



# **TOMA DE MOLDE EN CARGA CON CONTROL DE PRESIONES EN PIES PRONADOS**

**D. Enrique Panera Rico**

**SEVILLA 2016**





D. GABRIEL DOMÍNGUEZ MALDONADO, Profesor Dr. del Departamento de Podología de la Facultad de Enfermería, Fisioterapia y Podología de la Universidad de Sevilla.

CERTIFICA:

Que D. ENRIQUE PANERA RICO ha realizado bajo su dirección y coordinación, el trabajo titulado Toma de Molde en Carga con Control de Presiones en Pies Pronados para optar al grado de Doctor por la Universidad de Sevilla.

Dicho trabajo reúne a su juicio las condiciones necesarias para ser sometido a la lectura y discusión ante el Tribunal.

Sevilla, Septiembre de 2016

DIRECTOR

GABRIEL DOMÍNGUEZ MALDONADO





**UNIVERSIDAD DE SEVILLA**

---

**DEPARTAMENTO DE PODOLOGÍA  
FACULTAD DE ENFERMERÍA,  
FISIOTERAPIA Y PODOLOGÍA**

**TESIS DOCTORAL**

•

**TOMA DE MOLDE EN CARGA  
CON CONTROL DE PRESIONES  
EN PIES PRONADOS**

**PRESENTADA POR:**

**D. ENRIQUE PANERA RICO**

**DIRIGIDA POR:**

**Dr. GABRIEL DOMÍNGUEZ MALDONADO**

**SEVILLA, SEPTIEMBRE DE 2016**



## Agradecimientos

Al Dr. D. Gabriel Domínguez Maldonado por su paciencia, labor incansable en la dirección y coordinación de este trabajo, así como por las ideas y aportaciones que han hecho posible la culminación del mismo y, cómo no, por el compañerismo del día a día en el trabajo. Gracias, Gabi.

Al director del Máster Propio de Biomecánica y Ortopodología de la Universidad de Sevilla, Dr. D. Guillermo Lafuente Sotillos, y demás miembros por su colaboración técnica.

Al Área Clínica de la Facultad de Podología de la Universidad de Sevilla por facilitarme la utilización de las instalaciones en la persona de su Director, el Dr. D. Rafael Rayo Rosado, y Subdirector, el Dr. D. Ramón Mahillo Durán.

Al Dr. D. José Bejines por su asesoramiento y ayuda en el apartado de matemáticas.

A mis compañeros de trabajo, los podólogos Dr. Chacón y S Palomero, por su continuo ánimo y ayuda. Gracias, compañeros.

A Dña. Antonia Sáez por su asesoramiento en el análisis estadístico.

A todos los participantes que han colaborado voluntariamente en este estudio.

Y especialmente a mi mujer Inmaculada, la responsable de que esto sea una realidad, porque un día me embarcó en esta profesión, por su apoyo, ánimo y ayuda. A mis hijas Marta e Inmita, todas ellas pilares de mi vida. Gracias a las tres.

A mi hermana y demás familiares a los que tengo la suerte de tener a mi lado.

A los que ya no puedo abrazar pero sí sentir cerca de mí, en especial a mi padre, que seguro disfrutará de este día. Gracias a todos.

1	<b>1. INTRODUCCIÓN.</b>
4	1.1. Problema de Investigación.
9	1.2. Justificación del Problema.
17	<b>2. MARCO TEÓRICO.</b>
19	2.1. Contexto Teórico Conceptual.
19	2.1.1. Definición de Pie Normal y Pie Pronado.
24	2.1.2. Materiales de Impresión y Toma de Moldes.
39	2.1.3. Valoración de las Características de un Molde Normalizado y un Molde Pronado.
41	2.1.4. Definición de Huella de Vacío.
43	2.1.5. Sensores Para el Estudio de las Presiones Plantares.
51	2.2. Antecedentes y Estado Actual del Problema.
61	<b>3. OBJETIVOS.</b>
63	3.1. Objetivo Principal.
63	3.2. Objetivos Secundarios.
65	<b>4. HIPÓTESIS.</b>
69	<b>5. MATERIAL Y MÉTODO.</b>
71	5.1. Material.
71	5.1.1. Material en Aparatología y Software.
77	5.1.2. Material Fungible.
78	5.2. Método.
78	5.2.1. Tipo de Diseño.

79	<b>5.2.2. Muestra.</b>
79	5.2.2.1. Tamaño de la Muestra.
88	5.2.2.2. Características de la Muestra.
89	5.2.2.3. Criterios de Inclusión y de Exclusión.
95	5.2.2.4. Criterios Éticos.
97	<b>5.2.3. Variables del Estudio.</b>
97	5.2.3.1. Variable independiente del estudio.
97	5.2.3.2. Variable dependiente.
97	5.2.3.3. Variables que definen la muestra.
98	<b>5.2.4. Protocolo de Actuación.</b>
98	5.2.4.1. Toma de Molde en Carga sin Corrección.
100	5.2.4.2. Toma de Molde en Carga con Corrección sin Sensores de Presión.
101	5.2.4.3. Toma de Molde en Carga con Corrección con Sensores de Presión.
104	5.2.4.4. Protocolo de Valoración de los Moldes.
110	<b>5.2.5. Plan de Análisis Estadístico.</b>
113	<b>6. RESULTADOS.</b>
115	<b>6.1. Resultados Descriptivos.</b>
118	<b>6.2. Análisis Inferencial.</b>
122	<b>6.3. Análisis Correlacional.</b>
123	<b>6.4. Prueba de Fiabilidad.</b>
127	<b>7. DISCUSIÓN.</b>
131	<b>7.1. Discusión sobre Metodología.</b>
143	<b>7.2. Interpretación de los Datos.</b>
145	<b>7.3. Relación de los Resultados con Otros Estudios.</b>

159	<b>7.4. Limitación del Estudio.</b>
160	<b>7.5. Prospectiva.</b>
163	<b>8. CONCLUSIONES.</b>
167	<b>9. RESUMEN.</b>
171	<b>10. BIBLIOGRAFÍA</b>
189	<b>11. ANEXOS</b>





# 1. INTRODUCCIÓN



La Podología como especialidad puede aportar en el campo ortopodológico tratamientos a pacientes con patologías donde es imprescindible instaurar soportes plantares para el restablecimiento fisiológico del funcionamiento biomecánico del pie. La toma de moldes en Podología es primordial para la realización de cualquier tratamiento ortopodológico. En esta Tesis Doctoral se estudió un nuevo procedimiento para la toma de moldes, y se comprobó si utilizando este sistema se puede controlar la posición del talón durante la toma del molde en carga, mediante un parámetro objetivo, la distribución de presiones plantares, que permita cuantificar el grado de corrección o manipulación. Se logra de esta manera asegurar una postura controlada o correcta en cuanto a la geometría, fundamentalmente en la zona de talón. El estudio se centró en este segmento, porque las investigaciones sobre las variaciones que puedan existir entre diferentes moldes de un mismo pie, teniendo en cuenta las distintas formas de tomar el molde, toman como referencia la articulación subastragalina (ASA) y talón<sup>(1)</sup>.

La forma más habitual entre los profesionales de realizar el molde mantiene la ASA en posición neutra, aunque esto no signifique que tenga que ser la forma más adecuada de tomar el molde<sup>(2,3)</sup>. Esta maniobra de mantener el pie en posición neutra se realiza por palpación de la cabeza del astrágalo, una técnica subjetiva por parte del técnico que está realizando el trabajo<sup>(4)</sup>, al igual que conseguir esta posición colocando el pie en un punto de bloqueo en posición neutra. Esto es un hecho que le confiere a la maniobra puntos de controversia entre los distintos autores<sup>(5-7)</sup>. La técnica es más compleja cuando se pretende tomar el molde con el paciente de pie en carga, soportando el peso del cuerpo, donde resulta más difícil mantener y controlar la posición neutra de la ASA.

A partir de aquí, para alcanzar el objetivo de mejorar el modelo, independientemente de la forma de tomar el molde en carga, se introdujeron sensores

de presión en la planta del pie en la zona de talón, para comprobar los valores aportados por estos en el momento de la toma de molde. En el estudio se compararon los moldes tomados de un mismo pie en carga relajada, carga controlada tradicional y carga controlada con sensores para estudiar si existían diferencias significativas en la morfología del retropié a través del análisis de su simetría.

## **1.1. Problema de Investigación.**

La sociedad le está confiriendo actualmente al pie la importancia que tiene para el desarrollo de las actividades de la vida cotidiana. El pie forma parte inseparable de la función de apoyo, proporcionando sostén antigravitatorio del aparato locomotor, además es un fiel exponente del desarrollo evolutivo, de las transformaciones biológicas y, al mismo tiempo, un ejemplo de los cambios que las situaciones sociales pueden provocar sobre los órganos y estructuras del hombre. Por esta razón, su estudio y comprensión son indispensables para garantizar la salud del pie de todas las personas<sup>(8)</sup>. Para ello, el podólogo juega un papel vital como profesional de referencia para abarcar la amplia problemática que se puede presentar en este importantísimo eslabón del cuerpo, y como experto es capaz de planificar un tratamiento para lograr el equilibrio biomecánico, consiguiendo así un reparto de cargas y una alineación adecuada en todos los segmentos que componen el pie. Todo ello vinculado a un estudio previo, avanzado y versátil por el clínico tanto en estática como en dinámica.

Por ello se debe considerar el pie como unidad morfológica y estructural inseparables y pensar que se está ante una estructura tridimensional<sup>(9)</sup>.

Para la realización de tratamientos ortésicos con soportes plantares, donde el paciente presenta un problema de apoyo que se quiera corregir y compensar con la adaptación de un tratamiento ortésico, debemos partir, una vez analizado el problema

y de un diagnóstico correcto, de una impresión precisa o molde del pie. Este es uno de los pasos más importantes en la elaboración del tratamiento, porque gran parte de los errores presentes en los soportes plantares son causados por una técnica inapropiada en el proceso de toma de molde.

Para la toma de molde hay descritas gran diversidad de técnicas con sus modificaciones, como son la toma de molde en descarga, la toma de molde en semicarga y la toma de molde en carga. También hay diversos materiales para realizar el molde como escayola, espuma fenólica, alginatos y huellas de vacío, materiales que se analizarán en apartados posteriores. Esta investigación se ha centrado en la técnica de toma de molde en carga sobre huellas de vacío<sup>(1)</sup>.

El molde en carga se puede realizar sobre un material deprimible, como la espuma fenólica, donde se deja impresa la huella del pie tridimensional, quedando un hueco o vacío en el material mencionado que se denomina molde negativo. A su vez se puede obtener el molde positivo, si se rellena este molde negativo con algún material, que normalmente es escayola<sup>(1)</sup>. De esta forma se consigue la copia del pie en volumen para hacer una adaptación del tratamiento en una réplica lo más exacta de la superficie del pie del paciente, tanto en su volumen tridimensional, como en la posición corregida que se desea mantener. Para ello se realizan manipulaciones del pie-pierna para conseguir esta posición idónea, ya que si se captura el pie en una posición de inestabilidad, a menos que se modifique el molde positivo, la ortesis resultante mantendrá esa posición inestable, y el tratamiento ortopodológico diseñado y confeccionado en estas condiciones fracasará<sup>(9)</sup>.

Las técnicas que se realizan en carga con el paciente en bipedestación consisten en que el paciente introduzca el pie en una caja con espuma fenólica donde se queda marcado el molde negativo del pie a tratar. Todo ello bajo las indicaciones y

manipulaciones del profesional que esté realizando la maniobra de la toma de molde, que después de la exploración modificará la posición del pie según los objetivos del tratamiento. Posteriormente se hace un vaciado con escayola del molde negativo tomado con espuma fenólica y se obtendrá así el positivo del molde donde se adapta el tratamiento ortésico.

Actualmente, las maniobras de corrección más utilizadas están encaminadas a reproducir el modelo biomecánico propuesto por Root y Cols<sup>(4)</sup>. Estos autores describen la posición neutra del pie para corregir la deformación en la toma de molde, aunque hay profesionales que siguen otras corrientes reseñadas y que discrepan de este modelo<sup>(10, 11)</sup>. El concepto de los citados autores se basa en las observaciones que afirmaron que la línea de bisección del calcáneo de una persona normal es perpendicular al plano frontal del pie, y sugirieron que la ortesis generada a partir de una impresión neutral de la ASA ayudaría a lograr normalizar el movimiento en una persona con deformidad de los pies<sup>(12, 13)</sup>.

La articulación subastragalina es la articulación entre el astrágalo y el calcáneo<sup>(14)</sup>. Su orientación suele ser valorada por el ángulo de inversión/eversión. Se toman como referencia las líneas de bisección de la parte posterior inferior del tercio de la tibia y el calcáneo en el plano frontal por su cara posterior.

La problemática de estas técnicas de toma de moldes en carga sobre espuma fenólica, si no se realiza una manipulación de corrección de la posición del pie, se centra en que capturan el pie en su posición de deformación completa, debido a que la resistencia de la espuma de poliestireno provoca que el retropié y antepié se sitúen en el mismo plano transversal alterando las deformidades flexibles del antepié. Esto fuerza a las articulaciones mediotarsianas a hundirse en la espuma, eliminando por completo la relación antepié-retropié. La ASA permanece completamente evertida,

mientras que las articulaciones mediotarsianas se invierten sobre sus ejes como respuesta a las fuerzas de reacción del suelo. Cuando se realiza el molde aplicando una maniobra de corrección es difícil mantener la ASA completamente neutra y al ser la espuma blanda, es casi imposible mantener ese bloqueo medio-tarsiano, por lo que su uso en ortesis funcionales es inefectivo por el inconveniente de no obtener un molde del pie en posición neutra<sup>(5)</sup>.

Hay estudios realizados sobre la fiabilidad de la medición clínica de los parámetros de los pies como la posición neutra de la ASA y el ángulo que forman antepié y talón, donde los resultados de fiabilidad obtenidos son bajos. Por lo tanto, la fiabilidad y el procedimiento son cuestionables<sup>(6,7)</sup>.

Las técnicas en semicarga permiten una mejor visualización de la posición neutra de la ASA, aunque esta se pierde habitualmente cuando se presiona en ella. Sin embargo, McPoil y Cols<sup>(15)</sup> han demostrado que la posición neutra sólo se consigue con las técnicas en descarga capaces de duplicar la relación entre el antepié y retropié con precisión. Debido a esto, la técnica en semicarga se utiliza principalmente en el tratamiento de las deformidades en varo retropié y/o deformidades rígidas en varo o valgo del antepié rígido que no se modificará su posición fija al recibir la resistencia de la espuma.

Son varios los estudios que cuestionan el modelo de Root respecto a la posición neutra de la ASA<sup>(16, 17)</sup>. Autores como Dananberg<sup>(18)</sup> y Kirby<sup>(19)</sup> defienden nuevas teorías en contraposición a este modelo, por ello la posición ideal del pie y la forma de tomar el molde son temas en continua evolución, motivado tal vez, por el avance tecnológico que abre nuevas posibilidades tanto en el campo ortopodológico como biomecánico<sup>(20)</sup>.

Por ello, durante este proceso, parámetros como la distribución de las presiones plantares y la amplitud de grados en los ángulos en las distintas articulaciones del pie

no son exactos, ya que actualmente no se cuenta con un sistema que ayude a objetivar estas dimensiones relacionadas con una correcta alineación del mismo a consecuencia de la manipulación. Esta exactitud depende más de la destreza, la experiencia y el arte del profesional, lo que dificulta no poder tomar dos moldes iguales. Actualmente es difícil establecer unos principios generales que sirvan para todos<sup>(22)</sup>.

La forma de trabajo de preparación del molde positivo, donde se adapta el material para la fabricación de la plantilla, se realiza rebajando grosor del mismo o por el contrario, se añade escayola en los puntos necesarios para poder equilibrarlo, todo ello de forma arbitraria sin llegar a tener referencia exacta de la posición deseada del molde. Esta situación y la falta de acuerdo durante la toma del molde en carga (cómo mantener la colocación del pie durante el proceso de moldeado y la falta de control de la posición del mismo) radican en que se sustentan en modelos de trabajo teóricos y no en protocolos científicos de tratamiento, lo que nos hace pensar, que el proceso de la toma de moldes necesita acuerdos y desarrollar e investigar protocolos de trabajo. Para ello se pretende aportar un sistema de control que cuantifique las presiones en el momento de la toma de molde, para poder así decidir y controlar qué posición es la más adecuada para ese pie y conseguir repetir ese posicionamiento con más exactitud.

Este estudio buscó comprobar la eficacia de un sistema de control de la toma de molde con el fin de mejorar la reproductibilidad y fiabilidad de este procedimiento. Para ello se ha ensayado con pies pronadores corrigiendo su posición de talón durante la toma de molde. Se han empleado sensores plantares en la región interna y externa del talón para controlar la maniobra de corrección a través de un registro de presiones iguales en ambos sensores, consiguiendo de esta forma una simetría del perfil del talón, indicativa de que este no se encuentra en posición supinada ni pronada, es decir, no hay desplazamiento de la grasa plantar en sentido lateral ni medial originando una

asimetría en su curvatura<sup>(22)</sup>. La convexidad en el plano frontal debe ser simétrica ya que si se toma mal el negativo esta curva estará deformada, se hace más plana y ancha cuando se evierte o prona y se estrecha cuando se invierte o supina<sup>(23)</sup>.

En la actualidad no es un parámetro que se controla durante la toma de molde como indicativo de una impresión correcta, ya que hasta el momento la técnica se centra en conseguir la posición neutra del pie para su realización, posicionando el talón de forma subjetiva por palpación de la cabeza del astrágalo. Esto es así quizás porque no hay un sistema para poder controlarlo en el momento de la realización del molde, pero sí lo analizamos cuando estamos valorando la idoneidad del molde obtenido buscando la simetría y la perpendicularidad de la bisectriz del calcáneo, por lo que se propone controlar la posición mediante los sensores para que proporcione una referencia de su posición según la lectura de presión de cada sensor.

## **1.2. Justificación del Problema.**

El pie, como eslabón importantísimo de todo ser humano, permite la locomoción y bipedestación, factores fundamentales para el desarrollo de la vida. Está formado por estructuras anatómicas complejas, tal vez ocasionado por el desarrollo evolutivo sufrido, que provoca que sea complicado el conocimiento de su funcionamiento biomecánico.

La importancia de este segmento lleva a plantearse la necesidad de mantener su integridad desde el punto de vista fisiológico y biomecánico. Para ello, el tratamiento de muchas patologías que afectan al pie se deben abordar y realizar a través de soportes plantares personalizados para el paciente, partiendo de un molde o impresión idónea y a través de tratamientos adecuados dentro de grupos interdisciplinarios.

Las lesiones por un uso excesivo, también llamadas lesiones por esfuerzo repetitivo, son condiciones que llevan al dolor persistente y en casos más avanzados a la debilidad y la pérdida de control en los grupos musculares que mantienen la estructura del arco interno como son los músculos tríceps sural, peroneos, tibial anterior y posterior y músculos extrínsecos responsables de la dinámica del arco longitudinal medial<sup>(24, 25)</sup>. También la fatiga de los músculos intrínsecos del pie han demostrado el aumento de la pronación del mismo<sup>(26)</sup>. La pronación excesiva del medio pie producida por problemas musculares, es uno de los mecanismos causales más habituales de esta patología descritos en relación con el pie<sup>(27-28)</sup>.

Patologías como dolor crónico de espalda, discrepancias en la longitud de las piernas y dolores provocados por el nervio ciático, sugieren que los patrones asimétricos de pronación (un arco del pie más descendido que el otro arco contralateral) desencadenan una rotación hacia abajo y hacia adelante dentro de la articulación sacroilíaca, que puede producir el atrapamiento del nervio ciático entre el músculo piriforme y el ligamento sacroespinoso por la biomecánica de la pelvis al realizar el movimiento anteriormente descrito<sup>(30)</sup>.

Patologías en el deportista, como el síndrome de estrés del tibial posterior y la condromalacia rotuliana, son procesos donde está presente habitualmente la deformación en pronación del medio pie, por lo tanto habrá que tener en consideración que es importante en estos procesos los tratamiento con soportes plantares para una correcta alineación estructural del pie y distribución de cargas<sup>(31)</sup>.

Otro problema importante que se puede encontrar en las consultas podológicas es el tratamiento del pie diabético. La diabetes es una pandemia, y su cronicidad produce serias complicaciones, entre ellas se encuentra la polineuropatía diabética, presente en más de un 80% de la población diabética y que es una de las causas del

pie neuropático, que se caracteriza por úlceras neuropáticas con gran diversidad de presentaciones clínicas<sup>(32)</sup>. El coste medio de la asistencia al pie diabético asciende a unos 27.000 euros<sup>(33)</sup>. La prevención es muy importante en estos pacientes de riesgo, porque el índice de reulceración es extremadamente alto y la ulceración del pie puede conducir a la amputación.

La protección apropiada de los pies diabéticos con úlceras, reulceraciones y/o amputaciones, requiere el uso de dispositivos ortopédicos y de zapatos terapéuticos, siendo este el tratamiento idóneo, para modificar las presiones y prevenir la reulceración de los pies diabéticos<sup>(34)</sup>.

En el 85% de los casos, la amputación está precedida de una úlcera en el pie. Dentro de los factores que intervienen en la producción de las úlceras neuropáticas, se encuentran, las alteraciones biomecánicas y estructurales del pie, que van a producir altas presiones que pasan desapercibidas para este tipo de pacientes<sup>(35)</sup>. En las úlceras neuropáticas del pie la reducción de la presión mediante soportes plantares, juega un papel fundamental tanto en la integridad, como en la mejora de la calidad de vida. Es necesario que se lleven a cabo estudios biomecánicos, para poder abordar el cuidado preventivo del pie, consiguiendo reducir las presiones, de tal modo que la incidencia de la ulceración disminuya. Se precisa realizar diseños de tratamientos ortopodológicos adecuados. Aragón propone técnicas como la adaptación en directo o bien el molde de yeso, ya que bajo su criterio, el molde con espuma fenólica no reúne las características necesarias para la impresión de la huella porque es diferente a la realidad<sup>(36)</sup>. Dicho autor afirma que existen otros métodos más precisos. Todo ello encaminado a reducir la presión de los tejidos y prevenir las lesiones<sup>(37)</sup>.

La artritis reumatoide (AR) es una enfermedad con una afectación podológica importante. Entre el 85% y el 94% de los pacientes con AR presentan síntomas en el

pie en algún momento de la enfermedad<sup>(38-40)</sup>. En el momento del diagnóstico, entre el 14% y el 19% de los pacientes presentan síntomas en los pies relacionados con la AR. En el pie los síntomas suelen iniciarse en el antepié<sup>(41)</sup>.

La caída de las cabezas de los metatarsianos y la reducción del panículo adiposo que las cubre, patología que precisa de tratamiento ortésico, convierte los pies del paciente reumatoide en propenso a las metatarsalgias. La pronación de articulación subtalar, en esta patología, se evidencia radiográficamente a lo largo de los años de su evolución. Esto lleva a deformidad en valgo del retropié que se acentúa durante la deambulación, al aumentar el estrés sobre una articulación subtalar inflamada y debilitada.

El tratamiento rehabilitador debe iniciarse en una fase precoz conjuntamente con el farmacológico, fisioterapéutico y podológico, instaurándose un tratamiento con soportes plantares para reducir o frenar las deformaciones que se presentan y evitar o paliar males mayores, todo ello dentro de un protocolo de actuación multidisciplinar y de control de los tratamientos para valorar la eficacia<sup>(42)</sup>.

Una estimación de lo que sucede en personas con AR y dolor de pie que usan ortesis hecha a medida, en comparación con el uso de calzado con buen arco de apoyo o ninguna intervención permite establecer que después de tres meses, la ortesis de pie hecha a medida mejora el dolor del pie 14 puntos más en una escala de 0 a 100. Después de dos años y medio, la ortesis de pie mejora el dolor de pie<sup>(43)</sup>.

La metatarsalgia constituye el dolor más habitual del pie. Se localiza en el antepié, en las cabezas metatarsianas, y típicamente se incrementa con el apoyo, la presión, la bipedestación y la deambulación<sup>(44)</sup>. Con probabilidad, la asociación más importante sean las alteraciones biomecánicas en el apoyo bípedo por uso de calzado inadecuado, traumatismos repetidos o malos hábitos en la marcha.

## **Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados**

Moreno<sup>(45)</sup> mantiene que el dolor en la zona metatarsal es tan frecuente que se calcula que al menos un 80% de la población lo padecerá alguna vez en su vida.

También, los autores Ramos y Cols<sup>(46)</sup> hacen mención a que el 15,6% de los motivos de consulta que se recogen en las historias clínicas podológicas son por motivos de dolor metatarsal. Se considera un problema importante de salud, en especial en mujeres, que conforman el 85% de todos los afectados<sup>(46)</sup>. Por ello es quizás, el problema del pie que más frecuentemente demanda tratamiento, y debe ser considerado inicialmente conservador como comenta Espinosa y cols<sup>(47)</sup> y Llanos-Alcázar<sup>(48)</sup>, que afirman que el tratamiento ortopodológico es prioritario al igual que otros autores, frente al tratamiento quirúrgico y/o como tratamiento coadyuvante al mismo, siempre encaminado o basado en la reducción del exceso ponderal de las presiones en la zona dolorosa distribuyendo las cargas.

Como se puede analizar, un índice muy alto de patologías en el pie, se pueden y se deben abordar con tratamientos con soportes plantares, pero es necesario tener un protocolo que nos asegure que cualquier profesional especializado en la materia sea capaz de reproducir un tratamiento con las mismas características descritas por otro especialista.

El diagnóstico clínico, valoración y tratamiento de patologías del pie se han basado en la anamnesis, exploración clínica y el apoyo en exploraciones complementarias estáticas, como la radiografía convencional y el estudio de las presiones plantares. La información resultante de esta metodología determinaba la prescripción terapéutica, que en muchos casos, ha venido siendo la ortesis plantar. La prescripción de esa ortesis, de forma habitual, no era acompañada de información sobre parámetros biomecánicos del pie. La confección de la ortesis requiere la toma de molde del pie afectado, por parte del técnico ortopédico o del podólogo.

En la mayoría de los casos, la construcción de la ortesis plantar, incluida la selección de material para la misma, está basada en un método interactivo de prueba-error, utilizando como información de partida el molde estático del pie afecto y, en ocasiones, un registro pedigráfico estático. Con estas premisas, la adaptación de la ortesis depende en grado muy elevado de la experiencia del técnico y de la capacidad del paciente para transmitir los problemas eventuales de una adaptación inapropiada<sup>(47)</sup>.

Autores como Michaud<sup>(23)</sup> manifiestan que algunos laboratorios prefieren trabajar sobre un molde positivo descompensado porque de este modo el arco interno puede ser reconstruido desde esa posición y siempre es más sencillo decrecer el positivo que recrearlo, ya que muy frecuentemente hay que retocar el molde positivo, perdiendo así la objetividad del mismo y la reproducción fiel de la posición idónea que el terapeuta quiere conseguir, al igual que el tejido adiposo plantar en la espuma fenólica cuando llega al fondo de la caja tiende a aplastarse falseando la reproducción fiel del negativo, el contorno redondeado del talón se pierde, y tiene que reconstruirse después en el positivo. Sin embargo, sin el pie enfrente de ellos, el laboratorio ortopédico no podrá averiguar cuál es la posición adecuada de ese pie y, por lo tanto, será difícil saber cuál es la altura ideal necesaria para la compensación. Estos son motivos para pensar que el molde obtenido está falseado y que se han modificado sin un control. La reconstrucción no específica del pie tiene un riesgo de hipocorrección (continuando la sintomatología) o una hipercorrección, situación que puede ser perjudicial, ya que un arco sobredimensionado produciría una supinación de todo el pie. Hay que tener en cuenta que todas las manipulaciones realizadas van encaminadas a acercar el molde a una posición neutra pero dentro de las posibilidades que el técnico sepa plasmar en el mismo.

Por estas razones se han de tener presentes los riesgos de incorporar arcos internos no específicos, un exceso de reforzamiento en el arco interno como señala

Robbins y Cols<sup>(49)</sup> puede provocar déficit propioceptivos produciendo atrofia neurotrófica.

Root y Cols<sup>(4)</sup> mantienen que se deberían evitar estas hipercorrecciones porque pueden conducir eventualmente a una deformidad ósea permanente asociada a la primera articulación metatarsofalángica.

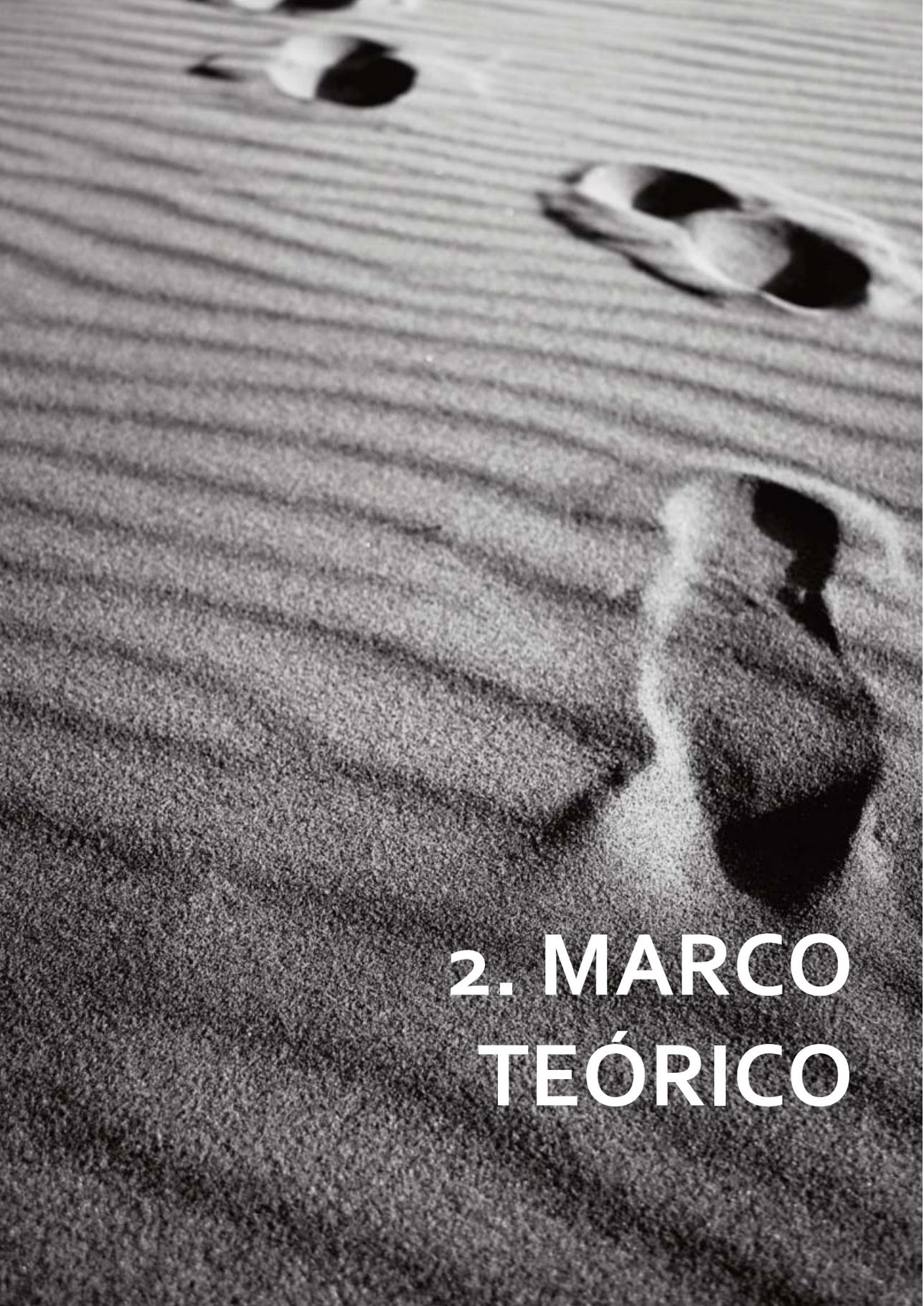
Schuster<sup>(50)</sup> afirma que cualquier modificación del modelo positivo tomado en carga para permitir la expansión del tejido blando son conjeturas y debe ser evitado ya que se pierde la relación entre retropié y antepié y se desplace la posición neutral del pie debido también a la resistencia de la espuma fenólica. Este autor es partidario de realizar el molde en semicarga porque defiende que de esta forma la relación entre la parte delantera y trasera del pie se capturan con precisión.

El moldeado del pie para la posterior confección de una ortesis supone una práctica habitual en la clínica diaria, de la que depende en gran medida el éxito del tratamiento aplicado. Es importante ser conscientes de que la obtención del molde no se basa únicamente en reflejar la morfología del pie, sino que el molde debe tener unas características determinadas que garanticen la compatibilidad de la ortesis con el pie y el efecto terapéutico deseado. Para ello se necesita un sistema de toma de moldes que sea objetivable y no realizarlo de manera subjetiva como hasta el momento, en la gran mayoría de las veces. Para ello, el primer paso para conseguirlo sería, poder cuantificar la corrección del mismo para reflejarla en el molde, algo que es indispensable.

En este estudio se pretendió facilitar la reproductibilidad de la toma de molde para que en una segunda impresión sobre el mismo sujeto muestre el mismo resultado que la anterior. Además, se utilizó como referencia un registro de presiones mediales y laterales del talón, así que se podría realizar la toma de moldes con distintas

posiciones de orientación del calcáneo, según el especialista estime conveniente, aunque para este estudio se consideró que la posición del talón, mostrara los mismos valores de presión medial y lateral para poder controlar que la grasa plantar no se desplace lateralmente. Esto se produce cuando hay una posición en valgo y el sensor interno muestra más presión que el externo, o bien se desplaza hacia medial cuando hay una posición en varo donde el sensor externo marca valores más elevados que el interno, provocando una asimetría del contorno del talón en el plano frontal. Por ello se buscó controlar la posición del calcáneo para que la bisectriz del mismo fuese perpendicular al plano frontal buscando la simetría del talón. Se hace énfasis en que la curvatura normal en el plano frontal del talón se deforma cuando el negativo se toma de forma incorrecta. Se hace más plana y ancha cuando se evierte y se estrecha cuando se evierte con lo que el contorno quedaría totalmente asimétrico<sup>(1)</sup>. Por este motivo en este estudio se persiguió igualar las presiones tanto interna como externa para conseguir un contorno simétrico en esta región anatómica.

Para este estudio hay que destacar que desde el punto de vista de la observación, los moldes obtenidos a partir de los cojines de vacío no presentaron un contorno aplanado del talón en el plano frontal como cuando se toman sobre espuma fenólica, donde el espesor del tejido graso de la zona plantar se aplanan por efecto del peso, si no que presentan un contorno convexo o redondeado como cuando está el pie en situación de descarga. Debido a esto se planteó, el estudio de la simetría del contorno, y comprobar si utilizando el control de los sensores se obtenían valores de simetría más similares y poder controlar ese parámetro.

A black and white photograph of sand dunes. The sand is rippled with wind, and several footprints are visible, receding into the distance. The lighting creates strong shadows, emphasizing the texture of the sand.

## 2. MARCO TEÓRICO



## 2.1. Contexto Teórico Conceptual.

### 2.1.1. Definición de Pie Normal y Pie Pronado.

El pie es una estructura perfectamente diseñada con un complejo y elevado componente de fuerza, flexibilidad y movimiento coordinado, está particularmente especializado tanto en su anatomía como en su función. Transmite las tensiones por todo el cuerpo cuando se camina, corre y salta, en su conjunto es la zona anatómica que más ha debido evolucionar para la adquisición de la locomoción bípeda humana<sup>(51)</sup>.

Estructuralmente, el pie se divide en dos zonas importantes de apoyo que son el tarso o talón y el metatarso o zona anterior del pie, unidos los dos por la bóveda plantar, considerándolo como una estructura destinada al mantenimiento del peso corporal<sup>(52)</sup>. La estabilidad de la bóveda plantar está asegurada por potentes elementos como son un imbricado óseo compuesto por 27 huesos y refuerzos ligamentosos que forman el conjunto del pie. Para mantener dichos arcos se precisa de la ayuda de estabilizadores ligamentosos, capsulares y musculares<sup>(53-56)</sup>.

Sus puntos de apoyo, en el pise transversal, supuestamente están incluidos en la zona de contacto con el suelo, o huella plantar. Corresponden a la cabeza del primer metatarsiano, a la cabeza del quinto metatarsiano y a las tuberosidades posteriores del calcáneo (Fig. 1).

