ,009			N= 62      t= 2,58      p= ,012		
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	440,63	344,18	96,45	484,52	402,10	82,41
	$\sigma$	149,16	132,23	94,77	165,04	137,60	121,05
		N= 62      t= 8,01      p= ,001			N= 62      t= 5,36      p< ,001		
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	196,39	159,35	37,03	185,03	165,11	19,91
	$\sigma$	93,04	65,38	69,91	86,20	81,38	89,74
		N= 62      t= 4,17      p< ,001			N= 62      t= 1,74      p= ,086		

Tabla 5.63- Comparación del pico de presión plantar sin tratamiento y con ortesis

		PICO DE PRESIÓN PLANTAR SIN TRATAMIENTO / ORTESIS DE SILICONA (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	Ortesis	Diferencia	Sin tratamiento	Ortesis	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	478,00	460,23	17,77	515,65	503,53	12,11
	$\sigma$	144,29	146,49	95,40	151,95	139,92	112,61
		N= 62	t= 1,46	p= ,148	N= 62	t= ,847	p= ,400
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	291,05	281,79	9,25	261,37	261,89	-,516
	$\sigma$	131,33	117,91	102,44	124,72	125,09	66,90
		N= 62	t= ,712	p= ,479	N= 62	t= -,061	p= ,952
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	440,63	422,13	18,50	484,52	472,15	12,37
	$\sigma$	149,16	141,33	60,66	165,04	152,58	111,75
		N= 62	t= 2,40	p= 0,19	N= 62	t= ,872	p= ,387
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	196,39	184,19	12,19	185,03	174,79	10,24
	$\sigma$	93,04	79,42	56,42	86,20	80,99	61,88
		N= 62	t= 1,70	p= ,094	N= 62	t= 1,30	p= ,197

Tabla 5.64- Comparación del pico de presión plantar sin tratamiento y con ortesis más soporte starflex®

		PICO DE PRESIÓN PLANTAR SIN TRATAMIENTO / ORTESIS + S.P.STARFLEX® (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	Ortesis+ Starflex®	Diferencia	Sin tratamiento	Ortesis+ Starflex®	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	478,00	445,40	32,59	515,65	500,50	15,14
	$\sigma$	144,29	161,08	119,55	151,95	174,79	150,99
		N= 62	t= 2,14	p= ,036	N= 62	t= ,790	p= ,433
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	291,05	274,89	16,16	261,37	265,11	-3,74
	$\sigma$	131,33	127,67	103,01	124,72	156,30	95,52
		N= 62	t= 1,23	p= ,221	N= 62	t= -,308	p= ,759
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	440,63	374,89	65,74	484,52	423,53	60,98
	$\sigma$	149,16	147,04	94,06	165,04	158,33	135,53
		N= 62	t= 5,50	p= ,001	N= 62	t= 3,54	p= ,001
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	196,39	153,11	43,27	185,03	143,87	41,16
	$\sigma$	93,04	73,36	62,66	86,20	80,04	96,77
		N= 62	t= 5,43	p< ,001	N= 62	t= 3,34	p= ,001

Tabla 5.65- Comparación del pico de presión plantar sin tratamiento y con ortesis más soporte termoformado

		PICO DE PRESIÓN SIN TRATAMIENTO/ ORTESIS + TERMOFORMADO (kPa)					
		PIE DERECHO			PIE IZQUIERDO		
		Sin tratamiento	Ortesis+ Termofofor	Diferencia	Sin tratamiento	Ortesis+ Termofofor	Diferencia
ANTEPIÉ	$\bar{x}$	478,00	363,52	114,48	515,65	415,37	100,27
	$\sigma$	144,29	113,06	126,47	151,95	131,47	157,39
		N= 62	t= 7,12	p< ,001	N= 62	t= 5,01	p< ,001
1ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	291,05	241,27	49,77	261,37	220,98	40,38
	$\sigma$	131,33	105,27	104,04	124,72	102,24	100,22
		N= 62	t= 3,76	p< ,001	N= 62	t= 3,17	p= ,002
CAB.MTT. CENTRALES	$\bar{x}$	440,63	308,23	132,40	484,52	362,44	122,08
	$\sigma$	149,16	117,46	115,96	165,04	117,68	155,17
		N= 62	t= 8,99	p< ,001	N= 62	t= 6,19	p< ,001
5ª CAB.MTT.	$\bar{x}$	196,39	152,47	43,91	185,03	145,16	39,87
	$\sigma$	93,04	69,68	81,48	86,20	76,60	100,92
		N= 62	t= 4,24	p< ,001	N= 62	t= 3,11	p= ,003

## ***6-DISCUSIÓN***

---

## **6. DISCUSIÓN**

Debido a que la presencia de hiperpresión plantar en el antepié está asociada a metatarsalgia o presencia de dolor en la zona plantar de las cabezas metatarsianas (Novak *et al*, 2008), y siendo ésta una patología muy frecuente en la práctica clínica podológica diaria que puede ser tratada con diferentes alternativas de tratamiento ortésico, el objetivo principal de este estudio ha sido analizar los cambios de presión en el antepié. Concretamente se ha pretendido analizar la disminución de dicha presión en la zona plantar de las cabezas metatarsianas, al aplicar distintas opciones de tratamiento ortopodológico y su combinación entre ellas, pudiendo comparar la mayor efectividad de éstas sobre una metatarsalgia de forma más objetiva y precisa.

Se ha utilizado el sistema informático F-Scan<sup>®</sup> Mobile, que permite realizar un análisis cuantitativo de las presiones del antepié en dinámica, pudiendo valorarlas en el pie sin tratamiento y con la aplicación de plantillas estándar, soportes plantares termoformados a medida, ortesis digitales de silicona o una combinación de estos. Sus características técnicas y de uso le convierten en un sistema muy recomendado para el estudio del efecto de las ortesis en el pie (Hadi *et al*, 2012).

### **6.1. Influencia del género y la edad en las variables estudiadas**

La muestra se compone de 62 participantes de los cuales en 54,8% son mujeres y el 45,2% hombres (tabla 5.1). La comparación entre ambos sexos en los apartados referentes a la morfología del pie (Fórmula metatarsiana, Fórmula digital, tipo de pie y tipo de marcha), no ha mostrado diferencias estadísticamente significativas.

La superficie de contacto plantar es menor en las mujeres que en los hombres y esta discrepancia se mantiene al aplicar los tratamientos ortopodológicos y en ambos pies. Estas diferencias están en concordancia con los resultados de Putti (2010) y Periyasami (2011), que encontraron áreas de contacto

significativamente mayores en hombres que en mujeres en todas las regiones del pie analizadas.

En referencia al análisis de las presiones, este estudio no ha encontrado diferencias estadísticamente significativas entre ambos sexos, lo que está en analogía con otros trabajos. Putti (2010) no encuentra diferencias en la presión plantar media ni en el pico de presión plantar y Periyasami (2011) encuentra diferencias en otras áreas del pie, que justifica con el aumento de área en el pie del hombre.

La edad no puede ser considerada como un factor determinante en el análisis de las presiones plantares, ya que en los trabajos consultados se refleja que la edad no ejerce una influencia directa en ellas (Periyasami, 2013). Algunas excepciones se han descrito en niños (Hennig *et al*, 1994), por lo que han sido excluidos de este estudio. También está descrito que en la tercera edad las diferencias en el peso y en la cadencia del paso pueden influir en las presiones plantares (Menz, 2006; Sherer *et al*, 2006; Martínez Nova *et al*, 2008), sin embargo solo tres participantes superan la edad de setenta años y en la exploración clínica no se detectó ninguna alteración mecánica de la marcha que justificara su exclusión del estudio.

## **6.2. Relación de las presiones plantares con el índice de masa corporal**

El peso es seguramente uno de los factores más controvertidos de entre los que pueden influir en las presiones plantares. En este sentido las variables peso y altura fueron incluidas en este estudio con el fin de valorar la relación entre el índice de masa corporal (IMC) y el incremento del área de contacto y de presiones plantares.

En primer lugar se utilizó la escala internacional IMC para clasificar los individuos en las categorías que se muestran en la tabla 5.3, en la que puede observarse una mayor presencia de valores normales, seguidos de sobrepeso, y la poca presencia de pacientes obesos en nuestra muestra.

Después se utilizó la prueba de correlación de Pearson para estudiar la relación entre los valores de IMC y las áreas, presiones y picos de presión, no encontrando relación significativa entre ellas, por lo que podemos afirmar que el IMC no se muestra buen predictor de los cambios de área y presión.

Los resultados obtenidos están en relación con otros estudios realizados para evaluar el efecto de las diferentes categorías de obesidad en los valores de la presión plantar y que no encontraron correlación entre el índice de masa corporal y las presiones plantares en el antepié, estudiando el pie en dinámica (Cavanagh *et al*, 1991; Birtane y Tuna, 2004). El amplio rango de IMC dentro de la categoría "obesidad" puede conducir a muy diferentes cargas fisiológicas bajo el pie, incluso en sujetos que no tienen dolor o pérdida de función. En estos estudios se ha investigado sólo el efecto de la obesidad leve y moderada, motivo que justifica la concordancia con los resultados obtenidos en nuestro estudio, debido a la poca presencia de obesos en la muestra.

Por el mismo motivo podemos considerar que los resultados obtenidos contrastan con otros estudios (Hills *et al*, 2001; Teh *et al*, 2008) que utilizaron la escala IMC para clasificar la muestra y mostraron que el incremento del peso corporal estaba relacionado con mayores picos de presión, tanto en estática como en dinámica. En comparación con un grupo de no obesos, los sujetos obesos mostraron una mayor anchura de antepié y mayores presiones plantares. El mayor incremento de presiones medias y picos de presión en los obesos se encontró bajo el arco longitudinal interno del pie y en las cabezas de los metatarsianos.

Al realizar nuestro estudio y no obtener resultados significativos en la correlación con el IMC, se valoró la correlación con el peso y la altura por separado. En ambos casos se obtuvieron relaciones significativas con respecto al área, es decir a mayor peso y altura, mayor área de contacto en el antepié. Sin embargo no se obtuvieron diferencias significativas en relación a la presión media o al pico de presión de la superficie plantar del pie.

En esta misma línea, Martínez Nova (2007) refiere que los trabajos que han experimentado el peso como una variable independiente han presentado resultados controvertidos, y en su estudio muestra el peso como un determinante en las presiones plantares solo en la primera cabeza metatarsiana en sujetos sanos y en las presiones plantares de primera, segunda y de tercera a quinta en personas mayores. Según sus conclusiones, aunque puede tener cierta influencia, el peso parece jugar un papel secundario en relación a la presión plantar media y al pico de presión plantar en las cabezas metatarsianas.

