

UNIVERSIDAD CATÓLICA DE VALENCIA SAN VICENTE MÁRTIR



Universidad Católica de Valencia
San Vicente Mártir

GENERACIÓN DE CRITERIOS DE DISEÑO PARA LA PERSONALIZACIÓN DE ORTESIS PLANTARES DE CONFORT

TESIS DOCTORAL.

Presentada por:

D^a ROSER PART FERRER

Dirigida por:

Dr. D. JUAN CARLOS GONZÁLES GARCÍA.

Co-Dirigida por:

Dr. D. LUIS GREGORIO GÓMEZ-CAMBRONERO LÓPEZ.

València 2016

Molt especialment als Meus Pares,
a Maria, Aziza,
i Esteban.

AGRADECIMIENTOS.

El más sincero agradecimiento a la persona que durante estos años me ha animado a seguir con el trabajo, a no rendirme a pesar de todas las dificultades que se nos han presentado en el camino, gracias Esteban, sin tu constante apoyo y la confianza en mí no hubiera sido posible.

A mis padres Roser y Toni, gracias por la comprensión y el afecto con el que me tratan, sin ellos este proyecto no sería posible. A mis hermanas, Maria y Aziza que me han dado siempre un aliento de aire fresco a todos los proyectos que he realizado a lo largo de mi vida, gracias por estar siempre a mi lado por el cariño y el ánimo.

Agradecer al Instituto de Biomecánica de Valencia por darme la oportunidad de aprender una nueva formas de trabajo, técnicas de investigación y desarrollo que sin ellos nunca hubiera conocido. Hacer mención especial a todo el departamento de Indumentaria, que durante los años que hemos trabajado juntos me habéis enseñado como hacer que las cosas difíciles sean fáciles. Muchísimas gracias a Sandra Alemany por su infinita paciencia para elaborar parte de los criterios de diseño juntas. Gracias al Dr. Roberto Ferrandis, por el afecto con el que me has tratado y por todo lo que he aprendido de él. Al Dr. Juan Carlos González, por la paciencia infinita en esta Tesis.

La experiencia de trabajar con personas tan maravillosas con las que he tenido el placer de compartir horas de trabajo será inolvidable para mí, gracias chicas por estar siempre ahí, Ana Palanca y Amparo Pomar,

A todos los usuarios que han colaborado de forma desinteresada y voluntaria que se presentaron a lo largo del estudio, les he de agradecer su generosidad de su tiempo, su paciencia con las dificultades técnicas que surgieron durante los estudios y su gran entusiasmo. Sin ellos este trabajo no hubiera sido posible.



ÍNDICE

ÍNDICE

AGRADECIMIENTOS.....	- 5 -
ÍNDICE.....	- 8 -
ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.....	- 11 -
ÍNDICE DE TABLAS.....	- 14 -
RESUMEN.....	- 16 -
RESUM.....	- 18 -
ABSTRACT	- 19 -
1. INTRODUCCIÓN	- 21 -
2. ESTADO DEL ARTE	- 22 -
2.1 ANATOMIA Y FUNCIONES DEL PIE.....	- 22 -
2.2 AJUSTE Y CONFORT.....	- 29 -
2.3 ANTROPOMETRÍA.....	- 31 -
2.3.1 HERRAMIENTAS PARA LAS MEDIDAS DE ANTROPOMETRÍA.....	- 32 -
2.4 CRITERIOS DE DISEÑO Y PERSONALIZACIÓN DE ORTESIS.....	- 40 -
ORTESIS FABRICACIÓN PERSONALIZADA	- 40 -
ORTESIS FABRICACIÓN SEMIPERSONALIZADA	- 43 -
ORTESIS DE FABRICCIÓN MASIVA.....	- 46 -
2.5 CONCLUSIONES DEL ESTADO DEL ARTE.....	- 48 -
3. HIPÓTESIS DEL ESTUDIO.....	- 49 -
4. OBJETIVOS.....	- 50 -
5. MATERIAL Y MÉTODOS.....	- 52 -
5.1 INTRODUCCIÓN.....	- 52 -
5.2 OBTENCIÓN DE UN MODELO FUNCIONAL Y ANTROPOMÉTRICO DEL PIE.....	- 54 -