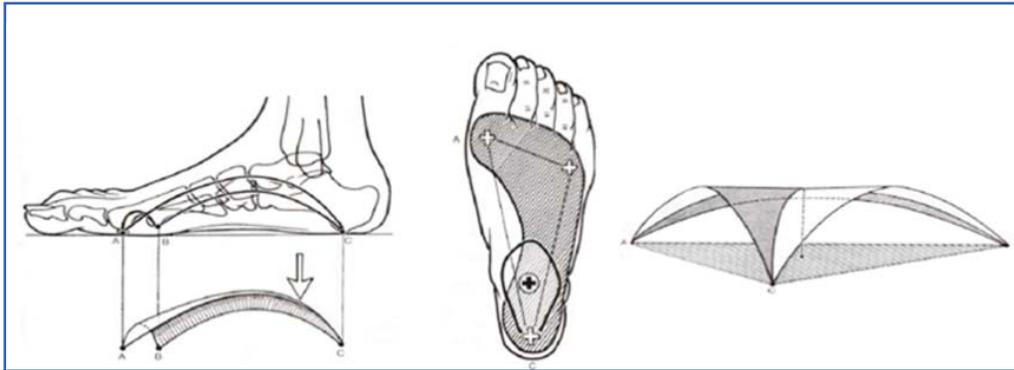


Figura 1. La imagen muestra el supuesto “taburete de tres patas” descrito por el autor. Viladot A. Quince Lecciones Sobre Patología del Pie. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica; 2000.

Para definir el pie pronado habría que describir anteriormente cómo es la normalidad del mismo para poder comprender en qué consiste la posición pronada. La normalidad podológica es difícil de expresar porque depende de paradigmas acerca de la función y estructura del mismo, y diferenciar el pie normal de patológico puede atender a diversos criterios de la existencia o no de sintomatología, aunque no quiere decir que un pie asintomático sea normal ya que un gran número de patologías estructurales no se manifiestan de forma inmediata<sup>(57)</sup>. Apoyándose en las teorías estructurales y funcionales, aunque hoy en día no se conoce exactamente el funcionamiento del pie, se aprecian grandes diferencias entre los conceptos de normalidad o patológico, basándose según el modelo de estudio entre la escuela europea o americana<sup>(58)</sup>.

Los criterios de normalidad de la escuela europea se centran en las aportaciones de autores como Lelièvre, Lavigne, Viladot o Nuñez, que definen los parámetros normales partiendo de una posición estática, aunque mezclan criterios estáticos y dinámicos para definir el pie patológico. Estos parámetros son<sup>(58)</sup>:

- Talón neutro 5-7° de desviación en valgo.
- Arcos longitudinales interno y externo conservados.

- Congruencia articular astragaloescafoidea.
- Dedos alineados sin deformidades, presencia de arco transverso.
- Base de sustentación estable.
- Medidas goniométricas en los estudios radiológicos.

La escuela americana parte de las teorías funcionales descritas por Root y cols<sup>(4)</sup>. El pie debe seguir un desarrollo en rangos de movimiento articulares mínimos, pasando a considerarse patológicos cuando estos rangos de movimiento se aumentan.

Los parámetros de normalidad se basan en<sup>(58)</sup>:

- Un eje vertical perpendicular al suelo que corresponde a la pierna dentro de la base de sustentación que debe de estar en +/- 2°.
- Cuando la ASA se mantiene en posición neutra y la articulación calcaneocuboidea está bloqueada, la bisectriz vertical del calcáneo debe encontrarse +/- 2° paralela a la bisectriz de la pierna, y el plano entre cabeza metatarsal de 1° metatarsiano y 5° metatarsiano debe ser perpendicular a la bisectriz del calcáneo.
- La extensión distal de las cabezas metatarsianas debe formar una parábola suave.
- No debe haber disimetrías en los miembros inferiores y los rangos de movimientos específicos deben ser mínimos.

A pesar de enumerar tales condiciones de normalidad, estas relaciones “ideales” difícilmente se evidencian en clínica, encontrándose variaciones moderadas de estas sin la concurrencia de sintomatología. Estos criterios deben entenderse por tanto solo como base para el estudio clínico, determinándose después de este si la variación en los criterios es suficientemente significativa como para considerarla como patológica<sup>(59)</sup>.

Kirby<sup>(19)</sup> enunció que los criterios de normalidad formulados por Root y cols eran demasiado restrictivos en la práctica. Este autor entiende por pie normal aquel que presenta una función normal durante la marcha, sin procesos traumáticos significativos ni quirúrgicos, y sin dolor ni deformidad<sup>(59)</sup>.

Según Philips<sup>(60)</sup>, el término “pie normal” puede tener diferentes interpretaciones, podemos encontrar pies habitualmente considerados como normales pudiendo presentar sintomatología o viceversa. Este autor ofrece un concepto amplio de “pie normal”, comprendiendo aquella estructura que pueda atender a las demandas de la sociedad, sin generar problemas o patologías a lo largo de la vida, adaptándose a los principios de mecánica conocidos. Argumenta que los principios de normalidad establecidos deben constituirse para abarcar las distintas formas y tamaños de pies, incluyendo criterios de estática y dinámica.

La arquitectura articular debe proteger los movimientos excesivos o anormales<sup>(58)</sup>.

El pie pronado se considera una entidad clínica, pero puede encontrarse asociado a otras patologías del pie<sup>(61)</sup>. Estas pueden estar provocadas por alteraciones en un antepié varo, un primer radio hipermóvil o un metatarsus primus elevatus. La posición del retropié en estos supuestos se encontraría en valgo, ya que todas estas

alteraciones cursan con pronación aumentada, y esta pronación con su consecuente descenso de arco medial, arrastra al retropié hacia la posición de valgo<sup>(62)</sup>.

La definición anglosajona sería la anomalía estructural en la que el calcáneo está evertido respecto al suelo cuando el pie está en posición neutra. En esta posición la ASA no debe estar ni pronada ni supinada y la articulación mediotarsiana totalmente pronada (Fig. 2).



Figura 2. Pies pronados imagen propia.

La pronación del retropié se define como el movimiento triplanar de la ASA que comprende abducción, flexión dorsal y eversión en cadena cinética abierta, es decir, en descarga.

Existe un método para cuantificar la pronación del pie como es el Índice de Postura Foot Posture Index (FPI) descrito por Redmond, que describiremos posteriormente en otro apartado (Apdo. 5.2.2.3)<sup>(63)</sup>.

### 2.1.2. Materiales de Impresión y Toma de moldes.

Lo más controvertido en la elaboración de la toma de moldes es la posición del pie para realizar esta maniobra. Si se tiene en cuenta la posición neutra del pie hay descritas maniobras como la que describen Root y cols<sup>(4)</sup>, donde el pie se considera que está en una alineación normal cuando a nivel del calcáneo se traza una bisectriz que es paralela con la bisectriz del tercio inferior de la pierna y el plano de las cinco cabezas metatarsales es perpendicular a la bisectriz del calcáneo. Esta alineación normal del pie se produce solo cuando la ASA está en posición neutra.

Root y cols<sup>(4)</sup> describen la posición de la articulación subtalar neutra como una posición en la que la articulación no está en pronación ni supinación, y por lo general se determina clínicamente mediante la palpación de la congruencia de la cabeza del astrágalo proximal del escafoides. Define la articulación mediotarsiana como bloqueada cuando se encuentra máximamente pronada sobre sus dos ejes oblicuos y longitudinal, y la posición se determina clínicamente aplicando una fuerza dorsiflexora a la columna lateral del pie. En general, el logro de estos dos indicadores son la teórica posición de la articulación subtalar neutra y la máxima pronación mediotarsiana para conseguir el bloqueo del pie conjuntamente. Estos dos aspectos son el primer paso esencial en la obtención de un molde para la fabricación de órtesis funcionales del pie.

Otros autores como Wright y cols<sup>(12)</sup> diseñaron un sistema de goniómetro exoesqueletico para definir la posición neutra de la ASA del pie, es decir, ni en pronación ni en supinación, la posición controlada de la cabeza del astrágalo mediante la palpación con respecto al escafoides.

Rodríguez<sup>(64)</sup> recoge la forma de obtener el molde del pie y describe la maniobra para mantener el pie en su posición neutra idónea.

### Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados

Se entiende por molde la reproducción de una estructura anatómica o no mediante técnicas de moldeo o de impresión y con materiales que permitan una adaptación fiel a la estructura que queramos reproducir<sup>(9)</sup>.

Respecto a los materiales existentes para la toma de molde, actualmente se encuentran las siguientes opciones: vendas de escayola, espumas fenólicas, alginatos y resina de poliéster como Copyfoot<sup>®</sup><sup>(65-67)</sup>.

La espuma fenólica o de poliestireno se utiliza en podología y ortopedia para la obtención del molde negativo del pie. Es un material versátil usado en variedad de aplicaciones, dependiendo de las características propias de cada una de ellas. Son elaboradas a partir de resoles. Los resoles son producidos por una reacción de condensación entre fenol y formaldehído con un catalizador básico. Estos resoles fenólicos son usados principalmente para la elaboración de espumas fenólicas (68).

Las espumas fenólicas están clasificadas dentro de cuatro tipos de acuerdo a su estructura celular<sup>(69)</sup>:

- Tipo A. Alto contenido de células cerradas, conductividad térmica baja.
- Tipo B. Alto contenido de células cerradas, conductividad térmica alta.
- Tipo C. Células abiertas, alta resistencia.
- Tipo D. Células abiertas, baja resistencia utilizadas en podología.

Al realizar presión, y debido a sus características mecánicas de fragilidad y

plasticidad, pierde su forma original, resultando una depresión con las dimensiones del objeto o parte anatómica. Esta depresión resultante se rellena con escayola y una vez fragua esta se obtiene el positivo de la zona anatómica deseada (Fig. 3a, b).

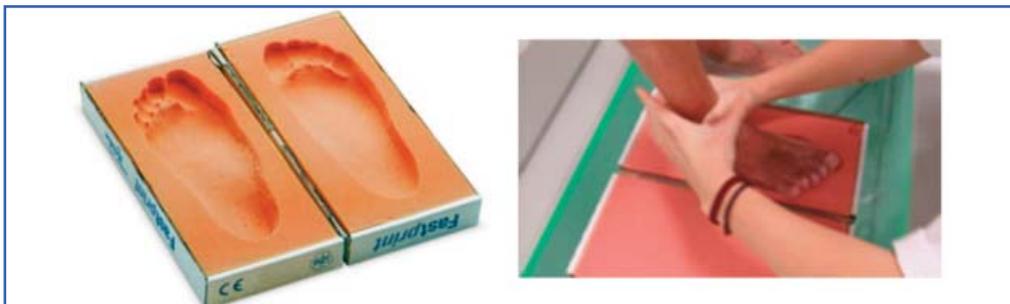


Figura 3. a) Negativo del pie en espuma fenólica, b) Caja de espuma fenólica y modo de anipulación del pie. Imagen propia.

La venda de escayola como su propio nombre indica, consiste en rollos de vendas impregnadas en escayola (Fig. 4).



Figura 4. Rollo de venda de escayola. Imagen propia.

Para la realización de este tipo de molde se coloca al paciente en una posición idónea en decúbito prono o en decúbito supino, dependiendo de la maniobra que se utilice para la realización del molde, y se mide la longitud del pie para trasladarla a la venda de escayola y recortar así la sección de venda necesaria, siempre dando un margen para recubrir bien todo el pie. Una vez conocida la longitud necesaria se

### Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados

superponen varias capas de venda para darle consistencia al molde. A continuación se moja la venda en agua, se adapta al pie, y se mantiene este en la posición deseada hasta que fragüe la escayola, retiramos y obtenemos el molde (Fig. 5).



Figura 5. Toma de molde con venda de escayola. Imagen propia.

Otro material de impresión es el alginato compuesto por sal del ácido algínico, un polisacárido constituido por un copolímero binario no ramificado. Los alginatos son polisacáridos estructurales de la matriz amorfa de la pared celular de las algas cafées tales como *Macrocystis pyrifera*. Su función es dar rigidez y flexibilidad al tejido algal<sup>(70, 71)</sup>.

Los alginatos de sodio y potasio son materiales hidrocoloidales comúnmente usados en impresiones dentales. El proceso de gelificado se lleva a cabo después de pocos minutos, retirando a continuación la impresión.

De acuerdo con el tiempo de gelificado, se han especificado dos tipos de material de impresión: el tipo I (fraguado rápido), con un tiempo de gelificado de entre 0 y 120 segundos; y el tipo II (fraguado normal), cuyo tiempo de gelificado es de entre 121 y 420 segundos.

La metodología de confección del molde con el sistema de la cubeta es la siguiente: elegir la cubeta adecuada al tamaño del pie de forma que cubra los arcos longitudinales y sobrepase la articulación metatarso-falángica.

Después hay que realizar la mezcla del alginato con la cantidad de agua precisa

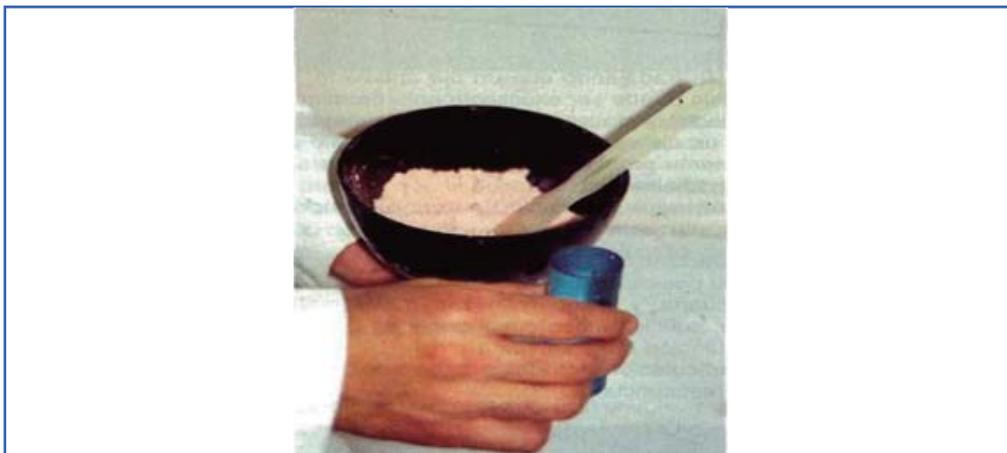


Figura 6. Método de mezcla del alginato. Nuevo Sistema de Moldeado del Pie. Revista Española de Podología. 1995.

Rellenar la cubeta distribuyéndolo por toda la superficie de la misma (Fig. 7).



Figura 7. Relleno de la cubeta con alginato para adaptarla al pie. Nuevo Sistema de Moldeado del Pie. Revista Española de Podología. 1995.

Se aplica la cubeta a la cara plantar del pie y se ejerce presión (Fig. 8). Al mismo tiempo y con la mano libre podremos manipular el antepié hasta conseguir la neutralidad del mismo.



Figura 8. Colocación de la cubeta y la posición del pie. Nuevo Sistema de Moldeado del Pie. Revista Española de Podología. 1995.

A los 2-3 minutos el alginato ha fraguado. La cantidad sobrante del mismo que se introduce por los orificios permite una retención del molde a la cubeta, lo cual facilitará la extracción del molde. Después se extrae el mismo y se rellena con yeso para obtener el positivo<sup>(72)</sup>.

Para elaborar un soporte plantar, una vez indicado el uso derivado de la evaluación clínica y la duplicación de la morfología del pie mediante el uso de una impresión o una técnica de moldeado, el clínico debe decidir qué tipo de técnica de molde es la más adecuada de acuerdo a las necesidades biomecánicas del paciente y los factores asociados. Depende del clínico según qué modelo biomecánico respalde, desde Manter en 1941, Hicks en 1953, pasando por Root 1959, Kirby 1980, Mc Poil y Huson 1995, Payne 2000, Vasili 2012, mantener el pie en una posición u otra al realizar el molde.

Numerosos dispositivos y métodos se han desarrollado para obtener una réplica del pie en una posición particular: dos dimensiones técnicas tales como las láminas de presión y el escaneado de superficie plana y técnicas con impresiones de espuma, moldeo de yeso, y el escaneo digital tridimensional (3-D)<sup>(73-75)</sup>.

Los métodos de impresión de moldes con escayola y espuma fenólica constituyen las formas más empleadas en la actualidad para obtener moldes negativos, aunque también existe una variante de toma de molde con sistemas de cojines de vacío (Fig. 9) que es muy parecida a la toma de molde con espuma fenólica, pero el procedimiento es distinto, ya que se puede rectificar la posición del pie en el molde sin que estos cambios de posición afecten a este, al no quedar marcas o depresiones en el material como ocurre en la utilización de la espuma fenólica que son irreversibles y que pueden hacer que se tenga que desechar el molde por un posicionamiento inapropiado del pie durante el proceso.



Figura 9. Imagen de las huellas de vacío. Catalogo 2012 Podiatech®, Sidas Spain SL.

Se describen en la bibliografía por Rodríguez<sup>(64)</sup> técnicas y procedimientos en descarga con vendas de escayola y en carga con espuma fenólica.

También Michaud<sup>(21)</sup> describió cinco formas de toma de moldes: en carga con espuma fenólica, en semicarga en posición neutra también con espuma fenólica, en descarga con venda de escayola en posición neutra, con venda de escayola en descarga pero en suspensión y con venda de escayola en carga dentro del calzado con aplicación de vacío.

Levy y cols<sup>(9)</sup> detallan cinco modos de realizar moldes en descarga pasando por la técnica en suspensión en decúbito supino, técnica modificada en suspensión en decúbito prono, técnica de presión directa (decúbito prono o supino) y técnica semipronada y completamente pronada. El objetivo de las tres primeras es capturar la articulación subtalar completamente neutra y la mediotarsiana completamente evertida. Las dos últimas se usan cuando por razones anatómicas o funcionales el pie no puede volver a su posición neutra.

Existen técnicas como la de aplicación en directo, donde el soporte plantar se aplica directamente sobre el pie del paciente realizando las modificaciones necesarias para neutralizar el pie, no es necesario positivar el molde del pie del paciente al realizar el tratamiento, al igual que en las técnicas de Lelievre por componentes y en los sistemas de escáneres informáticos que escanean el pie en tres dimensiones y elaboran el soporte plantar a través de una maquina fresadora<sup>(76)</sup>.

La técnica con venda de yeso para poder posicionar la articulación subastragalina en posición neutra es utilizada ampliamente para la elaboración de ortesis del pie funcionales<sup>(46, 73, 77-80)</sup>.

El uso de espuma fenólica en la fabricación de las ortesis funcionales es controvertido. Los opositores argumentan que una caja de espuma no permite el modelado preciso de los pies en la posición "correcta"<sup>(81-83)</sup>. Las técnicas en semicarga o carga son menos apropiadas para la fabricación de ortesis funcionales, porque requieren múltiples modificaciones y fallan al capturar al pie en una posición funcional óptima<sup>(1)</sup>.

Los partidarios responden que ninguna técnica es mejor para cada condición y que los procedimientos de caja de espuma son una buena alternativa a la técnica de yeso en muchos pacientes con indicación para una ortesis de pie funcional<sup>(84, 85)</sup>.

Benhamú y cols<sup>(86)</sup> hacen referencia a las maniobras necesarias para la colocación del pie en cada supuesto patológico del pie.

Para comenzar se debe situar al paciente en el ángulo y base de marcha que posee, aspectos observados en la exploración previa. Así se tiene en cuenta los parámetros rotacionales que el paciente presenta, de forma que con un patrón rotador externo aumentado se procederá a colocar la espuma fenólica adaptándola a esa posición. Debe evitarse que el paciente se adelante a la maniobra modificando esa angulación. Se pide al paciente que contacte el pie con la espuma fenólica sin introducirlo situando el pie correctamente en el área de la espuma produciendo una flexión de la rodilla y evitando el hundimiento. Se introduce el pie de forma progresiva para lo cual será necesaria la colaboración de un ayudante para mantener el equilibrio del paciente.

Se describen a continuación las maniobras a seguir:

1ª) Carga relajada (Fig.10), consistente en introducir el pie sin realizar ninguna acción específica sobre la articulación. Se trata de reproducir el

pie tal y como funciona, ayudado simplemente a que la impresión sea lo más fiel posible.



Figura 10. Ortopodología I. Vídeo 3. Toma de moldes en carga con espuma fenólica. SAVUNISEVILLA.

2ª) Maniobra de rotación externa (Fig. 11), consistente en realizar una rotación externa del tercio distal de la pierna. Se produce así una supinación a nivel de la articulación subastragalina. La cantidad de supinación de la articulación subastragalina es mayor cuanto más distal se realiza la maniobra. Se utilizará la mano homolateral del pie a tratar, es decir, para el pie derecho utilizaremos nuestra mano derecha. Respecto a la cantidad de rotación externa que debe realizarse, el parámetro a valorar será el apoyo del primer metatarsiano ya que la supinación del antepié conlleva una disminución del apoyo de la cabeza del primer metatarsiano y el límite máximo de esta maniobra viene dado por este aspecto.



Figura 11. Ortopodología I. Vídeo 3. Toma de moldes en carga con espuma fenólica. SAVUNISEVILLA.

Una vez realizada la rotación externa iremos se introducirá el talón y de forma progresiva el antepié con la ayuda de la mano contralateral. Es muy importante no variar la rotación externa inicial y mantenerla en todo el proceso, ya que provoca cambios de posición en el pie, y una vez que la espuma fenólica queda deprimida no admite modificaciones. Esto es necesario recordarlo en el momento de sacar el pie de la espuma ya que a veces encontramos una limitación de la flexión dorsal que se compensa con una pronación y al sacar el pie se produce un adelantamiento de la tibia que conlleva una flexión dorsal y consecuentemente a una pronación que quedará marcada en la espuma. Otro factor a tener en cuenta es una excesiva colaboración del paciente produciendo una pronación exagerada por exceso de carga a la hora de introducir el pie en la espuma.

Esta maniobra se realiza en pies pronadores con laxitud ligamentosa no estructurada y que permite una corrección del pie valgo laxo.

3ª) Maniobra para frenar la pronación, es una variante de la anterior ya

que intenta controlar la pronación pero sin realizar rotación externa. El objetivo de esta es conseguir un molde con el valgismo que posee el paciente en carga bipodal pero sin llegar a la máxima pronación en dinámica.

Está indicada en personas con pies valgos que no soportan una corrección de la deformación pero sí un control de la misma sobre todo en la fase de despegue.

4ª) Maniobra de extensión del primer dedo (Fig. 12), consiste en hacer una completa dorsiflexión del dedo gordo para producir una flexión plantar del primer radio aumentando la presión bajo su cabeza, provocando una valgización del antepié que induce a su vez a una supinación del retropié neutralizando el posible valgo de retropié que presente el paciente. También como efecto secundario se provoca un aumento de la altura del arco interno.



Figura 12. Ortopodología I. Vídeo 3. Toma de moldes en carga con espuma fenólica. SAVUNISEVILLA.

Está indicada en pies planos valgos, ya que corrige la pronación y el descenso del arco interno. Esta maniobra se puede combinar con la de rotación externa del tercio distal de la pierna. Realizando ambas y manteniéndolas, se introduce el pie en la espuma, después conservando la rotación externa se desciende el primer dedo y el primer metatarsiano, de esta forma se mantiene la altura del arco interno sin deformarlo.

5ª) Maniobra de alineación Astrágalo-Escafoidea (Fig. 13), consiste en alinear la articulación palpando la congruencia en su cara medial obteniendo una posición neutra estimada de la articulación. Esta aplicación de la fuerza a nivel medial se puede complementar con la maniobra de dorsiflexión del primer dedo.

Está indicada en pies pronadores donde no se pretende un elevado control de la pronación sino una simple contención medial.

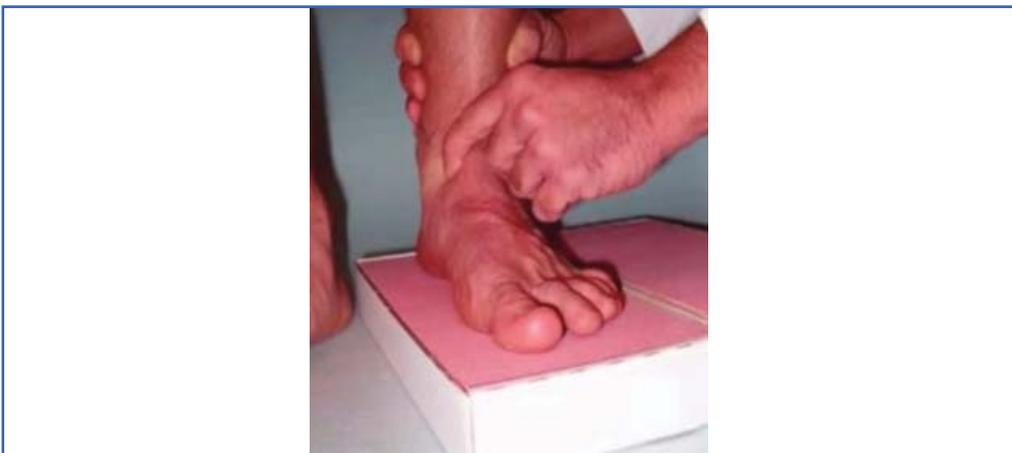


Figura 13. Ortopodología I. Vídeo 3. Toma de moldes en carga con espuma fenólica. SAVUNISEVILLA.

6ª) Otra maniobra está descrita como permitir pronación, se obtiene realizando una rotación interna a nivel del tercio distal de la tibia, y conseguir de esta forma una pronación secundaria en la articulación subastragalina. La toma de moldes se realiza en carga relajada y se lleva a cabo la rotación interna con la mano contralateral al no tener que controlar la pronación, al contrario de la maniobra de rotación externa que se hacía con la mano homolateral.

Está indicada en pies rígidos donde el soporte plantar no suponga un freno a la pronación sino que permita el movimiento. También se realiza en situaciones donde no debemos limitar los movimientos por ejemplo en la práctica deportiva.

7ª) Descenso del primer metatarsiano (Fig. 14), consiste en aplicar una fuerza vertical sobre la cabeza y diáfisis del primer metatarsiano con la intención de hacerlo descender y apoyar. Una vez corregido el retropié se procede a descender el primer y quinto metatarsiano, no es preciso realizarlo con los metatarsianos centrales ya que cargan por sí solos. Después se presiona cada dedo y seguidamente el meta respectivo para observar más fácilmente la dorsiflexión de cada metatarsiano.



Figura 14. Ortopodología I. Vídeo 3. Toma de moldes en carga con espuma fenólica. SAVUNISEVILLA.

Está indicado en casos de dorsiflexión del primer metatarsiano o hipomóvil, no ocurre lo mismo en antepiés varos donde hay imposibilidad de descender el primer metatarsiano por lo que es necesario aumentar el grosor del soporte en esa zona para darle apoyo.

8ª) Maniobra de propulsión, consistente en producir una discreta rotación interna de la tibia mientras se extrae el pie en sentido posteroanterior con la intención de trasladar las cargas a la zona medial del antepié simulando el despegue de la marcha, con ello se logra la impresión de algún punto prominente o sobrecarga metatarsal. Al elevar el talón y encontrarse fuera de la espuma, el valgo que este adopta mientras se rota internamente no se refleja en el molde. Con esta maniobra se ayuda a descender el primer metatarsiano y simular el funcionamiento en dinámica.

El método de obtención de moldes en carga con espuma fenólica es fiable, refleja fielmente la morfología del pie, es cómodo y limpio, permite la expansión del pie en carga y con las maniobras expuestas se puede

obtener un buen rendimiento a las compensaciones que perseguimos, pero no deja de ser un método que depende de la experiencia profesional para poder percibir si el pie queda en la posición idónea, ya que no hay descritos parámetros de carga o huella para verificar su posición, cuando el pie, está todavía dentro de la espuma. No admite rectificaciones en casos en los que la corrección no sea la adecuada por ejemplo una excesiva pronación de la articulación subastragalina.

Esta investigación se centra en la obtención del molde en carga, con la intención de aportar a los protocolos de maniobras ya existentes unos parámetros de control, pudiendo visualizar esta información en tiempo real, y así no tener que modificar el positivo y poder adaptar un soporte plantar funcional. Las técnicas de moldeo descritas en la actualidad carecen de protocolos validados científicamente. El molde requiere, que reproduzca además de la forma lo más exacta posible la morfología del pie, que queden impresas también las correcciones pertinentes para compensar las alteraciones biomecánicas que puedan estar presentes en el desarrollo de la marcha del paciente y que hasta el momento es difícil de controlar con el paciente en carga.

### **2.1.3. Valoración de las Características de un Molde Normalizado y un Molde Pronado.**

Para valorar un molde normal del pie correctamente estructurado, habrá que compararlo en contraposición con las características de un molde en pronación para describir los puntos de diferenciación entre ambos. Al ser un molde realizado en carga, las técnicas empleadas para obtener un negativo con espuma fenólica, anteriormente mencionadas, se debe ejercer una presión más o menos elevada para acomodar las

estructuras del pie y situarlas en un mismo plano horizontal, tanto el retropié como antepié, pudiéndose perder por lo tanto, la relación entre ambos en cuanto a la angulación uno respecto al otro.

En general, el molde en carga es más aplanado que el de semicarga y con una mayor deformación del tejido adiposo plantar, modificando en parte las medidas del pie.

El talón se podrá evidenciar en varo o en valgo. Cuando en posición neutra subtalar se evidencia un retropié varo y se mantiene durante la realización de la técnica de toma de molde, las paredes de los bordes laterales del molde a nivel del calcáneo serán más profundas que las mediales y por lo contrario si existiera un retropié valgo se apreciaría lo contrario.

En el mediopié, existe el riesgo de hipercorregir el arco interno bien sea por un exceso en la maniobra de corrección o bien por falta de presión en el momento de introducir el pie en la espuma fenólica, con lo cual parecería un arco interno y externo aumentados. En contraposición, se puede encontrar un arco interno muy descendido y que no corresponde al del paciente en posición neutra, por lo que es demostrativo que la maniobra de corrección ha permitido que la articulación subtalar se ha evertido en exceso durante la toma de molde.

Las cabezas metatarsianas en el antepié deben estar situadas en el mismo plano, significativo de que el antepié no se encuentra supinado ni pronado.

Por lo tanto el molde normalizado debe evitar que se encuentren presentes estos defectos mencionados en el mismo para considerarlo dentro de la normalidad<sup>(1)</sup>.

#### 2.1.4. Definición de Huella de Vacío.

Este sistema de toma de huella es el que se utilizó en este estudio. Está compuesto por dos cojines de silicona de alta densidad separados entre sí que podemos controlar de forma independiente. Están rellenos de microbolas y conectados a una bomba de vacío integrada con filtro (Fig. 15), pudiéndose fijar cada huella del pie en posición corregida por separado y obtener así mejor estabilidad durante el moldeado de la plantilla. Este sistema ofrece la posibilidad de volver a repetir la maniobra de corrección, que se describió anteriormente, para tomar el molde sobre la espuma fenólica, cuantas veces sea necesario, si el profesional así lo considera oportuno sin tener que desechar el material de impresión como ocurre con la espuma fenólica.



Figura 15. Imagen de las huellas de vacío. Catalogo 2012 Podiatech®, Sidas Spain SL.

El sistema de vacío una vez que se corrige el pie extrae el aire existente en los cojines dando rigidez y manteniendo la posición corregida del mismo. Esta rigidez puede ser gradual a voluntad del profesional dándole la oportunidad de modificar la dureza de los cojines según interese para mantener la posición del pie.

El aparato está protegido con un dispositivo de seguridad que interrumpe automáticamente su funcionamiento en caso de anomalía. Los cojines están reforzados para una larga durabilidad, sus dimensiones son 425 milímetros de largo y 210 milímetros de ancho, tiene una altura de 45 milímetros y un peso de 3,42 kilos. Estos están realizados de silicona, un material muy resistente al calor y al envejecimiento. Su concepción permite una gran precisión en la realización de plantillas. Es totalmente maleable ya que se puede fijar la huella del paciente en la posición deseada y crear zonas de descarga.

El equipamiento consta de un dispositivo denominado V-Control®: una caja de vacío con los comandos o llaves de paso de aire necesarios para gestionar de modo independiente el proceso de obtención de huellas y facilitar el trabajo de la persona<sup>(87)</sup> (Fig. 16). Es el mecanismo del sistema para controlar el vacío a voluntad del profesional que está realizando la toma de molde.



Figura 16. Imagen de las huellas de vacío. Catalogo 2012 Podiatech®, Sidas Spain SL.

### 2.1.5. Sensores Para el Estudio de las Presiones Plantares.

La planta del pie actúa como interfaz entre el suelo y el cuerpo y es sometida a cambios en los patrones de estrés. Estas tensiones serán temporales o permanentes en los tejidos y, por lo tanto, pueden estar relacionadas con las condiciones de los pies que implican algún grado de fallo estructural.

El modo de estudio de las presiones del pie ha ido evolucionando con el avance de la técnica, desde el estudio de huella sobre el fotopodograma hasta los últimos sistemas como las plataformas baropodométricas. Este término procede del griego: "baros" peso; "podos" pie y "metron" medida. Este tipo de estudio también es conocido como plataforma de presiones, podómetro o fotopodobarometría, pero el más utilizado en la actualidad es el de baropodometría<sup>(88)</sup>, descrito en sus comienzos por Galazzo en 1986.

El estudio de la distribución de las cargas en el pie ya era descrito por autores como Morton<sup>(89)</sup> en 1922, quien explicaba que el 50% del reparto de cargas desde el astrágalo se transmite al apoyo posterior, y la otra mitad al anterior, recibiendo los metatarsianos un peso por igual, excepto el primero que recibe el doble que los demás. Sin embargo Padovani<sup>(90)</sup> y Viladot y cols<sup>(55)</sup> piensan que el talón recibe el 56 por ciento del peso que soporta el pie; Viladot y cols<sup>(52)</sup> y Lelièvre<sup>(91)</sup>, tras el cálculo mecánico, estiman que el 75 por ciento de la carga pasa por el talón y el resto se distribuye al antepié. Para Kummer<sup>(92)</sup> hasta un 60 por ciento de la carga se dirige al apoyo anterior.

Con la evolución de la técnica estos sistemas baropodométricos se estudian las presiones plantares del pie en estática o en dinámica y determinan a partir de tal análisis, por medio de un software, cómo es la distribución de las presiones plantares ejercidas

sobre el piso, pudiéndose determinar cuáles son las zonas de presión más críticas sobrecargadas y presentar una imagen o mapa de colores de la distribución de la mismas, y poder actuar así sobre estos puntos a través del tratamiento ortopodológico.

Este registro electrónico de datos del desarrollo del paso recogidos a través de una plataforma se valora gracias a los sensores distribuidos por la misma que reciben una señal eléctrica que el sistema interpreta y muestra el comportamiento de la huella plantar. Estos están expresados de forma objetiva con valores numéricos cuantificables, que nos permite extrapolar datos para poder abordar a los pacientes desde un punto de vista multidisciplinar y aumentar el intercambio de información entre profesionales de distintas especialidades, para poder comparar los distintos cambios y actuaciones que realizamos sobre la biomecánica del paciente<sup>(93)</sup>.

En estos sistemas se puede encontrar variabilidad en cuanto a la distribución de los sensores, así podemos ver las plantillas instrumentadas Biofoot/IBV® (Fig. 17) sistema de plantillas instrumentadas para el análisis de las presiones plantares, donde cada plantilla dispone de hasta 64 puntos de medida (según talla) distribuidos de forma tal que la densidad de sensores sea mayor en las zonas de mayor interés<sup>(94)</sup>. De esta forma se consigue una medida más precisa de la distribución de presiones.

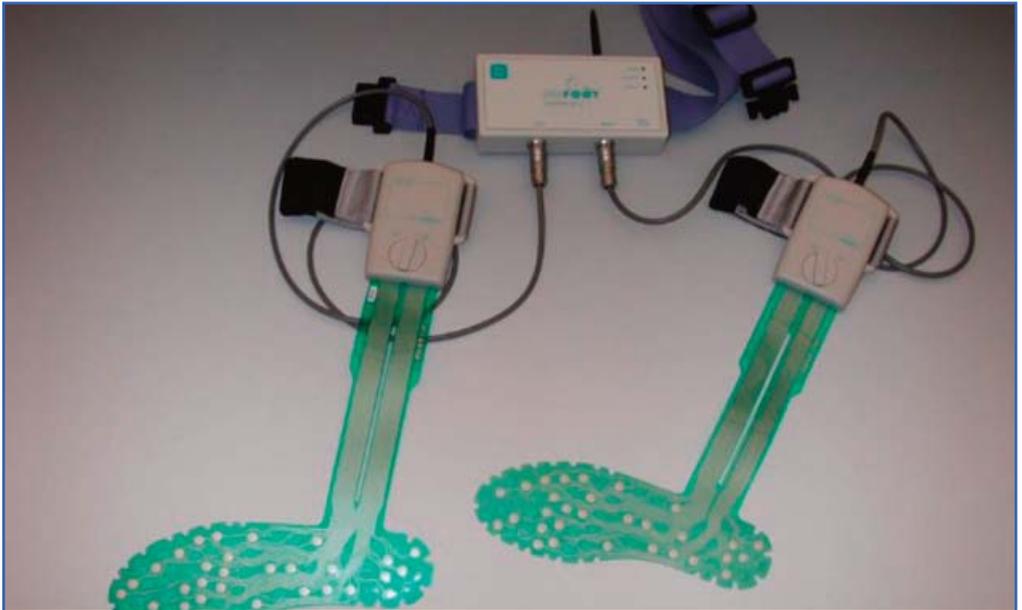


Figura 17. Sistema de plantilla con sensores para el estudio de presiones. <http://www.ibv.org/index.php/es/productos/aplicacionesbiomecnicas/showproduct/99/8>.