### **6.3. Análisis de la morfología del pie**

Los resultados obtenidos en relación a los diferentes tipos de fórmula metatarsiana (tabla 5.4) son similares a los obtenidos por Viladot (2002), aunque no coinciden en porcentaje absoluto, si se mantiene la correspondencia con su estudio en el que hay una mayor presencia de "*Index minus*", seguido de "*Index plus-minus*" y el menor porcentaje de "*Index plus*".

A pesar de que algunos autores defienden que la fórmula metatarsiana influye en el apoyo de las cabezas metatarsianas, registrando mayor carga la primera cuando el primer metatarsiano es más largo y mayor sobrecarga central si existe "*Index minus*" (Pérez García *et al*, 1996), en nuestro estudio no se han encontrado diferencias estadísticamente significativas al comparar la fórmula metatarsiana con el área de contacto, las presiones medias y los picos de presión en ambos pies sin tratamiento (Tabla 5.27), ni al aplicar las diferentes combinaciones terapéuticas.

En relación a los resultados referentes la fórmula digital (tabla 5.5) existe también una similitud con el estudio de Viladot (2002), en cuanto a la mayor presencia de pies egipcios, seguido del pie griego y una menor representación del pie cuadrado.

Se han encontrado diferencias estadísticamente significativas al comparar la fórmula digital con la presión media en el antepié derecho sin tratamiento, de

modo que se observa que la presión media es significativamente mayor en el pie cuadrado que en el pie egipcio, no encontrando diferencias entre ambos y el pie griego (Tabla 5.28). No se han encontrado diferencias significativas ante la aplicación de las diferentes combinaciones terapéuticas.

La morfología del pie en su conjunto fue valorada con el pie en carga y en descarga observando la altura de la bóveda plantar y clasificándola en tres grupos, pie normal (50%), pie aplanado (34%) y pie excavado (15%) (Tabla 5.6). Esta muestra sigue una distribución diferente a otros estudios en los que ha predominado la presencia de pie excavado sobre el aplanado, aunque también han presentado mayor porcentaje de pies considerados con bóveda plantar normal (Domingo *et al*, 1998, Periyasami 2013).

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas al comparar el área de contacto, presión media y pico de presión con los distintos tipos de pie (Tabla 5.29). Cabe destacar que el área analizada ha sido exclusivamente el antepié, desde la zona retrocapital metatarsiana hasta los dedos, y no se han encontrado estudios que hayan realizado un análisis a este nivel, Periyasami (2013) encontró un incremento de área de contacto en pies aplanados, pero a nivel del mediopié.

En referencia a la influencia del ángulo de marcha se han clasificado en normal (75%) marcha en aducción (13%) y marcha en abducción (12%) (Tabla 5.7). Solamente se han encontrado diferencias estadísticamente significativas al comparar el ángulo de marcha con la presión media en el antepié izquierdo sin tratamiento, de modo que se observa que la presión media es significativamente mayor en la marcha en aducción con respecto a la marcha en abducción, no encontrando diferencias entre ambos y un ángulo de marcha normal (Tabla 5.30).

El último aspecto analizado en relación con la morfología del pie ha sido la presencia de dedos en garra agrupando la deformidad en garra flexible (38%), garra rígida (7%) y alineación digital normal (55%) (Tabla 5.8).

No se han encontrado diferencias estadísticamente significativas al comparar la presencia de garra digital con el área de contacto en ambos pies sin tratamiento, ni al aplicar las diferentes combinaciones terapéuticas. Aunque algunos trabajos relacionan la presencia de garra digital con incremento en las presiones plantares del antepié (Bus *et al*, 2005; Basas *et al*, 2008; Dalal, 2013), la poca presencia de deformidad rígida en la muestra justifica nuestro resultado.

#### **6.4. Relación entre la presión máxima y la presencia de hiperqueratosis**

La formación de las hiperqueratosis se ha asociado a la presencia de microtraumatismos repetidos, de hiperpresión o de rozamiento del calzado. A nivel de la zona metatarsiana, la hiperpresión se presenta como la causa principal de formación hiperqueratósica, que en esta zona suele ser más amplia que profunda. Por el contrario cuando estos factores actúan sobre una superficie ósea más reducida, como pueden ser los dedos, la formación hiperqueratósica es más profunda, denominándose heloma (Lelièvre, 1993).

A pesar de que en la zona metatarsiana las hiperqueratosis sean más difusas, podemos encontrar la presencia de helomas que, normalmente coinciden con el punto de máxima presión plantar en el antepié. Se ha relacionado la presencia de estos helomas plantares asociados a la hiperpresión con la formación de úlceras en pacientes diabéticos (Murray *et al*, 1996). También se asocia la presencia de hiperqueratosis y de hiperpresión a la de dolor en la zona metatarsiana, por lo que se propone como tratamiento del mismo tanto la eliminación del engrosamiento dérmico como la prescripción de ortesis para eliminar las sobrecargas (Sidlle *et al*, 2013).

Por otro lado la eliminación de las hiperqueratosis implica la reducción de las presiones en las zonas donde aparecen (Menz *et al*, 2007), y esto unido a la medición de las presiones plantares ha demostrado ser un sistema objetivo y cuantificable que puede establecer, no tan solo una estrategia terapéutica y preventiva, sino también un buen indicador en la evaluación del tratamiento podológico aplicado (Pitei *et al*, 1999).

La influencia de una patología sistémica en la sintomatología puede suponer cambios en los resultados conseguidos, de este modo no se han obtenido mejoras significativas después de la eliminación de las hiperqueratosis en pacientes con artritis reumatoide (Davys *et al*, 2005), pero sí que se demuestra su efecto preventivo en la formación de úlceras plantares en pacientes diabéticos (Slater *et al*, 2006).

Las hiperqueratosis son una de las variables analizadas en este estudio, la localización de las mismas puede observarse en la tabla 5.32, donde se puede advertir que la zona de las cabezas metatarsianas centrales es la afectada con más frecuencia, si bien la mayoría de participantes no presentan ninguna lesión.

En la tabla 6.1 se muestra la relación entre las zonas donde está presente la formación hiperqueratósica y las presiones más altas en la misma zona, apreciando la coincidencia de presión máxima y presencia de hiperqueratosis marcadas en color rojo. Se ha encontrado que existe una relación estadísticamente significativa entre ambas realizando la prueba de chi cuadrado ( $\chi^2 = 15,7$   $p = 0.0035$ ), lo cual pone en evidencia la correspondencia entre ambas variables, coincidiendo con los trabajos referenciados anteriormente, si bien no podemos atribuirle la relación de causalidad entre ambas.

Tabla 6.1- Coincidencia de presión máxima y presencia de hiperqueratosis.

		PRESIÓN MÁXIMA EN:			Totales
		Primer Radio	Radios Centrales	Quinto Radio	
HIPERQUERATOSIS EN:	Primer Radio	6	5	0	11
	Radios Centrales	6	40	0	46
	Quinto Radio	1	10	1	12
	Totales	13	55	1	69

Se podría profundizar en el estudio de esta relación intentando cuantificar o encontrar una medición ordinal del grado de hiperqueratosis, para poder valorar su evolución tras la aplicación de los tratamientos ortopodológicos que disminuyen el exceso de presión que las ocasiona.

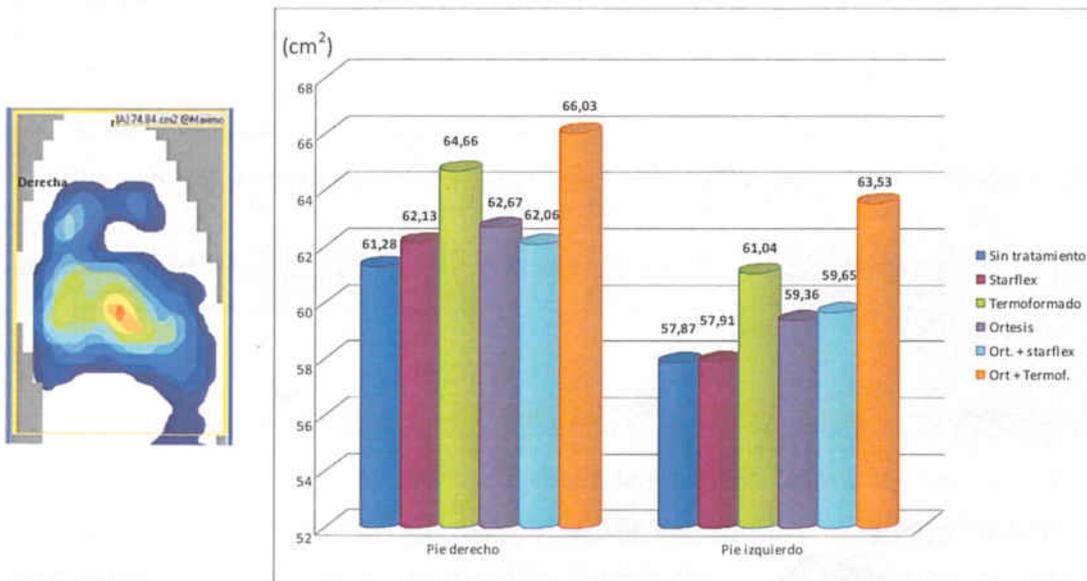
### **6.5. Comparación entre ambos pies**

Al realizar este trabajo aparece la posibilidad de hacer un tratamiento estadístico de la muestra como sujetos individuales o como pies individuales. En principio puede parecer que los pies actúan de forma independiente, debido a la falta de una simetría exacta en el cuerpo humano. Además, analizar los pies de forma separada duplica el tamaño de la muestra, lo que podría hacer parecer la evidencia más poderosa, sin embargo coincidimos con Menz (2003), que considera que el resultado del análisis estadístico se distorsiona debido a que las observaciones no son independientes y recomienda que la unidad de análisis debe ser la persona, no los pies.

Para corroborar esta afirmación se compararon los resultados de las áreas y presiones en ambos pies, obteniendo diferencias al analizar la superficie de contacto, en las que puede observarse que el área del pie derecho es una media de 3,41 centímetros más grande que el izquierdo sin la aplicación de tratamiento ortopodológico y esta diferencia se mantiene al aplicar los distintos tratamientos (Tablas 5.33 a 5.38). No aparecieron diferencias en la comparación de medias de presión en las diferentes áreas analizadas y en ninguna combinación de tratamiento (Tablas 5.39 a 5.44), sin embargo el análisis de los picos de presión sí que mostró las dos posibilidades (Tablas 5.45 a 5.50), lo que acabó de confirmar que el análisis de los cambios producidos al aplicar los tratamientos ortopodológicos debería realizarse por persona y no por pies de forma individual.