5.2.1 DESARROLLO DE PROCEDIMIENTOS DE MEDIDA.....	- 55 -
5.2.1.2 PODOMETRIA Y PEDIGRAFÍA.	- 55 -
PODOMETRÍA.....	- 55 -
PEDIGRAFÍA.....	- 60 -
5.2.1.2 ESCÁNER 3D.....	- 63 -
5.3 <i>DESARROLLO DE LAS BASES DE DATOS.</i>	- 68 -
5.3.1 SUJETOS.....	- 68 -
5.3.2 VARIABLES DE LA BASE DE DATOS.....	- 70 -
5.3.3 ANÁLISIS DE LA BASE DE DATOS.	- 71 -
5.4 <i>DESARROLLO DE LOS CRITERIOS DE DISEÑO.</i>	- 73 -
5.5 <i>VALIDACIÓN DE LOS CRITERIOS DE DISEÑO.</i>	- 75 -
5.3.1 EXPERIMENTACIÓN	- 77 -
ESTUDIO INICIAL	- 77 -
ESTUDIO FINAL.....	- 80 -
6. RESULTADOS.....	- 83 -
6.1 <i>COMPARACIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS MEDIANTE LOS TRES MÉTODOS.</i> -	84
6.1.1 PROMEDIOS Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE LOS TRES MÉTODOS.....	- 84 -
6.1.2 ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LOS TRES MÉTODOS.	- 89 -
6.1.3.1 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LAS VARIABLES EN UN DIAGRAMA DE DISPERSIÓN EN EL MÉTODO DEL ESCÁNER 3D.	- 91 -
6.2 <i>CRITERIOS DE DISEÑO INICIALES.</i>	- 93 -
6.2.1 RESULTADO DEL CÁLCULO DE LAS REGRESIONES LINEALES A PARTIR DEL ESCÁNER 3D.	- 93 -
6.3 <i>RESULTADOS DE LAS ENCUESTAS DE LA VALIDACIÓN.</i>	- 111 -
6.4 <i>REVISIÓN DEL DISEÑO.</i>	- 116 -
7 DISCUSIÓN.....	- 119 -
7.1. <i>DISCUSIÓN DEL MATERIAL Y MÉTODOS EMPLEADOS.</i>	- 119 -
7.1.1 DISCUSIÓN DEL TAMAÑO DE LA MUESTRA.....	- 119 -
7.1.2 DISCUSIÓN DEL LOS MÉTODOS USADOS PARA LA OBTENCIÓN ANTROPOMÉTRICA DE LOS DATOS.....	- 121 -

7. 1.3. DISCUSIÓN DE LOS CRITERIOS DE DISEÑO.....	- 122 -
7.1.4 DISCUSIÓN DE LA VALIDACIÓN DEL ESTUDIO.....	- 122 -
7.1.4.1 INTERACCIÓN USUARIO-ORTESIS Y SU RELACIÓN CON EL CONFORT INICIAL Y FINAL.....	- 123 -
7.1.4.2. RELACIÓN ENTRE LA MEDIDA SUBJETIVA Y OBJETIVA DEL AJUSTE DE LA ORTESIS.....	- 125 -
7.2 <i>CONSIDERACIONES Y LIMITACIONES ASOCIADAS AL ESTUDIO.</i>	- 127 -
7.2.1 RESULTADOS. LA FIABILIDAD DE LOS DATOS.....	- 127 -
7. 2.2 POTENCIA DEL ESTUDIO Y UNILATERALIDAD DE LOS DATOS.....	- 127 -
7.3 <i>APLICACIONES DE ESTE ESTUDIO.</i>	- 129 -
8. CONCLUSIONES.....	- 131 -
9. FUTURAS LÍNEA DE INVESTIGACIÓN.	- 134 -
10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	- 137 -
11. ANEXOS.	- 151 -

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES.