Otro de los métodos de investigación de las presiones, es medir la distribución de las mismas mediante sensores de presión individuales como por ejemplo el sistema que utilizamos en este estudio Walking Sense® ( Fig 18).

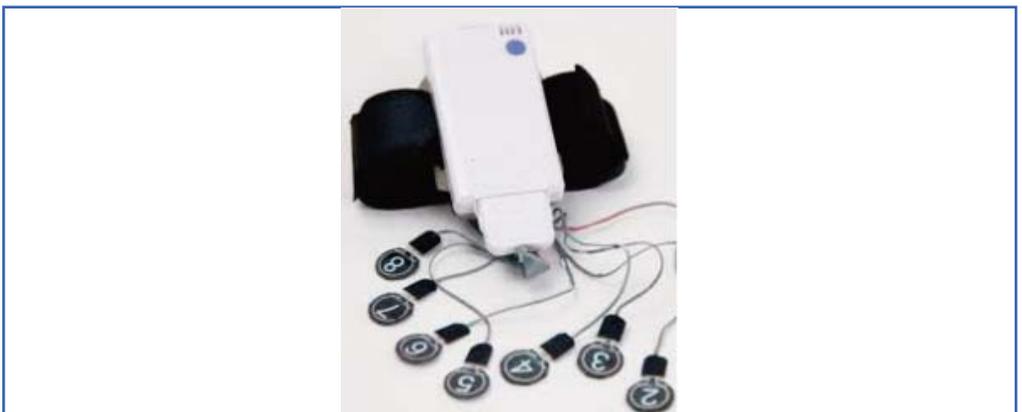


Figura 18. Sistema de sensores Walking Sense®. Imagen propia.

En este sistema para medir la presión se utilizan transmisores de presión y requiere de un sensor que capta el valor de presión o la variación de la misma en la zona donde de estudio y lo convierte de manera exacta y precisa en una señal eléctrica, que indica el valor de presión recibida.

Hay varios sensores de presión disponibles en el mercado. Estos sensores proporcionan señales eléctricas de salida (voltaje o corriente) que es proporcional a la presión medida. Las especificaciones claves requeridas para un sensor de presión en términos de rendimiento incluyen: linealidad, histéresis, sensibilidad a la temperatura, tamaño del sensor y rango de presión. Los más comunes son sensores capacitivos, resistivos, piezoeléctricos y piezorresistivo<sup>(95-100)</sup>.

Las características clave para el rendimiento del sensor son<sup>(95-100)</sup>:

**Histéresis:** La histéresis es la tendencia de un material a conservar una de sus propiedades, en ausencia del estímulo que la ha generado.

**Linealidad:** Capacidad de respuesta instrumental del sensor a la presión aplicada que tenga una relación lineal con una magnitud determinada.

**Sensibilidad a la temperatura:** Los sensores pueden producir diferentes lecturas de presión como consecuencia a los cambios de temperatura ambiente. Esto puede ser debido a los materiales que forman parte del cuerpo del sensor a medida que responden de manera diferente a los cambios de temperatura. Es preferible un sensor con sensibilidad a la temperatura baja de 20 °C a 37 °C.

**Área del sensor:** El tamaño y la colocación del sensor también son críticos como un sensor de gran tamaño puede subestimar el pico de presión (Fig. 19).

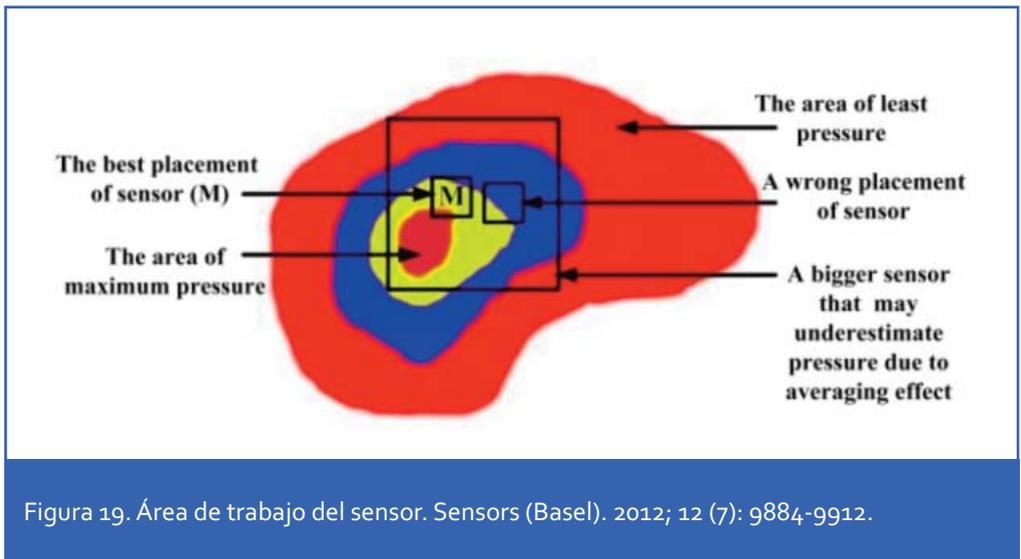


Figura 19. Área de trabajo del sensor. Sensors (Basel). 2012; 12 (7): 9884-9912.

**Rango de presión:** El rango de presión es la especificación clave para un sensor de presión. Como diferentes aplicaciones, requieren diferentes presiones de operación de desarrollo específico, la aplicación del sensor se adopta normalmente en el diseño. La presión máxima es el límite superior que el sensor de presión puede medir y viceversa. Los valores de presión plantar de hasta 1.900 kPa generalmente son referenciados en la literatura, pero una presión extrema de hasta 3 MPa ha sido documentado por Urry.

Uno de los diseños del sensor de presión plantar considera como valor de rotura por presión 3 MPa, para la comparación cuando una persona sana de 75 kg de masa corporal está de pie en apoyo unipodal sobre el metatarso, y la presión se distribuye uniformemente, la presión por cada 31,2 mm<sup>2</sup> de la superficie plantar del pie se aproxima a 2,3 MPa.

Los distintos tipos de sensores son:

- Sensores capacitivos.

El sensor consta de dos placas cargadas eléctricamente conductoras separadas por una capa elástica dieléctrica (Fig. 20). Una vez que se aplica presión en la capa del dieléctrico elástico, acorta la distancia entre las dos placas resultando un cambio de voltaje proporcional a la presión aplicada. Los productos comerciales basados en este sistema son los EMED<sup>®</sup> sistemas de plataforma y Pedar<sup>®</sup>.

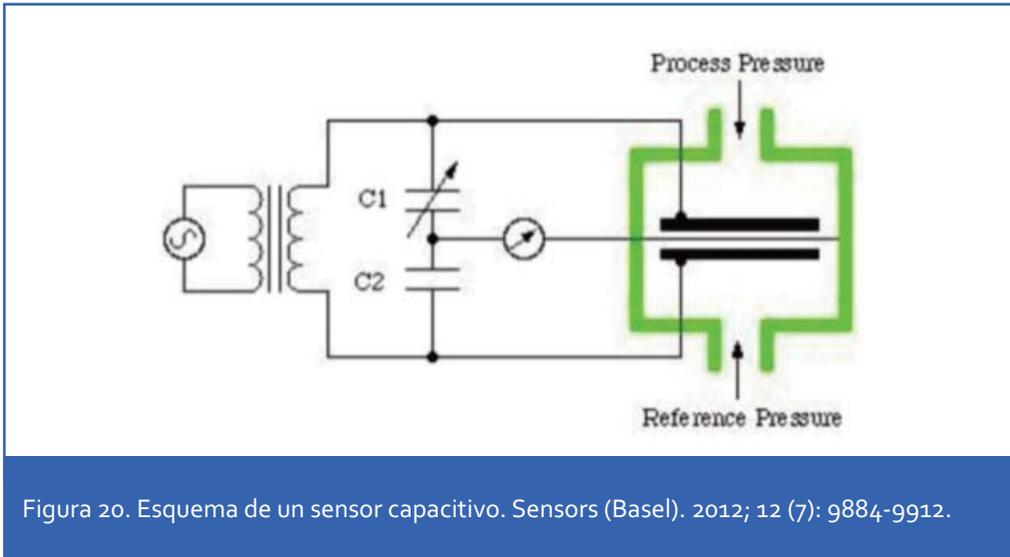


Figura 20. Esquema de un sensor capacitivo. Sensors (Basel). 2012; 12 (7): 9884-9912.

- Los sensores resistivos.

Cuando se aplica presión el sensor mide la resistencia de la espuma conductora entre dos electrodos. Están hechos de un polímero conductor que cambia la resistencia con la presión, aplicando la fuerza provoca que las partículas conductoras aumenten la corriente a través de los sensores (Fig. 21). Los productos comerciales basados en este principio son MatScan<sup>®</sup> sistemas de plataforma (Tekscan, EE.UU.) y F-Scan<sup>®</sup>.

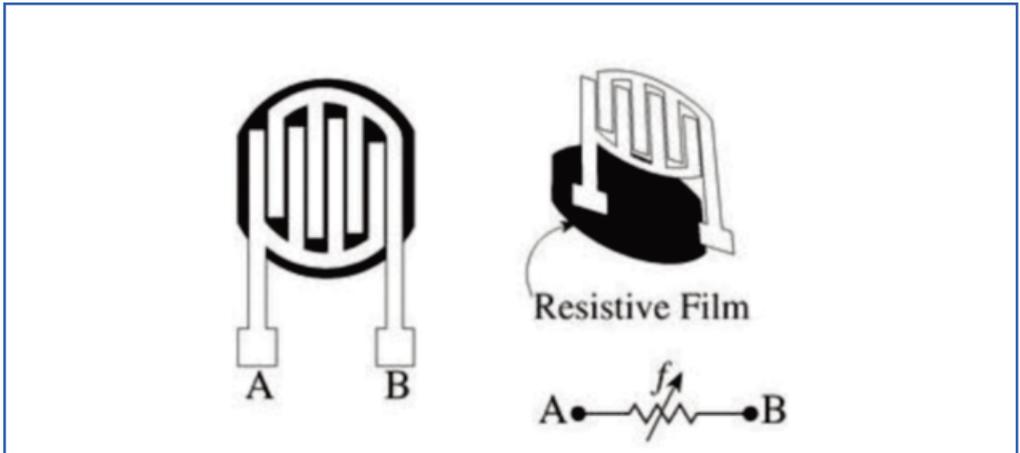


Figura 21. Esquema de un sensor resistivo. Sensors (Basel). 2012; 12 (7): 9884-9912.

-Sensores piezoeléctricos.

El material más adecuado para la medición de presión en el cuerpo con orientación clínica es el fluoruro de polivinilideno (PVDF) (Fig. 22), porque es flexible, delgada y deformable. Los productos comerciales basados en este sistema son Measurement Specialties, EE.UU. y PCB Piezotronics, Inc., EE.UU.

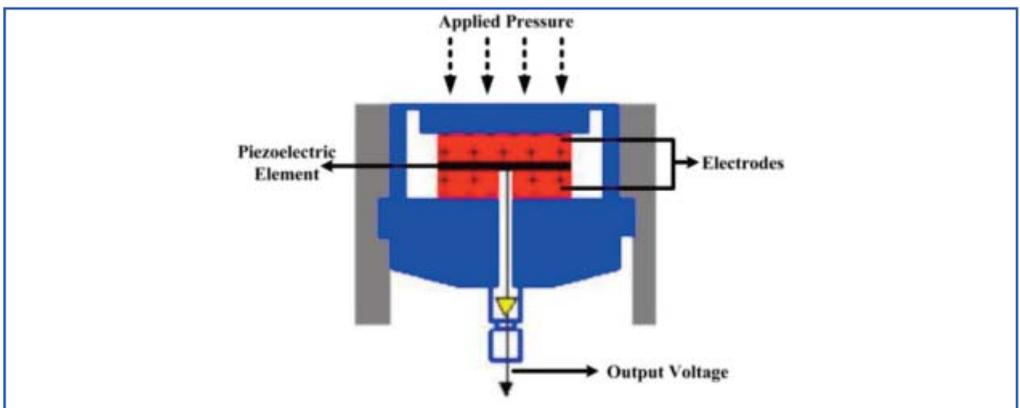


Figura 22. Esquema de un sensor piezoeléctrico. Sensors (Basel). 2012; 12 (7): 9884-9912.

-Sensores piezorresistivos.

Este sensor está hecho de material semiconductor. En el material piezorresistivo la resistividad del volumen está influenciada por la presión o fuerza aplicada, cuando el sensor se descarga la resistividad es alta y cuando se aplica fuerza disminuye la resistencia (Fig. 23). Cuando hay presión sobre el elemento piezoeléctrico (cristal de cuarzo) produce cargas eléctricas en su superficie estas cargas crean tensión proporcional a la fuerza aplicada. Los productos comerciales basados en este sistema son FlexiForce<sup>®</sup> (Tekscan, EE.UU.) y ParoTec (Paromed, Alemania).

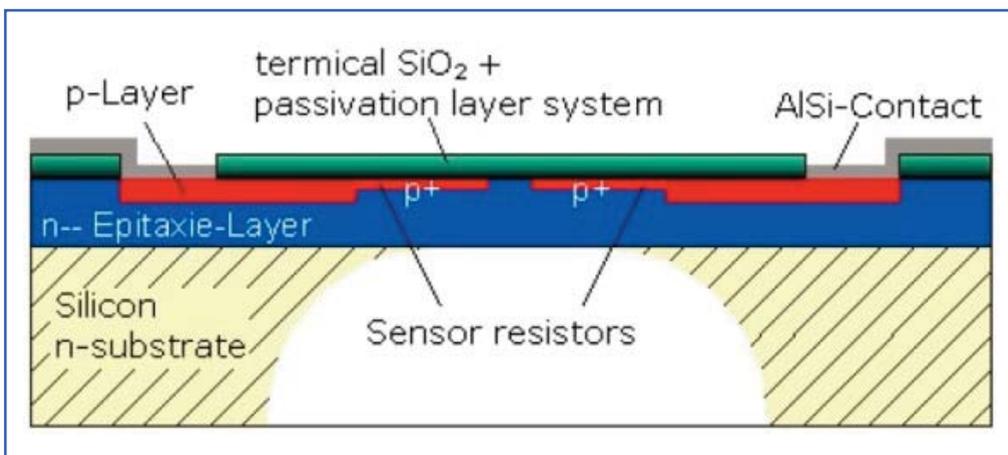


Figura 23: Esquema de un sensor piezorresistivo. Sensors (Basel). 2012; 12 (7): 9884-9912.

En este estudio utilizamos sensores piezorresistivos, ya que así están descritos en las características técnicas del sistema. Este se denomina "WalkinSense<sup>®</sup>" y consiste en una unidad de adquisición de datos y procesamiento con ocho sensores individuales. Parece que solo la parte de sensor es su propio desarrollo, el resto del sistema es similar al F-Scan<sup>®</sup> (Tekscan, EE.UU.) de hardware y software.

## 2.2. Antecedentes y Estado Actual del Problema.

En la revisión bibliográfica que se realizó para la elaboración de este estudio se encontraron numerosas publicaciones referidas al tema de la toma de moldes en sus diversas técnicas que actualmente se utilizan para la elaboración de elementos ortésicos de aplicación al pie. Sin embargo, son pocos los estudios dedicados al estudio para descubrir nuevos sistemas para mejorar este aspecto tan importante en el tratamiento del pie. Sí que son numerosos los que estudian y comparan las diferencias entre las distintas técnicas y moldes, manifestando conclusiones a veces incluso contradictorias. Al igual son numerosos los estudios realizados para comparar los efectos del tratamiento ortésico dependiendo del método realizado para tomar el molde, bien sean en carga o descarga donde aparecen diferencias notables.

Respecto al procedimiento de la obtención del molde, se han referido estudios como los que realizaron McPoil y cols<sup>(15)</sup> en 1989 para comparar los ángulos de antepié y retropié obtenidos a partir de tres métodos distintos utilizados para obtener una impresión neutra del pie. Se realizaron moldes del pie en 11 sujetos femeninos entre 18 y 30 años para cada uno de los tres métodos de toma de moldes que fueron: 1º en posición supina en camilla sin peso, 2º en camilla e posición decúbito prono, y 3º en semicarga con espuma fenólica.

Sobel<sup>(78)</sup>, en su estudio de 1997 sobre la reevaluación de la impresión negativa y la posición neutra subtalar común, se cuestiona la posición en neutro de la subastragalina para la toma del molde. Diversos estudios referenciados contradicen la teoría de Root sobre la posición neutra y argumentan que la toma de moldes sigue siendo un arte más que una disciplina científica verdadera quizás por la falta de control y rigor científico.

Somers y cols<sup>(101, 102)</sup> realizaron en 1997 un estudio donde compararon la medición del parámetro bisectriz calcánea como punto de referencia junto a la del talón para referenciar la línea de bisectriz y valorar la angulación con la línea media de la pierna, encontrando diferencias según la técnica de efectuar el cálculo. Las mediciones se hicieron de forma visual y con la utilización de calibres digitales. Los resultados fueron diferentes dando mayor validez a los realizados con los instrumentos de medición, por lo tanto es importante trazar con exactitud esta bisectriz si se toma como referencia de la colocación del calcáneo, ya que habitualmente se realiza de forma visual, lo que podría aportar sesgos a la técnica de impresión.

Laughton y cols<sup>(75)</sup>, en 2002, llevaron a cabo un estudio donde participaron 15 sujetos. Todos estaban libres de lesiones de las extremidades inferiores. El análisis se realizó con cuatro métodos disponibles actualmente para la toma de una impresión negativa de los pies con el fin de fabricar un aparato ortopédico: vendas de yeso en descarga, semicarga con impresiones en espuma fenólica, y el escaneo láser del pie en semicarga. Este estudio comparó la fiabilidad y precisión de estos métodos. La alta variabilidad de los resultados entre los cuatro métodos de obtención de los moldes pueden explicar los resultados diferentes según el método de obtención del molde dando como resultado una representación del pie en diferentes medidas en cuanto a la morfología del mismo.

Nick<sup>(103)</sup> realizó en 2006 un estudio sobre diez mujeres sin patología conocida en el pie para evaluar los resultados del tratamiento ortésico aplicado a un paciente dependiendo del tipo de técnica para realizar el molde del pie. En él se utilizaron dos técnicas con caja de espuma fenólica: el método acomodativo con carga total del peso con espuma fenólica, y el método con venda de escayola en descarga con el pie en posición neutra. El estudio concluyó en esta ocasión a favor de la técnica en carga, argumentando pequeñas diferencias significativas estadísticamente sobre los puntos que se estudiaron y compararon.

## **Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados**

Leslie y cols<sup>(104)</sup> en 2008 realizaron un estudio en el que once podólogos canadienses verifican dos veces los moldes de un solo pie, una con yeso de París y otra con la técnica de espuma fenólica. Posteriormente tres evaluadores independientes, valoraron los moldes resultantes. El método de impresión de espuma, en comparación con el método de yeso, tenía significativamente mejor fiabilidad. La capacidad de cada evaluador para medir el ángulo de antepié con retropié era buena, sin embargo, la fiabilidad entre evaluadores fue pobre. Los parámetros para la impresión de espuma fenólica mostraron significativamente menos variabilidad que el de yeso.

Huerta y cols<sup>(105)</sup> en 2009 realizaron un estudio sobre cómo se puede modificar en estática el plano frontal con la utilización de una ortesis en un pie normal o en pies con un alto grado de pronación. El molde se rectificó buscando la perpendicularidad de la bisectriz de calcáneo con el plano frontal de 1º y 5º metatarsianos. Como resultados se obtuvieron diferencias significativas en la posición del calcáneo, factor que influye en la cinemática del miembro inferior en cuanto a rotaciones internas y externas afectando a la movilidad de la rodilla por lo tanto el molde sí es un factor a tener en cuenta en los resultados del tratamiento.

Matthew y cols<sup>(106)</sup> en 2011 realizaron un estudio sobre la fiabilidad de la captura de los parámetros del pie utilizando el escaneo digital y la técnica de moldeo en posición neutra. Las conclusiones de este estudio indican que la exploración digital es una técnica fiable, con una reducción entre la diferencia de medidas independientemente de la experiencia clínica del profesional. Los resultados también demostraron un mayor error de medición en el parámetro de relación entre la alineación del antepié y el retropie.

Dombroski y cols<sup>(107)</sup> en 2014 realizaron estudios recientes que ponen de manifiesto el avance de la técnica en este sentido aplicando la exploración digital unida

a la reproducción de modelos a través de impresoras 3D, el proceso de forma digital con el ordenador evidentemente tiene un grado de reproductibilidad del mismo mayor que el realizado por el profesional de forma más artesanal.

A lo largo de la historia se han ido desarrollando técnicas para la obtención de moldes en carga como el descrito por Florenciano en 2005<sup>(108)</sup>. El autor propuso un método ortopédico, que permite saber la altura a la que debemos dejar la cuña para compensar las anomalías de antepié. La obtención del molde en carga en función de planos y ejes mecánicos es de vital importancia para obtener, mediante una rectificación de la relación pie-suelo que permita alinear los ejes mecánicos, un molde del pie manteniendo los planos.

Es esencial saber qué presión, alineación y rectificación de planos y ejes se deben modificar para en una fase posterior hallar las compensaciones necesarias en el soporte plantar. De la eficacia del molde en carga se obtendrá una serie de planos que se tendrán en cuenta para la reequilibración de la estructura.

El sistema constó, como el presentado con anterioridad por Rueda, de dos plataformas, una para el retropié con unas ranuras para poder sujetar la reglilla de Perthes y otra para el antepié con un eje central (Fig. 24)<sup>(108)</sup>. En la plataforma anterior se sitúa un goniómetro de gravedad para cuantificar los grados de inclinación.



Figura 24. Sistema de plataformas con goniómetro. El Peu. 2005;25(2):80-7.

Se hizo coincidir el eje central del sistema con el eje marcado en el molde sobre el 2º metatarsiano, y situamos el goniómetro a cero grados. Para la obtención de los grados se neutraliza el retropié mediante la reglilla de Perthes a 0º sobre la plataforma.

En el caso de que se utilice un molde con el antepié con cierta supinación a partir del 3er. metatarsiano, se procede a inclinar la plataforma anterior para obtener los grados de inclinación. Se cuantificó la distancia a la cuña de 7 centímetros con una pendiente de 6º y a través de una operación trigonométrica, se multiplicó la distancia por el seno del ángulo que anteriormente se midió, estableciéndose la altura de la cuña.

Se considera que el soporte plantar equilibrado se consigue cuando los planos del retropié y antepié son paralelos entre sí, pudiéndose comprobar cuantificando los grados marcados por el goniómetro que debe marcar los cero grados.

Payne y cols<sup>(109)</sup> en 2001 describieron un sistema de toma de moldes en carga de alineación del pie denominado Foot Alignment System (FAS).

El sistema de alineación del pie FAS ha sido desarrollado para tomar el molde del pie en un soporte en carga con la subastragalina en posición neutra. El sistema es ajustable para que el paciente pueda ser colocado en su ángulo de apoyo de la marcha.

El paciente se encuentra en un reposapiés de espuma que es ajustable en la parte posterior del pie por palancas para que la articulación subastragalina permanezca colocada y mantenida en su posición neutra. El paciente se encuentra relajado sin esfuerzo muscular para mantener el pie en su posición deseada. Un dispositivo en la parte delantera del pie permite alinear la parte anterior con el retropié en la relación que se desee y evitar que el primer radio se mantenga en flexión dorsal en el proceso de la toma de molde (Fig. 25).



Figura 25. Sistema de toma de molde diseñado por los autores, Payne C. y cols, *Australian Journal of Podiatric Medicine* 2001; Vol 35, No.3 : 65-71.

Este estudio se elaboró sobre la variabilidad en la toma de moldes en posición neutra y fue aprobado por la Facultad de Ciencias de la Salud de la Universidad La Trobe en Melbourne (Australia) y con el consentimiento del Comité de Ética de la misma.

La toma de moldes en posición neutra del pie se utiliza para la fabricación de ortesis funcionales del pie, y es ampliamente asumido como un buen dispositivo ortótico. El objetivo primario de este estudio fue determinar la variabilidad de la toma de moldes entre inexpertos y experimentados clínicos y la variabilidad de un médico con experiencia en toma moldes múltiples. Diez podólogos estudiantes sin experiencia

tomaron el molde de diez pies derechos de un mismo sujeto y un único podólogo con experiencia tomó diez reproducciones del mismo pie del mismo paciente. El plano frontal de la parte anterior y posterior del pie fue usado para determinar la relación de cada molde, y hubo diferencias encontradas entre los tres grupos. El rango de la relación antepié y retropié en todos los grupos fue de  $10,0^\circ$  evertido a  $6,5^\circ$  invertida, al igual que la altura al suelo de la parte anterior medial del pie y la parte lateral del pie, se colocó el calcáneo perpendicular al suelo, para el grupo inexperto donde los valores oscilaron entre 4,4 milímetros lateral y 5,5 milímetros para la medial, y de 2,7 milímetros y 5,7 milímetros respectivamente para el grupo experimentado, lo que indica que hay una amplia variedad de resultados en la percepción de la posición neutra del pie en el momento de tomar el molde entre médicos con y sin experiencia, quedando en evidencia la subjetividad del proceso.

Posteriormente a este estudio se ha desarrollado un dispositivo por una empresa comercial denominado VFAS® en colaboración con podólogos, manteniendo los mismos principios del dispositivo del estudio (Fig. 26).



Figura 26. a) Dispositivo VFAS®. b) Detalle de las partes móviles del dispositivo, c) Actuaciones sobre la manipulación de la posición del paciente. [http://vfas.com.au/index.php?action=page\\_display&PageID=6&seo=Research%20News](http://vfas.com.au/index.php?action=page_display&PageID=6&seo=Research%20News).

El VFAS® tiene muchas ventajas sobre los métodos y técnicas actuales de tomar una impresión de los pies para la fabricación de ortesis y zapatos ortopédicos. La parte trasera del pie, parte media y curvas de alineación del antepié se mueven independientemente en pronación o supinación aunque también se pueden mover los tres segmentos todos a la vez. Los soportes del tacón se pueden levantar e inclinar de forma independiente para compensar posibles disimetrías, y es fácil ajustar el ángulo de marcha.

En 2008, Lai<sup>(110)</sup> investigó la importancia del control preciso de la posición de la articulación subastragalina durante el procedimiento de impresión del pie para estudiar la geometría plantar de los modelos de yeso que se obtuvieron con diferentes orientaciones de la articulación subastragalina y se compararon a través de un análisis en tres dimensiones. Es un estudio que está muy relacionado al igual que la presente investigación, porque se analiza la geometría plantar del molde. Sin embargo, debe hacerse hincapié en que este estudio no fue destinado a definir una posición de impresión ideal, que involucra muchos factores, tales como el diseño de las ortesis del pie, materiales utilizados o patología biomecánica de diferentes deformidades, entre otros.

En este estudio participaron veinte adultos con un tipo de pie normal. Se tomaron impresiones bilaterales del pie con ángulos en la articulación subastragalina que van desde 2° inversión a 4° eversión. El plano en la región de las cabezas de los metatarsianos se mantuvo perpendicular a la línea de bisección calcáneo. Los moldes de yeso fueron positivados y escaneados con un láser tridimensional para obtener la imagen. Se diseñó un software personalizado para cuantificar la geometría plantar del pie en términos de parámetros como los volúmenes de proyección a diferentes regiones del pie, la pendientes medio-lateral de la sección transversal o altura de los arcos, entre otros (Fig. 27).

Como resultados se obtuvo que la orientación de la articulación subastragalina, sí que afecta a la geometría plantar del pie, y por tanto la variación en el geometría de las ortesis realizadas sobre los moldes pueden alterar la distribución de la presión plantar y afectar las alineaciones de las extremidades inferiores durante las diferentes fases del ciclo de la marcha.

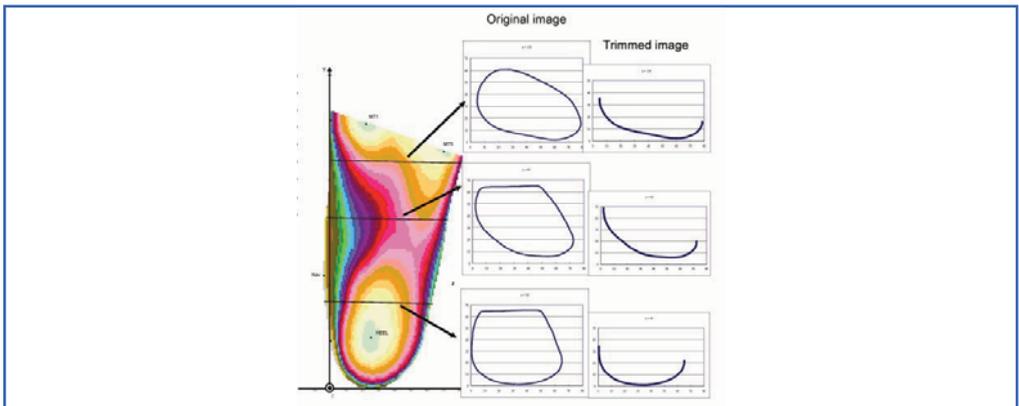


Figura 27. Modificación de la imagen escaneada del pie según posición de la articulación subastragalina. Tesis Doctoral. Li Ka Lai The Hong Kong Polytechnic University.

Rueda <sup>(57, 111)</sup> en 1990 mostró un sistema de toma de moldes original que nos sirve como antecedente al presente estudio. Este procedimiento es lo más similar que se encuentra en la bibliografía consultada ya que intenta controlar las presiones en el momento de tomar el molde en carga.

El autor refiere que la diversidad de tantos sistemas da que pensar que ninguno es efectivo ni fiable al 100%, ya que cada uno tiene sus limitaciones, unos por estar hechos en descarga, otros por no poder visualizar las correcciones, y otros porque a pesar de estar hechos de carga, no pueden reproducir el momento lesional. Lo ideal sería conseguir un molde funcional en carga, controlando la distribución de presiones a través del mismo.

El sistema que este autor presenta, forma parte de un conjunto de análisis dinámico y estudio computarizado de cargas, de uso exclusivo clínico-podológico, conocido como Podo Computer (Fig. 28).

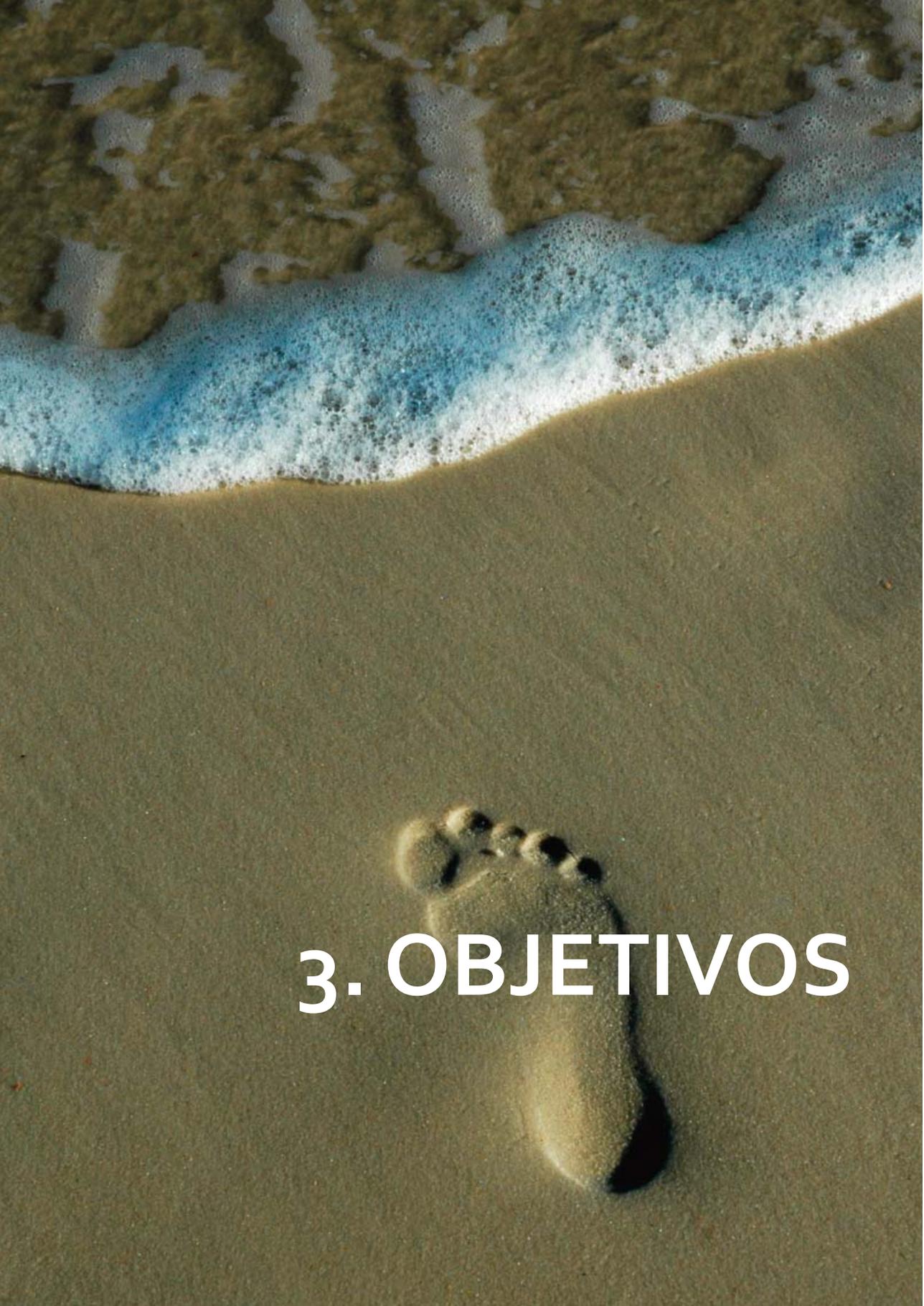


Figura 28. Toma de molde con el sistema Podo Computer. Rueda 2004.

Hay que remarcar, que el sistema no es inteligente, pero sí es capaz de seguir y reflejar fielmente las modificaciones que nosotros le indiquemos, y que por tanto, el resultado final será bueno o malo según los criterios del profesional, pero que siempre será un fiel reflejo de éstos.

Se basa en principios de confección neumática, a través de cámaras de adaptación y corrección interconexionadas y controladas en cada momento del paso o posición del pie durante el apoyo, que permite al paciente realizar el gesto, y al profesional, que tendrá las manos libres, efectuar las correcciones pertinentes sobre los diferentes ejes de la pierna o pie, según los objetivos previamente emanados del estudio, mientras está observando a través del monitor el nivel de corrección o compensación obtenido y su comparación con la imagen que represente el momento crítico en que se produce la lesión, tanto a nivel de cargas como de ejes.