### 6.6. Comparación del área de contacto al aplicar los distintos tratamientos ortopodológicos

El área de contacto del antepié se ha incrementado al aplicar todos los tratamientos, encontrando diferencias significativas solamente en la aplicación del soporte plantar termoformado (Tablas 5.51 a 5.55). La media de incremento de superficie con este tratamiento es de 3,37 centímetros, aumentando a 4,74 centímetros al combinarlo con la ortesis digital. Con la aplicación del soporte prefabricado no se ha obtenido prácticamente ningún incremento, esto podría ser debido a que el soporte termoformado tiene una cobertura de material de amortiguación que cubre toda la zona plantar del antepié, mientras que el soporte prefabricado es retrocapital, por lo que deja libre el contacto del antepié con la suela interna del calzado (Gráfica 6.1).



Gráfica 6.1 – Comparación de áreas al aplicar los tratamientos ortopodológicos.

Resultados similares encontraron Bonnie (2004) y Redmond (2009) que, al aplicar tratamientos ortopodológicos mediante diferentes tipos de soporte plantar, encontraron aumento de contacto de las áreas analizadas que justifican la disminución de presión media y picos de presión. El incremento del área de contacto total del pie implica una reducción de la presión en zonas del pie dolorosas debido a la redistribución de la presión hacia áreas del pie que no presentan dolor (Novak *et al*, 2008).

Curiosamente, y a pesar de la creencia de que la ortesis digital de silicona incrementa la superficie de contacto en el antepié, solo obtuvimos resultados significativos en el pie derecho al utilizar únicamente este elemento terapéutico, aunque en ambos pies existe un aumento similar de dicha superficie, 1,39 centímetros en el pie derecho y 1,49 centímetros en el izquierdo.

En referencia al estudio del área de contacto también se analizó, mediante la prueba de correlación de Pearson, la posible relación entre el incremento del área de contacto y la disminución de presión plantar. Como era de esperar, se encontró una correlación negativa al analizar el área de contacto del antepié sin tratamiento, observándose una disminución de la presión media al incrementar la superficie de contacto en ambos pies. Sin embargo, curiosamente, al aplicar algunos tratamientos ortopodológicos, la correlación no fue significativa en algunos casos, pero solo del pie izquierdo.

Mucho más curioso fue el análisis de los picos de presión, en el que se encontró correlación solamente en el pie derecho y no en todos los casos; sin embargo no se encontró dicha correlación en ningún caso en el pie izquierdo.

### **6.7. Comparación de medias de presión plantar al aplicar los distintos tratamientos ortopodológicos**

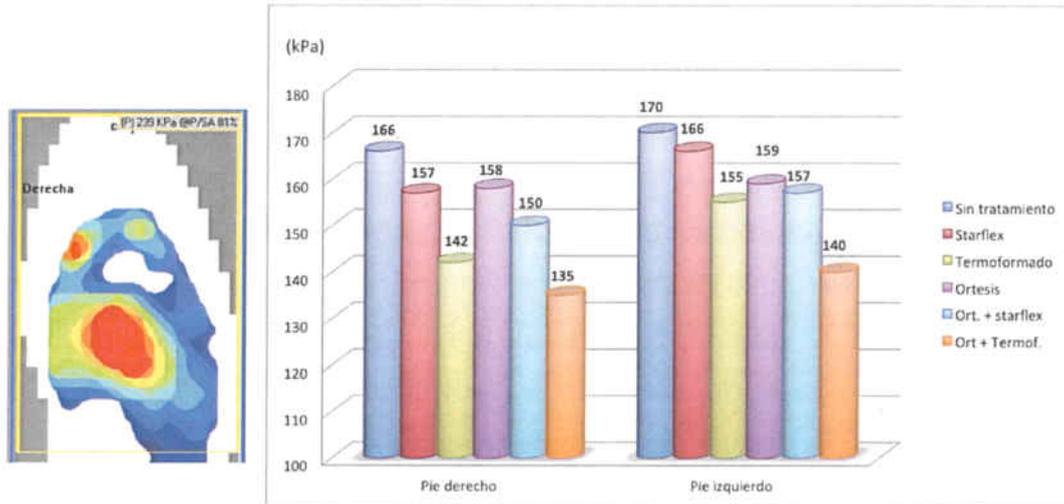
Los resultados más significativos y esperados al analizar las medias de presión en las diferentes áreas del pie estudiadas se han obtenido a nivel de radios centrales, donde la reducción de la presión es significativa en todas las combinaciones de tratamiento posibles (Tabla 6.1). Es importante destacar que en el resto de áreas, a pesar de no encontrar diferencias estadísticamente significativas en algunos tratamientos, sí que ha existido una disminución de presión en todos los casos (Tablas 5.56 a 5.60). Estos resultados coinciden con otros trabajos publicados, en los que existe una disminución de presión en las distintas áreas analizadas, aunque no en todas ellas se han encontrado diferencias estadísticamente significativas (Hinz *et al*, 2008; Redmon *et al*, 2009; Yu *et al*, 2011; McCornik *et al*, 2013).

Respecto a los tratamientos aplicados cabe destacar que los mejores resultados obtenidos son con el tratamiento termoformado a medida y la ortesis de silicona (Tabla 6.2). Esto puede ser debido a que el soporte termoformado refleja y se adapta mejor a la estructura anatómica del pie, ya que ha sido confeccionado sobre un molde en carga controlada en posición neutra, compensando así las posibles alteraciones estructurales del mismo; además el forro total de E.V.A. dota al soporte de mayor amortiguación en la zona metatarsiana. La ortesis de silicona a su vez facilita la alineación de las articulaciones metatarso-falángicas centrales, aumentando el área de contacto subfalángica y en consecuencia disminuyendo la presión en las cabezas metatarsianas centrales.

Tabla 6.2- Tabla resumen de las diferencias estadísticamente significativas obtenidos en el estudio. En color verde se muestran los resultados estadísticamente significativos, pudiendo comprobar que la zona del pie con mejores resultados es la correspondiente a los radios centrales. Y en referencia a los tratamientos aplicados corresponde a la combinación de soporte plantar y termoformado.

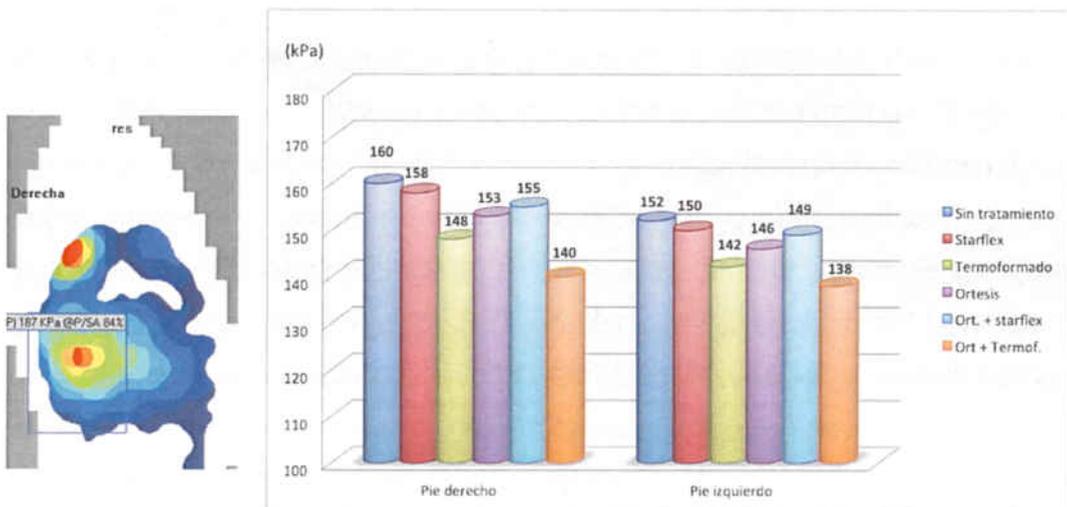
		Starflex		Termoformado		Ortesis		Starflex+ortesis		Termoform+ortesis	
		D	I	D	I	D	I	D	I	D	I
Área Antepié											
PRESIÓN MEDIA	Antepié										
	Primer radio										
	Radios centrales										
	Quinto radio										
PICO DE PRESIÓN	Antepié										
	Primer radio										
	Radios centrales										
	Quinto radio										

A nivel de todo el antepié se han encontrado diferencias estadísticamente significativas de disminución de presión plantar en ambos pies al aplicar todos los tratamientos ortopodológicos y sus combinaciones excepto con el soporte prefabricado solo y en la combinación soporte prefabricado y ortesis en el pie derecho (Gráfica 6.2). La mayor disminución de presión se produce al aplicar el soporte termoformado, 24,5 kPa en el pie derecho y 14,5 kPa para el izquierdo, incrementándose a 30 kPa aproximadamente en ambos pies al combinar este soporte plantar con la ortesis digital. Esto confirma la importancia del incremento de la superficie de contacto en el tratamiento de las sobrecargas metatarsianas, mediante la aplicación de extensiones de antepié con materiales de amortiguación.



Gráfica 6.2 – Comparación de presión plantar media en el antepié al aplicar los tratamientos ortopodológicos.

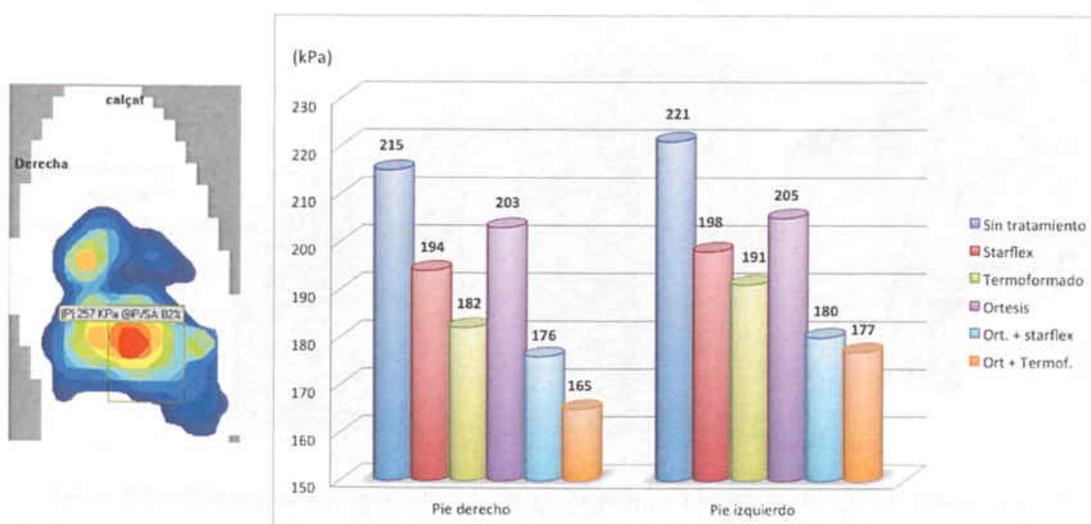
En el análisis de cambios de presión a nivel de primera cabeza metatarsiana, solamente se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en la combinación soporte termoformado y ortesis en el pie derecho, a pesar de observar una pequeña disminución en el resto de tratamientos (Gráfica 6.3). Dicho resultado se puede justificar debido al diferente funcionamiento biomecánico del primer radio en comparación con los demás. Esta unidad funcional posee un eje propio de movimiento y su posición y función va directamente relacionada con la pronación subtalar controlada por los soportes plantares. En un gran porcentaje de metatarsalgias este comportamiento biomecánico implica una falta de funcionalidad del primer radio.