<i>Ilustración 1 Representación ósea del pie.</i>	- 24 -
<i>Ilustración 2 Movimientos de Supinación y Pronación del pie.</i>	- 26 -
<i>Ilustración 3 Eje Subtalar.</i>	- 27 -
<i>Ilustración 4 Ejes del plano frontal y sagital del pie.</i>	- 27 -
<i>Ilustración 5 Pedigráfo.</i>	- 33 -
<i>Ilustración 6 Fotopodograma.</i>	- 34 -
<i>Ilustración 7 Podoscopio.</i>	- 35 -
<i>Ilustración 8 Papel de carbón.</i>	- 35 -
<i>Ilustración 9 Podoscopio computarizado.</i>	- 36 -
<i>Ilustración 10 Planta del pie digitalizada en 3D.</i>	- 36 -
<i>Ilustración 11 Espuma fenólica.</i>	- 37 -
<i>Ilustración 12 Digitalizador 576 pins.</i>	- 37 -
<i>Ilustración 13 Escáner 3D.</i>	- 38 -
<i>Ilustración 14 Escáner 3D con espuma fenólica.</i>	- 38 -
<i>Ilustración 15 Plataforma de presiones.</i>	- 39 -
<i>Ilustración 16 Biofoot, sistema de plantillas instrumentadas.</i>	- 39 -
<i>Ilustración 17 Ejemplo ortesis Funcional.</i>	- 40 -
<i>Ilustración 18 Ejemplo ortesis Paliativa.</i>	- 41 -
<i>Ilustración 19 Ejemplo ortesis Acomodativas.</i>	- 41 -
<i>Ilustración 20 Método de aplicación directa.</i>	- 43 -
<i>Ilustración 21 Ejemplo de Triactive</i>	- 44 -
<i>Ilustración 23 GloboTec® Comfort®</i>	- 45 -
<i>Ilustración 22 Ejemplo de Binamic</i>	- 45 -
<i>Ilustración 24 GloboTec Soft</i>	- 45 -
<i>Ilustración 25 Esquema de la metodología seguida en la tesis.</i>	- 53 -
<i>Ilustración 26 Esquema de la metodología a seguir para obtener el modelo funcional y antropométrico del pie.</i>	- 54 -

<i>Ilustración 27</i>	<i>Visión lateral, medial y plantar de los puntos a marcar.</i>	- 56 -
<i>Ilustración 28</i>	<i>Cintas métricas de dos puntas.</i>	- 56 -
<i>Ilustración 29</i>	<i>Cinta métrica flexible.</i>	- 56 -
<i>Ilustración 30</i>	<i>Visión lateral, posterior y dorsal de los puntos a medir.</i>	- 57 -
<i>Ilustración 31</i>	<i>Visión lateral y dorsal de los puntos a medir.</i>	- 58 -
<i>Ilustración 32</i>	<i>Visión lateral y medial de los puntos.</i>	- 58 -
<i>Ilustración 33</i>	<i>Visión lateral, medial y dorsal de los perímetros a medir.</i>	- 59 -
<i>Ilustración 34</i>	<i>Pedígrafo.</i>	- 60 -
<i>Ilustración 35</i>	<i>Pedigrafía con los puntos de medida.</i>	- 61 -
<i>Ilustración 36</i>	<i>Ejemplo Medidas Pedigrafía.</i>	- 62 -
<i>Ilustración 37</i>	<i>Media del pie de forma automatizada.</i>	- 64 -
<i>Ilustración 38</i>	<i>Imagen de un haz de laser proyectado sobre el pie y la pierna en el escáner</i>	- 64 -
<i>Ilustración 39</i>	<i>Equipo entero del escáner 3D.</i>	- 65 -
<i>Ilustración 40</i>	<i>Geometría 3D del pie y parámetros.</i>	- 65 -
<i>Ilustración 41.</i>	<i>Esquema del proceso de caracterización morfológica de la planta del pie.</i>	- 66 -
<i>Ilustración 42</i>	<i>Obtención del modelo morfológico de la planta del pie a partir de una nube de puntos</i>	- 67 -
<i>Ilustración 43</i>	<i>Tramos de las secciones</i>	- 73 -
<i>Ilustración 44</i>	<i>Calzado del estudio.</i>	- 78 -
<i>Ilustración 45</i>	<i>Esquema de los resultados.</i>	- 83 -
<i>Ilustración 46</i>	<i>Pedigrafía ambos sexos y ambos pies, distancia del talón al final del arco respecto a la longitud total del pie.</i>	- 84 -
<i>Ilustración 47</i>	<i>Podometría, gráfica ascendente de la longitud total del pie en milímetros a la distancia del inicio del arco en porcentaje.</i>	- 85 -
<i>Ilustración 48</i>	<i>Escáner. Distancia del talón al escafoides en milímetros respecto a la longitud total en milímetros en mujeres.</i>	- 86 -
<i>Ilustración 49</i>	<i>Gráfica dispersión de las alturas del escafoides y el empeine del método de Escáner 3D, en milímetros.</i>	- 91 -
<i>Ilustración 50.</i>	<i>Gráfica dispersión de las alturas del escafoides y el empeine del método de Podometría en milímetros.</i>	- 92 -
<i>Ilustración 51</i>	<i>Sección M de la ortesis</i>	- 93 -
<i>Ilustración 52</i>	<i>Tramos de las secciones 1, 2, 3 y 4.</i>	- 94 -