### **Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados**



# 3. OBJETIVOS



### **3.1. Objetivos Principales.**

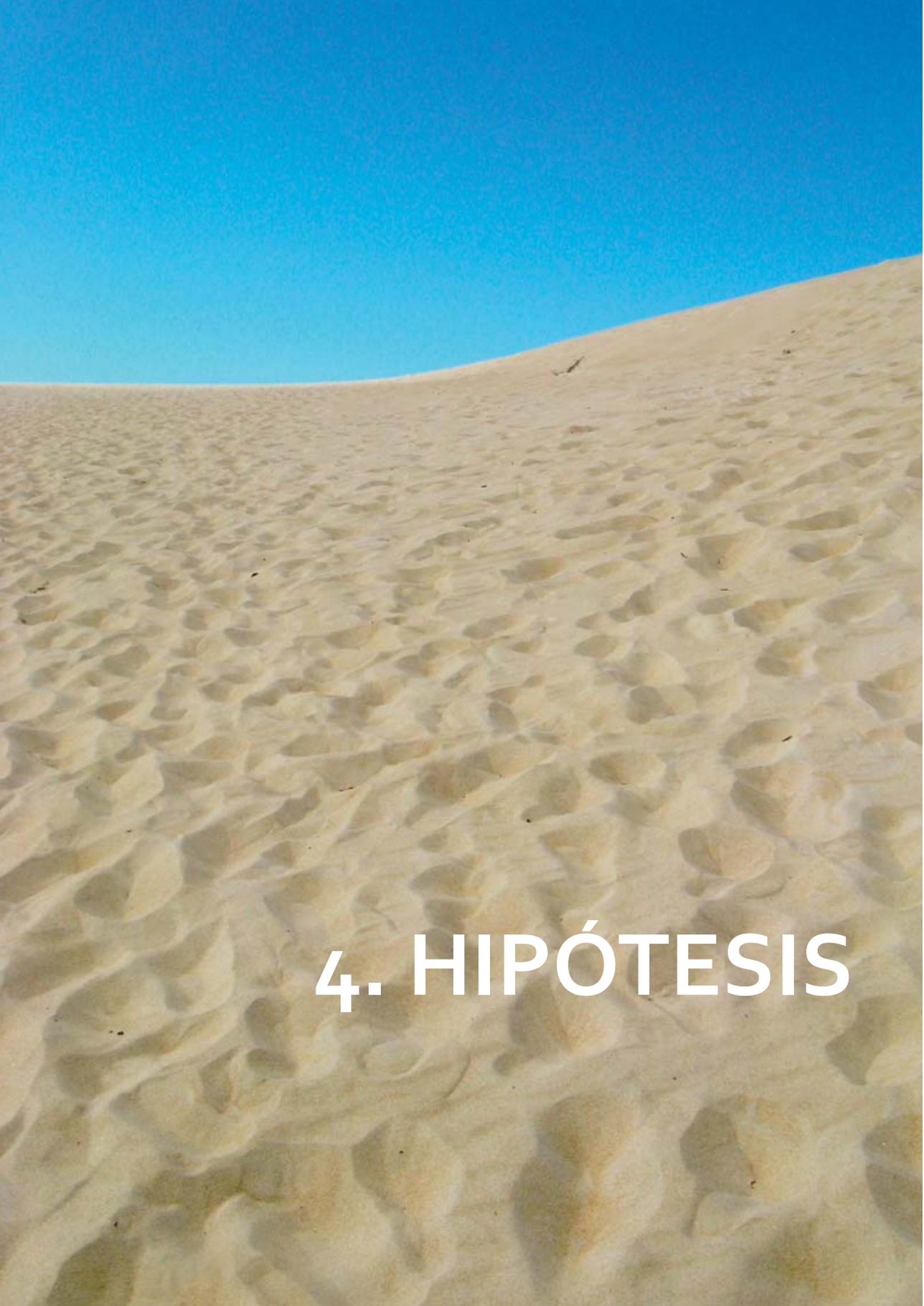
1º Estudiar si tomando el molde del pie en carga, controlando las presiones mediante sensores de presión plantares con un sistema informático e igualando las lecturas de presión de cada sensor, se obtiene un molde corregido y equilibrado, haciendo hincapié en la zona de talón, donde se pretende conseguir un talón más centrado, comparándolo al tomar el molde sin referencia objetiva alguna.

2º Estudiar la fiabilidad y reproductibilidad de este sistema de toma de molde controlada con sensores de presión plantares.

### **3.2. Objetivos Secundarios.**

3º Estudiar la simetría del talón, es decir, si el contorno del perfil en el plano frontal resulta lo más simétrico posible, con la técnica de toma de molde controlada con sensores, indicativo de que no mantiene una posición en valgo pudiendo inducir a una pronación de medio pie que es lo que pretendemos controlar.





# 4. HIPÓTESIS



**E**n función del objetivo principal se presentó la siguiente hipótesis de investigación:

Hipótesis Alternativa ( $H_1$ ) La toma de molde en carga controlada con sensores de presión obtiene un molde del pie más compensado, con un contorno de talón más simétrico.

Hipótesis Nula ( $H_0$ ). La toma de molde en carga controlada con sensores de presión NO obtiene un molde del pie más compensado, con un contorno de talón más simétrico.

Hipótesis Alternativa ( $H_2$ ) La técnica de toma de molde controlada mediante sensores de presión plantar permite obtener una reproductibilidad mayor del proceso.

Hipótesis Nula ( $H_0$ ) La utilización de los sensores en la toma de molde no permite obtener una reproductibilidad del proceso.



A close-up photograph of a sandy beach. The sand is light brown and contains many small, dark pebbles and grains. A single, clear footprint is visible on the right side of the frame, showing the impression of a shoe sole. The lighting is bright, creating soft shadows within the footprint and highlighting the texture of the sand.

# 5. MATERIAL Y MÉTODO



## 5.1. Material.

El material utilizado queda expuesto en el siguiente listado:

### 5.1.1. Material en Aparatología y Software.

- Sistema informático de medida de presión, Walkin Sense® con sensores (Copyright 2009 Tomorrow Options-Microelectronics.SA.VO. 98 RC3 UPTEC – Parque de Ciencia y Tecnología da Universidad de do Porto Rua Actor Ferreira da Silva, 100 4200-298 Porto Portugal). Es un sistema de diagnóstico clínico que se utiliza para realizar estudios de presiones, pero que a diferencia de otros sistemas de estudio los sensores piezo-resistivos pueden ser colocados en los puntos de interés para el clínico de forma independiente. Tiene la opción de funcionar mediante cables que conectan los sensores al PC que recoge la información, o bien vía Bluetooth®.

La unidad utiliza batería recargable conectada al PC vía USB (fig. 29).



Figura 29: Sistema de sensores Walkin Sense®. Imagen propia.

## Información técnica

Peso	67 gr.
Velocidad de muestreo	100 Hz
Tipo de sensor	Piezo-Resistivo
Memoria	1 GB

- Unidad de vacío Mobilab® (Podiatech®, Sidas Spain SL. Camps I Fabres, 3-11 1º 4ª - 08006 Barcelona). Sistema compacto y portátil que posee un sistema de calentamiento con una potencia de 290 w y de vacío, con control gradual de la temperatura de hasta 140 grados y presión de vacío (Fig. 30).

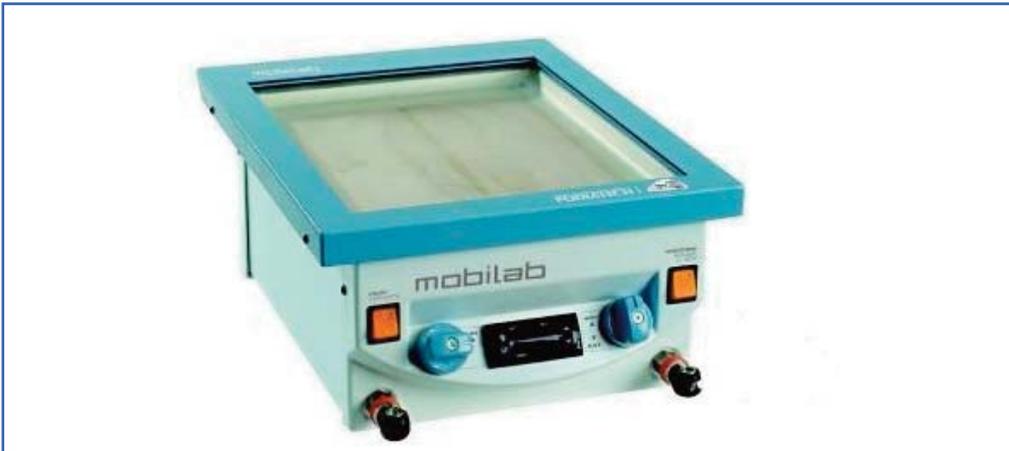


Figura 30: Unidad de vacío y calor. Imagen propia.

- Unidad de V Control®. Unidad para controlar y gestionar el vacío de forma independiente para el proceso de obtención del molde. (Podiatech®, Sidas Spain SL. Camps I Fabres, 3-11 1º 4ª - 08006 Barcelona) (Fig. 31).



Figura 31. Unidad de control de vacío para la toma de huella. Imagen propia.

- Huella de Vacío para la toma de huella (Podiatech®, Sidas Spain SL. Camps I Fabres, 3-11 1º 4ª - 08006 Barcelona) (Fig. 32).



Figura 32. Huella de vacío. Imagen propia.

- Sierra circular Black & Decker®. El modelo de sierra es "SR 700.3 Plus" con una potencia de trabajo de 1.050 w y una hoja circular de corte de 19 cm de diámetro con una sección de corte de 1mm (<http://service.blackanddecker.es/>).

- Scanner Samsung Modelo SCX-4300. Este escáner se utilizó para escanear la pieza de escayola por su cara frontal, una vez cortada del molde a nivel del eje perpendicular de talón al eje longitudinal del pie, donde se valoró el índice de simetría del talón, una vez que se pasaron las imágenes al programa AutoCAD® (<http://www.samsung.com/latin/consumer/it/printer-multifunction/mono-multifunction-printer/SCX-4300/XAA>).

Información técnica	
<b>Función</b>	Impresión, escáner, copia
<b>Compatibilidad</b>	TWAIN estándar, WIA estándar
<b>Resolución</b>	Hasta 600 x 2,400 dpi (óptica) Hasta 4,800 x 4,800 dpi (aumentada)
<b>Compatibilidad del Sistema Operativo</b>	Windows 2000 / XP / 2003 Server / Vista, various Linux OS Mac OS

- AutoCAD® 2009 17.2. Software del tipo CAD (Computer Aided Design Inc, San Rafael, California) y su significado traducido es diseño asistido por computadora. Se creó por una empresa norteamericana especializada Autodesk. La versión del programa que se utilizó en este estudio fue del año 2009. Se usó para aplicar un factor de escala a las imágenes del escaneado de los moldes, para que las medidas fueran homogéneas y comparables unas con otras, al igual que para realizar las mediciones de los distintos puntos en estudio.

- Software paquete estadístico IBM SPSS Statistics 22 para windows® (SPSS Science, Chicago, Illinois). Programa que se utilizó para el estudio de los resultados estadísticos de la investigación.

- Plataforma con barra soporte para apoyo y sujeción del paciente. (Podiatech®, Sidas Spain SL. Camps I Fabres, 3-11 1º 4ª - 08006 Barcelona) (Fig. 33).

## Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados



Figura 33. Soporte con barras para el paciente. Imagen propia.

Información técnica	
Altura	940 mm.
Ancho	630 mm.
Profundidad	600 mm.
Peso	17,6 kg.

- Ordenador portátil Sony Vaio® con microprocesador i3 Intel Core®, con sistema operativo Windows 7.

- Espátula y Tazón de goma para batir escayola (Fig. 34).



Figura 34. Tazón y espátula para preparación de la escayola. Imagen propia.

- El pie de rey o calibre está normalizado según la norma DIN 862. Este consta de una regla con una escuadra en un extremo, sobre la cual se desliza otra escuadra destinada a indicar la medida en una escala. Este calibre digital permite apreciar longitudes de  $1/10$ ,  $1/20$  y  $1/50$  de milímetro. Tiene un tornillo de sujeción en la escuadra deslizable que puede ser usado como gálbo de ajuste. Dispone de dos puntas para las mediciones interiores y exteriores, además dispone de una varilla para medir profundidades como por ejemplo perforaciones (Fig.35).



Figura 35. Imagen del calibre digital. Imagen propia.

Información técnica ( <a href="http://www.gisiberica.com/">http://www.gisiberica.com/</a> )	
Rango de medición	0,200 mm. 0,8"
Resolución	0,01 MM. 0,0005"
Precisión en la medición	±0,03 mm.
Pantalla	LCD
Velocidad de medición máx.	1,5 m/s
Longitud del pie de rey	aprox. 290 mm.
Longitud de la guía	aprox. 50 mm.
Altura de la guía	aprox. 16 mm
Grosor de la guía	aprox. 4 mm.
Alimentación	1,5 V, tipo SR44
Temperatura ambiental	+40 °C
Temperatura de almacenamiento	-20 +70 °C

### 5.1.2. Material Fungible.

- Escayola. Material que se utiliza para hacer el positivado del molde. Está compuesto por sulfato de calcio hemihidrato ( $\text{CaSO}_4 \cdot \frac{1}{2}\text{H}_2\text{O}$ ) que se comercializa en forma de polvo que hay que mezclar con agua. La escayola se espolvorea en cantidad suficiente y uniforme sobre la superficie del agua hasta que esta desaparezca, es decir, a saturación, para obtener una mezcla homogénea pastosa, manipulable por el profesional, y poder realizar el vaciado del modelo.

Sus especificaciones se encuentran sometidas al control establecido por la norma UNE-EN 13279-1:2009, y se ensaya física, mecánica y químicamente según la norma

UNE-EN 13279-2:2006, lo que la hacen válida para ostentar el marcado CE así como el certificado de calidad de producto marca AENOR.

<b>Parámetros del fabricante</b> ( <a href="http://www.escayolasalende.com/alamo7oescayolasproductos.html">http://www.escayolasalende.com/alamo7oescayolasproductos.html</a> )	
Agua combinada	< 7%
Contenido en CaSO <sub>4</sub>	> 85 %
Índice de pureza	≥ 92 %
Ph	> 6
Dureza en probeta	> 65 unidades Shore-C
Resistencia mecánica a flexión	≥ 3,5 N/mm <sup>2</sup>
Relación agua/yeso	aprox. 0,74 (aprox. 1,350 Kg por litro de agua)
Tiempo principio de fraguado	aprox. 13 min.
Tiempo final de fraguado	aprox. 35 min.

- Spray de pintura en tres colores diferentes.

## 5.2. Método.

### 5.2.1. Tipo de Diseño.

El modelo de investigación empleado en el estudio fue un método experimental, para estudiar la casualidad de una intervención. Es un diseño de preprueba y posprueba con un solo grupo de intervención considerándose un preexperimento, como recoge el autor Hernandez<sup>(112)</sup>. Al grupo se le realizó una preprueba, que consistió en una toma de molde sin controlar, donde a cada voluntario se le efectuó la impresión del pie en

### Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados

su posición normal de apoyo, sobre la que se estudió la morfología del talón previa al estímulo o tratamiento experimental. Posteriormente se realizó una postprueba en el mismo pie, donde se elaboró la toma de molde efectuando la manipulación con la maniobra anteriormente descrita de rotación externa de la pierna, controlando la posición de la ASA, y una segunda postprueba igual a la anterior pero donde se incorporaron los sensores de presión como sistema de control objetivo de esta maniobra de rotación externa de la pierna. Finalmente, sendas mediciones posteriores a la intervención sirvieron para analizar las diferencias entre los moldes. El molde correspondiente a la preprueba se tomó a modo de control para afianzar la validez interna del estudio sirviendo así, como un punto de referencia inicial donde se estudiaron qué valores tenía el grupo en la variable dependiente antes del estímulo.

El presente trabajo de investigación según los criterios de Argimon y Jimenez<sup>(113)</sup> y Polit<sup>(114)</sup>, se puede definir como un estudio de tipo analítico, puesto que se pretende establecer una relación causa-efecto. Según su secuencia temporal, el estudio es de carácter longitudinal prospectivo, ya que los datos se colectan en una sola ocasión, aunque la recogida de información se realizó de forma simultánea y con una secuencia temporal entre ellas. En relación al control de la variable independiente, se trata de un estudio Cuasi Experimental, porque manipulamos dicha variable, observando los cambios que esta produce sobre las variables dependientes.

## **5.2.2. Muestra.**

### **5.2.2.1. Tamaño de la Muestra.**

Antes de emprender un trabajo de investigación es importante hacerse una idea, aunque sea aproximada, de cuántas observaciones se deben recoger y así asegurarse de que el estudio tendrá suficiente tamaño muestral (n) para responder a los objetivos planteados.

Para responder a estas preguntas se debe despejar el valor de n de la ecuación<sup>(112)</sup>.

$$n = \frac{2s^2(z_{\alpha/2} + z_{\beta})^2}{d^2}$$

Pasos a dar para el cálculo del tamaño muestral en la comparación de medias:

**A.** Determinar la diferencia de medias mínima que se desea detectar.

Este parámetro es la mínima diferencia de índice de simetría que podría tener cierta relevancia en la aplicación clínica o importancia práctica. En este estudio se decide que la mínima diferencia que interesa detectar es de 0,2 milímetros porque es una cifra suficientemente reducida como para que afecte a los resultados en la toma de moldes. Cuanto menor sea esta diferencia que se desea que sea detectable con el estudio, mayor será el tamaño muestral requerido.

$$d = 0,2.$$

**B.** Estimar las varianzas.

Por estudios previos realizados, en estudio piloto sobre 15 casos, se estimó que la varianza tome el valor de 0,1, asumiéndose igualdad de varianzas entre los grupos.

$$S_2 = 0.$$

**C.** Fijar el error  $\alpha$ .

Para un intervalo de confianza al 95 %, el error  $\alpha = 2,5\%$  en cada cola.

$$\alpha/2 = 0,025$$

$$z_{\alpha/2} = 1,96$$

D. Fijar el error  $\beta$ .

Se decidió asumir un error beta de un 20 %, que corresponde a una  $z_{\beta}$  de 0,84. Por tanto, la potencia del estudio será del 80% ( $1-\beta$ ).

$$\beta = 0,2$$

$$z_{\beta} = 0,84$$

E. Aplicar la ecuación.

$$n = \frac{2s^2(z_{\alpha/2} + z_{\beta})^2}{d^2} = \frac{2 \cdot 0,1 \cdot (1,96 + 0,84)^2}{0,2^2} = 39,2 \sim 40$$

F. Conclusión.

Se requerirán al menos 40 mediciones de cada grupo para poder efectuar comparaciones entre grupos de las medidas de los moldes cumpliendo estos requisitos.

Para el cálculo del nº de sujetos que necesitamos para el tamaño muestral en el estudio intra-sujetos la fórmula que se utilizó fue<sup>(112)</sup>:

$$n = \frac{N \cdot Z_{1-\frac{\alpha}{2}}^2 \cdot p \cdot q}{d^2 \cdot (N - 1) + Z_{1-\frac{\alpha}{2}}^2 \cdot p \cdot q}$$

N: Tamaño de la 'población'. En nuestro caso es el tamaño total muestral (50).

Z: Valor tipificado.

$\alpha$ : Nivel de significación.

p: Probabilidad de éxito.

q: Probabilidad de fracaso.

d: Error máximo o precisión.

$$n = \frac{50 \cdot 1,96^2 \cdot 0,5 \cdot 0,5}{0,35^2 \cdot (50 - 1) + 1,96^2 \cdot 0,5 \cdot 0,5} = 6,8966 \cong 7$$

Para el estudio intrasujetos se consideró que al menos el tamaño muestral fuera de 7.

Para calcular el "Índice de Simetría" de forma objetiva y poder cuantificarlo con un valor numérico, se procedió a investigar qué método matemático podríamos aplicar para valorar dicho parámetro. En análisis de datos, la simetría se aplica a las distribuciones que cumplen con la siguiente característica: definido un centro (media aritmética, mediana, centro de amplitud total, etc.) las dos mitades resultantes se corresponden, cada una, con la imagen reflejada de la otra<sup>(115)</sup>.

Se parte de la base de que es necesario comparar dos puntos equidistantes de un eje de simetría dentro de un sistema de coordenadas "X" e "Y". Para ello se necesita

conocer la distancia de cada punto de la curva al eje "X" y la distancia del eje "Y" respecto del eje de simetría.

Para el eje de coordenadas "X", donde se representa la longitud del ancho del molde, se decide dividir en 20 partes iguales para todas las muestras de forma similar, acción que se realizó con la aplicación del programa Auto Cad® 2009 17.2. Esta división creemos que es suficiente para la longitud del molde que oscila entre 5 y 7 centímetros, proporcionando un paso de 0,3 siendo una cifra aceptable para el cálculo de esta distancia para esta prueba.

Una vez que se conoció la coordenada "X", se investigó la forma de comparar los distintos datos procedentes de medir la distancia del eje de coordenadas "X" hasta la curva, dato que aportaba la coordenada "Y", todo ello se realizó con la aplicación del programa Auto Cad® 17.2 igual para todas las muestras del estudio, con un total de 4.440 mediciones. Con la comparación de estos datos se pretendió obtener un valor numérico para cotejar la simetría entre las distintas curvas.

Para estudiar la simetría en una primera instancia se pensó en utilizar el índice de Yule H1 o el índice de simetría de Kelly<sup>(116)</sup>. Estas dos pruebas utilizan datos basados en las parejas de distancias. *"Una distribución es simétrica si tomados cualesquiera dos puntos equidistantes al centro, existiendo igual cantidad de datos entre ambos puntos y ese centro"*<sup>(115)</sup>. El problema de este índice es que se basa en la posición relativa entre la mediana y los cuartiles, por lo que solo cuenta con el 50% de los datos, incluso los resultados que aporta son: Si  $H = 0$  la distribución de datos es simétrica, si  $H > 0$  hay simetría positiva y si  $H < 0$  la simetría es negativa, por lo que los valores de los resultados no nos aportaban la solución al presente estudio, ya que lo que se pretende es saber cuál de las tres muestras es más simétrica, y no si es positiva o negativa ya que nuestra curva va a ser siempre positiva.

Como alternativa se utilizó la técnica de Índices basados en las parejas de distancias<sup>(115)</sup>.

Para una distribución de puntos, se consideraron las distancias lineales de cualquier punto  $X_i$  a un centro  $X_c$ , tomando dos puntos equidistantes de  $X_c$ ,  $X_a$  y  $X_b$ , pudiéndose verificar que:

$$X_a - X_c + X_b - X_c = 0 \Leftrightarrow a - c + b - c = 0$$

Si la distribución es exactamente simétrica, la fórmula anterior deber ser cierta para cualquier par de puntos equidistantes de  $X_c$ .

Para obtener un valor único, se considera el siguiente parámetro:

$$\delta = \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m \phi(X_k + X_{-k} - 2X_c)$$

donde la distribución de puntos considerados fue:

$$\{X_{-m}, X_{-(m-1)}, \dots, X_{-1}, X_0, X_1, \dots, X_{m-1}, X_m\}$$

Donde se ha contemplado  $X_c = X_0$

En caso en que la distribución sea simétrica respecto de  $X_0$ , es decir, que los puntos sean simétricos respecto de  $X_0$ , cada miembro del sumatorio que define el parámetro "  $\delta$  " debe ser nulo para una función "  $\phi$  " que mida la distancia entre los puntos, por lo que la distribución será simétrica si  $\delta = 0$ .

Como función  $\phi$  se puede tomar el valor absoluto (norma 1), o bien la distancia euclídea al cuadrado (norma 2). En cuyo caso el índice de simetría vendría dado por:

$$I = \begin{cases} \delta & \text{si } \phi(a) = |a| \\ \text{ó} \\ \sqrt{\delta} & \text{si } \phi(a) = a^2 \end{cases}$$

Si  $I = 0$  podemos considerar que la distribución es simétrica.

En este caso, el punto de referencia de simetría parte del valor  $0$ , por ello se consideró  $X_c=0$  y  $c=0$ .

Para estudiar la simetría de las curvas de los distintos moldes, se utilizó la función anteriormente descrita, admitiendo que se puede considerar la construcción de una distribución de puntos correspondientes a las alturas (ordenadas) con "m" puntos a la derecha del eje de simetría (centro) y sus respectivos "m" puntos equidistantes del centro a la izquierda, el índice de simetría de esta distribución para un "m" representativo, mide si la curva es o no simétrica.

$$\{(x_{-m}, y_{-m}), (x_{-(m-1)}, y_{-(m-1)}), \dots, (x_{-1}, y_{-1}), (0,0), (x_1, y_1), \dots, (x_{m-1}, y_{m-1}), (x_m, y_m)\}$$

donde:

$$\begin{cases} x_k = x_0 + k \frac{x_m - x_0}{m} & k = 1, 2, \dots, m \\ x_{-k} = x_0 - k \frac{x_m - x_0}{m} & k = 1, 2, \dots, m \end{cases}$$

$$\begin{cases} y_k = h(x_k) & k = 1, 2, \dots, m \\ y_{-k} = h(x_{-k}) & k = 1, 2, \dots, m \end{cases}$$

Donde  $y_k=h(x_k)$  es la altura correspondiente a la abscisa  $x_k$ .

La distribución considerada sería por tanto:

$$\{-y_{-m}, -y_{-(m-1)}, \dots, -y_{-1}, 0, y_1, \dots, y_{m-1}, y_m\}$$

es decir, siguiendo la notación utilizada anteriormente:

$$\begin{cases} X_k = y_k = h(x_k) & k = 1, 2, \dots, m \\ X_{-k} = -y_{-k} = -h(x_{-k}) & k = 1, 2, \dots, m \end{cases}$$

Por tanto:

$$\delta = \frac{1}{m} \sum_{k=1}^m (h(x_k) - h(x_{-k}))^2$$

y el índice de simetría  $I=\sqrt{\delta}$ .

Es claro que si  $I$  es nulo o prácticamente nulo se puede considerar que la curva es simétrica. En caso de no ser simétrica, el índice de simetría mide cómo “de simétrica” es la curva, ya que a menor índice de simetría, más simétrica es la curva.

Por tanto las coordenadas de los puntos considerados para el estudio serían (Fig 36):

Gráficamente, para  $m=10$  que será el número de puntos a derecha e izquierda considerados, se tendría:

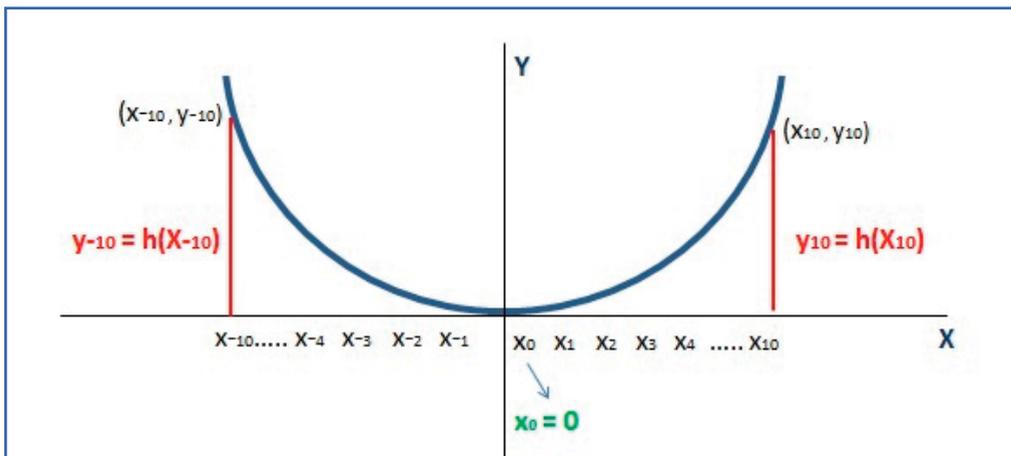


Figura 36. Esquema de las medidas tomadas para el cálculo del Índice de Simetría. Imagen propia.

Hay que resaltar que el objetivo del presente estudio fue, dadas dos curvas  $C_1$  y  $C_2$ , comparar qué curva es más simétrica respecto de la otra, es decir, cuál es “más simétrica”, por tanto se puede utilizar la técnica descrita anteriormente simplemente comparando el índice de simetría de cada curva. Si  $I_1$  es el índice de simetría de la curva  $C_1$ , e  $I_2$  es el índice de simetría de la curva  $C_2$ , si  $I_1 < I_2$  se puede concluir que la curva  $C_1$  es “más simétrica” que la curva  $C_2$ .

En realidad, y dado que este estudio tiene como objetivo estudiar comparativamente que curva es mejor desde un punto de vista de simetría, no es necesario utilizar  $I$ , pudiendo utilizar  $I' = m I^2$ , ya que teniendo en cuenta que tanto  $I$  como  $I'$  son cantidades positivas se verifica:

$$0 < I_1 < I_2 \Leftrightarrow I_1^2 < I_2^2 \Leftrightarrow m I_1^2 < m I_2^2 \Leftrightarrow 0 < I'_1 < I'_2$$

Por tanto se pudo calcular para cada curva, un índice de simetría que viene dado por:

$$I' = \sum_{k=1}^m (h(x_k) - h(x_{-k}))^2$$

Los valores obtenidos de la fórmula  $I'$  deben ser cero o muy cercanos al cero para que la curva sea lo más simétrica posible.

Dado que el presente estudio pretendía una comparativa respecto a la simetría entre tres curvas se considerará que la curva que presenta mejor simetría será aquella que presente un menor índice de simetría  $I'$ .

#### **5.2.2.2. Características de la Muestra.**

Las características de la población diana fueron voluntarios con pies pronadores, con un índice FPI mínimo de "6" en los valores de referencia de esta prueba, a los que se les pudo corregir la desviación del pie mediante una manipulación y tomar moldes para la elaboración de un hipotético tratamiento ortopodológico. Dado que no se pueden estudiar todos los pies pronadores existentes, el estudio se hace sobre una muestra representativa de esa población. Se entendió que los resultados que se obtuvieron en esta muestra se podrían extrapolar a toda la población con las mismas características.

La técnica de muestreo que se empleó en este estudio fue por conveniencia, que es un método de muestreo no probabilístico, y consiste en seleccionar a los individuos que convienen al investigador para la muestra ya que están dispuestos y disponibles para ser estudiados. Pretende seleccionar a sujetos que cumplen con los requisitos de la población objeto de estudio, pero que sin embargo, no son seleccionadas al azar. Aunque es un método con limitaciones, su uso es habitual en estudios clínicos con voluntarios, y en dichos análisis, se solicita a personas con ciertas características físicas

que acuden voluntariamente para formar parte de algún tipo de investigación o incluso algún tratamiento. El investigador clínico que usa esta técnica está considerando que cualquier individuo que cumpla con una cierta características (en nuestro caso presentar un pie pronado con un FPI mínimo de "6") va a ser representativo del universo<sup>(117)</sup>. Así, la muestra obtenida pertenece por un lado, a voluntarios durante los cursos 2012-2013, 2013-2014 y 2014-2015 del Área Clínica de Podología de la Universidad de Sevilla. al igual que voluntarios recibidos en consulta privada de podología (Clínica Panera).

La población estudiada está constituida por 29 voluntarios en total, de los cuales 34 pertenecen al sexo femenino y 16 pertenecen al masculino, pertenecientes étnicamente a la raza caucásica. La muestra consta de 50 casos precisando que se hace referencia a procedimientos y no a pacientes, puesto que en un mismo sujeto la deformación de pie pronado puede estar presente en un solo pie y no en los dos.

Los pacientes que aceptaron participar en este estudio voluntariamente se sometieron a una anamnesis y una exploración con el fin de constatar una deformación pronadora en mediopié. Se cumplimentó un formulario (Anexo I) donde se recogió la información sobre los criterios de inclusión y de exclusión.

### **5.2.2.3. Criterios de Inclusión y de Exclusión.**

Los voluntarios que se han incluido en el estudio cumplieron con los siguientes criterios de inclusión:

1. Mayores de 20 años y menores de 50 años para evitar procesos artrósicos importantes que no permitan la corrección del medio pie, y un desarrollo óseo bien consolidado<sup>(76)</sup>.

2. Voluntarios a los que se les aplicó el Índice de Postura y quedaron enmarcados en un tipo de pie pronado y valgo de retropié con una puntuación  $\geq 6$ . El Foot Posture Index (FPI) o Índice de Postura del Pie (IPP) es una herramienta clínica diagnóstica, cuya finalidad es cuantificar el grado de posición neutra, pronada o supinada del pie. Esta fue descrita por el Dr. Anthony Redmon<sup>(63, 118-120)</sup> (Anexo 13.4). El objetivo es realizar un método simple de puntuación de 6 factores de la postura del pie por medio de un resultado simple y cuantificable. Todas las valoraciones se han realizado con el paciente en bipedestación en posición relajada con la base de sustentación y el ángulo de progresión en estática y apoyo bipodal.

Se eligió este método porque está aceptado y validado por la comunidad científica y nos sirvió para caracterizar a los sujetos que compusieron la muestra.

Los seis criterios clínicos empleados en el FPI son:

1. Palpación de la cabeza del astrágalo. La palpación se realiza en la cara lateral y medial en la cara anterior del tobillo. Para el FPI la medición de la cabeza del astrágalo es una simple palpación en posición de carga para detallar la orientación de la cabeza del astrágalo (Fig. 37).



Figura 37. Palpación de la cabeza del astrágalo. Imagen propia.

2. Curvatura supra e inframaleolar lateral. En un pie neutro se ha sugerido que las curvaturas deben ser aproximadamente similares. En un pie pronado la curvatura bajo el maléolo externo será más acusada que la superior debido a la abducción del pie y eversión calcánea (Fig. 38).

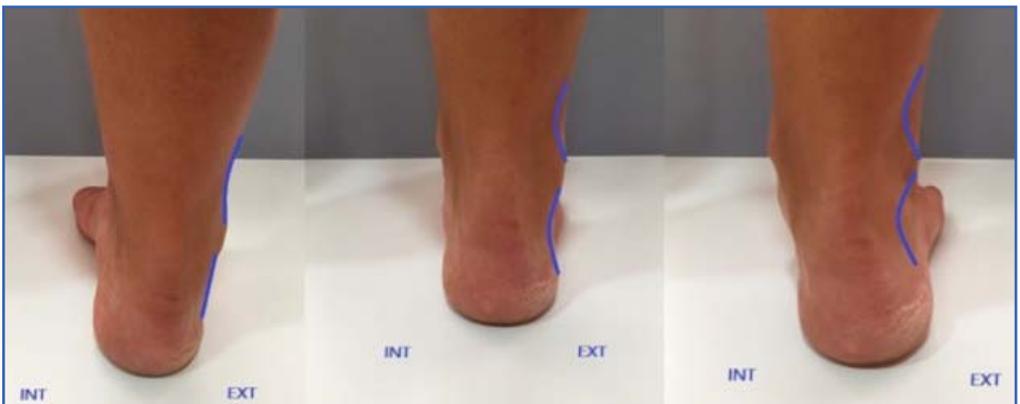


Figura38. Valoración de la curvatura supra e inframaleolar. En la Fig a vemos un pie en posición supinada, en la Fig b vemos una posición neutra, y en la Fig c apreciamos una posición pronada. Imagen propia.

3. Posición del calcáneo en el plano frontal. Inversión/eversión del calcáneo con el paciente en bipedestación de espaldas, se observó la cara posterior del calcáneo. La medición del ángulo respecto al suelo no es

necesaria para el índice FPI, ya que la postura del pie se gradúa según la visualización del calcáneo en el plano frontal (Fig. 39).

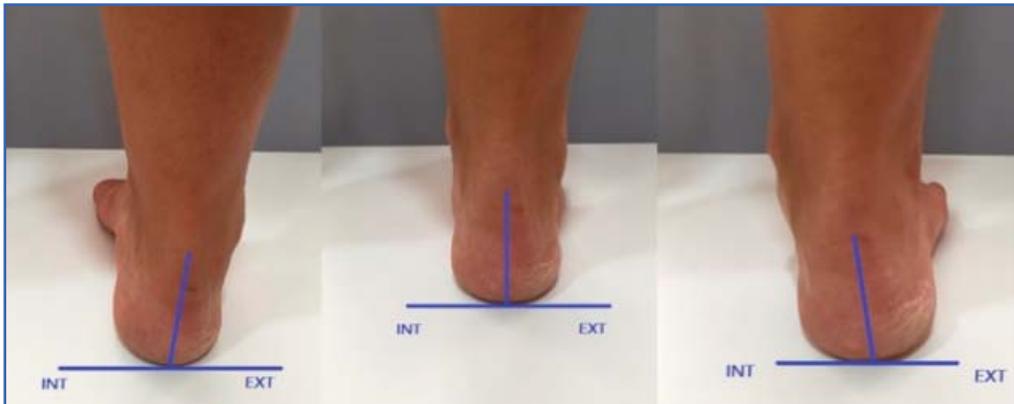


Figura 39. Valoración del ángulo del calcaneo.

4. Prominencia de la región talo navicular. Palpación del tubérculo del escafoides. El tubérculo del escafoides se convierte más prominente si la cabeza del astrágalo se aduce y el retropié se evierte (Fig. 40).



Figura 40. Palpación de la cabeza del escafoides. Imagen propia.

5. Congruencia del arco longitudinal interno. La altura del arco es un gran indicador de la función del pie, la forma del arco puede ser igual de importante. En un pie muy pronado el arco interno se aplana a nivel central y las articulaciones mediotarsales y Lisfranc se abren (Fig. 41).



Figura 41. Valoración del arco interno. Imagen propia.

6. Abducción/aducción del antepié respecto al retropié. Cuando observamos el pie directamente desde atrás, en línea con el eje longitudinal del talón, en un pie neutro observamos la misma porción de antepié a nivel medial y lateral. En un pie pronado la porción de antepié es más visible por la cara lateral (Fig. 42).

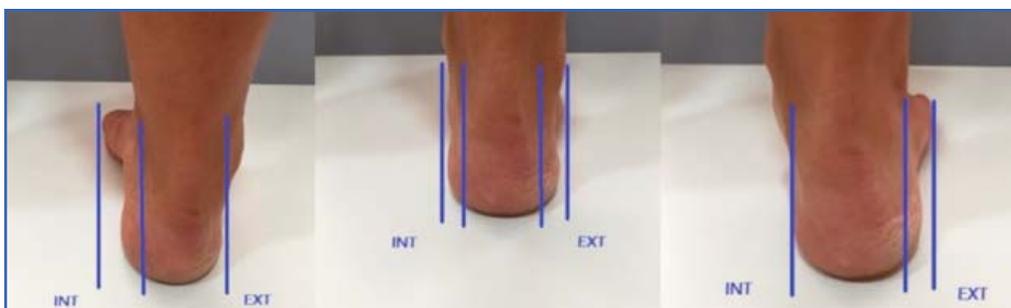


Figura 42. Valoración del grado de abducción o adducción. Imagen propia.