Gráfica 6.3 – Comparación de presión plantar media en la primera cabeza metatarsiana al aplicar los tratamientos ortopodológicos.

La aplicación de los diferentes tratamientos ortopodológicos consigue mejorar la funcionalidad de este primer radio básicamente al favorecer el trabajo del músculo peroneo lateral largo, lo que no inducirá una disminución sino un incremento de presión bajo la primera cabeza metatarsiana. La disminución de presión con la aplicación del soporte termoformado a medida podría ser efecto del material de forro amortiguador. Sherer *et al*, (2006) encuentran disminución de presión en la primera cabeza metatarsiana al aplicar soportes plantares, pero todos los pacientes tratados presentaban primer radio plantarflexionado, lo que justifica el efecto conseguido.

Los mejores resultados se han obtenido en las cabezas metatarsianas centrales de ambos pies, encontrado diferencias estadísticamente significativas al aplicar todos los tratamientos ortopodológicos y sus combinaciones (Gráfica 6.4). Los metatarsianos centrales son los que presentan una mayor presión en referencia a los aspectos laterales del pie. Los resultados obtenidos muestran 215 kPa para el pie derecho y 221 kPa para el izquierdo, mientras que en el resto de áreas analizadas no se superan los 170 kPa. En este sentido se han obtenido resultados similares a otros estudios (Domingo *et al*, 1998), que relacionan este resultado con la zona donde aparece más frecuentemente dolor. La mayor movilidad de estos radios laterales favorece este resultado, ya que tienen mayor capacidad de dorsiflexión al recibir la fuerza reactiva del suelo.

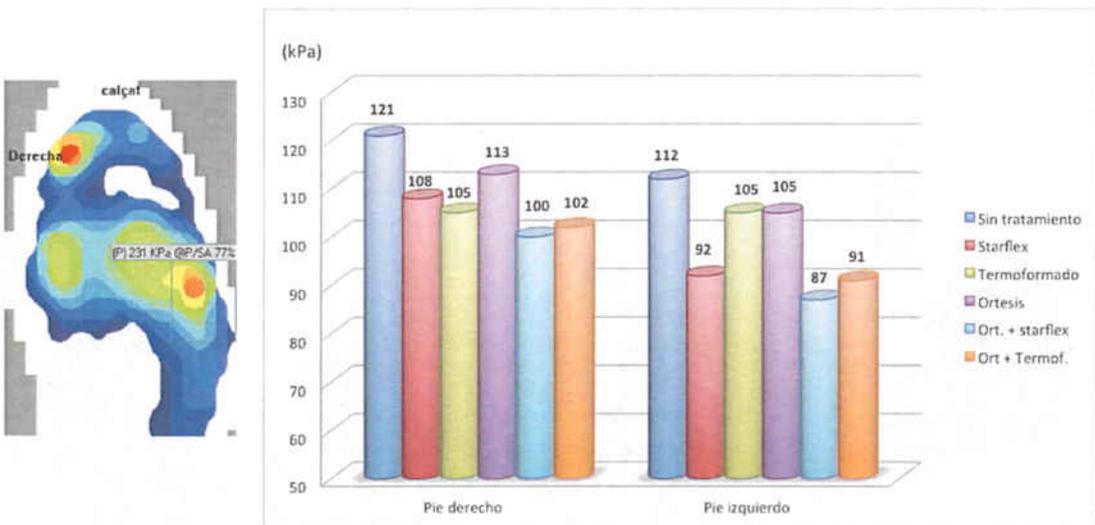


Gráfica 6.4 – Comparación de presión plantar media en las cabezas metatarsianas centrales al aplicar los tratamientos ortopodológicos.

La presencia de dedos en garra incrementa la hiperpresión a nivel de antepié (Yu *et al*, 2011) y, aunque algunos trabajos relacionan el tratamiento de esta deformidad con diferentes tipos de ortesis digitales, solo demuestran la disminución de presión en el ápice de los propios dedos (Jhonson *et al*, 2012) pero ninguno lo relaciona con la disminución de la presión a nivel de las cabezas metatarsianas. En este sentido los resultados obtenidos en este estudio demuestran el efecto de las ortesis digitales en la disminución de las presiones en las cabezas metatarsianas.

Como puede observarse en la gráfica 6.4, la aplicación de los soportes plantares provoca la disminución de la presión a nivel de las cabezas metatarsianas centrales, a pesar de que con el uso único de la ortesis digital esta disminución es mucho menor, aproximadamente 14 kPa de media. Los mejores resultados se obtienen al combinar ambos tratamientos, con una media aproximada de 43.5 Kpa.

En relación al quinto metatarsiano, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas al aplicar todos los tratamientos ortopodológicos y sus combinaciones excepto en la aplicación única de termoformado y de ortesis en el pie izquierdo (Gráfica 6.5).



Gráfica 6.5 – Comparación de presión plantar media en la quinta cabeza metatarsiana al aplicar los tratamientos ortopodológicos.

El quinto radio también es una unidad con eje propio de movimiento que en muchos casos de metatarsalgia aparece ligeramente dorsiflexionado, evertido o con hipermovilidad. Podemos relacionar mejores resultados con la plantilla estándar por ser un material más rígido que las resinas de poliéster y por no adecuarse a la fórmula metatarsiana real del paciente, pudiendo sobrepasar la cabeza del quinto metatarsiano liberándola así de presión, o bien porque dicho soporte mantiene el arco externo más elevado, a diferencia del soporte termoformado, adaptado sobre molde en carga controlada en el cual el borde externo del pie se mantiene en contacto total con la superficie del suelo.

### 6.8. Comparación del pico de presión plantar al aplicar los distintos tratamientos ortopodológicos

La mayoría de estudios consultados miden el pico de presión y el cambio que se produce en el mismo con los diferentes tratamientos ortésicos aplicados (Tabla 6.2), esto es debido a que la mayoría de sistemas de análisis biomecánico presentan esta opción y permiten localizar un área de un centímetro cuadrado donde se concentra la máxima presión, lo que muestra la zona en la que pueden aparecer más lesiones.

Tabla 6.3 - Comparación del valor de presiones plantares obtenidos en diferentes estudios (en kPa).

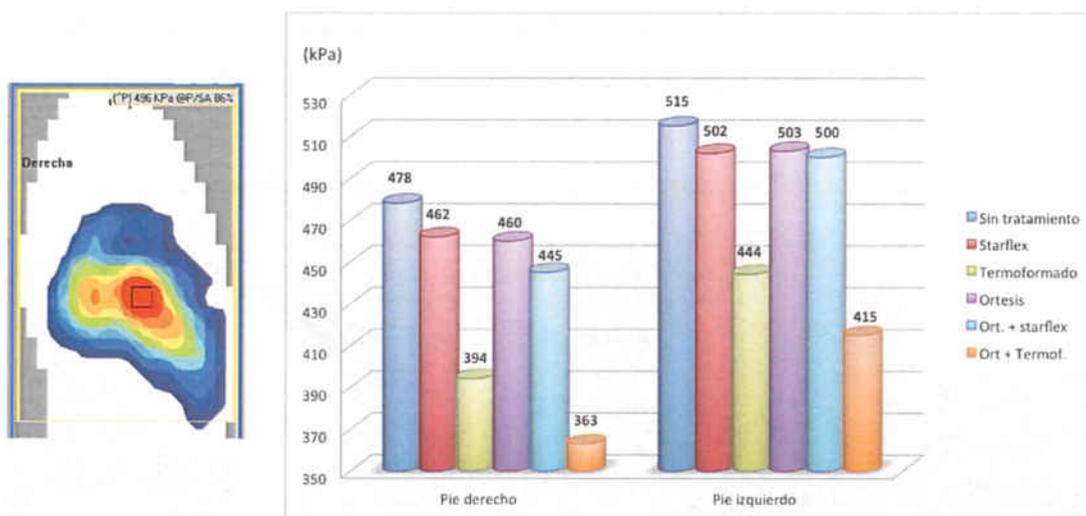
	Primera cabeza metatarsiana			Cabezas metatarsianas centrales			Quinta cabeza metatarsiana		
	Sin tto.	Pref.	Adapt	Sin tto.	Pref.	Adapt	Sin tto.	Pref	Adapt
Hinz 2008	237	245	241	300	293	270	186	197	167
Redmon 2009	274	248	256	280	286	289			
McCornik 2013	179	176	176	204	205	191			
Resultados obtenidos en este estudio	275	270	240	460	420	375	190	155	162

En la tabla anterior se pueden comparar los resultados obtenidos en este estudio con otros, teniendo presente que esta comparación se ve dificultada por la variabilidad metodológica de los estudios revisados. Estos difieren en la

selección del área a analizar, en el sistema de adquisición de datos utilizado, o en los tipos de tratamiento aplicado, siempre mediante el uso de soportes plantares y nunca con la aplicación de ortesis digitales.

Los resultados conseguidos en nuestro estudio al analizar el pico de presión (Tablas 5.61 a 5.65) muestran, al igual que en el análisis de la presión media, mejores resultados en los radios centrales y en la combinación de soporte plantar termoformado junto con la ortesis de silicona (Tabla 6.1).

A nivel de todo el antepié, una vez más, el soporte termoformado es el que produce una mayor disminución de presión (Gráfica 6.6) encontrándose diferencias estadísticamente significativas en ambos pies al aplicar los soportes a medida y al aplicar la ortesis en el pie derecho. Sin embargo desde un punto de vista clínico este resultado es el menos significativo ya que, debido a que el área analizada es grande, la zona correspondiente a la máxima presión suele desplazarse a otro punto del antepié, por lo que no podemos valorar la disminución exacta de presión en la zona original.