<i>Ilustración 53 Base del hueso escafoides.</i>	- 94 -
<i>Ilustración 54 Tramos de la secciones.</i>	- 95 -
<i>Ilustración 55 Corte transversal de la sección más alta del pie.</i>	- 95 -
<i>Ilustración 56 Puntos de la Pedigrafía.</i>	- 96 -
<i>Ilustración 57 Modelo de la estimación base del hueso escafoides. Le_4: Longitud escafoides It_1: longitud total del pie.</i>	- 97 -
<i>Ilustración 58 Variable dependiente: les_4.</i>	- 99 -
<i>Ilustración 59 Puntos de la pedigrafía.</i>	- 100 -
<i>Ilustración 60 Tramos de la sección.</i>	- 102 -
<i>Ilustración 61 Tramos de secciones.</i>	- 104 -
<i>Ilustración 62 Curva longitudinal medial del arco L0.</i>	- 105 -
<i>Ilustración 63 Sección longitudinal del arco central L1.</i>	- 106 -
<i>Ilustración 64 Sección longitudinal del arco lateral L2.</i>	- 106 -
<i>Ilustración 65 Variables de definición de la cazoleta.</i>	- 107 -
<i>Ilustración 66 Cálculo del desplazamiento entre los puntos 1 y 2 a partir de una horma.</i>	- 108 -
<i>Ilustración 67. Medida Dist_A (Laretrop de la pedigrafía).</i>	- 109 -
<i>Ilustración 68 Pedigrafía línea de flexión.</i>	- 110 -
<i>Ilustración 69 Gráfico de la percepción inicial.</i>	- 112 -
<i>Ilustración 70 Gráfico de confort final.</i>	- 113 -
<i>Ilustración 71 Gráfico de porcentaje de las preferencias en el primer contacto.</i>	- 114 -
<i>Ilustración 72 Gráfico del porcentaje sobre cuánto gusta la ortesis después de su uso.</i>	- 115 -
<i>Ilustración 73 Sección del pie en el corte transversal a la altura máxima del arco.</i>	- 116 -
<i>Ilustración 74 Distancia de escaneo en función del ángulo de giro.</i>	- 163 -

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 1. Los porcentajes de los tres tipos de mediciones del pie en mujeres.....</i>	<i>- 87 -</i>
<i>Tabla 2. Los porcentajes de los tres tipos de mediciones del pie en hombres.....</i>	<i>- 87 -</i>
<i>Tabla 3. Los porcentajes de los tres tipos de mediciones de pie en ambos sexos.</i>	<i>- 88 -</i>
<i>Tabla 4. Ejemplo, Tabla de desviación estándar de medidas podométricas en mujeres.</i>	<i>- 88 -</i>
<i>Tabla 5. Desviación típica y varianza de las variables de los tres métodos.</i>	<i>- 89 -</i>
<i>Tabla 6. Estadísticos descriptivos de la desviación típica y varianza de las variables de la altura.....</i>	<i>- 90 -</i>
<i>Tabla 7. Estudio de la talla 43 de hombres.</i>	<i>- 96 -</i>
<i>Tabla 8. Resumen del modelo de estimación de la base del hueso escafoides.</i>	<i>- 97 -</i>
<i>Tabla 9. Coeficientes de la base del hueso escafoides.</i>	<i>- 98 -</i>
<i>Tabla 10. Tabla de tallas de la 40 a la 46 para hombres. Distancia P5P20, posición de la sección I desde la sección M.</i>	<i>- 101 -</i>
<i>Tabla 11. Fórmulas de la sección inicial del arco.</i>	<i>- 102 -</i>
<i>Tabla 12. Tabla de tallas de la 40 a la 46. Distancia P5P18, posición de la sección F desde la sección M.....</i>	<i>- 103 -</i>
<i>Tabla 13. Fórmulas de la sección final del arco.</i>	<i>- 104 -</i>
<i>Tabla 14. Fórmulas de la sección longitudinal medial del arco.</i>	<i>- 105 -</i>
<i>Tabla 15. Fórmula correspondiente al paso 1 de la sección media del arco.</i>	<i>- 117 -</i>
<i>Tabla 16. Fórmula correspondiente al paso 2 de la sección media del arco.</i>	<i>- 117 -</i>