Para elegir y caracterizar la muestra de la población se tuvieron en cuenta los valores de referencia que se mencionan a continuación. Se eligieron personas cuyo índice de postura fue  $\geq 6$  que coincide con un pie pronado.

Los valores de referencia de la puntuación final:

- Normal= 0 a +5

- Pronado = +6 a +9 // Altamente Pronado = +10 a +12

- Supinado = -1 a -4 // Altamente Supinado = -5 a -12

Criterios que se han tomado como causa de exclusión en el estudio:

1. Voluntarios con traumatismos importantes que puedan afectar a la estructura normal del pie, a la que se hizo referencia anteriormente.
2. Voluntarios con intervención quirúrgica con procesos de fijación articular que pudieran impedir el movimiento normal de las articulaciones mediotarsianas.
3. Voluntarios con Hallux Valgus o deformaciones digitales que no puedan ser reductibles, signos indicativos de deformaciones consolidadas.

El estudio consta de un solo grupo de estudio, al cual se procedió a tomar el molde en carga del pie en tres modalidades distintas. Un primer modelo del pie en

carga sin corregir, un segundo modelo del pie en carga al que se realizó la manipulación para corregir la pronación, y un tercer modelo del pie en carga al que se le pusieron los sensores de presión para controlar las presiones, a la hora de la manipulación<sup>(86)</sup>.

A las personas seleccionadas se les explica de forma comprensible en qué consistía el estudio, cómo se iba a realizar y se le entregó un documento por escrito o consentimiento informado de toda la información explicada que tuvieron que firmar voluntariamente.

#### **5.2.2.4. Criterios Éticos.**

Todos los procedimientos que se utilizaron para la realización de este trabajo siguieron los principios éticos para las investigaciones médicas en seres humanos, de acuerdo con la Carta Internacional de los Derechos del Hombre, adoptada por la Resolución de la Asamblea General 217 III de 10 de Diciembre de 1948 de la Organización de las Naciones Unidas, la Declaración Bioética de Gijón, de la Sociedad Internacional de Bioética, la Declaración Universal sobre Bioética y Derechos Humanos de la Organización de las Naciones Unidas para la Educación, la Ciencia y la Cultura (UNESCO) y la Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial, en su versión revisada del año 2008<sup>(121-124)</sup>.

Así pues, antes de su incorporación a nuestro estudio, todos los participantes fueron informados de forma verbal y por escrito acerca del procedimiento que se iba a llevar a cabo y firmaron un documento de consentimiento informado para participar en el estudio (Anexo I). Por ello, como defiende Lorda<sup>(125)</sup>, el consentimiento es una obligación ético-jurídica correlativa al derecho de los pacientes a que se respete su autonomía, cuyo fundamento ético básico es el de no maleficencia, que asegura la

protección, seguridad y bienestar de los participantes, realizándose el estudio por profesionales competentes, científicamente cualificados y experimentados y en centros adecuados<sup>(126)</sup>.

En el mencionado documento se recoge que las personas voluntarias han leído el texto de información que se les entregó, que pudieron hacer preguntas sobre el estudio, que recibieron suficiente información sobre el mismo, que hablaron con el investigador, que comprendieron que su participación es voluntaria, que podían retirarse del estudio cuando quisieran sin tener que dar explicaciones y sin que esto repercutiera en la atención que se les presta. Por otro lado dieron su consentimiento para el tratamiento informatizado de los datos obtenidos con fines científicos, conforme a las normas legales de acuerdo con la Ley 15/1999 de Protección de datos de Carácter Personal, los datos personales que requerimos a los sujetos son los necesarios para realizar el estudio correctamente<sup>(127)</sup>. No se revelará la identidad de ningún individuo bajo ningún concepto a personas externas a la investigación, así como tampoco sus datos personales a fin de preservar la confidencialidad de los datos de los voluntarios incluidos en la investigación. La identidad de los voluntarios en los formularios del estudio aparecía codificada en forma numérica y únicamente podía identificar los detalles personales el investigador en una lista de control guardada por el investigador principal para ser consultada en los momentos requeridos. El investigador mantuvo un registro confidencial por separado que relacionaba los códigos numéricos de identificación con los datos de la historia clínica del paciente. La participación fue anónima.

Así pues, se consideró oportuno para el desarrollo de este estudio que se obtuviera el consentimiento informado por parte de cada uno de los participantes en el mismo (Anexo 13.1). Además, con el objetivo de determinar si este trabajo se ajustaba a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea, se sometió a

evaluación por parte del Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, obteniéndose una valoración favorable (Anexo 13.2).

### **5.2.3. Variables del Estudio.**

#### **5.2.3.1. Variable independiente del estudio.**

La única variable independiente de este estudio fue "Grupo de intervención", de carácter cualitativo y nominal, con tres valores posibles: "Grupo sin Corrección", "Grupo con Corrección sin Sensores" y "Grupo con Corrección con Sensores".

#### **5.2.3.2. Variable dependiente.**

El "Índice de simetría del talón" fue la variable dependiente de la simetría del contorno del talón en el plano frontal para valorar de la curvatura del mismo es de naturaleza cuantitativa continua. Esta variable se cuantificó mediante fórmula matemática, anteriormente mencionada.

#### **5.2.3.3. Variables que definen la muestra.**

- Edad: variable cuantitativa continua expresada en años. Variable que quedó registrada en la toma de datos en la anamnesis.
- Sexo: variable cualitativa nominal dicotómica que al igual que la anterior quedó descrita en la anamnesis.

#### 5.2.4. Protocolo de actuación.

Los voluntarios que aceptaron participar en el estudio recibieron información de forma comprensible sobre el desarrollo del estudio y cómo se iba a realizar. A estas personas se les entregó un documento por escrito o consentimiento informado de toda la información explicada para su posterior firma voluntaria (Anexo 13.1). También se les informó de la opción de abandonar el estudio en el momento que lo considerasen oportuno sin tener que dar razones que lo justifiquen.

Una vez hemos clasificado el pie del sujeto como pie pronado y comprobado que cumplía los criterios de inclusión y de exclusión se procedía a tomar los moldes en la huella de vacío. A todos los voluntarios se les tomaron los moldes en el mismo orden, es decir, primero sin control, luego con control sin sensores, y por último control con sensores.

##### 5.2.4.1. Toma de Molde en Carga sin Corrección.

Para la realización de este estudio se obtuvo, en primer lugar, un molde donde la persona en bipedestación dejaba impresa la huella del pie en su ángulo de sustentación, sin realizar ningún tipo de corrección sobre la huella de vacío, con lo cual, se apreciaba que el molde quedaba con un antepié supinado, con el arco interno descendido y aplanado por la pronación del medio pie, al igual que la zona de talón en su parte medial quedaba más deprimido por la deformación del valgo talón (Fig. 43).

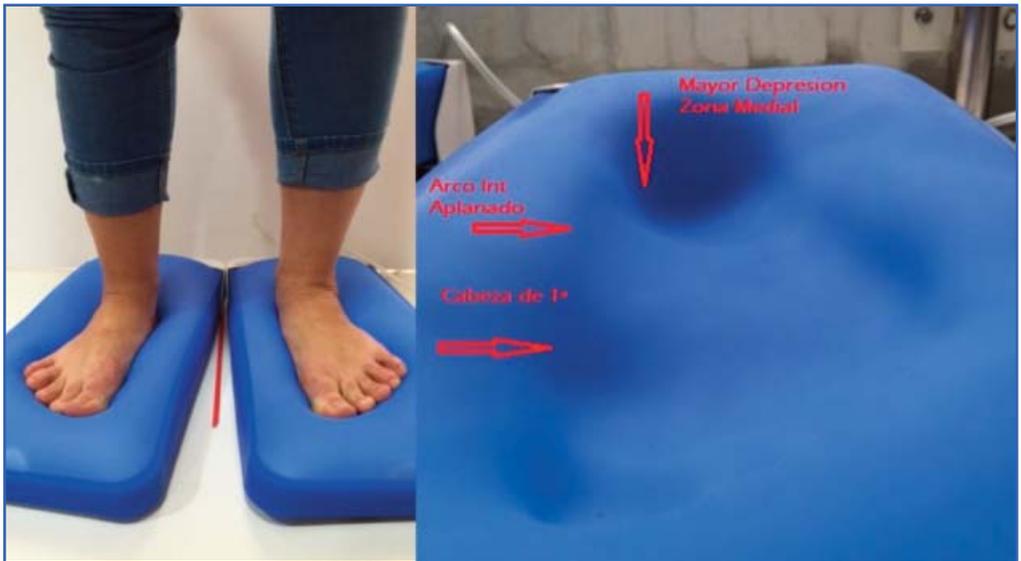


Figura 43. Toma de moldes sin corregir. Imagen propia.

Seguidamente se realizó un vaciado de escayola del negativo del molde sobre la huella de vacío, y se obtuvo un positivo donde se realizaron las pertinentes mediciones del estudio sobre el contorno del talón en el plano frontal. El tiempo de fraguado de la escayola dependió de condiciones ambientales del momento al igual que la cantidad de agua que se le añadía, según las especificaciones del fabricante anteriormente expuestas. (Fig. 44).



Figura 44. Positivado del molde con escayola. Imagen propia.

#### 5.2.4.2. Toma de Molde en Carga con Corrección sin Sensores de Presión.

Un segundo molde del mismo pie con el paciente en la misma posición del ángulo de marcha, al cual, en el momento de tomar el molde se le realizó la maniobra de corrección anteriormente descrita en el apartado materiales y de toma de moldes, que consistió en efectuar una rotación externa del tercio distal de la pierna para ir introduciendo el pie, en este caso, en la huella de vacío con la ayuda del paciente, ya que esta técnica se realizó en carga<sup>(86)</sup>. Para controlar la maniobra con la mano contraria, se palpó la cabeza del astrágalo hasta percibir que ésta estaba en una posición neutra para corregir la pronación del medio pie. La persona se situó en bipedestación en el banco de marcha, para más comodidad y facilitar el procedimiento, colocándose en el soporte con barras de sujeción y apoyo descritas para mantener el equilibrio en el momento de la manipulación y a la vez proporcionarle seguridad para facilitar la maniobra de corrección (Fig. 45).



Figura 45. Toma de molde en carga. Imagen propia.

Al utilizar los cojines de vacío como dispositivo de toma de huella, no ocurre al igual que cuando se utiliza la espuma fenólica, que una vez que se deja impresa la huella, se deprime la espuma de manera irreversible y no es posible un reajuste de la posición del pie, pudiendo quedar una impresión de la huella falseada al quedar deprimidas zonas que no deberían estarlo, como ya hemos comentado anteriormente.

Al igual que en el procedimiento anterior, se realizó un vaciado del molde y se obtuvo el positivo para realizar las mediciones antes descritas.

#### **5.2.4.3. Toma de Molde en Carga con Corrección con Sensores de Presión.**

El tercer molde del mismo pie se realizó con el paciente en la misma posición que en el molde anterior, al que previamente se le pusieron los sensores de presión adheridos a la planta en la zona de talón. Los sensores disponían de un sistema de fijación con velcro, que se adhirió a la planta del pie directamente para poder fijar el sensor (Fig. 46).



Figura 46. Colocación de los velcros y los sensores en la planta directamente. Imagen propia.

Se colocaron tres sensores. El primero de ellos en la línea media del talón en su cara plantar en el punto de máxima convexidad en el eje longitudinal del pie que se calculó midiendo con un calibre digital la anchura del talón de borde interno a borde externo, donde se trazó el punto medio. A partir de esa marca se trazaron los otros dos puntos a un centímetro lateral interno y lateral externo del central, donde se pegaron los velcros para sujetar los sensores.

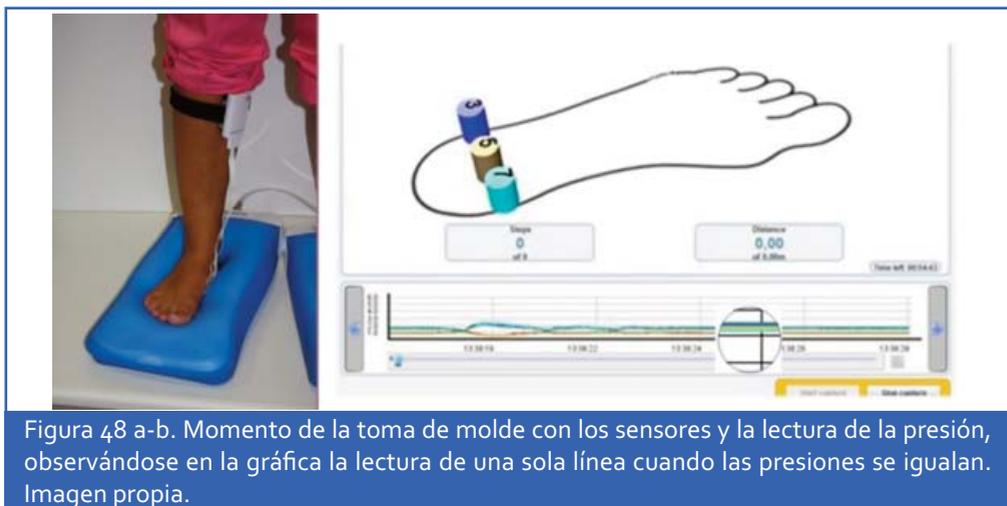
Se conectaron los sensores al traductor y a su vez este se conectó al ordenador mediante Bluetooth® para hacer una lectura de las presiones en tiempo real (Fig. 47).



Figura 47. Colocación de los dispositivos en el software. Imagen propia.

De esta forma al tomar el molde realizando la maniobra de corrección, se pudieron visualizar las presiones en un diagrama de barras con colores diferentes para cada sensor y en la misma pantalla una gráfica donde venían representados los tres sensores en distinto color, que iban describiendo una línea en la gráfica en tiempo real y cuantificando la presión de cada sensor que estaba soportando en todo momento. Así, cuando los tres sensores cuantificaban la misma presión solo se percibía una sola línea coincidiendo con la lectura de presión en vez de tres líneas distintas.

Cuando se tomaron los moldes se consiguió dejar todos los sensores a la misma altura en el diagrama de barras y en la gráfica, indicativo de que todos los puntos estaban equilibrados en cuanto a la presión de cada zona (Fig. 48 a,b).



Seguidamente se hizo el positivado del molde al igual que los anteriores para cuantificar y poder comparar las medidas.

Con este sistema de actuación no se quiere poner de manifiesto que sea el método más idóneo para tomar el molde del pie, simplemente resaltar que para este trabajo de investigación, se eligió un sistema para comprobar que la utilización de los sensores podría modificar los resultados de los moldes. Con este procedimiento no solo se podrían tomar los moldes con reparto equilibrado de las cargas de talón para una correcta simetría del mismo, sino que se podría objetivar cualquier posición del talón según interesase en cada caso repartiendo la presión en los sensores. Para la validación del sistema en este caso se escogió tomar los moldes buscando la simetría del talón, parámetro que puede establecerse como criterio de evaluación de una correcta posición, siendo esta la forma más habitual de comprobar el molde.

#### 5.2.4.4. Protocolo de Valoración de los Moldes.

El procedimiento para cuantificar la simetría del contorno del talón, una vez obtenido el positivado de cada molde, se realizó cortando el talón con una sierra circular

perpendicularmente al eje longitudinal del pie, por la zona de máxima curvatura tanto longitudinal como transversal del talón, con lo cual nos quedó el contorno del mismo, en el plano frontal (Fig. 49).



Figura 49. Procedimiento del corte del molde. Imagen propia.

Una vez se obtuvo la pieza del talón cortada, se coloreó con spray de pintura para visualizar de forma mejor la curva que describe el talón, donde se empleó un color distinto para cada procedimiento de la toma de moldes para así también distinguir mejor a qué grupo corresponde cada uno, de tal forma que se coloreó de morado el molde tomado sin sensor, de azul el molde sin sensores y de verde el molde con sensores (Fig.50).



Figura 50. Contorno del talón en el plano frontal en los tres supuestos de toma de molde. Imagen propia.

A continuación se realizó con el escáner modelo Samsung SCX-4300® un escaneo de la pieza por su cara frontal a escala (1:1) quedando visualizado el contorno de la curva del corte del molde que se trasladó al programa informático AutoCAD® 2009 17.2 (Autodesk Inc, San Rafael, California) donde se escaló la figura y se realizaron las mediciones empleando las distintas funciones que permite el programa que describimos paso a paso. Se trazó una línea (Línea Roja) "A" por la cara plana de la figura del molde (Fig. 51), que sirvió para trazar una línea paralela a esta y tangencial a la curva descrita por el contorno del molde del talón línea "B" (Fig. 52).

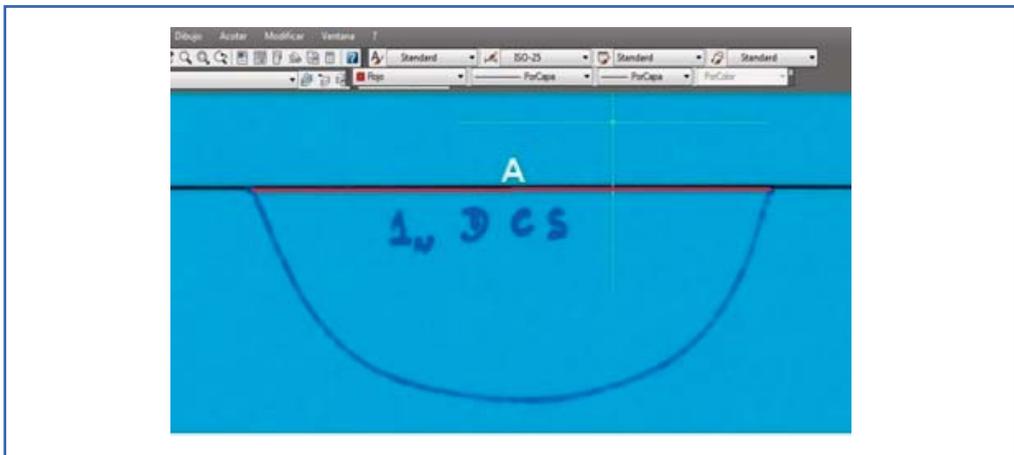


Figura 51. Escaneado de los contornos. Imagen propia.

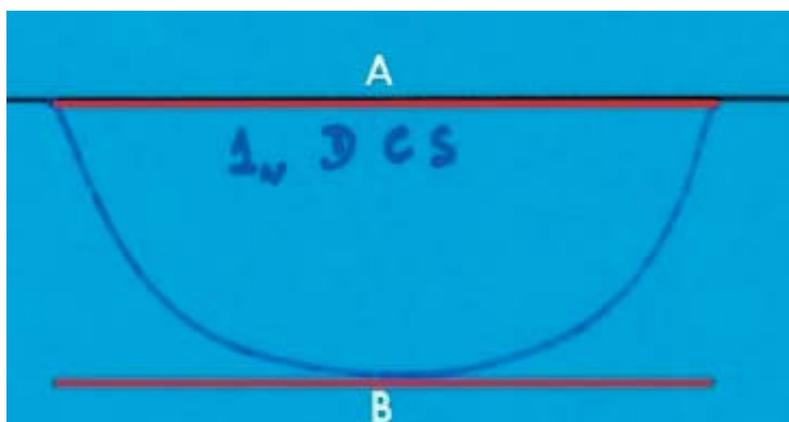


Figura 52. Copia de la línea "A" trazándola tangente a la curva del contorno línea "B".  
Imagen propia.

Posteriormente se trasladó una copia de esta misma línea a 2,5 centímetros hacia arriba línea "C" para tomar la misma distancia en todas las muestras y cuantificar los puntos de igual manera, independientemente de que el molde pudiera variar en grosor de unos a otros (Fig. 53).

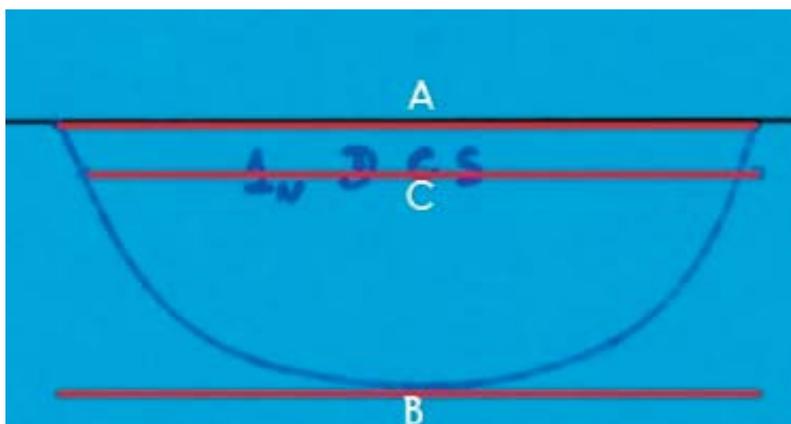


Figura 53. Copia de la línea "B" a 2,5 cm para igualar todos los moldes con la línea "C".  
Imagen propia.

Se acortó en distancia esta línea hasta la intersección con la línea curva del contorno, donde se trazó el punto medio de simetría para todos los moldes igual (Fig. 54).

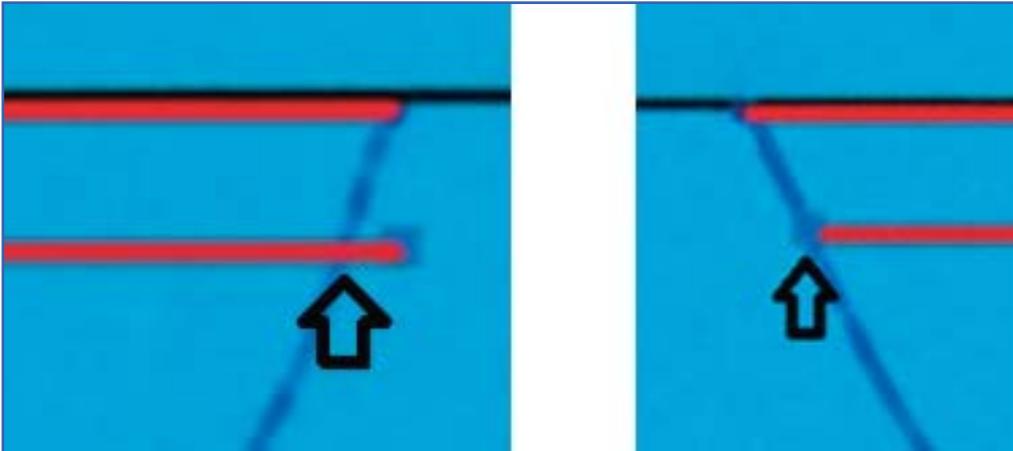


Figura 54. Acortamiento de la línea hasta la curva. Imagen propia.

A continuación se trazó una línea perpendicular "D" por el punto medio de esta línea "C" y se tomó de referencia como eje de simetría para todos los moldes del estudio (Fig. 55).

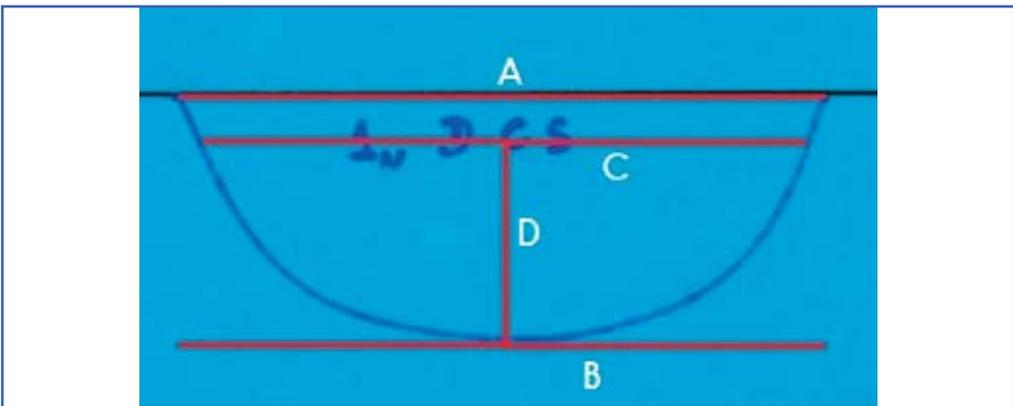


Figura 55. Recorte de la línea hasta el contorno de la curva. Imagen propia.

Esta línea nos sirvió para trazar líneas paralelas a esta línea "D", donde se utilizó la función del programa AutoCAD® para dividir en partes iguales, que en este estudio se realizó en 10 partes, hasta la intersección con la segunda línea "B" tangente a la curva y paralela a la primera línea "A" plana del molde y que se dividió aplicando la fórmula por parejas, anteriormente descrita, en 10 puntos. Por último se midió desde los puntos de intersección de la línea "B" paralela a la primitiva la distancia a la curva dando un valor para cada punto formándose parejas de puntos a un lado y al otro de la línea media y que tomó como eje de simetría (Fig. 56).

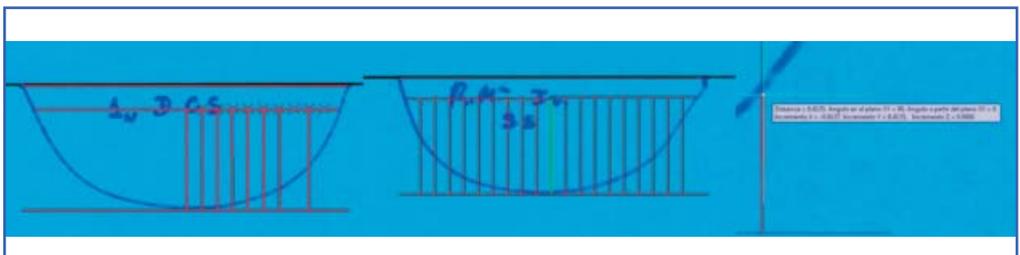


Figura 56. Tratamiento del contorno en AutoCad® para hacer las mediciones. Imagen propia.

Todos estos datos se recogieron en una ficha (Anexo 13.3) para poder hacer las operaciones a través de una fórmula matemática de "Índices basados en las parejas de distancias" esperando obtener una cantidad lo más cercana a cero o igual a cero, indicativo de la simetría de la curva, ya que mientras el resultado más se aproxime al cero más simétrica es la curva (Imagen 1). Estos resultados fueron analizados estadísticamente para su posterior análisis.

**"Índice de simetría"**

$$I' = \sum_{k=1}^m (h(x_k) - h(x_{-k}))^2$$

### 5.2.5. Plan de Análisis Estadístico.

El análisis estadístico se realizó utilizando el paquete estadístico IBM SPSS Statistics 22. para windows® (SPSS Science, Chicago, Illinois). Para el análisis descriptivo se calculó el número de sujetos (N) así como su correspondiente porcentaje (%) para la variable sexo. En el resto de variables (edad, molde sin corrección, molde con corrección sin sensores y molde con corrección con sensores) se obtuvieron los valores medios, desviación típica (D.T.), mínimo, máximo y percentiles 25, 50 y 75 (P25, P50 y P75).

Para el análisis inferencial se tuvo en cuenta un nivel de confianza del 95% por lo que el p-valor experimental se comparó con un nivel de significación del 5%.

Para conocer el tipo de prueba más adecuada a emplear según sea el comportamiento de los datos se realizaron las siguientes pruebas:

- Se determinó la naturaleza de la distribución de los datos de la muestra donde se aplicaron los tests de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk ya que al ser el tamaño muestral de 50 ambos fueron los más apropiados. El contraste de hipótesis que se planteó fue:

$H_0$ : Los datos obtenidos se distribuyen según normalidad.

$H_1$ : Los datos obtenidos NO se distribuyen según normalidad.

Si no se cumplían los criterios de normalidad se consideró apropiado aplicar pruebas no paramétricas:

- Análisis bidimensional de Friedman de varianza por rangos para muestras relacionadas. Compara más de dos grupos relacionados (los mismos sujetos medidos de tres formas diferentes) en los que los valores de la variable a estudiar NO cumplen los criterios paramétricos, es decir, no siguen una distribución normal.
- Para estudiar las relaciones existentes entre las variables cuantitativas: molde sin corrección, molde con control sin sensores, molde con control con sensores y edad se realizó un análisis a través del coeficiente de correlación de Pearson, y así conocer si existen relación y si es directa o indirecta.
- Para la fiabilidad interna del estudio se determinó primeramente la normalidad o no de la muestra y para ello se utilizó la prueba de ShapiroWilk y a continuación mediante la prueba de Friedman se comprobó la relación entre las distintas muestras para la que se tomaron 3 moldes iguales para cada pie en los distintos supuesto del estudio.



A close-up photograph of a sandy beach with several footprints. The footprints are arranged in a loose, diagonal line from the top left towards the bottom right. The sand is a light tan color and has a fine, granular texture. The lighting is bright, creating soft shadows within the footprints.

# 6. RESULTADOS

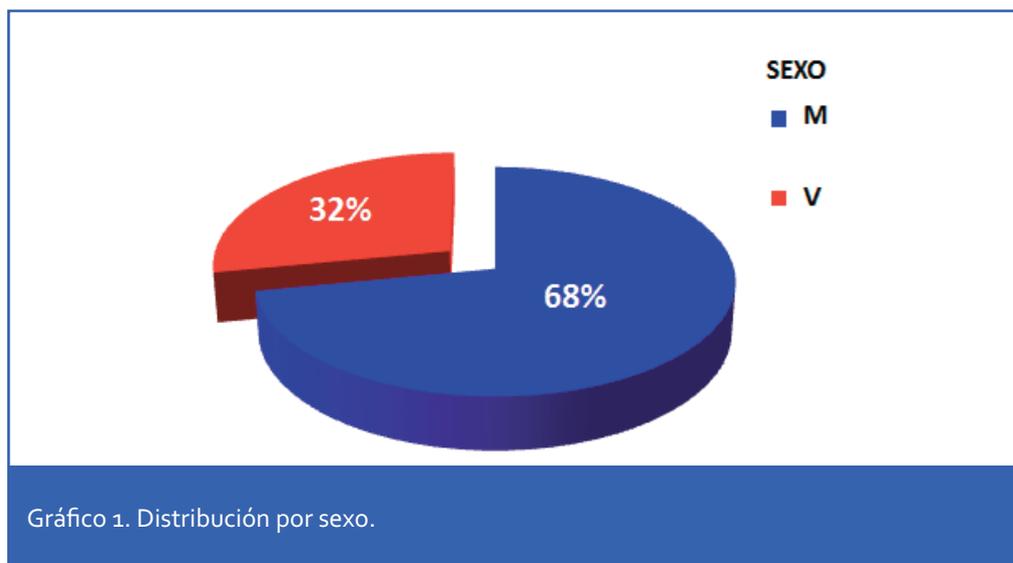


La muestra constó de 29 pacientes y 58 casos con un total de 222 procedimientos de toma de moldes, y aunque el cálculo estadístico muestral fue de 40 casos para este estudio, se amplió hasta los 58 casos, por si hubiese que eliminar algún elemento muestral que conllevara sesgo.

Se tomaron las muestras a voluntarios con pies pronados que cumplieron los criterios de inclusión, a los cuales se les tomó el molde en tres supuestos distintos para cada pie y así poder comprobar si se cumplieron los objetivos marcados en el estudio.

### 6.1. Resultados Descriptivos.

Los datos identificativos de la muestra presentn un total de 16 hombres y 34 mujeres, lo que supone una distribución entre ambos sexos de 32% de hombres y 68% de mujeres (Gráfico 1).



En la variable edad, el valor de la media aritmética fue de 24,7 años,  $\pm$  4,88 años, estando las edades comprendidas entre 42 años la máxima y la mínima de 20 años.

En cambio, el valor que más se repitió en nuestro estudio fue la edad de 23 años, por ello el grueso de la muestra tuvo menos de 26 años como se puede ver en el dato del percentil 75 que es de 26 años (grafico 2).

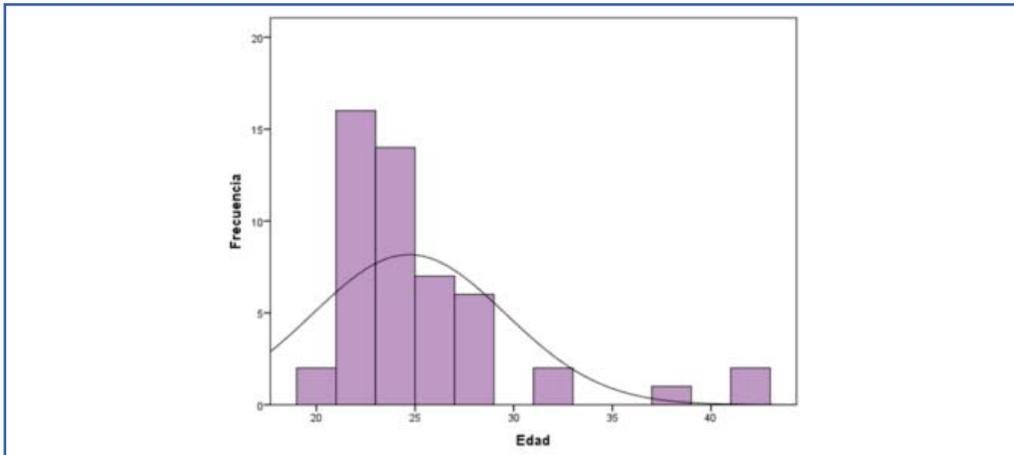


Gráfico 2. Representación del histograma de la variable edad.

A continuación pasamos a analizar las variables cuantitativas:

Las variables cuantitativas de este estudio fueron: “índice de simetría del talón” de los moldes tomados sin corrección, índice de simetría del talón de los moldes tomados con corrección sin sensor e índice de simetría del talón de los moldes con corrección con sensor (Tabla 1).

**Tabla 1. Estadísticos descriptivos de las variables cuantitativas "Índice de simetría" en los tres grupos de estudio.**

	Índice de Simetría de los Moldes sin Corrección	Índice de Simetría de los Moldes con Corrección sin Sensores	Índice de Simetría de los Moldes con Corrección con Sensores
N	50	50	50
Media	0,5475	0,2117	0,0562
Desviación Estándar	0,2965	0,2258	0,0592
Mínimo	0,1222	0,0089	0,0018
Máximo	1,3799	0,8963	0,2472
25	0,3099	0,0514	0,0135
50 (Mediana)	0,5380	0,1279	0,0416
75	0,7204	0,3183	0,0685

En cuanto a las variables específicas "Índice de simetría" de nuestro estudio hay que comentar que los valores de la media de los datos obtenidos para los tres supuestos de toma de molde fue decreciendo y acercándose más al valor cero, como se puede observar en el Gráfico 3.

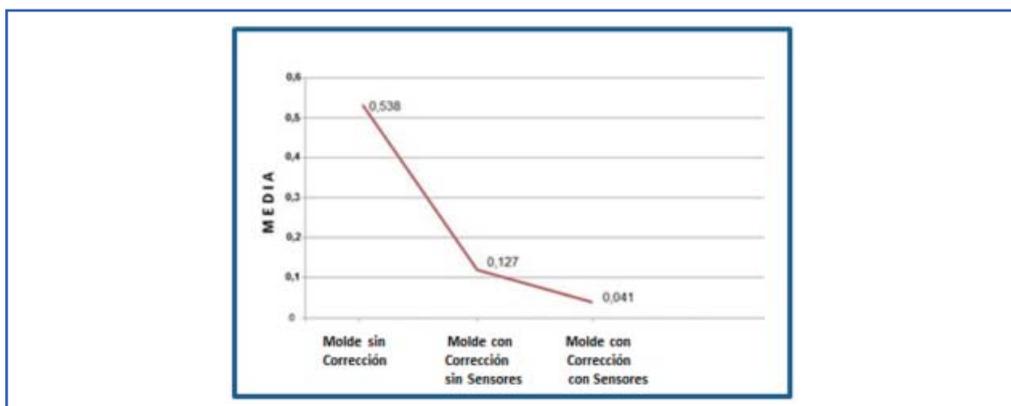


Gráfico 3. Valores medios de las Variables "Índice de Simetría" en los tres grupos del estudio.

Se puede observar igualmente en la tabla 1. el dato que se obtuvo de la Desviación Típica o Estándar de la muestra, que también sigue la misma tendencia decreciente, por lo que los datos en el supuesto de la toma de molde con corrección con sensores estuvieron más próximos a la media y cercanos al valor cero, que es lo que se pretendía en el resultado del estudio después de aplicar la fórmula “Índice de Simetría” para calcular la simetría del molde respecto al eje central del mismo, el cual debe ser un valor cero o lo más próximo a él.

$$I' = \sum_{k=1}^m (h(x_k) - h(x_{-k}))^2$$

La Tabla 1 muestra también los percentiles. Se puede observar que los percentiles 25, 50 y 75 siguen la misma tendencia decreciente. El percentil más favorable para nuestro estudio es el 75 en el supuesto de la toma de moldes con corrección con sensores, ya que sigue la misma tónica que los demás parámetros y en el que los valores son menores a 0,068 y los más cercanos al cero, es decir, el 75% de los valores están por debajo de la cifra 0,068.