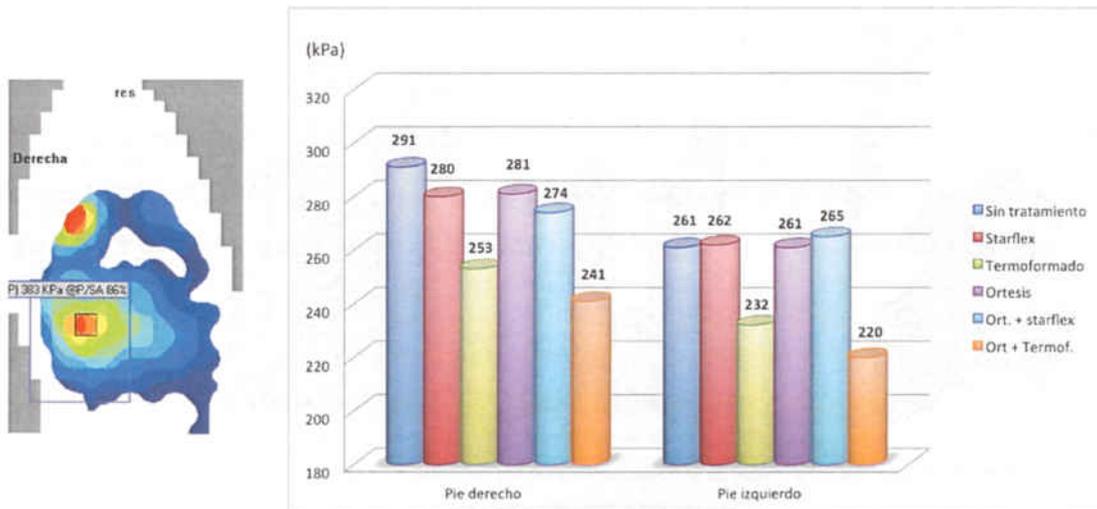


Gráfica 6.6 – Comparación del pico de presión plantar en el antepié al aplicar los tratamientos ortopedológicos.

En este sentido los valores obtenidos, en contra de lo ocurrido al analizar la presión media, son similares a los de los radios centrales, pero esto es debido a que el área de máxima presión suele estar localizada en los radios centrales,

por lo que en la mayoría de estudios ha existido una coincidencia del pico de máxima presión del antepié con el de los metatarsianos centrales.

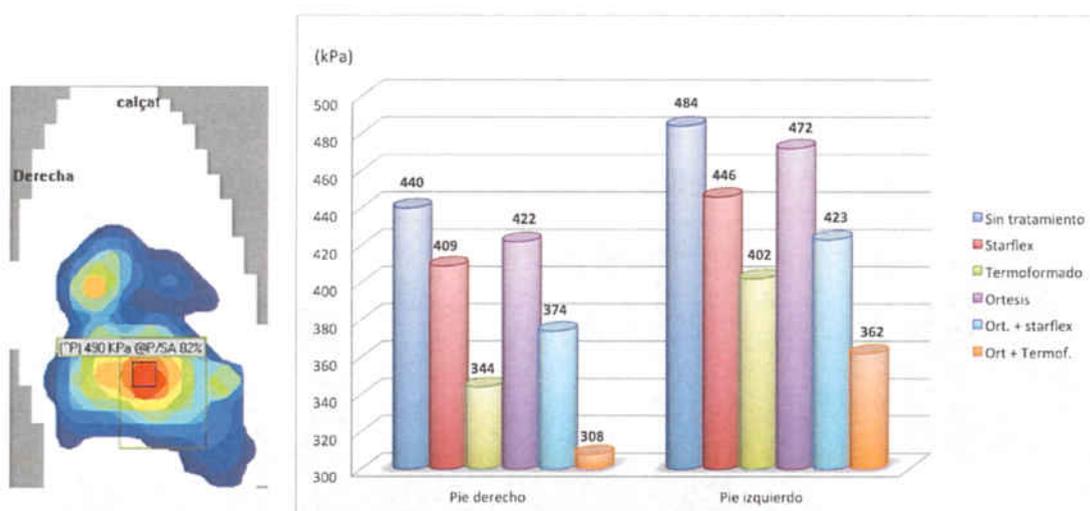
En relación a la primera cabeza metatarsiana, al contrario que al analizar la presión media, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en ambos pies al aplicar el soporte plantar termoformado sólo o combinado con la ortesis digital. El resto de combinaciones terapéuticas muestran una ligera disminución en el pico de presión (Gráfica 6.7). Debe tenerse en cuenta que estos resultados son consecuencia de que el diseño de ortesis digital solamente abarca los radios centrales no influyendo para nada en el primero, aunque potencie ligeramente el efecto del soporte termoformado. El uso único de este elemento y de la ortesis prefabricada no producen un cambio significativo en la disminución del pico de presión plantar.



Gráfica 6.7 – Comparación del pico de presión plantar en la primera cabeza metatarsiana al aplicar los tratamientos ortopodológicos.

Respecto al pico de presión en radios centrales se han encontrado diferencias estadísticamente significativas en las cabezas metatarsianas centrales de ambos pies al aplicar todos los tratamientos ortopodológicos y sus combinaciones, excepto al aplicar la ortesis digital en el pie izquierdo (Gráfica 6.8). Destaca sobre todo la combinación del termoformado con la ortesis con la que se obtiene una media aproximada de 127 kPa, muy superior en cuanto a la disminución del pico de presión respecto a la misma combinación con el soporte prefabricado, que es de 62 kPa.

El uso de los dos tratamientos sin combinación con la ortesis digital aun produce un menor descenso, 88 kPa en el termoformado frente a tan solo 32 kPa con el prefabricado. El pico de presión se suele corresponder con una de las articulaciones metatarsofalángicas menores, por lo que entendemos que esta combinación de tratamientos consigue la máxima alineación y congruencia articular disminuyendo así de forma tan aparente la presión en dinámica. Aunque es destacable la poca disminución que provoca el uso único de la ortesis digital, aproximadamente 15 kPa, es justificable por el hecho de que la máxima presión en el antepié se produce en la fase de propulsión, que es precisamente cuando la ortesis influye menos en la alineación correcta de las articulaciones dígito-metatarsianas.

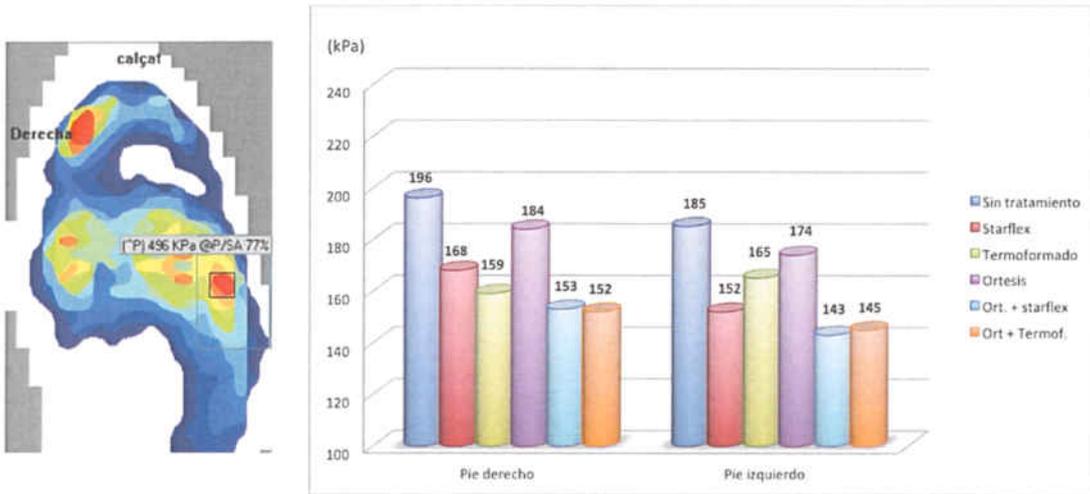


Gráfica 6.8 – Comparación del pico de presión plantar en las cabezas metatarsianas centrales al aplicar los tratamientos ortopodológicos.

En relación al quinto metatarsiano, se han encontrado diferencias estadísticamente significativas al aplicar todos los tratamientos ortopodológicos y sus combinaciones excepto en la aplicación única de termoformado en el pie izquierdo y de ortesis en ambos pies.

Tal como ocurre en el primer metatarsiano, la acción de la ortesis digital en el quinto segmento es mínima debido a que ocupa los tres radios centrales, lo que justifica el hecho de haber obtenido el peor resultado de todas las

combinaciones posibles, con tan solo una disminución aproximada de 11 kPa. (Gráfica 6.9).



Gráfica 6.9 – Comparación del pico de presión plantar en la quinta cabeza metatarsiana al aplicar los tratamientos ortopodológicos.

Destaca también que la ortesis prefabricada consigue efectos similares a la termoformada a pesar de la ausencia de material de amortiguación en la zona metatarsiana, por lo que este mejor efecto tiene su explicación en las características mecánicas del material que lo compone y por su diseño, como ya se ha comentado al analizar los cambios de presión media en esta zona.

## **7 . CONCLUSIONES**

## **7. CONCLUSIONES**

1. La fórmula digital, la fórmula metatarsiana, el tipo de pie, el tipo de marcha y la presencia de dedos en garra tienen poca influencia en las presiones a nivel de la zona plantar de las cabezas metatarsianas.
2. La hiperpresión en el antepié y la presencia de hiperqueratosis tienen una relación directa, coincidiendo la zona de máxima presión plantar con la de formación hiperqueratósica.
3. La superficie de contacto del antepié es menor en mujeres que en hombres y también presenta diferencias entre ambos pies, mostrando una mayor área de apoyo en el pie derecho.
4. El uso de soportes plantares y de ortesis digitales incrementa la superficie de apoyo plantar.
5. La aplicación de tratamientos ortopodológicos, bien sea mediante la aplicación de soportes plantares, de ortesis digitales o de la combinación de ambos, disminuye tanto los valores de la presión plantar media en el antepié, como los del pico de máxima presión, principalmente a nivel de radios centrales.
6. El tratamiento ortésico no implica una disminución de presión plantar significativa bajo la primera cabeza metatarsiana.
7. Las ortesis digitales de silicona disminuyen los valores de las presiones plantares a nivel de las cabezas metatarsianas centrales. A pesar de que esta disminución es menor que la que se produce con la utilización única de soportes plantares, la combinación de ambos tratamientos incrementa significativamente la disminución de presión.

8. La influencia de las ortesis digitales de silicona sobre las presiones plantares de primera y quinta cabezas metatarsianas es mínima.
  
9. La aplicación de tratamientos ortopodológicos mediante soportes plantares termoformados confeccionados a medida, con cobertura de material de amortiguación, combinados con ortesis digital de silicona es el tratamiento de elección para conseguir la disminución de las sobrecargas de antepié.