RESUMEN

RESUMEN

La presente tesis tiene como objetivo la generación de criterios de diseño para la personalización de ortesis plantares de confort, la cual ha surgido del trabajo desarrollado junto al Instituto de Biomecánica de Valencia, motivado por la necesidad de prevenir las patologías podológicas y de mejorar el confort de las personas frente a los ritmos de vida actuales. El sanitario se encuentra cada vez más ante problemas y disconfort de los pies que requieren tan sólo de unas ortesis personalizadas de confort, ya que no se presentan patologías de importancia. Para proporcionar este tratamiento preventivo, el profesional necesita conocimiento y herramientas que le permitan personalizar la solución que mejor se adapte a sus pacientes.

En la actualidad, el tratamiento generalizado para la prevención y la mejora del confort son las plantillas estándar de silicona u otros materiales poliméricos. En los pocos casos en los que se realiza una ortesis personalizada, el proceso es complejo, largo y costoso, ya que se realiza a través de métodos tradicionales.

Para poder desarrollar un servicio de personalización de ortesis confort ha sido necesario, en primer lugar, disponer de criterios de diseño que posibiliten la posterior fabricación de las ortesis. En la actualidad, no existen publicaciones que proporcionen estos criterios de diseño, por lo que el trabajo de investigación se ha centrado principalmente en este objetivo. Adicionalmente, y para conseguir este objetivo, ha sido necesario poner a punto diferentes procedimientos y tecnologías, que resultarán en la obtención de protocolos que nos ayuden en las exploraciones anatómicas, para el análisis de la movilidad articular, la geometría y la morfología podal. En concreto:

1. Se ha desarrollado un protocolo de exploración clínica en estático y otro en dinámico para ver el comportamiento del miembro inferior en marcha, y así descartar a los usuarios que presente patologías.
2. Se ha realizado un protocolo de toma de medidas digitales con el escáner 3D.

Los datos obtenidos mediante estos procedimientos han sido analizados y comparados para la realización de tablas antropométricas, que junto a las bases de datos de las que dispone el IBV han permitido desarrollar los criterios de diseño iniciales de la ortesis plantar. A partir de estos criterios iniciales se planteó una experimentación con 50 usuarios para su validación y mejora. Terminada la fase de experimentación, se han obtenido los criterios geométricos y la definición de las ortesis definitivas, lo que nos da pie a desarrollar los criterios finales.

Posteriormente, se ha realizado una validación final a través del estudio del funcionamiento de las ortesis plantares de confort y la satisfacción de los usuarios respecto al complejo ortesis-pie, y así se han obtenido las conclusiones del estudio.

RESUM

La present tesi té com a objectiu la generació de criteris de disseny per a la personalització d'ortesis plantars de confort, la qual ha sorgit del treball desenvolupat al costat del Institut de Biomecànica de València, motivat per la necessitat de prevenir les patologies podològiques i de millorar el confort de les persones enfront dels ritmes de vida actuals. El sanitari es troba cada vegada més davant problemes i desconfort dels peus que requereixen tan sols d'unes ortesis personalitzades de confort, ja que no es presenten patologies d'importància. Per proporcionar aquest tractament preventiu, el professional necessita coneixement i eines que li permetin personalitzar la solució que millor s'adapti a les seves pacients.

En l'actualitat, el tractament generalitzat per a la prevenció i la millora del confort són les plantilles estàndard de silicona o altres materials polimèrics. En els pocs casos en què es realitza una ortesis personalitzada, el procés és complex, llarg i costós, ja que es realitza a través de mètodes tradicionals.

Per poder desenvolupar un servei de personalització d'ortesis confort ha estat necessari, en primer lloc, disposar de criteris de disseny que possibilitin la posterior fabricació de les ortesis. En l'actualitat, no hi ha publicacions que proporcionin aquests criteris de disseny, de manera que el treball de recerca s'ha centrat principalment en aquest objectiu. Addicionalment, i per aconseguir aquest objectiu, ha calgut posar a punt diferents procediments i tecnologies, que resultaran en l'obtenció de protocols que ens ajudin en les exploracions anatòmiques, per a l'anàlisi de la mobilitat articular, la geometria i la morfologia podal. En concret:

1. S'ha desenvolupat un protocol d'exploració clínica en estàtic i un altre en dinàmic per veure el comportament del membre inferior en marxa, i així descartar els usuaris que presenti patologies.
2. S'ha realitzat un protocol de presa de mesures digitals amb l'escàner 3D.