## 6.2. Análisis Inferencial.

Para seguir con los resultados y poder aplicar distintas pruebas estadísticas fue necesario conocer el comportamiento de los datos para así poder elegir las pruebas más apropiadas a aplicar. Se realizó primero un análisis para comprobar si los datos de la muestra siguen una distribución normal.

Las hipótesis que se plantean fueron:

$H_0$ : Los datos de la variable estudiada siguen una distribución normal.

$H_1$ : Los datos de la variable estudiada no siguen una distribución normal.

Para conocer la normalidad de grupos mayores de 50 elementos es más adecuado utilizar la prueba de Kolmogorov-Smirnov y para grupos más pequeños se utilizó la prueba de normalidad de Shapiro Wilk. (Tabla 2).

Tabla 2. Datos de la prueba de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro-Wilk para comprobar si la muestra cumple la normalidad.						
	Kolmogorov-Smirnov			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	Gl	Sig.	Estadístico	Gl	Sig.
Molde sin Corrección	0,097	50	0,200	0,942	50	0,016
Molde con Corrección sin Sensores	0,185	50	<0,001	0,803	50	<0,001
Molde con Corrección con Sensores	0,210	50	<0,001	0,775	50	<0,001

Los resultados en todos los casos de las dos pruebas mostraron que las diferencias significativas ( $p < 0,05$ ) entre los tres grupos son menores de 0,05 por lo tanto se concluyó que no se cumplía la normalidad y rechazamos la hipótesis  $H_0$  como válida, lo que conlleva aplicar pruebas no paramétricas para estudiar la diferencia entre los tres supuestos.

Como en este estudio se tiene exactamente un tamaño muestral de 50 es recomendable dejar las dos pruebas, la de Kolmogorov-Smirnov y Shapiro Wilk.

Se aplicó la prueba de Friedman de varianza por rangos para muestras relacionadas, ya que se trata de la prueba no paramétrica para comparar medidas repetidas en más de dos grupos. Es la prueba adecuada para conocer si hay diferencia estadísticamente significativa en las distribuciones de la variable "Índice de Simetría"

en los tres grupos. En este caso se quiso conocer si las tres medidas, molde sin corrección, molde con corrección sin sensor y molde con corrección con sensor, se pueden considerar similares como vemos en la Tabla 3.

Tabla 3. Prueba de Friedman para el estudio de las diferencias estadísticamente significativas en la variable Índice de Simetría.			
Hipótesis Nula	Prueba	Sig.	Decisión
Las distribuciones de molde Sin Corrección, molde con Corrección sin Sensores y Molde con Corrección con Sensores, son las mismas.	Análisis bidireccional de Friedman de varianza por rangos para muestras relacionadas.	<0,001*	Rechace la Hipótesis Nula.
*El análisis bidimensional de igualdad nos da un resultado de < 0,001 lo que nos lleva a rechazar la hipótesis nula.			

Se muestran significaciones asintóticas. El nivel de significancia es 0,05 por lo que se puede decir que realmente las medidas son diferentes unas de otras pero se desconoce si existe alguna que sea igual que otra pero diferente de la tercera. Para ello se realizó la prueba de Friedman y se comprobaron los tres grupos (Tabla 4).

Tabla 4. Comparaciones por pares de la Prueba de Friedman de la variable "Índice de Simetría" en los tres grupos.				
Muestra 1-Muestra2	Estadístico de Prueba	Estándar Error	Dev. Estadístico de Prueba	P. Valor
Molde con Corrección con Sensores/ Molde con Corrección sin Sensores	0,640	0,200	3,200	0,004
Molde con Corrección con Sensores/ Molde sin Corrección	1,640	0,200	8,200	<0,001*
Molde con Corrección sin Sensores/ Molde sin Corrección	1,000	0,200	5,000	<0,001*
* Estadístico significativo a un nivel de confianza del 99%.				

En la prueba de Friedman se observaron diferencias entre las medidas de los tres moldes. La Tabla 4 4 muestra que los valores de la variable estudiada en los tres grupos son diferentes, ya que la significación o p-valor de los tres moldes comparados por pares fueron menores a 0,05. Esto significa que los tres resultados fueron distintos entre sí, se confirmó que las tres medidas anteriores correspondientes al “Índice de Simetría” fueron diferentes entre todas ellas ya que no existe ninguna similar.

El gráfico 4 muestra los valores del índice de simetría en los tres grupos de estudio. Puede apreciarse como las medidas más altas del índice de simetría se encontraron en los moldes sin corrección, lo que vino marcado por la gran dispersión de los datos de esa muestra, se tuvo un único valor anómalo, representado con un círculo en el gráfico. Además presenta una gran dispersión. Le siguieron los moldes con corrección sin sensores, con valores más homogéneos y menos dispersos. Por último, destacaron los moldes con control con sensores, ya que fueron los que presentaron una menor variabilidad.

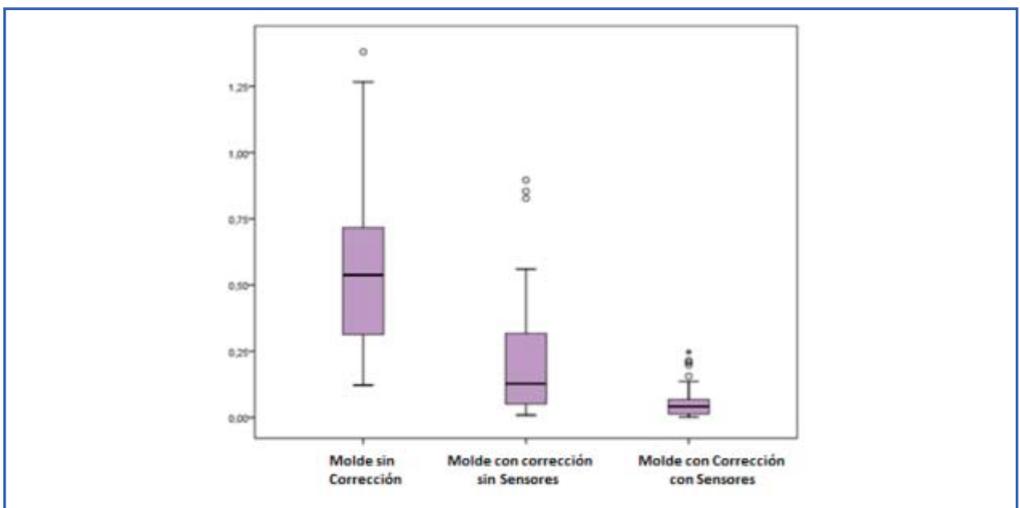


Gráfico 4. Diagrama de cajas para las variables molde sin control, molde sin sensores y molde con sensores. Valores del índice de simetría para los tres grupos.

### 6.3. Análisis Correlacional.

A continuación se presenta el cruce de variables cuantitativas, a través de un análisis correlacional de Pearson para medir el grado de relación entre las distintas variables Tabla 5.

Tabla 5. Análisis Correlacional de las Variables Cuantitativas.				
		Molde sin Corrección	Molde con Corrección sin Sensores	Molde con Corrección con Sensores
Molde sin Corrección	Correlación de Pearson	1		
	Sig. (Bilateral)			
	N	50		
Molde con Corrección sin Sensores	Correlación de Pearson	0,262	1	
	Sig. (Bilateral)	0,066		
	N	50	50	
Molde con Corrección con Sensores	Correlación de Pearson	0,023	0,129	1
	Sig. (Bilateral)	0,875	0,371	
	N	50	50	50

Índice de correlación cercanos al cero, por lo que la correlación entre medidas es muy baja.

Por los resultados obtenidos no se pudo afirmar que exista relación alguna entre las tres medidas, "Índice se simetría", ya que el coeficiente de correlación de Pearson es bajo y no fueron significativo.

## 6.4. Prueba de Fiabilidad.

Para conocer los resultados y valorar si uno de los objetivos secundarios, como es, la fiabilidad del sistema de obtención de moldes, es aceptable o no y conocer si las mediciones pueden resultar fiables, se tomó tres veces la misma medida para cada pie en los tres supuestos distintos de toma de molde sin corrección, molde con corrección sin sensores y molde con corrección con sensores a 8 sujetos (Tabla 6).

**Tabla 6. Variables Cuantitativas valores descriptivos del índice de simetría de las tres mediciones realizadas en los grupos molde sin sensores y moldes con sensores.**

	Medidas con Corrección sin sensores 1	Medidas con Corrección sin sensores 2	Medidas con Corrección sin sensores 3	Medidas con Corrección con sensores 1	Medidas con Corrección con sensores 2	Medidas con Corrección con sensores 3
<b>N</b>	8	8	8	8	8	8
<b>Media</b>	0,1521	0,2188	0,2717	0,0317	0,0321	0,0498
<b>Desviación directa</b>	0,3016	0,3192	0,2802	0,0316	0,0197	0,0432
<b>Mínimo</b>	0,0117	0,0260	0,0719	0,0032	0,0088	0,0014
<b>Máximo</b>	0,8963	0,9885	0,9031	0,0907	0,0565	0,1149
<b>Percentil 25</b>	0,0257	0,0371	0,0845	0,0070	0,0121	0,0163
<b>Percentil 50</b>	0,0528	0,1228	0,1736	0,0230	0,0325	0,0330
<b>Percentil 75</b>	0,0814	0,2163	0,3817	0,0588	0,0520	0,0960

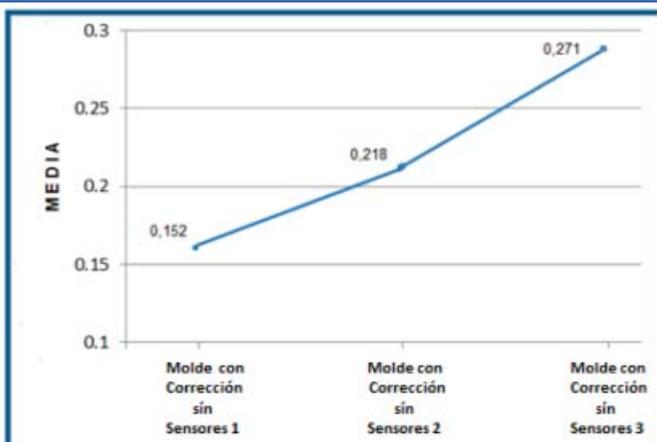


Gráfico 5. Variables cuantitativas de los moldes sin sensores.

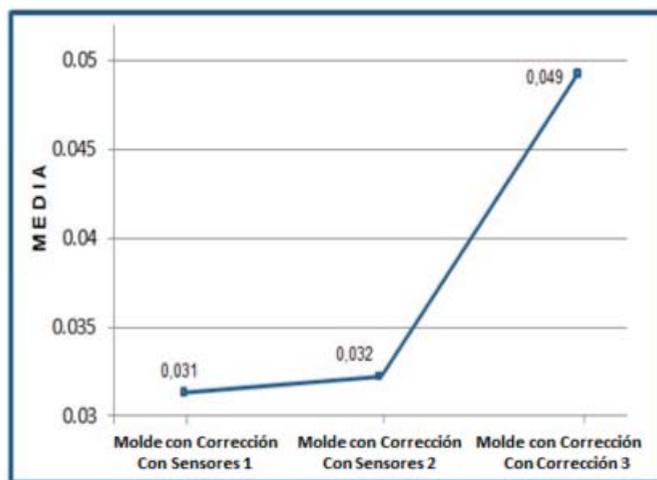


Gráfico 6. Variables cuantitativas de los moldes con sensores.

Hay que destacar que la imagen visual parece ser muy dispar pero la variación entre las cifras de la media en las tres medidas es de tan solo 0,018.

Se estudió la normalidad en estos datos para así conocer su comportamiento con la prueba de Shapiro-Wilk para muestras pequeñas (Tabla 7).

**Tabla 7. Pruebas de Normalidad de Shapiro Wilk para las variables índice de simetría para la reproductibilidad.**

Variables	Estadístico	GI	Sig.
Medidas con corrección sin Sensores 1	0,494	8	<0,001
Medidas con corrección sin Sensores 2	0,626	8	<0,001
Medidas con corrección sin Sensores 3	0,745	8	0,007
Medidas con corrección con Sensores 1	0,821	8	0,048
Medidas con corrección con Sensores 2	0,875	8	0,169
Medidas con corrección con Sensores 3	0,887	8	0,219

Según los resultados anteriores, no se pudieron considerar todas las medidas dentro de la normalidad, por lo que no resulta conveniente calcular el coeficiente de correlación intraclase ya que dicho cálculo se basa en un análisis ANOVA para medidas repetidas, siendo esta especialmente conveniente para datos que cumplen la normalidad.

Por ello se realizó otra prueba para analizar los datos obtenidos en el estudio y se aplicó el análisis bidimensional de Friedman de varianza por rangos para muestras relacionadas, donde lo que se pretendió estudiar es si las medidas obtenidas tres veces provenían de la misma distribución (Tablas 8 y 9).

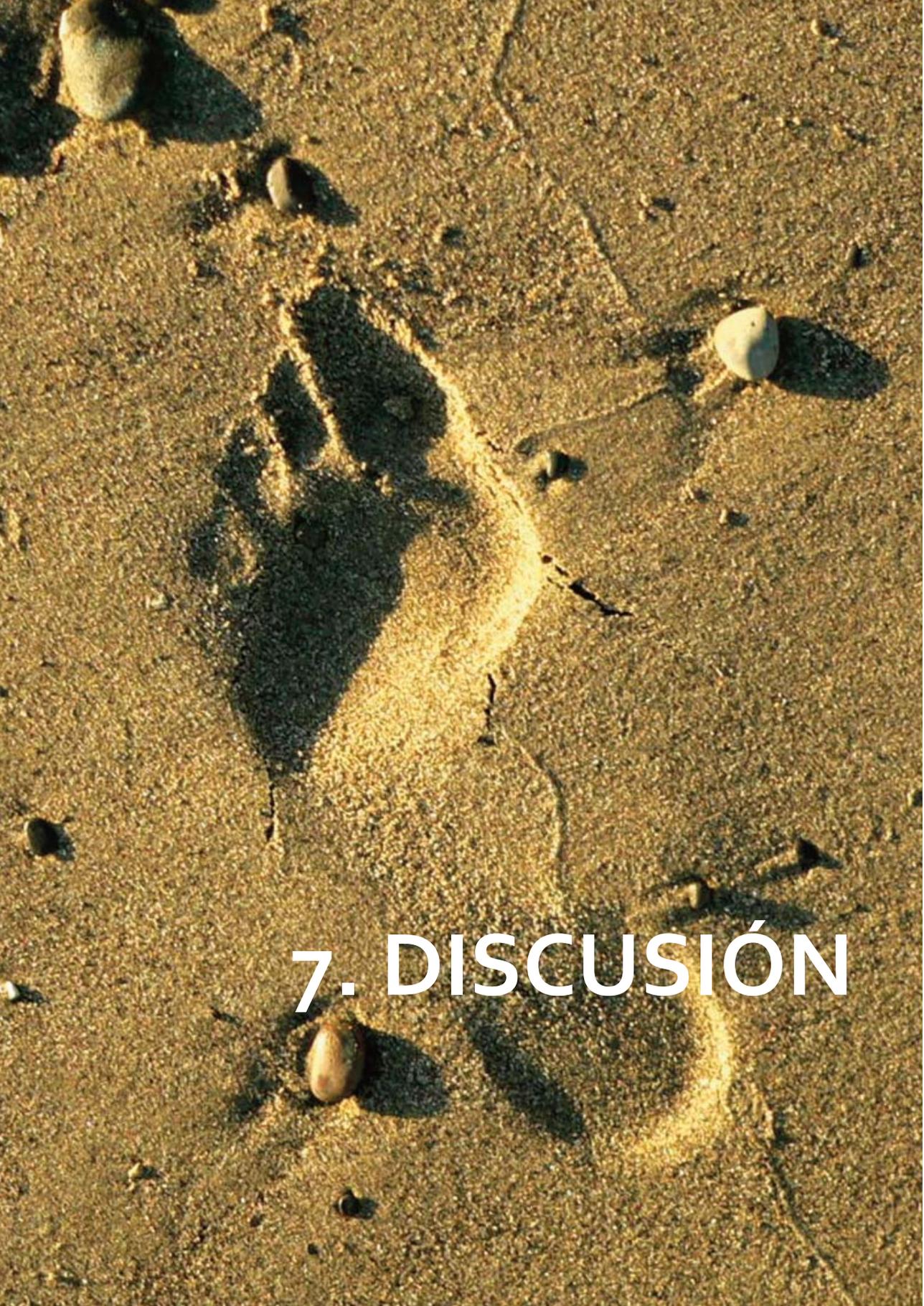
**Tabla 8. Resumen del contraste de hipótesis de la prueba de Friedman para moldes sin sensores en las tres medidas obtenidas.**

Hipótesis Nula	Prueba	Sig.	Decisión
Las Distribuciones de Medidas de Molde con Corrección sin Sensores 1, Medidas de Molde con Corrección sin Sensores 2, Medidas de Molde con Corrección sin Sensores 3 son las mismas	Análisis bidireccional de Friedman de varianza por rangos para muestras relacionadas.	0,093	Conserve la Hipótesis Nula.

**Tabla 9. Resumen del contraste de hipótesis de la prueba de Friedmann para moldes con sensores en las tres medidas obtenidas.**

Hipótesis Nula	Prueba	Sig.	Decisión
Las Distribuciones de Medidas de Molde con Corrección con Sensores 1, Medidas de Molde con Corrección con Sensores 2, Medidas de Molde con Corrección con Sensores 3 son las mismas	Análisis bidireccional de Friedman de varianza por rangos para muestras relacionadas.	0,882	Conserve la Hipótesis Nula.

Se mostraron significaciones asintóticas. El nivel de significancia fue de 0,05. En ambos casos se obtuvo que las tres medidas se pueden considerar similares, pero en el caso de las medidas sin sensores no se pudo afirmar con un nivel de confianza del 90%, ya que la significación es de 0,093. Por tanto se puede concluir que las medidas con sensores son más fiables a cualquier nivel de confianza admitido que las medidas sin sensores.



# 7. DISCUSIÓN



**S**on muchos los procedimientos que existen para la realización de la toma de moldes del pie. En mi experiencia profesional de 23 años como podólogo son muchas veces la que este procedimiento tan importante como primer paso para la realización de un tratamiento ortopodológico, me ha provocado incertidumbre sobre los resultados que esperaba obtener con el mismo, bien sea por la duda de cómo habrá quedado la posición del pie en la toma de molde, o cómo poder repetir la misma acción y obtener el mismo molde, incluso poder comunicar a otro profesional qué parámetros de manipulación y hasta qué límite de corrección le hemos aplicado al pie. Por ello es un tema que creo que merece la pena investigar e intentar aportar soluciones, de ahí mi inquietud sobre esta materia.

En la búsqueda bibliográfica no se encontró descrito ningún sistema de toma de moldes como el que se utilizó en el presente estudio. Se hallaron estudios en los que se compararon los resultados de los distintos moldes realizados, donde se analizaron y comprobaron las distintas técnicas descritas en los libros, artículos científicos y en la propia docencia del Grado de Podología, pero en ningún caso, estas técnicas se apoyan en el control y cuantificación de forma objetiva de las presiones del pie a la hora de realizar el molde. Con esta técnica se ha pretendido hacer un poco más rigurosa y objetiva la toma de moldes, y que no dependa tanto de la subjetividad o experiencia del profesional como ocurre en la actualidad. Con esta Tesis Doctoral se ha pretendido dotar a la Podología de una herramienta con la cual el podólogo sea capaz de corregir el pie hasta el punto que el profesional considere y pueda comprobar y cuantificar en ese momento la corrección deseada, es decir, si el molde se encuentra en la posición deseada antes de adaptar el tratamiento o realizar el positivado del mismo, así como tener la posibilidad de repetir la maniobra varias veces y obtener los mismos resultados.

Como objetivo de este estudio se pretendió controlar y manipular los resultados de la toma de molde, para de este modo, poder dar objetividad al proceso donde pudimos decidir y plasmar el grado de corrección deseado. Por ello se marcó un objetivo principal encaminado a comprobar si aplicando el protocolo en estudio se obtenía un molde del pie en carga más centrado y equilibrado, en cuanto a la zona de talón, comparándolo con la forma habitual de toma de molde en carga manipulando la articulación ASA, que resulta una técnica más subjetiva<sup>(1-7)</sup>.

Otro de los objetivos que se quiso desarrollar fue la reproductibilidad del proceso, para poder obtener los mismos resultados cuantas veces se realice la toma de moldes, cuestión que hasta el momento queda poco precisa por la subjetividad del procedimiento. Aunque con el avance técnico han aparecido sistemas digitales para escanear el pie en 3D, que evidentemente los resultados serían idénticos, seguimos sin poder controlar la posición del pie para su escaneo inicial, cuestión que creemos primordial para iniciar un tratamiento ortopodológico<sup>(75, 106, 107)</sup>.

Para tal empeño se desarrolló este estudio en el que se valoraron los resultados de un parámetro del molde, como es la curva que describía el talón del pie en su plano frontal, para poder comprobar si se podía controlar esta simetría cuando se aplicó el protocolo de actuación, incorporando sensores de presión en la zona plantar del talón, para manipular y cuantificar el grado de movimiento que se infirió a la articulación tibioperonea-astragalina principalmente, con lo que se consiguió igualar la presión en los sensores plantares y lograr así una simetría en la zona de talón. De esta forma se valoró el índice de simetría del talón, el cual nos aportó una cifra totalmente objetiva de las variaciones y modificaciones de la posición del pie en la toma de molde.

## 7.1. Discusión sobre Metodología.

El estudio se realizó sobre voluntarios que tenían los pies pronados, para ello se utilizó el Foot Posture Index (FPI)<sup>(63, 118-120)</sup> para valorar la pronación del pie de la persona. Se empleó este índice porque es el único reconocido por la comunidad científica para valorar esta deformación, aunque tratándose de un sistema donde la subjetividad del procedimiento es alta se utilizó sólo para cuantificar la pronación, los datos no se tuvieron en cuenta para los resultados ya que nuestro estudio precisamente quiere dar un sentido objetivo al procedimiento y es por este motivo el que no se utilizaron.

A diferencia de otros estudios consultados que se realizaron sobre personas que no padecían patología alguna, circunstancia que dificulta la comparación de los resultados obtenidos en nuestro estudio, porque creemos que los datos recogidos sobre pies con patología serán más esclarecedores y evidentes que si no existe ninguna alteración que podamos corregir<sup>(15, 16, 75, 101, 103, 105)</sup>. Por ello se decidió incidir sobre este tipo de deformación que es frecuente y puede repercutir biomecánicamente sobre otras estructuras y articulaciones provocando lesiones y diversas patologías como hicimos mención anteriormente. Realizar el estudio comparando distintas técnicas de toma de moldes sobre estructuras que no presentan patología creemos que no aportan información contrastable, simplemente se podría valorar las diferencias de molde en carga y molde en descarga, por ser técnicas diferentes, pero si no hay deformación que corregir posiblemente las diferencias entre los distintos moldes sean causa del propio profesional que toma el molde precisamente por la falta de referencias objetivas de las que carece el procedimiento. Aunque también es reseñable que las distintas investigaciones comparan diferentes técnicas que cotejan los resultados, pero no se encuentran estudios que comprueben los datos de moldes realizados por la misma persona y el mismo pie, como en este estudio<sup>(15, 16, 75, 78, 101-111)</sup>. De ahí de los resultados tan dispares, si ya de por sí, la diferencia de estos se obtienen

en una misma técnica, como hemos podido constatar en este estudio, pensamos que las variaciones o errores se multiplican comparando diferentes procedimientos.

La posición del pie en el momento de la toma de molde es un tema controvertido, ya que también está influenciado por la corriente que respalde el profesional que esté actuando ante un paciente con una patología. En este sentido algunos aspectos del modelo biomecánico de Root y cols<sup>(4)</sup> necesitan replantear las bases biomecánicas debido a estudios realizados que cuestionan la afirmación de Root en cuanto a la posición neutra de la ASA<sup>(16, 17)</sup>.

Otros problemas hacen relación a la identificación clínica de la posición neutra de la subastragalina, ya que es un método de palpación de la cabeza del astrágalo que no deja de ser un procedimiento subjetivo.

Todos estos problemas e inconsistencias llevan a la aparición de nuevas tendencias biomecánicas por autores como Dananberg<sup>(18)</sup> y Kirby<sup>(19)</sup>.

Estos aspectos influyen en el planteamiento del tratamiento, de cómo tomar el molde ideal y en qué posición, todo ello sin tener un procedimiento objetivo de toma de moldes, que pueda asegurar la posición del pie y que sea un método reproducible. Aunque la técnica para obtener el molde sea con escáner 3D, que puede ser una forma de reproductibilidad del molde, la posición del pie, en caso que el profesional quiera conseguir la posición neutra, tiene que ser orientada por palpación de la cabeza del astrágalo y bisectriz del calcáneo, un tanto subjetiva<sup>(20)</sup>.

A pesar de la controversia del modelo de Root<sup>(4)</sup>, en la actualidad la posición neutra de la ASA siempre está presente en el examen de los pies y procedimientos de toma de moldes en tratamientos ortopodológicos, durante el procedimiento de toma de moldes en enseñanzas, estudios prácticos y de investigación clínica<sup>(2, 3)</sup>.

En este estudio se decidió optar por la realización del molde en posición neutra con una relación entre el plano horizontal formado entre cabeza de 1º metatarsiano y 5º metatarsiano que debe ser perpendicular al eje vertical del talón por ser la forma más habitual de realizar el molde, pero no por ello la más adecuada o idónea ni la única, simplemente se tomó la decisión para poder comparar siempre la misma posición patológica. Habrá que tener en cuenta la corriente de trabajo que el profesional siga ya sea anglosajona o europea. Este estudio lo que pretende es incorporar un procedimiento para controlar y cuantificar objetivamente las manipulaciones, de esta forma podría ser interesante manipular el pie hasta la posición deseada sobre la plataforma de exploración, cuantificar las presiones con cifras y trasladar esas lecturas en el momento de la toma de molde.

Esto nos llevó a valorar el parámetro novedoso, “Índice Simetría del talón” en su plano frontal, porque es una visión que el profesional tiene muy en cuenta para valorar la posición en la que ha quedado el molde antes de realizar el soporte plantar.

En cuanto a los materiales que se hicieron uso en el estudio se eligieron las huellas de vacío, porque fue el único método que nos permitió movilizar el pie hasta igualar las presiones sin dejar marcado en el molde las posibles rectificaciones, ya que estas marcas eran reversibles, cuestión que no ocurría en la espuma fenólica, además como sistema novedoso en los estudios no aparece reflejado como técnica de obtención de moldes en negativo.

La utilización, también novedosa en el estudio de los sensores de presión individuales, fue motivada por la incapacidad de otros sistemas como plataformas de presión para captar la fuerza necesaria y percibir la señal cuando se interponía las huellas de vacío entre el pie y la plataforma, no aparecía la presión reflejada por tanto hacia inútil el procedimiento, al igual que tampoco sirvió el empleo de plantillas

sensorizadas porque eran rígidas y no hacían posible la toma de molde al interponerlas entre la huella de vacío y el pie.

Hay circunstancias en el estudio que es necesario comentar y que merecen la atención.

Son varias las fases por las que se pasó desde el momento en el que nos propusimos demostrar qué cambios físicos podría haber entre los distintos moldes, dependiendo de la utilización de la técnica habitual, sólo con la manipulación, y otra con la manipulación incorporando los sensores de presión, para así poder demostrar las diferencias entre un molde y otro.

Para ello se elaboró un estudio piloto en el que se obtuvieron resultados esclarecedores y que nos hizo tomar decisiones sobre las distintas variables así de cómo mejorar los resultados del estudio.

En un principio se quiso demostrar la diferencia entre los moldes mediante la huella que quedaba impresa en el positivo (Fig. 57).



Figura 57. Imagen de la huella impresa sobre el molde. Imagen propia.

Para ello se adaptó en un soporte de taladro, una cogida para que el molde quedase fijado mediante dos tornillos embutidos en la escayola que se incorporaron en el momento del fraguado para que sirviese de sujeción al soporte del taladro (Fig. 58 a, b).



Figura 58 a,b. Método de sujeción del molde al soporte del taladro. Imagen propia.

El soporte se ajustó, para que todos los moldes tuvieran el mismo recorrido y no pasarnos del punto fijado, quedando así impresas en el molde, las huellas ejerciendo misma presión sobre una esponja empapada en pintura a modo tampón (Fig. 59).



Figura 59. Modo de impresión del molde. Imagen propia.

A continuación se midió la anchura del metatarso, la anchura del mediopié y talón, para poder cuantificar las diferencias entre uno y otro con un escaneo del molde, y posteriormente se realizaron las medidas con el programa AutoCAD® 2009 (AutoCAD; Autodesk Inc, san Rafael, California) (Fig. 60), para cuantificar las variaciones entre los moldes.

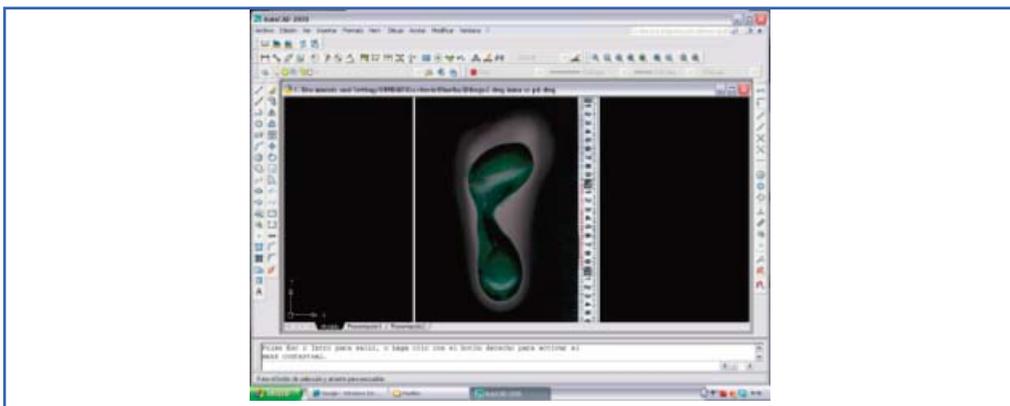


Figura 6o. Mediciones en AutoCad® de los parámetros de la huella de la anchura del metatarso y talón. Imagen propia.

Son varios los métodos cuantitativos para valorar y analizar las huellas descritos en la literatura pero los resultados de los parámetros medidos que se obtienen, están expresados en porcentajes o en intervalos de cifras que dan una cantidad concreta que es lo que se pretendía:

### 1. El Índice del Arco (IA)

Descrito por Cavanagh y Rodgers<sup>(128)</sup> es una medida útil y un predictor válido de la altura del arco interno del pie. El IA está descrito como la proporción entre las áreas de contacto de las diferentes partes de la huella plantar excluyendo los dedos dividiendo el pie en tres partes iguales. Los valores que se obtienen determinan el tipo de pie según los centímetros cuadrados.

- Pie cavo se considera cuando  $IA \geq 0,21$ .
- Pie normal está comprendido entre  $0,21 < IA < 0,26$ .
- Pie plano se considera cuando  $IA \geq 0,26$ .

La tipología del pie no es un valor que podría servir para cuantificar la pronación del pie y establecer una diferencia entre un molde y otro.

## 2. Índice del Arco Modificado

Chu y cols.<sup>(129)</sup> describieron un método alternativo al IA, denominado Índice del Arco Modificado (IAM). Basándose en el IA original de Cavanagh y Rodgers<sup>(128)</sup>, incluye datos de presiones plantares según la superficie de contacto. Chu y cols.<sup>(129)</sup> comprobaron que tiene mayor reproducibilidad y menor subjetividad que el IA, aunque describen que el IA es capaz de analizar huellas de pies cavos extremos, algo que otros métodos no consiguen. No obstante, el material para utilizar este método es más costoso, ya que se necesita una plataforma para registrar las presiones.

Este método no era factible porque la utilización del cojín de vacío encima de la plataforma de presiones, no captaba un registro idóneo, ya que la presión del peso de las huellas de vacío registraba presión y falseaban la lectura de las presiones.

## 3. Índice de la Impresión del Pie

El método del Índice de la Impresión del Pie o Footprints Index (FPI) es un método observacional de clasificación de la postura estática del pie. Fue desarrollado por Redmond et al.<sup>(129)</sup> Es un método que analiza la postura del pie pero no es aplicable al positivado del molde porque faltan criterios de observación de los seis que lo utilizan.

## 4. Ángulo de Clarke

El Arch Angle, ángulo de la huella o ángulo de Clarke se basa en calcular un ángulo formado por la línea que es tangente a las dos zonas más salientes de la parte interna

de la huella, con la línea que une el punto más interno del antepié y el punto que se encuentra en la parte más pendiente del arco que coincide con la zona metatarsal<sup>(130)</sup>.

## 5. El método de Hernández Corvo

El método de Hernández Corvo<sup>(131)</sup>, consiste en tipificar el pie según unas medidas que se realizan en base a la impresión plantar. Presenta una buena precisión, tanto en la realización como en la clasificación del tipo de pie, que va desde el pie plano hasta el pie cavo extremo. Al igual que las anteriores, sirven para tipificar el pie, pero es difícil poder cuantificar diferencias entre dos huellas de un mismo pie.

Todos estos métodos de estudio de la huella no aportaron los datos precisos que se pretendían obtener, así que tuvimos que abandonar esa línea de actuación y rediseñar el modo de obtener los datos y poder cuantificar las diferencias entre los moldes.

Analizando los moldes visualmente, la principal diferencia que se observó se encontró en el contorno del talón, ya que en un pie pronado la convexidad del contorno se desplaza hacia el borde externo quedando este más pronunciado y con el pie corregido quedaba más simétrico, por lo que se decidió analizar ese contorno y cuantificar la simetría del mismo

Por otro lado se observó también la diferencia de altura en el plano frontal entre las cabezas articulares de 1º metatarsiano y 5º metatarsiano, que fue otra característica del molde, que también se decidió cuantificar. De esta forma se diseñó el estudio con estas dos variables, esperando que los datos y sus resultados fuesen más clarificadores.

En un principio, la determinación fue igualar todas las presiones en los sensores colocados en la planta del pie, donde se visualizaron los datos recogidos en la pantalla del ordenador a través de una gráfica. De esta forma teníamos la presunción, de que a igual presión de todos los puntos, estarían alineados en un mismo plano a modo de conseguir la misma alineación, que cuando se toma el molde utilizando la técnica con venda de escayola y mantener el bloqueo en posición neutra.

Los puntos que se eligieron fueron tres en el talón, otro punto subcapital del 5º radio y por último otro punto subcapital del 1º radio (Fig. 61).

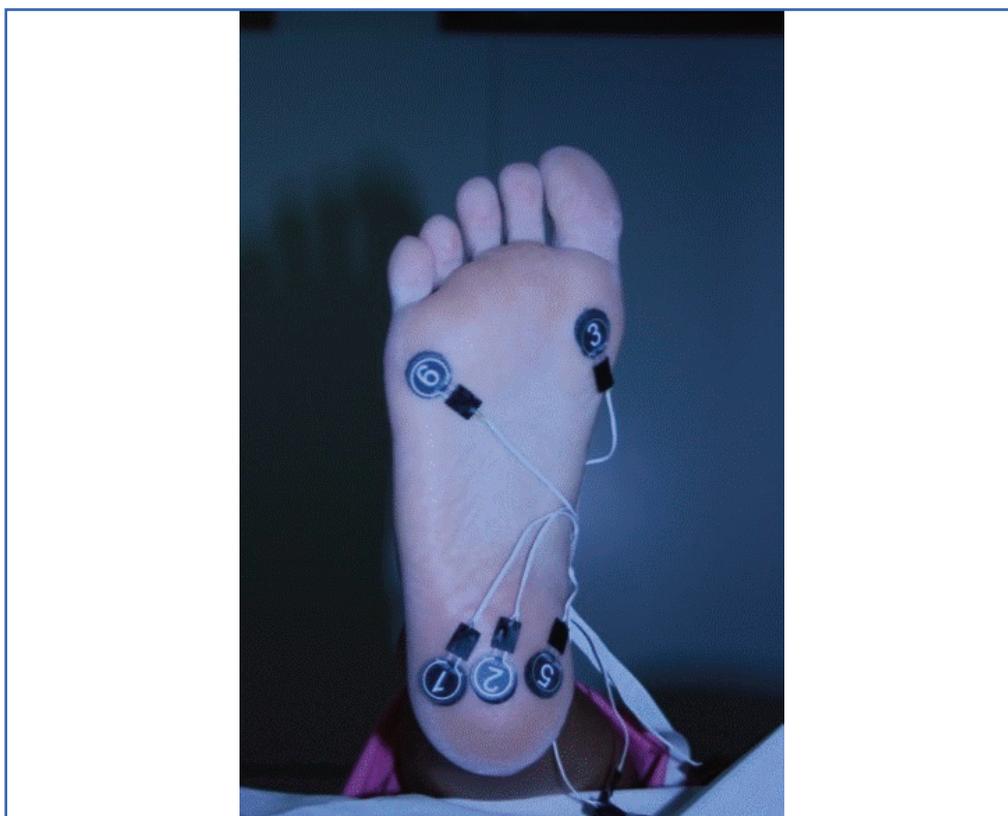


Figura 61. Colocación de los sensores en los puntos descritos. Imagen propia.