**8 . LIMITACIONES DEL PRESENTE ESTUDIO  
Y PERSPECTIVAS DE FUTURO**

---

## **8. LIMITACIONES DEL PRESENTE ESTUDIO Y PERSPECTIVAS DE FUTURO**

La investigación se centra en el análisis cuantitativo de los cambios de presión en determinadas zonas del antepié con tratamientos ortopodológicos concretos, pero no discute el posible efecto que se obtendría con otros tratamientos confeccionados con materiales de características mecánicas diferentes a los utilizados en el estudio.

La investigación analiza el cambio que se produce en el antepié independientemente del comportamiento biomecánico general de los participantes, pero acepta y no discute que un estudio basado en una clasificación más concreta de las distintas deformidades que se pueden encontrar clínicamente, permitiría una descripción más detallada del efecto terapéutico de las ortesis sobre las mismas.

El presupuesto se limita a la ayuda que se ha obtenido gracias a la aprobación de los dos proyectos de investigación que se relacionan a continuación:

1- Títol del projecte/contracte: Valoració dels canvis de pressió a l'avantpeu amb l'aplicació de tractaments ortopodològics.

Tipus de contracte/Programa: ACES - Accions especials de recerca (ACES)

Empresa/Administració finançadora: CRCB - Comissió de Recerca del Campus de Bellvitge-UB

Número de projecte/contracte: ACESB08/18 Import: 1.800,00

Investigador/a Principal: Prats, B.

Codi de projecte/contracte: 062380

2- Títol del projecte/contracte: Efecte de la combinació d'ortesis digitals i plantars en les sobrecàrregues metatarsianes.

Tipus de contracte/Programa: AJRE - Ajuts a la Recerca

Empresa/Administració finançadora: EUIB - Escola Universitaria d'Infermeria de la Universitat de Barcelona.

Número de projecte/contracte: PREUI09/04 Import: 1.460,00

Investigador/a Principal: Prats, B.

Codi de projecte/contracte: 062381

Con esta dotación se ha hecho frente al gasto correspondiente a los materiales empleados en la confección de los tratamientos ortopodológicos y a las plantillas instrumentalizadas que requiere el sistema informático. El elevado

coste de los sensores y su deterioro con las adquisiciones limita la posibilidad de aumentar el número de casos.

Otra limitación ha surgido por errores ocasionales de funcionamiento del sistema de análisis biomecánico utilizado. El sistema F-scan<sup>®</sup> Mobile presenta errores de comunicación entre los sensores y la unidad receptora reconocidos por la empresa (Tekscan Inc., Boston, Massachussets, USA). Este inconveniente ha supuesto que en varias ocasiones no se han podido realizar las adquisiciones correctamente y por lo tanto la pérdida de participantes. Aunque en algunas ocasiones el problema se ha presentado en un solo pie, los datos relativos al pie cuya adquisición ha sido correcta se han desestimado, ya que se tomó la decisión de contabilizar los registros por pacientes y no por pies de forma individual.

En cuanto a las perspectivas de futuro, los resultados obtenidos en este trabajo abren la puerta a futuros estudios en los que se pueda analizar el efecto de diferentes estrategias terapéuticas que complementan el diseño de las ortesis. Al mismo tiempo una investigación específica sobre determinadas deformidades del pie, permitiría demostrar el efecto de estas estrategias terapéuticas concretas para cada tipo de deformidad.

Al analizar la relación entre presiones y tipos de pie no se han encontrado diferencias significativas excepto en casos aislados, en un solo pie o solo con un determinado tratamiento, lo que nos hace pensar que sería necesario aumentar la muestra para poder corroborar si se mantienen los resultados obtenidos.

Otra posibilidad de futuros estudios consistiría en establecer una medida ordinal para clasificar las hiperqueratosis. De este modo el aumentar la sensibilidad de la medida permitiría análisis más precisos.

En cuanto a la relación entre la presencia de hiperqueratosis y las zonas de máxima presión plantar, se abre la posibilidad de realizar estudios que manifiesten que, la efectividad demostrada en la disminución de presión, provocará también una disminución de la hiperqueratosis con el uso continuado del tratamiento.

## ***9 . BIBLIOGRAFÍA***

---

## 9. BIBLIOGRAFÍA

ABOUAESHA F., VAN SCHIE CH., ARMSTRONG D., BOULTON A. Plantar Soft-Tissue Thickness Predicts High Peak Plantar Pressure in the Diabetic Foot. *J Am Podiatr Med Assoc*, 2004, 94, p. 39-42.

AHRONI JH, BOYKO EJ, FORSBERG R. Reliability of F-scan in-shoe measurements of plantar pressure. *Foot Ankle Int*. 1998, 19 (10), p.668-73.

ALBERT S. , RINOIE C. Effect of custom orthotics on plantar pressure distribution on the pronated diabetic foot. *The Journal of foot and ankle surgery*. 1994, vol. 33, núm 6, p. 598-604.

BASAS GARCÍA F., SÁNCHEZ ZABALLOS E., BASAS GARCÍA S., BASAS GARCÍA A. Relación entre las deformidades digitales y la fisiopatología de la deformidad digital. *Revista Internacional de Ciencias Podológicas*. 2008. Vol. 2, núm. 2, p. 7-11.

BIRTANE M., TUNA H. The evaluation of plantar pressure distribution in obese and non-obese adults. *Clin Biomech* , 2004, 19, (10), p.1055-1059.

BISIAUX M., MORETTO P. The effects of fatigue on plantar pressure distribution in walking. *Gait & Posture*, 2008, núm 28, p. 693–698

BONNIE Y., MING ZHANG A., WAN NAR M. Effectiveness of insoles on plantar pressure redistribution. *Journal of Rehabilitation Research and Development*. 2004. vol. 41, núm 6, p. 767 -774.

BROWN M., RADICES S., ESQUENAZI A. Measurement of dynamic pressures at the shoe-foot interface during normal walking with various foot orthoses using the FSCAN system. *Foot Ankle Int*. 1996 Mar, 17(3), p.152-6.

BURNFIELD JM., FEW CD., MOHAMED OS, PERRY J. The influence of walking speed and footwear on plantar pressures in older adults. *Clinical Biomechanics*. 2004, vol 19, núm 1, p. 78-84.

BURNS J., CROSBIE J., HUNT A. , OUVRIER R. The effect of pes cavus on foot pain and plantar pressure. *Clinical Biomechanics*, 2005, vol 20, núm 9, P.877–882.

BUS S., MAAS M., DELANGE A., MICHELS R., LEVI M. Elevated plantar pressures in neuropathic diabetic patients with claw/hammer toe deformity *Journal of Biomechanics*, 2005, núm 38, p.1918–1925.

CAVANAGH PR, SIMS DS, JR., SANDERS LJ (1991). Body mass is a poor predictor of peak plantar pressure in diabetic men. *Diabetes Care*. 1991. 14(8), p. 750-5.

CHANG B. , WANG J., HUANG B., LIN H., LEE. W. Dynamic impression insole in rheumatoid foot with metatarsiana pain. *Clinical Biomechanics*. 2012. 27, p.196–201.

CHEN WM., PARK J., PARK SB., SHIM VP., LEE T. Role of gastrocnemius-soleus muscle in forefoot force transmission at heel rise - A 3D finite element analysis. *J Biomech*. 2012, 26, 45(10), p.1783-9.

CÉSPEDES T., DORCA A., DATSIRA N., ORTEGA MJ., RODRICIO E., Elementos ortésicos en el antepié. 1994. Barcelona. TEXTOS DOCENTS U.B. ISBN: 84-475-0819-6

CRONKWRIGHT DG., SPINK MJ., LANDORF KB., MENZ HB. Evaluation of the pressure-redistributing properties of prefabricated foot orthoses in older people after at least 12 months of wear. *Gait Posture*. 2011. (34), p.553-557.

CROSBIE J., BURNS J. Are in-shoe pressure characteristics in symptomatic idiopathic pes cavus related to the location of foot pain?. *Gait Posture*. 2008, 27 (1), p.16-22.

- CURRAN S., HOLLIDAY J., WATKEYS L. Influence of High Heeled Footwear and Pre-fabricated Foot Orthoses on Energy Efficiency in Ambulation. *The Foot and Ankle Online Journal*. 2010. 3 (3), p. 1-11.
- DALAL S, WIDGEROW AD, EVANS GRD. The plantar fat pad and the diabetic foot – a review. *Int Wound Journal*. 2013, doi: 10.1111/iwj.12173
- DANANBERG HJ. Functional Hallux Limitus and its relationship to Gait Efficiency. *Journal of the American Podiatry Association*. 1986. 76 (11). p.648-52.
- DAVYS H.J., TURNER D.E., HELLIWELL P.S., CONAGHAN P.G., EMERY P., WOODBURN J. Debridement of plantar callosities in rheumatoid arthritis: a randomized controlled trial. *Rheumatology*. 2005, 44(2), p.207-10.
- DOMINGO CEBOLLADA, L.J.HERRERA RODRÍGUEZ, A. MARTÍNEZ MARTÍN, A. OLAVARRÍA LÓPEZ DE ARÓSTEGUI, I. M.PÉREZ GARCÍA, A . Contribución y límites de la baropodometría electrónica. *Rev Ortp Traumatol*. 1998. vol.42. núm 3.189-92.
- DWYER FC. The present status of the problem of pes cavus. *Clin Orthop Relat Res*. 1975, (106):254-75.
- ELLIS SJ., YU JC., JOHNSON AH., ELLIOTT A., O'MALLEY M., DELAND J. Plantar pressures in patients with and without lateral foot pain after lateral column lengthening. *J Bone Joint Surg Am*. 2010, 92(1) p. 81-91.
- FERNÁNDEZ L., DÍAZ JA., SÁNCHEZ R., ESCAMILLA E., GÓMEZ B., RAMOS J. Comparison of plantar pressures and contact area between normal and cavus foot. *Gait & Posture*. 2014. 39. p. 789–792.
- FULLER E. Computerized gait evaluation. En VALMASSY,R. *Clinical biomechanics of the lower extremities*. St. Louis, Missouri. Ed Mosby. 1996. ISBN 0-8061-7986-9.
- FULLER EA. Centre pressure and its theoretical relationship to foot pathology. *Journal of American Podiatry Association*. 1999. 89 (6), p. 278-291.
- GARCIA DE LA PEÑA, R, BENHAMÚ,S. Protocolo de confección de ortesis. *Podología Clínica*. 2007 8(6), p.186-191
- GULDEMOND N., LEFFERS P., SANDERS A., SCHAPER N., WALENKAMP G. Casting Methods and Plantar Pressure. Effects of Custom-made Foot Orthoses on Dynamic Plantar Pressure Distribution. *Journal of American Podiatric Medical Association*. 2006 Vol 96. núm 1, p. 9-18.
- HADI A. R., ZAYEGH A., BEGG R., WAHAB Y. Foot Plantar Pressure Measurement System: A Review . *Sensors* .2012, 12, p. 9884-9912
- HANS-DIETER C., PFANDER D., SWOBODA B. Assessment of Plantar Pressure in Forefoot Relief Shoes of Different Designs. *Foot & Ankle International*, 2006, Vol. 27, No. 2, p.117-120
- HARRADINE P., BEVAN L. A review of the theoretical unified approach to Podiatric biomechanics in relation to foot orthoses therapy. *Journal of American Podiatric Medical Association*. 2009 Vol 99. No 4. Pag. P. 317-325
- HENNIG EM., STAATS A., ROSENBAUM D. Plantar pressure distribution patterns of young school children in comparison to adults. *Foot & Ankle International*,1994,15(1)p. 35-40.
- HINZ P., HENNINGSEN A., MATTHES G., EKKERNKAMP A., ROSENBAUM D. Analysis of pressure distribution below the metatarsianas with different insoles in combat boots of the German Army for prevention of march fractures. *Gait & Posture*, 2008, num. 27, p. 535–539.