Cuando se cuantificaron los distintos puntos, se llegó a la conclusión de que esa suposición no se cumplía. Estos se cuantificaron con un calibre digital acoplado a un brazo articulado (Fig. 62).

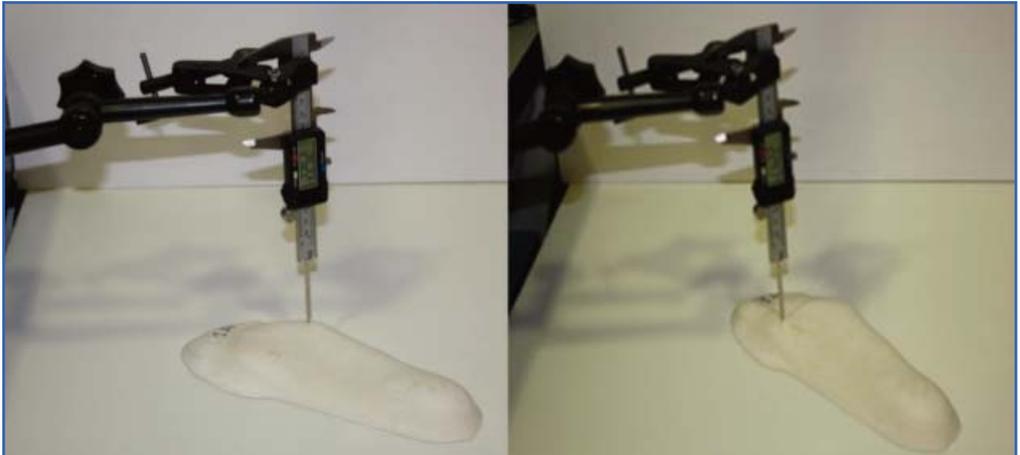


Figura 62. Medición de la diferencia de altura entre cabeza de 1º metatarsiano y cabeza de 5º metatarsiano. Imagen propia.

Los resultados obtenidos en la medida de la diferencia altura entre cabeza de 1º y 5º dieron diferencias, aun igualando las presiones en los sensores. La diferencia mayor se encontró en la medida de los moldes tomados con control sin sensores, donde la media de los resultados dio un valor de 2,53mm frente a los 0,50mm y 1,39mm para los moldes tomados con control con sensores y los moldes en carga relajada respectivamente.. Se realizó la prueba W de Kendall para ver la concordancia entre los grupos de medida dando un valor de 0,854 por lo que se rechazó  $H_a$  y se aceptó  $H_0$  descartando que no había diferencias de medidas entre los tres grupos y que los valores mayores los proporcionaron los moldes tomados con control sin sensores, incluso por encima del supuesto de la toma de molde sin control, es decir, tal cual apoya el paciente. En este supuesto el pie estaba totalmente pronado, desequilibrado estructuralmente y el movimiento helicoidal, que se produce por la pronación de medio pie, según describe Paparella<sup>(132)</sup> en su comparación de la bóveda

plantar con una hélice, estaría disminuido con lo que conllevaría un aplastamiento del arco interno. Esta deformación fue más evidente en el tarso, por la asimetría que se producía en la curva del talón en el plano frontal, que en el antepié debido a la facilidad de adaptación de los metatarsianos. Por ello cuando se manipuló el pie para corregir la pronación en la toma de molde, se estaba imprimiendo una supinación al antepié como se ha comentado anteriormente, que se controló de forma subjetiva y que puede ser motivo de este aumento de diferencia en la altura entre cabeza de 1º y 5º metatarsiano.

Creemos que esto se debe a la movilidad del primer radio, ya que es el más móvil de todos, y ayudado por la manipulación para corregir la pronación del medio pie, que produce una supinación del antepié. Esto nos hizo reflexionar que en el momento de manipular el pie en la toma de molde, se debe asegurar que 1º metatarsiano y 5º metatarsiano estén en un mismo plano frontal, introduciendo el pie hasta contactar con el plano horizontal. De esta forma si igualamos las presiones tenemos la certeza de que se encuentran en un mismo plano frontal. Por ello cuando se toma el molde en carga de forma habitual no se controla ese parámetro, incluso se modifica el positivo del molde para contrarrestar esa diferencia de altura entre 1º y 5º quedando a expensas de la experiencia del profesional.

Por este motivo y después de recoger los datos obtenidos en la elaboración del estudio piloto y Trabajo Fin de Master, con la misma temática como estudio preliminar a la Tesis Doctoral, se decidió eliminar esta variable, ya que aunque la lectura de presiones era la misma en la cabeza de 1º y 5º metatarsianos había una diferencia de altura entre ambos puntos que se alejaba de los objetivos marcados en el estudio.

En cuanto a la otra variable "Índice de simetría" es un parámetro que no está recogido en ningún estudio y que, según los resultados estadísticos la utilización de

los sensores de presión, nos aportaron unas referencias objetivas para obtener un talón equilibrado o simétrico, ya que se controló a través de la maniobra de manipulación el reparto de presiones iguales en borde interno y externo del talón.

## 7.2. Interpretación de los Datos.

El estudio entre las diferentes técnicas de toma de molde ha sido objeto de diversos trabajos en los que tratan de poner de manifiesto que técnica es más eficaz, para ello analizan diversos puntos y poder así objetivar las diferencias entre los moldes<sup>(15, 16, 75, 78, 101-111)</sup>.

En nuestro estudio para comparar los distintos moldes valoramos el parámetro "Índice de Simetría" que nos permitió cuantificar la simetría del talón y poder, diferenciar un molde de un pie en pronación de uno en supinación, ya que un molde en pronación nos aporta un talón más convexo por su parte interna y aplanado por la zona externa y al contrario en un molde supinado.

Este parámetro debe tener un valor de "0" indicativo de una simetría total, o lo más cercano a él para objetivar la simetría del contorno del talón.

Como es un valor no encontrado hasta ahora en ningún trabajo se hace difícil la comparación con otros estudios que están encaminados a diferenciar un molde de otro, valorando puntos como la relación entre antepié y retropié que creemos que es una valoración objetiva pero no controlable objetivamente en el momento de la toma de molde.

Los resultados estadísticos obtenidos para la variable "Índice de Simetría" nos aportaron unas cifras positivas, en el sentido, que se cumplió las expectativas que

teníamos en el estudio y que demostró que el uso de sensores de presión en la toma de moldes ayuda a obtener moldes más equilibrados, es decir la simetría del contorno del talón es un punto de referencia que se toma para valorar, junto con la relación que existe entre el plano horizontal de 1º y 5º metatarsianos y el eje medial del talón deben formar 90º entre sí, de ahí que sea el principal parámetro del estudio valorable ya que como hemos comentado anteriormente, el otro parámetro que era la “Diferencia de Altura entre 1º y 5º” hubo que desecharlo.

Comentar que el uso de las huellas de vacío nos permitió valorar los datos de simetría de talón ya que la utilización de la espuma fenólica cambia la morfología del molde la cual nos proporciona un talón aplanado que resulta más complicado valorar su simetría. Este aspecto nos diferencia de otros estudios en los que no hemos encontrado reflejado la utilización de este método de obtención de moldes y nos hace más difícil la comparación de los resultados.

Los moldes resultantes tomados con este método se asemejan más morfológicamente a los moldes tomados en descarga con venda de escayola, donde el talón se obtiene con una curvatura y no aplanado en su zona plantar como el obtenido con la espuma fenólica, circunstancia que a la hora de tomar el molde se utiliza como referencia visual como se comentó anteriormente, y con la curvatura del talón lo más simétrica posible respecto del eje medio del talón. Al contar en descarga con esta referencia visual autores como McPoil y cols<sup>(15, 16)</sup>, Somers y cols<sup>(101)</sup>, Laughton y cols<sup>(75)</sup>, defienden la obtención de mejores resultados con este método de toma de molde en descarga que con la espuma fenólica.

En nuestra opinión se pudo demostrar tras los resultados obtenidos en nuestro estudio, que al introducir los sensores de presión contamos con una referencia totalmente objetiva que nos ayuda a definir la posición del pie en el momento de la

toma de molde. Esto nos hace discrepar de estos autores en que la toma de molde en carga es menos exacta, simplemente tomar el molde de un paciente contando con el peso del mismo, dificulta la toma de molde y se complica aun más sin tener referencias objetivas, por ello creemos la importancia de introducir dispositivos de referencia como son los sensores de presión aportan más fiabilidad al proceso.

Para darle sentido al estudio nos faltaba demostrar la fiabilidad del mismo, para ello realizamos pruebas intraobservacional en las que se tomaron tres moldes a cada pie en una muestra calculada para tal fin con sensores y sin sensores. Las pruebas estadísticas nos aportaron resultados satisfactorios con un nivel de confianza del 0,882 para los moldes con sensores y de 0,093 para los moldes sin sensores, por lo que se puede asegurar que la utilización de este sistema es más efectiva que tomar el molde en carga tomando de referencia la posición neutra de la ASA por palpación de la misma, como ponen de manifiesto estudios realizados por McPoil y cols<sup>(15, 16)</sup> donde la fiabilidad de la toma de moldes comparando varias técnicas, dio los peores resultado a la toma de molde en carga.

Por ello creemos que es importante incorporar sistemas de control como pueden ser, los sensores de presión, a la metodología de la toma de moldes.

### **7.3. Relación de los Resultados con Otros Estudios.**

Los resultados obtenidos en comparación con otros autores pone de manifiesto la falta de control en la toma de moldes en carga que existe en la actualidad.

Autores como Michaud<sup>(21)</sup>, Levy y cols<sup>(9)</sup>, Benhamú y cols<sup>(86)</sup> y Lira<sup>(85)</sup> describen procedimientos de toma de molde en carga, pero la corrección que se realiza en el pie, se verifica por palpación de la cabeza del astrágalo de forma subjetiva. Esta

verificación no cuantificable hace que el proceso pueda aportar resultados desiguales en los moldes.

Un estudio elaborado por McPoil y cols<sup>(15, 16)</sup> en 1989 consistió en comparar los ángulos de antepié con relación a retropié obtenidos a partir de tres métodos distintos utilizados para conseguir una impresión neutra del pie. Los tres métodos fueron: 1) en posición supina en camilla sin peso (S), 2) en camilla e posición decúbito prono (P), y 3) en semicarga con espuma fenólica (SW). Se obtuvieron moldes del pie de 11 sujetos femeninos entre 18 y 30 años para cada uno de los tres métodos y se utilizó un goniómetro manual para medir el ángulo de parte delantera del pie-a-retropié para cada par de moldes.

Los métodos de impresión S y P fueron significativamente diferentes de SW, pero no significativamente diferentes entre sí. Los resultados indicaron que la misma alineación antepié-retropié se puede conseguir utilizando el método S o P, pero no con el método de SW.

Los deficientes resultados obtenidos de los moldes realizados con espuma fenólica en comparación con los otros dos métodos, dieron unos resultados del coeficiente de correlación intraclase (CCI) que van desde 0,99, 0,99 y 0,93 para el pie izquierdo y de 0,95, 0,97, 0,87 para el pie derecho para las técnicas (S), (P) y (SW) respectivamente. Estos resultados se atribuyen a la posición en la que queda la ASA después de intentar bloquearla en posición neutra en semicarga y a la densidad de la espuma que puede modificar la posición por el empuje de la misma.

La diferencia con nuestro estudio fue que la medición se realizó en sujetos sin patología previa. En nuestro estudio se valoró que estuviera presente la deformación en pronación en todas las muestras. Considerando que la relación entre antepié-

retropié está aumentada, por la supinación de antepié que conlleva la pronación de medio pie, puede haber diferencias en la interpretación de los datos al igual que el hecho de que los modelos se tomaron en descarga y semicarga. Pero sí coincidimos con este estudio en los resultados desfavorables en el supuesto de la toma de moldes sin sensores, porque puso de manifiesto las deficiencias que tiene la toma de molde en carga con espuma fenólica sin controlar de forma objetiva la manipulación.

Sobel<sup>(78)</sup>, en el artículo 'La reevaluación de la Impresión negativa y la posición neutra subtalar de 1997, se cuestiona la posición en neutra de la subastragalina en el momento de la toma molde. Estudios referenciados contradicen la teoría de Root sobre la posición neutra, y argumentan que la toma de moldes sigue siendo un arte más que una disciplina científica, quizás por la falta de control y rigor científico, con lo que teniendo en cuenta los resultados que obtuvimos en nuestro estudio, estamos de acuerdo con las conclusiones de este autor.

Somers y cols<sup>(101)</sup> afirmaron en 1997, que la obtención de resultados favorables en la técnica con venda de escayola, puede deberse a la importancia de poder tener una buena visión y percibir la posición del pie, como queda plasmado en un estudio donde se midieron diez sujetos (20-31 años), libre de patología. Cada pie se evaluó dos veces con un goniómetro y dos veces con estimación visual por cada profesional.

El propósito de esta investigación fue examinar directamente la fiabilidad de la estimación goniométrica y visual de medidas de posición del antepié con respecto al retropié, ya que es un procedimiento de rutina habitual utilizado para evaluar las posibles diferencias de alineación. La evaluación se realizó entre profesionales con y sin experiencia. Al utilizar el goniómetro las mediciones variaron desde 0,08 hasta 0,78 para los profesionales experimentados y 0,16 hasta 0,65 para los profesionales sin experiencia.

Aunque la experiencia no parece influir en la relación de posición entre antepié-retropié, en las dos técnicas de evaluación, la estimación visual, aunque sea un procedimiento subjetivo, puede ser la más fiable, de ahí que la técnica de toma de molde con vendas de escayola tenga mejores resultados por el control visual, y además por no contar con la carga del peso del paciente que dificulta la manipulación articular del pie.

Si bien el estudio se realizó en descarga y con venda de escayola, coincidimos con los autores en el hecho de tener que contar, con una referencia, aunque sea visual un tanto subjetiva para poder controlar la manipulación del pie.

Se consultó un estudio realizado por Lapointe<sup>(102)</sup> donde se comparó la medición de este parámetro como es la bisectriz calcánea como punto de referencia junto a la del talón para referenciar la línea de bisectriz y valorar la angulación con la línea media de la pierna ya que es un factor que se introdujo en el estudio anterior, encontrando diferencias según la técnica en la que se efectuó el cálculo.

En este estudio las mediciones se hicieron sobre piezas cadavéricas descongeladas que mantienen mejor la movilidad de las articulaciones que las piezas embalsamadas que pierden movilidad. Las mediciones se hicieron de forma visual y con la utilización de calibres digitales por profesionales experimentados. Los resultados fueron diferentes dando mayor validez a los realizados con los instrumentos de medición, dando unos valores de media de error angular de  $0,60^\circ (\pm 1,17^\circ)$  y unos valores para la otra técnica manual de  $3,61^\circ (\pm 3,13^\circ)$  de media de error angular, por lo tanto es importante el trazar con exactitud esta bisectriz si se toma como referencia de la colocación del calcáneo ya que habitualmente se realiza de forma visual, lo que podría aportar sesgos a la técnica de impresión.

Este estudio, a diferencia del nuestro y del anteriormente mencionado, realizó las mediciones en descarga con lo cual sería de interés realizar un estudio para determinar si en el supuesto de hacer las mediciones en carga habría diferencia entre los datos, ya que en lo que respecta a nuestro estudio, sí que será un factor que tenemos en mente de introducir como comentaremos en el apartado de prospectiva.

Laughton y cols<sup>(75)</sup>, en 2002, llevaron a cabo un estudio donde participaron 15 sujetos (12 mujeres, 3 hombres) entre las edades de 20 y 34 años. Todos los sujetos estaban libres de lesiones de las extremidades inferiores. El estudio se realizó con cuatro métodos disponibles actualmente para la toma de una impresión de los pies con el fin de fabricar un aparato ortopédico: vendas de yeso en descarga, semicarga con impresiones en espuma fenólica y el escaneo láser del pie en semicarga y en descarga. Este estudio comparó la fiabilidad y precisión de estos métodos. La alta variabilidad de los resultados entre los cuatro métodos de obtención de los moldes puede explicar la falta de homogeneidad y control entre los distintos métodos y los hallazgos de los resultados en el trabajo.

Los resultados más satisfactorios se encontraron en el molde que se tomaron con venda de escayola con el pie en descarga. Las medidas que resultaron de tomar el molde con espuma fenólica, con el paciente en carga dieron medidas de relación antepié-retropié que van desde 8,3° a 0,9° midiendo el ángulo entre la bisección del calcáneo perpendicular al plano de las cabezas de los metatarsianos 1° y 5°. Las impresiones de espuma dieron los resultados de las medidas menos fiables, ya que las cifras obtenidas entre los distintos métodos de tomar los moldes reflejaron ser las más altas contabilizándose cifras de la medida del ancho de retropié en 6,20 centímetros frente a la mínima de 5,14 centímetros, al igual que la medida del ancho antepié y la altura de arco que diferían de 9,36 frente a 8,88 y 2,05 frente a 2,51 respectivamente.

La metodología en la forma en que se introduce el pie en la espuma, produce esta baja validez de las impresiones en espuma que se puede atribuir al método de toma de molde en el bloque de espuma.

Los resultados sugirieron que los diferentes métodos de obtención del molde tuvieron como consecuencia una representación del pie en diferentes medidas en cuanto a la morfología del mismo. Es reseñable en este artículo la valoración de la diferencia entre la medida del ancho del retropié y el antepié donde se puso de manifiesto que los moldes tomados con espumas fueron más anchos achacándose al hecho de la manipulación del pie. Estos movimientos dejan impresa en la espuma márgenes marcados que no son recuperables y que modifican las medidas del molde, cuestión que ya tuvimos prevista en nuestro estudio y de ahí la utilización de los cojines para poder manipular el pie sin dejar marcas irrecuperables en el molde. Este procedimiento es más limpio y rápido eliminando residuos que se generan en otras técnicas.

Estas diferencias de resultados en las medidas pueden afectar a la comodidad, ajuste y función de la ortesis resultante a menos que estas diferencias se consideran cuando se modifica el molde positivo del pie antes de la fabricación ortesis. Esto pone de manifiesto en este estudio la falta de control en la técnica con la espuma fenólica interviniendo en los resultados del tratamiento.

Con respecto a nuestro estudio coincide con la variabilidad en cuanto a la relación antepié-retropié, donde obtuvimos mayor diferencia de altura entre los moldes realizados sin sensores para la variable diferencia de altura entre cabeza de 1º y 5º que nos daba idea de la supinación del antepié pero que desestimó ya que no se cumplía con las expectativas que tuvimos en el estudio de igualar las presiones de todos los sensores suponiendo que todos estarían en el mismo plano, y que se atribuyó a la

movilidad del primer radio y a la presión que ejerce en dirección contraria el cojín de vacío sobre el antepié en el instante de apoyo por ello hay que asegurar la posición de 1º y 5º metatarsianos en mismo plano horizontal.

Los métodos de digitalización láser, al igual que la técnica con venda de escayola, dieron como resultado medidas de coeficiente de correlación (ICC) bastante fiables ya que fueron las medidas que presentaron valores que oscilan entre 0,78, 0,75 y 0,65 para las medidas de antepié, retropié. El método digital cuenta con un procedimiento de alineación cuidadosa, que consistía en colocar el pie en una posición neutral y utilizando un goniómetro para alinear el calcáneo. Aunque este procedimiento se encontró que era fiable, utilizando un goniómetro y un segundo individuo para alinear el calcáneo tenía el potencial de introducir error humano adicional y por lo tanto puede haber comprometido la validez de este procedimiento.

Destacar en la fiabilidad del método de escaneo digital, que aunque la situación era en semicarga y en descarga distinta a nuestro estudio, sí que estos datos están influenciados por el hecho de haber introducido un instrumento de control como es un goniómetro, para mantener la bisectriz del calcáneo a 90º con el plano horizontal, lo cual le dio un grado de objetividad al método de la toma de la medida. Esto prueba la necesidad de introducir elementos de control objetivos para la realización del proceso de la toma de moldes, ya que es difícil controlar la posición del pie si no se percibe la relación antepie – retropié como sucede en los moldes tomados con la técnica de venda de escayola, que en este estudio obtuvieron unos resultados fiables.

Un estudio que realizó en 2006 Nick<sup>(103)</sup> evaluó los resultados del tratamiento ortopédico aplicado al paciente, dependiendo del tipo de molde realizado en el pie para tal fin. Los sujetos que participaron en el estudio fueron diez mujeres sin patología conocida en el pie donde se utilizaron dos técnicas con caja de espuma fenólica:

método acomodativo con carga total del peso y el método semicarga funcional. Además, se utilizaron dos técnicas de toma de molde, una con caja de espuma fenólica en semicarga donde se mantuvo la articulación subastragalina funcional en posición neutra y el paciente sentado con la pierna semiflexionada, y una segunda impresión en suspensión manteniendo la posición neutra de la articulación subastragalina como describe Root y cols anteriormente mencionada.

En esta ocasión cuatro tipos de molde en carga y en descarga concluyeron que; por un lado las dimensiones del pie para adaptar el soporte plantar son más reales y similares con las dimensiones clínicas del pie, tomando el molde con espuma fenólica, que tomado el molde con venda de escayola, con lo cual se defiende la toma de molde en carga que es lo que este estudio pretendimos pero aportando más exactitud en el molde.

Por otro lado la conclusión a la que se llegó en el estudio fue que los cuatro métodos de impresión produjeron diferencias entre las ortesis con respecto al área de contacto total del pie, pero solo pequeñas diferencias con respecto a la presión máxima en distintos puntos del mismo, que no eran estadísticamente significativas, sí en cambio se detectaron variaciones en las líneas de la marcha donde hubo diferencias entre las ortesis acomodativas y funcionales.

La comparación de los moldes también proporcionó diferencias entre unas series de aspectos como puede ser la morfología de los talones, donde era evidente el talón realizado en carga y el que se realizó en descarga, proporcionando mayor comodidad a los pacientes las ortesis realizadas sobre moldes en carga.

Otro aspecto que demostró diferencias entre los moldes fue la altura del arco interno, más pronunciado entre los moldes realizados en descarga y el hecho de que

los arcos también quedaran más retrasados que los realizados en carga. Todas estas diferencias entre los moldes repercuten en el trabajo final como es la ortesis, que en realidad es lo que estudia esta investigación: la diferencia entre los distintos tratamientos resultantes, pero indirectamente valora los diferentes moldes y técnicas de impresión.

Este estudio concluyó que el molde con espuma es preferible para la construcción de ortesis acomodativas y funcionales porque es más fácil de usar, más rápido, más limpio y menos costoso por lo que no se debería marcar como tan desfavorable la técnica de espuma fenólica en carga.

Leslie y cols<sup>(104)</sup> en 2008 realizaron un estudio en el que once podólogos canadienses verificaron los moldes de un solo pie, una con yeso de Paris y otra con la técnica de espuma fenólica. Posteriormente tres evaluadores independientes, valoraron los moldes resultantes.

La planta del pie se utilizó como un marco de referencia para alinear el talón y los metatarsianos 1º y 5º con el plano frontal. El molde se realizó con el paciente sentado, la cadera, la rodilla y el tobillo todos a 90 ° entre sí. El pie del paciente se apoya sobre el bloque de espuma, el antepié se introdujo por el profesional para permitir la supinación natural de la articulación subastragalina e inversión del talón. Con el antepié invertido, se aplicó una fuerza vertical hacia abajo en la rodilla de tal manera que el talón del paciente se introduce en la espuma. Las cabezas de los metatarsianos están deprimidas en la espuma del lateral a medial por el profesional. Todos los puntos de contacto (el talón, la columna lateral y 5º y 1º metatarsiano) están deprimidos en la parte inferior de la caja de espuma para servir como marco de referencia.

El método de fundición de espuma, en comparación con el método de yeso, tuvo significativamente mejor fiabilidad intracaster fiabilidad ( $F = 2,755$ ;  $p = 0,003$ ). La capacidad de cada evaluador para medir el ángulo de antepié con retropié era buena. Sin embargo, la fiabilidad entre evaluadores fue pobre. Los parámetros para la impresión de espuma fenólica mostraron significativamente menos variabilidad que el de yeso:  $1,51^\circ$  frente a  $2,46^\circ$  ( $P = 0,018$ ).

La capacidad de los profesionales fue mejor cuando se utilizó la espuma fenólica en comparación con las técnicas de venda de escayola. Uno de los factores para disminuir la eficacia con la técnica de venda de escayola viene determinado cuando el profesional debe colocar el pie con la articulación subastragalina en posición neutral sin contar con puntos prácticos de referencia para dirigir la maniobra de forma objetiva. Por otra parte, la técnica de la espuma fue más consistente, porque la postura en carga y el uso del suelo como marco de referencia para el antepié establecen la posición del pie como ayuda al profesional en la colocación del mismo.

Sí que coincidimos en este estudio, que toma como referencia el plano horizontal, que  $1^\circ$  y  $5^\circ$  metatarsiano estén en mismo plano frontal y sirva de referencia para cuantificar la relación de ángulos. En nuestro estudio inicialmente la forma de valorar este plano fue cuantificando la diferencia de altura entre los dos puntos entre  $1^\circ$  y  $5^\circ$  con un calibre digital para constatar si el antepié estaba en una posición pronada o supinada, pero pudimos comprobar que la forma con la que controlábamos la posición de estos dos puntos mediante los sensores de presión no se cumplía por los motivos ya anteriormente expuestos, de ahí que sea una buena opción llevar  $1^\circ$  y  $5^\circ$  metatarsianos al mismo plano horizontal para asegurar la posición de los mismos en el plano frontal, cuestión por otra parte que no hemos visto recogido en otros estudios y que nosotros estamos muy de acuerdo con esa manipulación. No queda aclarado en el estudio si los sujetos participantes en el estudio presentaban alguna patología en el pie.

Huerta y cols<sup>(105)</sup> en 2009 realizaron un estudio sobre cómo se podía modificar en estática el plano frontal con la utilización de una ortesis en un pie normal o en pies con un alto grado de pronación. En el estudio participaron 53 sujetos sin patología conocida a los cuales se les realizó un molde con venda de escayola en posición neutra en descarga aunque fue rectificado según el protocolo descrito por el autor Anthony<sup>(133)</sup> (Fig. 63).



Figura 63. Modificaciones del molde positivo incluyendo plataforma anterior equilibrada a 0°, expansión lateral, y la expansión medial. Journal of the American Podiatric Medical Association • 2009, Vol 99 • No 1 • January/February 2009 pp 15.

El molde se rectificó buscando la perpendicularidad de la bisectriz de calcáneo con el plano frontal de 1° y 5° metatarsianos y proporcionar un margen de expansión para el pie. Las mediciones se hicieron en cinco supuestos distintos: una medición directamente sobre la ortesis, una segunda introduciendo una cuña vara de 5° tanto en antepié como en talón, un tercer supuesto con cuña en varo de 10° y cuarto y quinto supuesto con cuña de 5° y 10° en valgo respectivamente. Como resultados se obtuvieron diferencias significativas en la posición del calcáneo, factor que influye en la cinemática del miembro inferior en cuanto a rotaciones internas y externas afectando a la movilidad de la rodilla.

Nuestro estudio difiere de este en un aspecto importante como es la toma de molde en descarga, pero en definitiva, pretende obtener un molde con unas características similares a la que nosotros perseguíamos aunque sigue siendo un estudio donde no se controla objetivamente el proceso de la toma de molde, a pesar de que este método en descarga utilizado con venda de escayola, es uno de los más fiables al contar con la referencia visual del proceso. Sin embargo sí que pone de manifiesto que los resultados de las ortesis dependen mucho del molde sobre el que se realizan y cómo puede interferir en la biomecánica de la persona. Los resultados del estudio, indicaron que la posición de giro de la articulación subastragalina se debe tomar en cuenta en la planificación de los estudios cinemáticos con respecto a los efectos mecánicos de la ortesis, como se recoge en el estudio, aunque habrá que realizar futuros análisis, no solo en estática como se recoge en este, sino teniendo en cuenta la dinámica del movimiento y cómo puede influir la posición tanto de la articulación subastragalina como la del calcáneo en la biomecánica general del cuerpo, parámetros que habrá que controlar para que el molde resultante no interfiera en los resultados biomecánicos de la ortesis<sup>(434)</sup>.

Matthew y cols<sup>(106)</sup> en 2011 realizaron un estudio sobre la fiabilidad de la captura de los parámetros del pie utilizando el escaneo digital y la técnica de moldeo en posición neutra. Veintiún participantes sanos se incluyeron en el estudio. Seis moldes con venda de escayola y seis exploraciones digitales se obtuvieron de cada participante por dos evaluadores de diferente experiencia clínica, para evaluar y cuantificar varios parámetros de los moldes y escaneos.

Las conclusiones de este estudio indican que la exploración digital es una técnica fiable, con una reducción entre la diferencia de medidas independientemente de la experiencia clínica del profesional, en comparación con la técnica de toma de molde en posición neutra. Los resultados también demostraron un mayor error de medición en el parámetro de relación entre la alineación del antepié y el retropié.

El método de escaneo digital en nuestra opinión, puede ser un sistema que aporta muy buena reproductibilidad por el hecho de que la información de los datos se traslada de forma digital, y puede aportar los mismos resultados cuantas veces se quiera de una misma impresión, pero el inconveniente que vemos es el mismo que se puede encontrar en otros sistemas que es, en qué posición capturamos el pie, con qué control y si se podría repetir la misma posición. En definitiva seguimos sin controlar de forma objetiva la manipulación del pie, sin unos parámetros que cuantifiquen el grado de manipulación.

ombroski y cols<sup>(107)</sup> en 2014 realizaron un estudio que puso de manifiesto el avance de la técnica en este sentido aplicando la exploración digital unida a la reproducción de modelos a través de impresoras 3D.

El avance de la técnica muestra este tipo de alternativa para la obtención del molde del pie, que posiblemente al realizarse el proceso de forma digital con el ordenador evidentemente el grado de reproductibilidad del mismo debe ser mayor que realizado por el profesional de forma más artesanal, pero pudiendo ser el procedimiento más exacto, la posición del pie para realizar la lectura digital sigue sin tener solución con este sistema ya que la lectura puede ser igual pero puede variar la posición del pie y la reproductibilidad para esa posición determinada como ocurre en el estudio mencionado anteriormente. Seguiremos sin tener un lenguaje objetivo entre los profesionales para poder reproducir una posición determinada del pie.

El método para obtener el molde en carga del pie que más se asemeja al nuestro es el diseñado por Rueda<sup>(111)</sup>, "Podo Computer®", en el cual mediante un sistema neumático que presiona sobre la venda y el pie adaptan la venda de escayola pudiendo controlar las presiones a través de una imagen por colorimetría (Fig. 64) y ver los puntos de máxima presión. El inconveniente es que no se puede inyectar mucha

presión de aire ya que se puede perder la referencia de la huella, aparte la reproductibilidad de la técnica no está recogida en ningún estudio para poder comparar los resultados de un sistema y otro



Figura 64. Imagen de la toma de molde con el sistema neumático.<http://www.martinrueda.com/index.php/servicios.html>.

Este sistema nos da una buena referencia de la posición del pie atendiendo a los puntos de presión observados, pero no podemos recolocar el pie de manera precisa al no poder cuantificar de alguna forma esa posición para poder transmitirlo a otros profesionales o incluso repetir el mismo tratamiento al paciente cuando sea preciso, porque la posición del pie es importante y más concretamente la posición de la ASA como se demuestra en estudios anteriores, donde se concluye que sí hay cambios en la morfología del molde dependiendo de la posición de esta articulación<sup>(110)</sup>.

Nuestro estudio está muy relacionado con esta investigación porque se persiguió demostrar, que cuantificando las presiones se podía conseguir un molde más simétrico en cuanto a la parte posterior del pie y poder repetir el molde varias veces para conseguir los mismos resultados. Por ello creemos que es necesario depurar la técnica de la toma de moldes, porque observamos en los estudios consultados mencionados anteriormente,

## Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados

que el molde puede influir en los efectos del tratamiento ortésico, lo que explica por otra parte la variabilidad de resultados en los tratamientos que se obtienen en los distintos estudios mencionados en esta investigación que no son capaces de unificar criterios para así poder sacar conclusiones y poder unificar pautas de trabajo y protocolos de actuación.

#### **7.4. Limitación del Estudio.**

En la elaboración del estudio se encontraron limitaciones que a continuación recogemos

La principal limitación que se encontró fue el funcionamiento del software del sistema de análisis de presiones, que no está diseñado para tal fin, con lo que echamos de menos ciertos valores en las gráficas que nos ayudaran aún más en la técnica.

Necesitamos un software que nos dé un valor numérico cuando trabajamos en tiempo real, ya que el sistema nos daba este valor, pero una vez se había recopilado la lectura de presiones y se procesaba la información.

Otro punto reseñable es el grosor de los sensores en el punto de conexión con el cable, que puede dejar marcas en el molde si no se posicionan bien pudiendo interferir en el contorno de la curva a valorar.

También hay que reflejar que el estudio solo se realizó sobre un tipo de pie, con lo cual sería apropiado aplicarlo a otros tipos de deformaciones en el pie para poder comparar los resultados.

De la misma manera, otra limitación es la falta de estudios relacionados con esta técnica, que aunque existiendo trabajos sobre moldes no hay estudios para poder confrontar los resultados con los obtenidos en esta Tesis Doctoral.

Los estudios encontrados recogen datos y resultados sobre población sana y pies que no presentan patología alguna, con lo que la comparación con nuestro estudio resulta difícil ya que la muestra recogida en nuestro estudio es sobre pies que presentan un grado de pronación.

## 7.5. Prospectiva.

La prospectiva de nuestro estudio está referida a la necesidad de continuar con la investigación, y realizar medidas con otros tipos de pies patológicos y comparar los resultados, aunque lo primordial sería cuantificar las presiones del pie en una postura deseada tras la manipulación llevada a cabo por el profesional, hasta el punto que este crea conveniente después de realizar un estudio biomecánico y trasladar esos valores a la toma de moldes, y observar si se sigue manteniendo esa posición. En nuestro estudio hemos buscado igualar las presiones de los sensores esperando obtener una curvatura simétrica de talón, y poder así repetir la maniobra varias veces y obtener los mismos resultados.

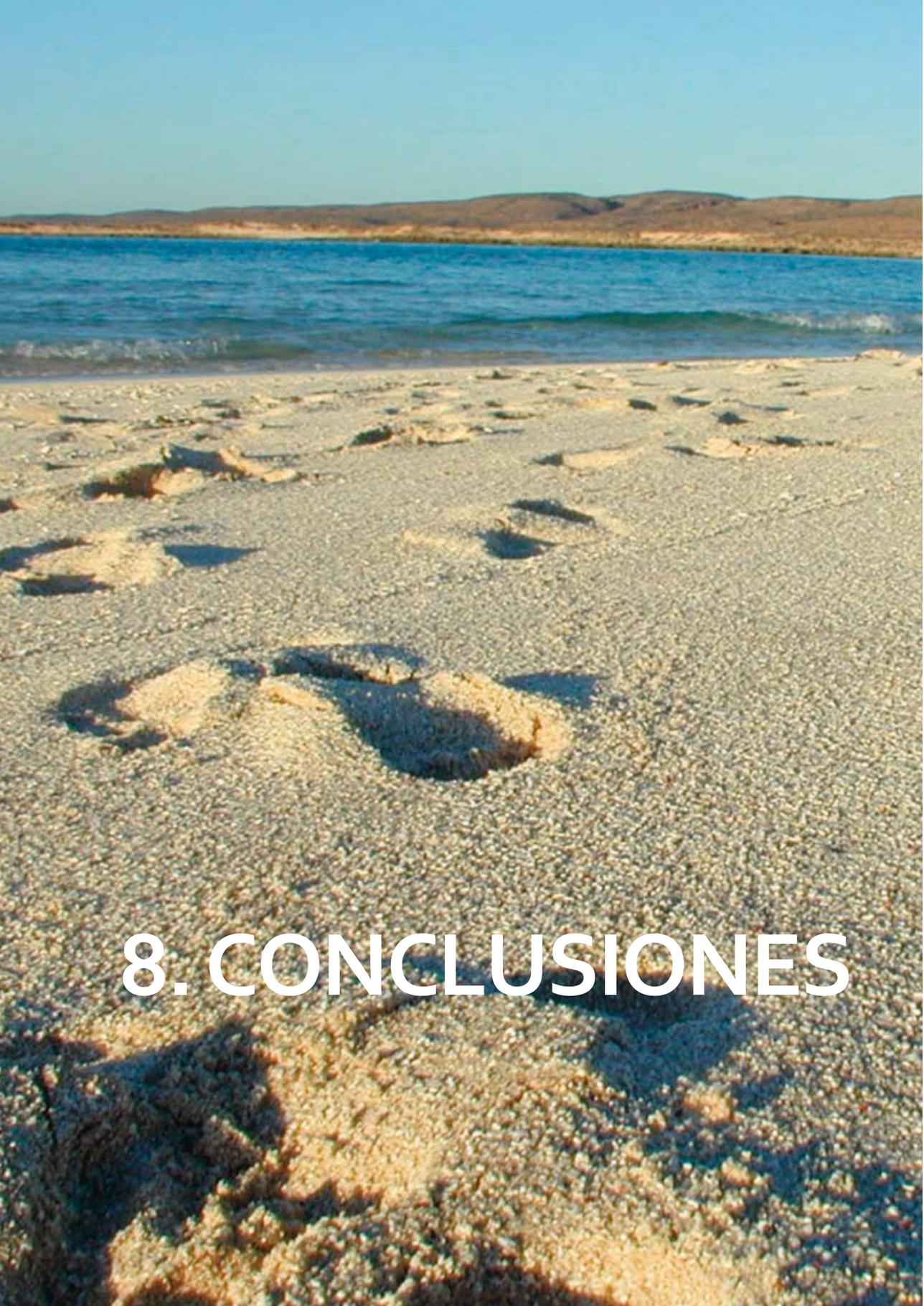
En cuanto a la parte técnica que concierne, estamos considerando la posibilidad de escanear el molde para su estudio con un escáner 3D, para evitar así tener que hacer el positivado de escayola, tener que seccionarlo, escanearlo, en definitiva eliminar fases para disminuir los fallos o errores que puedan alterar el estudio.