- HILLS A., HENNIG E., MCDONALD M. Plantar pressure differences between obese and non-obese adults: a biomechanical analysis. *Int J Obes Relat Metab Disord* . 2001 25(11),p.1674-9.
- HSIAO H., GUAN J., WEATHERLY M. Accuracy and precision of two in-shoe pressure measurement systems. *Ergonomics*. 2002. Vol 45, núm, 8, p. 537-555.
- HURTADO A. Uso de la baropodometría. *Ortho-tips*, 2006, Vol. 2 num. 4, p. 255-261.
- IVANIC G. Orthotics and insoles for the forefoot: The European way. *Foot Ankle Clin N Am*. 2003. 8, p. 671-682
- JACKSON L., BINNING J., POTTER J. Plantar pressures in rheumatoid arthritis using prefabricated metatarsiana padding. *Journal of American Podiatric Medical Association*, 2004 , Vol 94, Num 3, p. 239-245.
- JOHNSON S., BRANTHWAITE H., NAEMI R. CHOCKALINGAM N. The effect of three different toe props on plantar pressure and patient comfort. *Journal of Foot and Ankle Research* 2012, 5:22, p. 1-6.
- KIRBY K. Biomecánica del Pie y la Extremidad Inferior vol I. Precision Intricast Inc. Payson, Arizona. 1997. ISBN 0-9657309-0-5.
- KIRBY K. Biomecánica del Pie y la Extremidad Inferior vol II. Precision Intricast Inc. Payson, Arizona. 2002. ISBN 0-96757309-1-3.
- KIRBY K. Biomecánica del Pie y la Extremidad Inferior vol III. Precision Intricast Inc. Payson, Arizona. 2009. ISBN 978-1-60743-275-3.
- KOENRAADT K., STOLWIJK N., WILDENBERG D., DUYSSENS J., KEIJSERS N. Effect of a Metatarsiana Pad on the Forefoot During Gait *J. Am. Podiatr. Med. Assoc.* 2012,102 (1),p.18-24
- LANDORF KB., KEENAN AM. Efficacy of Foot Orthoses.*What Does the Literature Tell Us?* *Journal of American Podiatric Medical Association*. 2000, vol 90(3), p.149-158.
- LELIEVRE J. *Patología del pie*. 4ª ed. Paris. Ed. Masson, 1993. ISBN. 84-311-0154-7
- LEVY BENASULY, A.E. CORTES BARRAGÁN, J.M. Ortopodología y aparato locomotor: ortopedia de pie y tobillo. Barcelona. Masson. 2003 P-089.2 LEV
- LÓPEZ L., CALLEJA, J., JANEIRO J., ALONSO F., BOUZAS M.C. Orígenes de las siliconas. *El Peu*. 2002. 22 (1), p.32-35.
- LUO, Z., AN, K. Validation of F-Scan pressure sensor system: a technical note. *Journal of rehabilitation research and development*. 1998, 35 (2) p.186-191
- MACKLIN K., HEALY A., CHOCKALINGAM N. The effect of calf muscle stretching exercises on ankle joint dorsiflexion and dynamic foot pressures, force and related temporal parameters. *The Foot*. 2012, 22 (1), p. 10-17.
- MARTÍNEZ NOVA A., SÁNCHEZ R., CUEVAS JC., FONTÁN M., SÁNCHEZ E. Determinación de los valores de presión plantar en pies normales. *Podología clínica*, 2007, Vol 8, 2, p. 50-60.
- MARTÍNEZ NOVA A, PASCUAL HUERTA J, SÁNCHEZ RODRÍGUEZ R. Cadence, age, and weight as determinants of forefoot plantar pressures sing the Biofoot in-shoe system. *J Am Podiatr Med Assoc* . 2008. 98(4), p.302-10.
- MCLAUCHLAN, PT ET AL, Use of an in-shoe pressure system to investigate the effect of two clinical treatment methods for metatarsalgia. *The Foot*. 1994, (4) , p. 204-208.
- MCPOIL TG., HUNT GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: present position and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther*. 1995. 21:6, p. 381-388

- MENZ HB., MORRIS ME. Clinical determinants of plantar forces and pressures during walking in older people. *Gait Posture*. 2006, 24(2), p. 229-36.
- MENZ HB., ZAMMIT GV., MUNTEANU SE. Plantar pressures are higher under callused regions of the foot in older people. *Clin Exp Dermatol*, 2007, 32(4), p. 375-80.
- MICHAUD, T.C. Foot orthoses and other forms of conservative foot care. 2<sup>nd</sup> Ed Williams & Wilkins, Baltimore.1997- ISBN. 0-683-05974-2.
- MONTES M. Podología. Del almohadillado a la ortoplástia. Ed. Pricam. 1979. ISBN 84-300-0971-X
- MUELLER MJ., HASTINGS M., COMMEAN PK., SMITH KE., PILGRAM TK. Forefoot structural predictors of plantar pressures during walking in people with diabetes and peripheral neuropathy . *Journal of Biomechanics*, 2003, Vol 36, p. 1009-1017.
- MUNUERA PV, MAZOTERAS-PARDO R. Benefits of custom-made foot orthoses in treating patellofemoral pain. *Prosthet Orthot Int*. 2011 ,35 (4), p. 342-9.
- MURRAY H., YOUNG M., HOLLIS S., BOULTON A. The association between callus formation, high pressures and neuropathy in diabetic foot ulceration. *Diab. Med*. 1996. 13. 979–982.
- NICOLOPOULOS C, ANDERSON E, SOLOMONIDIS S, GIANNOUDIS P. Evaluation of the gait analysis FSCAN pressure system: clinical tool or toy? *The Foot*, 2000, vol 10, p. 124–130.
- NOVAK P, BURGER H, TOMSIC M, MARINCEK C, VIDMAR G. Influence of foot orthoses on plantar pressures, foot pain and walking ability of rheumatoid arthritis patients – a randomised controlled study. *Disability and Rehabilitation*, 2009;31(8), p.638-45.
- NOVEL V., ALBIOL JA., CESPEDES T. Alternativas podológicas con tratamientos ortésicos. En VILADOT R. COHI.O CLAVELL S. Ortesis y prótesis del aparato locomotor. Barcelona. Ed.Masson, 1988. ISBN 84-311-0409-0
- PHILPS JW. The functional foot orthosis. Singapore. Ed.Churchill Livingstone. 1990. ISBN 0-443-04991-2
- PEREZ GARCIA A., TABUENCA SANCHEZ A., LOPEZ SOLER J., ORRITE URUÑUELA C., MARTINEZ VILLA J., HERRERA RODRIGUEZ A. Study of metatarsiana weigh-bearing in standing position using electronic high-resolution podoscopy. *Biomecánica*,1996,vol 4,6,p.19-24.
- PERIYASAMY R., MISHRA A., ANAND S., AMMINI AC. Preliminary investigation of foot pressure distribution variation in men and women adults while standing. *Foot (Edinb)*. 2011, 21(3), p.142-8.
- PERIYASAMY R., ANAND S. The effect of foot arch on plantar pressure distribution during standing. *J Med Eng Technol*, 2013; 37(5), p. 342–347.
- PITEI DL., FOSTER A., EDMONDS M. The effect of regular callus removal on foot pressures. *J Foot Ankle Surg*. 1999. Jul-Aug;38(4), p.251-5.
- PONTIUS J., FLANIGAN P., HILSTRON H. Role of the plantar fascia in digital stabilization. *Journal of American Podiatric Medical Association*. 1996 , vol 86, num 1, p 43-47.
- PRATS B., ALCORISA O., VILA R. Análisis de los cambios de presión en el antepié mediante la aplicación de ortesis digitales. *Revista española de podología*, 2006, Vol. 17, núm 1, p.12-17.
- PRATS B., ALCORISA O. Ortesis digitales podológicas. *Form Med Contin Aten Prim*. 2009, vol.16 núm 06, p. 370-5.
- PRATS B., VERGÉS C., ALCORISA O., LLUCH J. Valoración de los cambios de presión en el antepié con la aplicación de tratamientos ortopodológicos. *Revista Española de Podología*, 2009. Vol 20, núm 2, p. 64-68.