Actualmente ya hemos contactado con una firma comercial que distribuye un tipo de sensor más idóneo para más comodidad a la hora de ponerlos sobre el pie y sin grosor apreciable y que además cuenta con un software apropiado que nos beneficiaría en el estudio.

Todo ello nos supone un impedimento, por el elevado coste económico que queremos introducir en las mejoras del estudio.

Por otro lado pretendemos elaborar un método de comunicación entre los distintos profesionales, donde poder describir objetivamente la posición del pie y poder reproducirla por cualquier conocedor de la sistemática, es decir, poder describir la posición del pie con valores numéricos de presión incluso si tenemos que compensar el apoyo por ejemplo en un antepié supinado. Si en este caso hubiera que introducir una cuña debajo de la cabeza articular del 1º metatarsiano con un determinado grosor podríamos describir los valores de presión, tanto en talón en borde interno como externo y los valores de presión plantar en cabeza metatarsal de 1º y 5º metatarsiano con una cuña de "x" milímetros de grosor. Quedaría objetivamente puntualizada la posición del pie para que otro profesional pudiera manipular el pie hasta la misma posición, en definitiva crear un lenguaje objetivo y unificado para todos los profesionales.





# 8. CONCLUSIONES



- 1) Según los resultados estadísticos para la variable "Índice de Simetría", donde obtuvimos una mediana de 0,0416 muy cercana al cero para los moldes tomados con sensores, concluimos que sí se obtiene un molde más centrado con respecto al talón utilizando los sensores de presión y asegurando que el antepié está situado en contacto con el plano horizontal, mejorando la relación entre los dos planos de antepié y retropié.
- 2) Se verifica que los moldes tomados con sensores, mantienen una mayor simetría en la curvatura del talón valorada en el plano frontal, con unos datos en el percentil 75 que están por debajo de 0,068, indicativo de un mayor control de la posición del pie.
- 3) Se obtienen moldes más similares utilizando los sensores de presión, ya que el resultado aporta un valor de significación de 0,882 y un nivel de confianza del 90% cuando valoramos la reproductibilidad de la maniobra, que haciéndolo de forma habitual.





# 9. RESUMEN



**E**l tratamiento ortésico del pie es un proceso muy común entre los podólogos para tratar patologías que afectan al pie bien sean de índole mecánica, estructural o endocrinas. Por ello, es importante en la realización del tratamiento contar con una buena y fiel reproducción del pie sobre el que adaptar el tratamiento. Es el primer paso importantísimo para obtener los resultados esperados y conseguir la recuperación del paciente.

La problemática que se presenta en este proceso de la realización del molde por un lado es la falta de unificación de criterios entre los profesionales y por otro la falta de objetividad en la técnica de toma de molde. Son varios los estudios elaborados sobre los resultados que se obtienen dependiendo del molde realizado y según con qué técnica se ha obtenido el molde.

Con este estudio hemos querido aportar una sistemática de trabajo que nos aporte datos objetivos para poder controlar el procedimiento de manipulación del pie y para ello hemos introducido sensores de presión para así controlar la posición del pie en el momento de la manipulación, cuantificando los valores de presión y poder reproducir esta posición cuantas veces sea necesaria.

Esta investigación pretende demostrar que tomando el molde con esta sistemática, podemos obtener un molde del pie con la curvatura del talón referenciada en el plano frontal en un corte perpendicular al eje longitudinal del pie, más simétrico en comparación con el molde tomado de forma habitual. De esta forma queremos demostrar que se puede controlar la posición del pie objetivamente y no como se hace habitualmente de forma más subjetiva o artesanal intentando determinar la posición neutra del pie.

Estadísticamente hemos utilizado en función de los objetivos y los datos las pruebas de normalidad Shapiro-Wilk, análisis bidimensional de Friedman de varianza por rangos y el análisis correlacional de Pearson.

Según los resultados obtenidos podemos concluir que las medidas con sensores son más fiables a cualquier nivel de confianza admitido que las medidas sin sensores.

An aerial photograph of a vast, flat, brownish landscape, possibly a salt flat or a dry lake bed. The ground is a mix of light and dark brown tones, suggesting different mineral compositions or moisture levels. In the upper-middle part of the image, there are two small, dark, circular structures that appear to be small buildings or huts. The horizon is visible in the distance, and the overall scene is desolate and expansive.

# 10. BIBLIOGRAFÍA



- 1 Barragan J.C. Obtención de moldes para la realización de la ortésis plantar. En: Levy A E, Cortés JM, editores. Ortopodología y Aparato Locomotor. Barcelona: Masson. SA; 2003. p. 201-55.
- 2 Richie JR. Effects of Foot orthoses on patients with chronic ankle instability. J Am Podiatr Med Assoc. 2007; 97(1): 19-30.
- 3 Scherer PR, Sanders J, Eldredge DE, Duffy SJ, Lee R. Effect of functional foot orthoses on first metatarsophalangeal joint dorsiflexion in stance and gait. J Am Podiatr Med Assoc. 2006; 96(6): 474-81.
- 4 Root M, Orien W, Weed J. Normal and abnormal function of the foot. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation. 1977
- 5 Subotnick S. The ambulatory slipper cast. J Am Podiatr Assoc. 1972; 62: 351-3.
- 6 Gheluwe B, Kirby KA. Reliability and accuracy of biomechanical measurements of the lower extremities. J Am Podiatr Med Assoc. 2002; 92 (6): 317-26.
- 7 Evans AM, Copper AW, Scharfbilling RW, Scutter SD, Williams MT. Reliability of the foot posture index and traditional measurement of foot position. J Am Podiatr Med Assoc. 2003; 93 (3): 230-213.
- 8 Prat J.M, Sánchez-Lacuesta J. Biomecánica de la marcha normal y patológica. Valencia: Instituto de Biomecánica de Valencia (IBV); 2002.

- 9 Levy AE. Esquema general de ortesiología del miembro inferior. En: Levy A E, Cortés JM, edit.. Ortopodología y Aparato Locomotor. Barcelona: Masson. SA; 2003. p. 59-69.
- 10 Payne C, Munteanu S, Miller K. Position of the subtalar joint axis and resistance of the rearfoot to supination. J Am Podiatr Med Assoc. 2003; 93: 131-5.
- 11 Kirby KA. Subtalar joint axis location and rotational equilibrium theory of foot function. J Am Podiatr Med Assoc. 2001; 91: 465-87.
- 12 Wright DG, Desai SM, Henderson WH. Action of the subtalar and ankle-joint complex during the stance phase of walking. J Bone Joint Surg Am. 1964; 46-A(2): 361-82.
- 13 Root M, William P, John H. Neutral position casting techniques. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corp; 1971.
- 14 Rodrigo C. Miralles MP. Biomecanica clínica del aparato locomotor. 2000 reimpr. Masson S, edit. Barcelona; 1998. p 251-263.
- 15 McPoil TG, Schuit D, Knecht HG. Comparison of three methods used to obtain a neutral plaster foot impression. Phys Ther. 1989; 69(6): 448-52.
- 16 McPoil T, Cornwall MW. Relationship between subtalar joint neutral position and rearfoot motion during walking. Foot Ankle Int. 1994; 15: 141-5.
- 17 Menz HB. Alternative techniques for the clinical assessment of foot pronation. J Am Pod Med Assoc. 1998 ; 88: 119-29.

- 18 Dananberg HJ. Sagittal plane biomechanics D. J Am Pod Med Assoc. 2000; 90: 47-50.
- 19 Kirby KA. Biomechanic of the normal and abnormal foot. J Am Pod Med Assoc. 2000; 90: 30-4.
- 20 Laughton C, McClay DI, Williams DS. Comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot. J Am Podiatr Med Assoc. 2002; 92(5): 261-8.
- 21 Michaud TC. Foot orthoses and other form of conservative foot Care. Williams y Wilkins, Baltimore, 1993.
- 22 Barragan J. C. Obtención de moldes para la realización de la ortesis plantar. En: Levy A E, Cortés JM. Ortopodología y Aparato Locomotor. Barcelona: Masson. SA; 2003. p. 230-35.
- 23 Levy A E. Criterios de normalidad. En: Levy A E, Cortés JM. Ortopodología y Aparato Locomotor. Barcelona: Masson. SA; 2003. p. 449-455.
- 24 O'Connor KM, Hamill J. The role of selected extrinsic foot muscles during running. Clin Biomech. 2004; 19(1): 71-7.
- 25 Thordarson DB, Schmotzer H, Chon J, Peters J. Dynamic support of the human longitudinal arch. Clin Orthop Relat Res.1995; 7(316): 165-72.
- 26 Headlee DL, Leonard JL, Hart JM, Ingersoll CD, Hertel J. Fatigue of the plantar intrinsic foot muscles increases navicular drop. J Electromyogr Kinesiol. 2008; 18(3): 420-5.4

- 27 Prichasuk S, Subhadrabandhu T. The relationship of pes planus and calcaneal spur to plantar heel pain. *Clin Orthop Relat Res.* 1994; 19(306): 192-6.
- 28 Riddle DL, Pulisic M, Pidcoe P, Johnson RE. Risk factors for Plantar fasciitis: a matched case-control study. *J Bone Joint Surg Am.* 2003; 85-A(5): 872-7.
- 29 Andreasen J, Molgaard CM, Christensen M, Kaalund S, Lundbye-Christensen S, et al. Exercise therapy and custom-made insoles are effective in patients with excessive pronation and chronic foot pain-a randomized controlled trial. *Foot.* 2013; 23(1): 22-8.
- 30 Rothbart BA, Estabrook L. Excessive pronation: a major biomechanical determinant in the development of chondromalacia and pelvic lists. *J Manip Physiol Ther.* 1988; 11(5): 373-9.
- 31 Bennett JE, Reinking MF, Pluemer B, Pentel A, Seaton M. Factors contributing to the development of medial tibial stress syndrome in high school runners. *J Orthop Sport Phys Ther.* 2001; 31(9): 504-10.
- 32 Gonzalez ML. Tratamiento ortopodológico individualizado del paciente diabético de alto riesgo, mediante estudio de las presiones plantares y la biomecánica del pie. *Reduca Enfermería, Fisioter y Podol Ser Trab Fin Master.* 2010; 2(1): 340-59.
- 33 Vilá E, Rocha B, Sanz de los Arcos B, Padrós C. Tratamiento de las úlceras neuropáticas con descargas. *Revista española de podología.* 2008; 19: 144-53.

- 34 Pitei DL, Foster A, Edmonds M. The effect of regular callus removal on foot pressures. *J Foot Ankle Surg.* 1999; 38(4): 251-6.
- 35 Ruiz M, Escolar A, Mayoral E, Corral F, Fernandez I. Mortalidad, prevalencia, incidencia, costes económicos y desigualdades. *Gac Sanit.* 2006;1:15-24.
- 36 Aragón FJ. Atlas de Manejo Práctico del Pie diabético. Aragón FJ, editor. CPG; 2004.
- 37 Camp A. Biomecanica del pie diabético. Barcelona: EPA Serveis Gràfics; 2002.
- 38 Walmsley S, Williams AE, Ravey M, Graham A. The rheumatoid foot: a systematic literature review of patient-reported outcome measures. *J Foot Ankle Res.* 2010; 3: 12.
- 39 Juha I, Jaakkola D, Roger A, Mann D. A review of rheumatoid arthritis affecting the foot and ankle. *Foot ankle Int.* 2004; 25 (12): 866-74.
- 40 Borman P, Ayhan F, Tuncay F, Sahin M. Foot problems in a group of patients with rheumatoid arthritis: an unmet need for foot care. *Open Rheumatol J* [Internet]. 2012 Jan [cited 2014 Oct 2]; 6: 290–5. Available from: <http://www.pubmedcentral.nih.gov/articlerender.fcgi?artid=3468872&tool=pmcentrez&rendertype=abstract>.
- 41 Quintía S. Revisión: Comparativa de las publicaciones sobre artritis reumatoide [Internet]. 2013 [cited 2014 Oct 2]. Available from: <http://ruc.udc.es/dspace/handle/2183/10252>.

- 42 Armella O, Circe O. Rehabilitación de mano y pie reumatoide. Rev Colomb Reumatol. 2003; 10: 151-7.
- 43 Hawke F, Burns J, Radford J, Verona. Ortesis de pie hecha a medida para el tratamiento del dolor de pie. Cochrane [Internet]. 2008. Available from: <http://www.update-software.com>
- 44 Pardal JM, Rodriguez M. Metatarsalgias y neuropatías del pie. Diagnóstico diferencial. Rev Neurol. 2011; 52(1): 37-44.
- 45 Moreno de la Fuente JL. Podología General y Biomecánica. Barcelona: Masso; 2003.
- 46 Ramos J, Mejías M, Palomo I, Espino EM, González I, Pérez I. Historias Clínicas Podológicas Estudio y Valoración. Rev Española Podol. 1998; 3: 88-92.
- 47 Espinosa N, Maceira E, Myerson MS. Current Concept Review: Metatarsalgia. Foot Ankle Int. 2008; 29(8): 871-9.
- 48 Campillo MA, Zabala S. Metatarsalgias. Revista española de reumatología. 2003; 30(9): 684-98.
- 49 Robbins S, Gouw G, Hanna AM. Running-related injury prevention through innate impact-moderating behavior. Med Sci Sports Exerc. 1989; 21(2): 130-9.
- 50 Schuster R. Neutral plantar impression cast-method and rationale. J Am Pod Assoc. 1976; 66 (6): 422.

- 51 Albert I. Evolución filogenética de la bipedestación desde la biomecánica. Barcelona: Sociedad Ibérica de Biomecánica y Biomateriales; 1991. p. 19-33.
- 52 Arandes R. Clínica y tratamiento de las enfermedades del pie. Barcelona: Científico-Médica; 1956.
- 53 Tachdjian M. Affections of the foot and ankle. Pediatric Orthopedics. WB. Saunders Company vol 2; 1972. p. 1263-1531.
- 54 Llanos LF. La bóveda plantar. En: Llanos LF. Progresos en medicina y cirugía del pie. Pasado, presente y futuro. Madrid: Acción médica; 2000. p. 127-135.
- 55 Viladot A. Biomecánica del pie. Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor. Barcelona: Springer-Verlag Ibérica; 2001: p. 221-241.
- 56 Viladot R VA. Pies planos y cavo. En: SECOT. Manual de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Madrid: Médica Panamericana SA; p. 669-683.
- 57 Rueda M. El Pie Normal o Equilibrado. En: Los Desequilibrios del Pie. Barcelona: Paidotribo; 2004. p. 7-17.
- 58 Levy A E. Criterios de Normalidad. En: Levy A E, Cortés JM. Ortopodología y Aparato Locomotor. Barcelona: Masson. SA; 2003. p. 449-455.
- 59 Maldonado GD. Estudio de la Protusión Metatarsal en el Adulto. Criterios de Normalidad [tesis doctoral]. Sevilla: Universidad de Sevilla; 2006.
- 60 Phillips RD. The Normal Foot. J Am Pod Med Assoc. 2000; 90: 30-4.

- 61 Hernandez C. Pie Pronado. Rev Española Podol. 2001; XII(1): 23-7.
- 62 Prats CB, Vázquez A F, Vergés S, Vila RM. Patomecánica del retropié. Rev Española Podol. 2000; vol XI: 231-5.
- 63 Redmon A. The Foot posture index, easy quantification of standing foot posture. Six Item Versión FPI6 User guide and manual 2005 [Internet; Agosto 2005 Septiembre 2014]. Disponible <https://www.leeds.ac.uk/medicine/FASTER/z/pdf/FPI-manual-formatted-August-2005v2.pdf>
- 64 Rodriguez E. Ortopodología Aplicada. Barcelona: Podoespecial; 1989.
- 65 Rome K. A Study of the Properties of Materials Used in podiatry. J Am Pod Med Assoc. 1991; 81: 73-83.
- 66 Todoparasuspies.es [Internet]. Limpieza y rapidez para crear el molde de un pie [2009; consultado Marzo 2015]. Disponible: <http://todoparasuspies.es/copyfoot-moldes-para-pies/>
- 67 Levy AE. Materiales Técnicos en podología. En: Levy A E, Cortés JM (Eds). Ortopodología y Aparato Locomotor. Barcelona: Masson. SA;2003. p. 94-5.
- 68 Carlson J, Kifer E, Wojtyna V, Colton J, inventors. Koppers Company, Inc. Phenol Formaldehyde Resoles for Making Phenolic Foam. USA US4539338 A. 1985.
- 69 Iwasaki K. Phenolic foams. Technical Handbook of Foamed Plastics. Japan: K. Iwasaki Joho-Kaihatsu Ltd; 1990. p. 169-196.

- 70 Skjåk-Bræk G, Martinsen A. Applications of some algal polysaccharides in biotechnology. In: Guiry MD, et al. Seaweed resources in Europe: uses and potential. Chichester: John Wiley & Sons Ltd;1991. p. 219-257.
- 71 Smidsrod o, Draget K.I. Chemistry and Physical Properties of Alginates, Carbohydrates in Europe; 1996. p. 6-13.
- 72 Prats B, Arrabal M, Ripoll B. Nuevo Sistema de Moldeado del Pie. Rev Española Podol. 1995; VI(7) : 349-353.
- 73 ACFAOM: Prescription custom foot orthoses practice guidelines. In The American college of foot and ankle orthopaedics and medicine, Bethesda, MD; 2011.
- 74 Landorf K, Keenan AM, Rushworth RL. Foot Orthosis Prescription Habits of Australian and New Zealand Podiatric Physicians. J Am Podiatr Med Assoc. 2001; 91(4): 174-83.
- 75 Laughton C, Davis MC, Williams DS. A Comparison of four methods of obtaining a negative impression of the foot. J Am Podiatr Med Assoc . 2002; 92: 261-268.
- 76 Lelievre JF. Patología del pie. 4a ed. Toray-Masson. Barcelona; 1982. p 1-5.
- 77 Basque MG, Nasadowski R, Johnson R. Neutral position casting techniques. J Am Podiatr Med Assoc. 1989; 79(7): 330-335.
- 78 Sobel E, Levitz SJ. Reappraisal of the negative impression cast and the subtalar joint neutral position. J Am Podiatr Med Assoc. 1997; 87(1): 32-33.

- 79 Valmassy R. Orthoses. In: Subotnick S, 2a Ed. Sports Medicine lower extremity. New York. Churchill Livingstone Philadelphia; 1999. p 465.
- 80 Kevin J C. Comparative study podiatric manufacturing orthotic between the United Kingdom and Finland. In: Podiatry Nene-University College. Northhampton Universidad de Northampton, Inglaterra; 1999.
- 81 Scherer PR. Custom orthotic not want to leave you with a bad impression. Biomechanical foot orthoticsBioMechanics. 1996; 5.
- 82 Berenter R. Improve and evaluate negative models for orthotics. Paper presented at the V International Conference on Biomechanics Foot and Orthotic Therapy, Prescription Foot Orthotic Laboratory Association. Montreal.
- 83 Berenter R, ACFAOM Official Journal The Foot. Comparison of negative casting techniques: foam versus plaster of Paris. [Internet]. 2011 [consultado Junio 2015]; Disponible en: [www.acfaom.org/about/research](http://www.acfaom.org/about/research).
- 84 Ball KA, Afheldt MJ. Evolution of foot orthotics-part1: Coherent theory or coherent practice?. J Manipulative Physiol Ther 2002; 25: 116-124.
- 85 Langer S: Correct use of foam box casting. BioMechanics. 1996.
- 86 Benhamú S, Martínez CL, Guerrero RA, Fernández SL. Protocolo de toma de moldes en espuma fenolica. Rev Española Podol. 2004; XV(4): 184-94.

- 87 Sidas Spain, SL. [homepage on the Internet]. Barcelona: 2012.[citado 2014 Mayo16]. [aprox. 2 pantallas]. Disponible en: [www.sidas.net/pages/1-catalogo-2012.html](http://www.sidas.net/pages/1-catalogo-2012.html)
- 88 Hurtado PA. Uso de la Baropodometria. Ortho-Tips. 2006; 2(4): 255-61.
- 89 Morton DJ. Evolution of the human foot II. Am. J. Phys. Anthropol. 1924;7:1-52.
- 90 Pérez CA, Bengoechea ME. Atlas de Anatomía Funcional del Aparato Locomotor. Bases anatómicas y biomecánicas de la traumatología y ortopedia. Oviedo: Gráficas Summa; 1987.
- 91 Lelievre JF. Patología del pie. 4a ed. Barcelona: Toray-Masson; 1970. 57-78 p.
- 92 Kummer B. Die biomechanik des rückfuBes. Z Orthop; 1979. 117: 551-559 p.
- 93 Avagnina L. The biomechanic examination using barometrics platforms. Revista Internacional de Ciencias Podológicas. 2007; Vol 1: 45-8.
- 94 Soler C. BIOFOOT/IBV 2001. Plantillas instrumentadas con telemetría, un nuevo paso en el estudio del pie. Rev biomecánica. 2001; 33: 27-29.
- 95 Abdul Razak AH, Zayegh A, Begg RK, Wahab Y. Foot plantar pressure measurement system: a review. Sensors 2012; 12 (7): 9884-9912.
- 96 Bamberg S, Benbasat A, Scarborough D, Krebs D, Paradiso J. Gait analysis using a shoe-integrated wireless sensor system. IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine 2008; 12(4): 413-423.

- 97 Lee N., Goonetilleke R., Cheung Y., Geommi M. An encapsulated MEMS pressure sensor applications flexible biomechanical system. *Microsystem Technologies*. 2001; 7(2): 55-62.
- 98 Urry S. Plantar pressure sensors measuring. *Measurement Science and Technology*. 1999; 10 (1).
- 99 Luo Z, Berglund L, An K. Validation of F-Scan system pressure sensor: a technical note. *J Rehabil Res Dev*. 1998; 35 (2): 186-91.
- 100 Gefen A. Pressure-sensing devices for assessment of soft tissue loading under bony prominences. *Technol concepts Clin Util*. 2007; 19: 350-62.
- 101 Someres DL, Hanson JA, Kedzierski CM, Nestor KL, Quinlivan KY. The influence of experience on the reliability of goniometric and visual measurement of forefoot position. *J Orthop Sport Phys Ther*. 1997; 25(3): 192-202.
- 102 LaPointe SJ, Peebles C, Nakra A, Hillstrom H. The reliability of clinical and caliper-based calcaneal bisection measurements. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2001; 91(3): 121-6.
- 103 Nick A. Casting methods and plantar pressure: effects of custom-made foot orthoses on dynamic plantar pressure distribution. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2006 Jan-Feb; 96(1): 9-18.
- 104 Trotter L, Pierrynowski M. Ability of foot care professionals to cast feet using the nonweightbearing plaster and the gait-referenced foam casting techniques. *J Am Podiatr Med Assoc*. 2008; 98(1): 14-8.

- 105 Huerta P, Ropa JM, Kirby A. Static response of maximally pronated and nonmaximally pronated feet to frontal plane wedging of foot orthoses.. J Am Podiatr Med Assoc. 2009; 99(1): 13-5.
- 106 Carroll M, Annabe ME, Rome K. Reliability of capturing foot parameters using digital scanning and the neutral suspension casting technique. J Foot Ankle Res. 2011; 4(9).
- 107 Dombroski C, Balsdon M, Froats A. The use of a low cost 3D scanning and printing tool in the manufacture of custom-made foot orthoses: a preliminary study. Bio Med Cent. 2014; 10(7): 443.
- 108 Florenciano R. Sistema para la validación ortopédica del antepié en problemas deportivos. El Peu. 2005; 25(2): 80-87.
- 109 Payne C, Chuter V, Oates, Miller K. Introductory evaluation of a weightbearing neutral position casting device. Australasian Journal of Podiatric Medicine 2001; 35(3):65-71.
- 110 Lee Ka-lai. The effect of the subtalar orientations on the plantar foot geometry [Tesis]. Hong Kong: Polytechnic University. Department of Health Technology and Informatics; 2009.
- 111 Rueda M. Podometro video-neumatico "podo-computer" nuevas técnicas de diagnosis y tratamiento de las alternaciones podológicas. Rev española Podol. 1990; 1(11): 403-6.

- 112 Hernández R, Fernández C, Baptista MP. Metodología de la Investigación 5a ed. Mexico DF. McGraw-Hill / Interamericana Editores, S.A; 2010. 134-137 p.
- 113 Argimón JM, Jiménez J. Métodos de investigación clínica y epidemiológica 4a ed. Madrid. S.A. Elsevier España; 2012. 29-33 p.
- 114 Sharon L. Muestreo: Diseño y análisis. Madrid. S.A. Ediciones Paraninfo; 2000.
- 115 Manzano V, Duran A. Comprensión y medida del concepto de simetría. Anales de Psicología. 2001; 17(2): 287-97.
- 116 Vargas A. Estadística Descriptiva e Inferencial. Cuenca: Servicio de Publicaciones de la Universidad de Castilla- la Mancha 1995. p. 119–25.
- 117 Alvarez R. Estadística aplicada a las ciencias de la salud. España: Díaz de Santos; 2007. p. 225-228.
- 118 Redmond AC, Crane YZ, Menz HB. Normative values for the Foot Posture Index. J Foot Ankle Res. 2008;1(1):6.
- 119 Keenan AM, Redmond AC, Horton M, Conaghan PG, Tennant A.. The Foot Posture Index: Rasch analysis of a novel, foot-specific outcome measure. Arch Phys Med Rehabil. 2007;88(1):88-93.
- 120 Cornwall MW, McPoil TG, Lebec M, Vicenzino B, Wilson J. Reliability of the modified Foot Posture Index. J Am Podiatr Med Assoc. 2008; 98(1): 7-13.

- 121 DECLARACIÓN UNIVERSAL DE DERECHOS HUMANOS, de 10/12/1948 [Internet]. Nueva York: Carta internacional de los derechos del hombre; [citado 19 de Sep 2012]. Resolución de la Asamblea General 217 III de 10 de Diciembre de 1948. ONU; [aprox 2 pantallas]. Available from: [https://www.agpd.es/portalwebAGPD/canaldocumentacion/legislacion/organismos\\_internacionales/naciones\\_unidas/common/pdfs/D.1-cp--DECLARACION-UNIVERSAL-DE-DERECHOS-HUMANOS.pdf](https://www.agpd.es/portalwebAGPD/canaldocumentacion/legislacion/organismos_internacionales/naciones_unidas/common/pdfs/D.1-cp--DECLARACION-UNIVERSAL-DE-DERECHOS-HUMANOS.pdf)
- 122 Sociedad Internacional de Bioética [página principal de Internet], Gijón: Declaración Bioética de Gijón; [citado 20 de Sep 2012], I Congreso Mundial de Bioética. España. 2000; [aprox 1 pantalla] [Internet]. Available from: <http://www.sibi.org/ddc/bio.htm>.
- 123 UNESCO. Organización de las Naciones Unidas para la Educación, la Ciencia y la Cultura [página principal de Internet], París: Declaración Universal sobre Bioética y Derechos Humanos; [actualizado 8 Abr 2008; citado 12 Oct 2012], Resolución 32 C/24 de la Co. Available from: <http://unesdoc.unesco.org/imagenes/0013/001316/131636s.pdf>.
- 124 Declaración de Helsinki de la Asociación Médica Mundial. Principios Éticos para las Investigaciones Médicas en Seres Humanos. 1964
- 125 Lorda PS. La Fundamentación Ética de la Teoría del Consentimiento Informado. Rev Cal As. 1999.
- 126 COMISIÓN NACIONAL PARA LA PROTECCIÓN DE PERSONAS OBJETO DE EXPERIMENTACIÓN BIOMÉDICA Y DE LA CONDUCTA: Informe Belmont. Principios éticos y recomendaciones para la protección de personas objeto de experimentación, 1978.

- 127 España. Ley Orgánica 15/1999, de 13 de diciembre, de Protección de Datos de Carácter Personal. BOE, 14 de diciembre de 1999, núm. 298, p. 43088-43099.
- 128 Cavanagh PR, Rodgers MM. The arch index: a useful measure from footprints. *J Biomech.* 1987; 20: 547-51.
- 129 Chu WC, Lee SH, Chu W, Wang TJ, Lee MC. The use of arch index to characterize arch height: a digital image processing approach. *IEEE Trans Biomed Eng.* 1995; 42(11): 1088-93.
- 130 Clarke H. An objective method of measuring the height of the longitudinal arch in foot examinations. *Res Q Am Phys Educc Assoc.* 1933; 4 (3): 99-107.
- 131 Hernández R. *Morfología funcional deportiva.* Barcelona :Paidotribo; 1990.
- 132 Secot. Sociedad Española de Cirugía Ortopédica y Traumatología. Capítulo 128 Pie Plano Pie Cavo. In: Panamericana M, editor. Volumen II Manual de cirugía ortopédica y traumatología. Madrid; 2010. p. 1449.
- 133 Anthony RJ. *The Manufacture and Use of the Functional Foot Orthosis.* 3a ed. Basilea, (Suiza); Karger: 1991. p. 35-48.
- 134 Butler RJ, Davis IM, Laughton CM, Hughes M. Dual-function foot orthosis: effect on shock and control of rearfoot motion. *Foot Ankle Int* 2003; 24(5): 410-4.

A wide, sandy beach with a rocky shoreline in the background. The sand is light-colored and scattered with small, dark debris. The water is visible in the upper left corner, and the rocky shore is in the upper right corner.

# 11. ANEXOS



# FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

## 1. INFORMACIÓN GENERAL

Se le ha propuesto colaborar en un trabajo de investigación para valorar la simetría del talón del pie, una vez que se ha realizado el molde para la confección de un hipotético tratamiento ortopodológico. Este molde se realizara con un sistema de sensores para valorar la presión en los puntos seleccionados en este trabajo y controlar así la posición del talón en el instante de la toma de molde.

## 2. PROTOCOLO DE ACTUACIÓN

Para poder valorar los moldes tomados los pies tiene que cumplir con los requisitos de inclusión del estudio:

- El pie tiene que presentar una deformación en pronación del medio pie.
- No padecer enfermedades osteoarticulares degenerativas (artrosis, artritis reumatoidea), que impidan la alineación normal del pie.
- No presentar deformaciones importantes como Hallux Valgus, dedos en garra, signos que hacen pensar en alteraciones importantes en los movimientos articulares del pie.
- No haberse sometido previamente a intervenciones quirúrgicas en el pie.
- No haber sufrido un traumatismo importante en el pie.

Será necesario que la conformación ósea del pie se haya completado por completo, por ello sólo podrán incluirse en el estudio pies de sujetos mayores de 20 años.

Para determinar si el pie o los pies del sujeto cumplen los mencionados criterios de normalidad, éste será interrogado por el investigador.

Si el pie valorado cumple los requisitos de normalidad se procederá a realizar el molde del pie con el paciente de pie en carga en tres supuestos distintos.

Un primer molde se realizará en los cojines de vacío (Fig. 65) donde se le pedirá al paciente que apoye el pie sin corregir su posición, un segundo molde igual que el anterior pero se le realizará la maniobra de corrección, quedando impresa la huella de su pie, y un tercer molde igual que el anterior pero se le colocará al pie unos sensores sujeto con velcro adhesivo.

Se podrá realizar sobre un solo pie o sobre los dos.

Es una prueba que no conlleva ningún riesgo para el paciente.



Figura 65. Toma de Molde sobre cojines de vacío. Imagen propia.

### 3. INFORMACIÓN ADICIONAL

Por último, creemos conveniente que tenga conocimiento sobre los siguientes aspectos:

- El estudio se llevará a cabo por el profesor D. Enrique Panera Rico.
- Es posible que se tomen fotografías del pie durante la prueba. Éstas pueden ser vistas posteriormente por personal en formación de este u otro centro, o incluso por otros profesionales de la salud en distintos foros. En ningún caso se tomarán imágenes que pudieran revelar la identidad del sujeto.
- Los resultados obtenidos en este estudio podrán ser divulgados a la comunidad científica, bien en forma de comunicación, ponencia o conferencia, bien en forma de póster, o como publicación en revista científica.

- Bajo ningún concepto se revelará la identidad de los sujetos que participen en el estudio.
- El tiempo que puede durar en total la realización de las pruebas tras su aceptación para participar en el estudio rondará, en condiciones normales, los 1 hora aproximadamente.
- Tanto los datos recogidos en la exploración como las radiografías utilizadas para este estudio podrán servir para otros estudios futuros de similares características, siempre respetando la privacidad de la identidad de cada sujeto.
- En cualquier caso podrá solicitar la anulación del consentimiento informado acudiendo a la siguiente dirección y firmando el documento: Centro Docente de Fisioterapia y Podología, C/ Avicena s/n 41009 (Sevilla).
- Si antes de firmar este documento desea más información, no dude en pedirla.

## FORMULARIO DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

Toma de Molde en Carga con Control de Presiones

### DECLARACIONES Y FIRMAS

Colaborador:

D./D<sup>a</sup>..... con D.N.I. Nº.....  
.....declaro que el Prof. Enrique Panera, responsable de la investigación me ha explicado de forma satisfactoria la naturaleza del estudio, cuáles son sus objetivos, las pruebas a las que me tengo que someter y los posibles riesgos de las mismas. He comprendido perfectamente todo lo anterior y doy mi consentimiento para que se me realice la exploración y pruebas necesarias para la consecución de los objetivos de este estudio.

Fdo. ....

Investigador:

Yo, D. Enrique Panera Rico, he informado a este colaborador de la naturaleza y propósito de este estudio, así como de sus posibles riesgos.

Fdo. ....

En ..... a ..... de ..... de .....

## FORMULARIO DE REVOCACION DE CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA INVESTIGACIÓN CIENTÍFICA

Toma de Molde en Carga con Control de Presiones

### DECLARACIONES Y FIRMAS

Colaborador:

D./Da.....con D.N.I. nº.....  
..... manifiesto mi revocación del consentimiento para que se me realicen las pruebas necesarias para la investigación, o que no se utilicen los resultados obtenidos de las mismas en el caso de haberse efectuado ya.

Fdo. ....

Investigador:

Yo, D. Enrique Panera Rico, no realizaré la exploración y pruebas oportunas sobre el colaborador, y en caso de haberlas realizado ya no se emplearán los resultados de las mismas en este estudio.

Fdo. ....

En .....a.....de.....de.....

## EVALUACIÓN COMITÉ ÉTICO DE EXPERIMENTACIÓN DE LA UNIVERSIDAD DE SEVILLA.



A quien pueda interesar:

El Comité Ético de Experimentación de la Universidad de Sevilla, habiendo examinado el Proyecto “Toma de molde en carga con control de presiones en pies pronados” presentado por D. Gabriel Domínguez emite el siguiente informe.

El proyecto cumple los requisitos exigidos para experimentación en sujetos humanos y en animales, y se ajusta a las normativas vigentes en España y en la Unión Europea.

Sevilla, a 11 de octubre de 2012.

EL PRESIDENTE DEL COMITE.

Fdo.: Prof. Dr. Fernando Rodríguez Fernández.

## FICHA PARA EL ESTUDIO DE LA SIMETRÍA DE TALÓN

Ficha de Estudio.

MOLDE N° :		<b>MOLDE SIN CORRECCION</b>	
	MOLDE EJE IZQUIERDO	MOLDE EJE DERECHO	RESULTADO
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
		<b>TOTAL</b>	

Ficha de Estudio.

MOLDE N° :	<b>MOLDE CON CORRECCIÓN SIN SENSORES</b>		
	MOLDE EJE IZQUIERDO	MOLDE EJE DERECHO	RESULTADO
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
			<b>TOTAL</b>

Ficha de Estudio.

MOLDE N° :		<b>MOLDE CON CORRECCION CON SENSORES</b>	
	MOLDE EJE IZQUIERDO	MOLDE EJE DERECHO	RESULTADO
1			
2			
3			
4			
5			
6			
7			
8			
9			
10			
			<b>TOTAL</b>