- PRATS B., VERGÉS C., VERDAGUER J. Técnicas de Moldeado del pie. En *Manual de ortopodología*. Ediciones Especializadas Europeas. 2009. Barcelona. Cuadernos de podología 1, p. 35-52.
- PUTTI AB, ARNOLD GP, ABOUD RJ. Foot pressure differences in men and women. *Foot Ankle Surg.* 2010, 16 (1), p.21-4.
- RANDOLPH AL, NELSON M, AKKAPEDDI S, LEVIN A, ALEXANDRESCU R. Reliability of measurements of pressures applied on the foot during walking by a computerized insole sensor system. *Arch Phys Med Rehabil.* 2000, vol 8, p.1573-8
- RAYMOND J. ALBENSI, JOHN NYLAND, DAVID N.M. CABORN. The Relationship of Body Weight and Clinical Foot and Ankle Measurements to the Heel Forces of Forward and Backward Walking. *Journal of Athletic Training* 1999, 34(4), p. 328-333.
- REDMOND A, LUMB P, LANDORF K. Effect of Cast and Noncast Foot Orthoses on Plantar Pressure and Force During Normal Gait. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2000, 90(9), p. 441-449.
- REDMOND A, LANDORF K, KEENAN A. Contoured, prefabricated foot orthoses demonstrate comparable mechanical properties to contoured, customised foot orthoses: a plantar pressure study. *Journal of Foot and Ankle Research.* 2009, 2, 20, p. 1-10.
- ROPA MORENO J. Estudio de la marcha: avances en técnica ortésica. En: Levy Benasuly A.E., Cortes Barragán J.M. Ortopodología y aparato locomotor. Barcelona. Ed. Masson, 2003: p. 438-441.
- ROOT ML., ORIEN WP., WEED JH., HUGUES R. Biomechanical examination of the foot. Los Angeles. Clinical Biomechanics Corps. 1977.
- SAMILSON RL., DILIN W. Cavus, cavovarus, and calcaneocavus. An update. *Clin Orthop Relat Res.* 1983, 177, p.125-32.
- SCHERER P, SANDERS J , ELDREDGE D, DUFFY S, LEE R. Effect of Functional Foot Orthoses on First Metatarsophalangeal Joint Dorsiflexion in Stance and Gait. *J Am Podiatr Med Assoc.* 2006. 96(6), p.474-481.
- SHIRZAD K., KIESAU CD., DEORIO JK., PAREKH SG. Lesser toe deformities. *J Am Acad Orthop Surg.* 2011, 19 (8), p. 505-14.
- SIDDLE HJ., REDMOND AC., WAXMAN R., DAGG AR., ALCACER-PITARCH B., WILKINS RA., HELLIWELL PS. Debridement of painful forefoot plantar callosities in rheumatoid arthritis: the CARROT randomised controlled trial. *Clin Rheumatol.* 2013, 32, p. 567-574
- SLATER R.A., HERSHKOWITZ I., RAMOT Y., BUCHS A., RAPOPORT M.J.. Reduction of digital plantar pressure by debridement and silicone orthosis. *Diabetes Research and Clinical Practice*, 2006, num. 74, p. 263-266.
- TEKSCAN. Clinical user manual for F-Scan® Mobile. Boston. MA. USA
- TEH E., TENG L.F., ACHARYA R., HA T.P., GOH E., MIN L.C. Static and frequency domain analysis of plantar pressure distribution in obese and non-obese subjects. *Journal of Bodywork and Movement Therapies.* 2006, 10, p. 127-133
- TONG J.W.K , NG E.Y.K. Preliminary investigation on the reduction of plantar loading pressure with different insole materials. *The Foot.* 2010, 20, p. 1-6
- VALMASSY,R. Clinical biomechanics of the lower extremities. St. Louis, Missouri. Ed Mosby. 1996. ISBN 0-8061-7986-9
- VILADOT A et al, Quince lecciones de patología del pie. 2ª ed. Barcelona. Ed.Masson, 2002. ISBN 84-458-1226-2

WICART P. Cavus foot, from neonates to adolescents. *Orthop Traumatol Surg Res.* 2012, 98 (7), p. 813-28.

WHITNEY KA. SCHOENHAUS H. Patomecánica. Texto docente. 2006. Departamento de podiatría ortopédica. Temple University School of Podiatric Medicine. Philadelphia.

WOODBURN J., HELIWEELIZ PS. Observations on the f-scan in-shoe pressure measuring system. *Clin. Biomech.* 1997, Vol. 12, no. 3, p. 301-304

YOUNG CR. The F-SCAN system of foot pressure analysis. *Clin Podiatr Med Surg.* 1993, 10(3), p.455-61.

YU X, YU G.R, CHEN Y.X. LIU X.C. The characteristics and clinical significance of plantar pressure distribution in patients with diabetic toe deformity: a dynamic plantar pressure analysis. *The Journal of International Medical Research* .2011; 39, p. 2352 – 2359

ZONG-PING L, LAWRENCE B, KAI-NAN A. Validation of F-Scan pressure sensor system: A technical note. *Journal of Rehabilitation Research and Development.* 1998, 35 ,2, p. 186-191.

## **10. ANEXOS**

---

Anexo 1 – Hoja de consentimiento informado.



HOJA DE CONSENTIMIENTO INFORMADO

Usted ha sido invitado/a a participar en una investigación sobre los cambios de presión que suceden en el antepié mediante la aplicación de tratamientos ortopodológicos. Esta investigación es realizada por Baldiri Prats Climent profesor del departamento de Podología de la Universitat de Barcelona.

Si acepta participar en esta investigación se le colocará un cinturón con un pequeño receptor conectado mediante un cable a unas plantillas que serán colocadas dentro de sus zapatos. Usted deberá andar por los pasillos de la clínica Universitaria en 5 tandas de 10 segundos, con el objetivo de que un sistema informático grabe las presiones que se generan en la planta de sus pies con el uso de diferentes tipos de tratamiento. El sistema utilizado no emite ningún tipo de irradiación ni supone ningún riesgo para su salud. La participación en el estudio le tomará aproximadamente 60 minutos.

Usted recibirá dos ortesis de silicona confeccionados a medida para su pies que serán utilizados en el estudio, sin ningún coste, como incentivo por su participación.

La inclusión en este estudio es estrictamente voluntaria. La información que se recoja será confidencial y no se usará para ningún otro propósito fuera de los de esta investigación.

Puedo retirarse del estudio cuando así lo decida, sin tener que dar explicaciones y sin que esto repercuta en los cuidados podológicos recibidos.

En caso de tener dudas o desear recibir mas información sobre este proyecto puedo contactar con los profesores responsables del estudio al teléfono 934024296 ó al correo electrónico bprats@ub.edu.

**Su firma en este documento significa que ha decidido participar después de haber leído y discutido la información presentada en esta hoja de consentimiento.**

.....  
Nombre del participante

.....  
Firma del participante

Fecha:.....

Anexo 2 – Certificado de autorización de la Comisión de Bioética.

	<p><b>U</b> UNIVERSITAT DE BARCELONA <b>B</b></p>	<p>Gestió de la Recerca Pavelló Rosa (recinte Maternitat) primer pis Travessera de les Corts, 131-159 08028 Barcelona Tel. 93 403 53 95 - 93 403 53 97 Fax (34) 93 403 54 00 g.recerca@ub.edu www.ub.es/ogrc/ogrc.htm</p>
<p>UNIVERSITAT DE BARCELONA COMISSIÓ DE BIOÈTICA</p>		
<p>Albert Royes i Qui, secretari de la Comissió de Bioètica de la Universitat de Barcelona</p>		
<p><b>CERTIFICA</b></p>		
<p>Que analitzada la sol·licitud presentada pel Sr. Baldiri Prats Climent, doctorand en el departament de Podologia, i referent a la Tesi intitulada Variaciones de presión en el antepié mediante la aplicación de tratamientos ortopodológicos, dirigida pel Dr. Antoni Vallès Segalès aquesta Comissió, ha resolt <b>AUTORITZAR</b> la realització de l'esmentada investigació.</p>		
<p>I perquè en quedi constància a tots els efectes, signa la present, amb el vist i plau del president de la Comissió, a Barcelona 4 de juliol de 2011</p>		
		<p> Vist i plau El president de la Comissió de Bioètica de la Universitat de Barcelona  UNIVERSITAT DE BARCELONA  Oficina de Gestió de la Recerca Jordi Añberch VM Viceactor de Recerca</p>
<p>Paper  ECOLOGIC</p>		

Anexo 3 – Declaración de conflicto de intereses.

**Declaración de conflicto de intereses**

**Baldiri Prats Climent** ha respondido con el compromiso de ser fiel a la verdad a las siguientes preguntas sobre la existencia de un potencial conflicto de intereses en su práctica clínica así como en su actividad investigadora, en la realización de la tesis doctoral titulada "**Análisis de los cambios de presión en el antepié mediante la aplicación de diferentes tratamientos ortopodológicos**" en el Programa de Doctorat "Medicina" de la Universitat de Barcelona.

¿Ha aceptado en los últimos años algún tipo de reintegro u honorario en cualquier concepto proveniente de una empresa vinculada a la industria ortopédica que pudiese de alguna manera perder o ganar financieramente con los resultados de su estudio?	No
¿Ha estado en los últimos años contratado o empleado por alguna empresa vinculada a la industria ortopédica que pudiese de alguna manera perder o ganar financieramente con los resultados de su estudio?	No
¿Tiene acciones o participación en alguna empresa vinculada a la industria ortopédica que pudiese de alguna manera perder o ganar financieramente con los resultados de su estudio?	No
¿Tiene cualquier otro interés financiero que pueda influir en su actuaciones clínicas o en su investigación de modo que interfiera con el mejor interés de los usuarios a los que van destinadas dichas actividades?	No

Certifico que las respuestas anteriores son verdaderas y exactas.



Firmado: Baldiri Prats Climent

L'Hospitalet de Llobregat 5 de junio de 2013

Anexo 4 – Ficha para el registro de los datos obtenidos.

Nom				Data	
Cognoms				Hist.Clin.	
Edat		Alçada		Pes	

FÒRMULA METATARSAL	D	INDEX MINUS <input type="checkbox"/>	INDEX PLUS <input type="checkbox"/>	PLUS MINUS <input type="checkbox"/>	
	E	INDEX MINUS <input type="checkbox"/>	INDEX PLUS <input type="checkbox"/>	PLUS MINUS <input type="checkbox"/>	
FÒRMULA DIGITAL	D	EGIPCI <input type="checkbox"/>	GREC <input type="checkbox"/>	QUADRAT <input type="checkbox"/>	
	E	EGIPCI <input type="checkbox"/>	GREC <input type="checkbox"/>	QUADRAT <input type="checkbox"/>	
MORFOLOGIA DEL PEU	D	NORMAL <input type="checkbox"/>	APLANAT <input type="checkbox"/>	EXCAVAT <input type="checkbox"/>	
	E	NORMAL <input type="checkbox"/>	APLANAT <input type="checkbox"/>	EXCAVAT <input type="checkbox"/>	
ANGLE DE MARXA	D	NORMAL <input type="checkbox"/>	ADUCCIÓ <input type="checkbox"/>	ABDUCCIÓ <input type="checkbox"/>	
	E	NORMAL <input type="checkbox"/>	ADUCCIÓ <input type="checkbox"/>	ABDUCCIÓ <input type="checkbox"/>	
GARRA DIGITAL	D	NORMAL <input type="checkbox"/>	GARRA FLEXIBLE <input type="checkbox"/>	GARRA RIGIDA <input type="checkbox"/>	
	E	NORMAL <input type="checkbox"/>	GARRA FLEXIBLE <input type="checkbox"/>	GARRA RIGIDA <input type="checkbox"/>	
HIPERQUERATOSI	D	AUSENT <input type="checkbox"/>	PRIMER <input type="checkbox"/>	CENTRALS <input type="checkbox"/>	CINQUÈ <input type="checkbox"/>
	E	1+CENT <input type="checkbox"/>	5+CENT <input type="checkbox"/>	1+5 <input type="checkbox"/>	TOTS <input type="checkbox"/>