Les dades obtingudes mitjançant aquests procediments han estat analitzats i comparats per a la realització de taules antropomètriques, que al costat de les bases de dades de què disposa l'IBV han permès desenvolupar els criteris de disseny inicials de l'ortesi plantar. A partir d'aquests criteris inicials es va plantejar 'una experimentació amb 50 usuaris per a la seva validació i millora. Acabada la fase d'experimentació s'han obtingut els criteris geomètrics i la definició de les ortesis definitives, el que ens dóna peu a desenvolupar els criteris finals.

Posteriorment, s'ha realitzat una validació final a través de l'estudi del funcionament de les ortesis plantars de confort i la satisfacció dels usuaris respecte al complex ortesis-peu, i així s'han obtingut les conclusions de l'estudi.

ABSTRACT

This thesis aims to generate design criteria for customizing comfort insoles, which has emerged from the work done by the Institute of Biomechanics of Valencia, motivated by the need to prevent the podiatric pathologies and improve comfort people against the current pace of life. The health is increasingly faced with problems and discomfort of the feet requiring only comfort of a custom brace, as no major pathologies are presented. To provide this preventive treatment, the professional needs knowledge and tools that allow you to customize the solution that best suits their patients.

Currently, the widespread treatment for prevention and improvement of comfort are the standard templates silicone or other polymer materials. In the few cases in which a custom orthotic is made, the process is complex, time consuming and expensive, since it is performed through traditional methods.

To develop a customization service orthotic comfort it was necessary, first, to have design criteria that allow the subsequent manufacture of insoles. Currently, there are no publications that provide these design criteria, so the research has mainly focused on this objective. In addition, and to achieve this goal, it has been necessary to develop different procedures and technologies that result in the production of protocols that help us on the anatomical scans, for analysis of joint mobility, geometry and foot morphology. Specific:

1. It has developed a protocol of clinical examination in static and other dynamic to see the behavior of the lower limb in place, and so that users discard this pathology.
2. There has been a protocol making digital measurements with the 3D scanner.

The data obtained by these methods have been analyzed and compared to the performance of anthropometric tables, which together with the databases available to the IBV have helped develop the initial design criteria plantar orthotics. From these initial criteria experimentation with 50 users for validation and improvement was raised. After the testing phase have been obtained geometric criteria and defining the final brace, which leads us to develop the final criteria.

Subsequently, there has been a final validation by studying the functioning of insoles comfort and user satisfaction regarding the brace-foot complex, and thus obtain the study's findings.

INTRODUCCIÓN

1. INTRODUCCIÓN

En la actualidad el uso de plantillas y ortesis plantares está cada vez más extendido. Las *plantillas* son uno de los componentes del calzado que más relevancia tiene en el confort y el que, dadas sus características, más posibilidades de personalización industrial ofrece. Las *ortesis plantares* son plantillas utilizadas en ámbitos sanitarios para el tratamiento de las enfermedades y deformidades del pie. Por esta razón, existe una gran oportunidad de mercado en el establecimiento de servicios de personalización en ambos sectores que mejoren la eficiencia y éxito de los actuales procesos de diseño en el ámbito sanitario y lo hagan posible en el comercial.

Pese a esta oportunidad, existen grandes deficiencias en el conocimiento. Por una parte, se tiene un gran desconocimiento del efecto de la interacción de la forma y el material de la plantilla u ortesis con la morfología dinámica del pie, y sus consecuencias en el confort del usuario y en la adecuación de la ortesis al tratamiento. Por la otra, en el ámbito sanitario la adecuación final de la ortesis al paciente depende, en grado muy elevado, de la experiencia del especialista prescriptor y de la capacidad del paciente en transmitir los problemas de uso.

Esta falta de conocimiento, unido a una baja tecnificación del proceso de diseño, provoca que actualmente el proceso de personalización de ortesis plantares se realice sin criterios objetivos y de forma artesanal con una baja eficiencia. En el caso de las plantillas, aunque cada vez son más los fabricantes de calzado que las utilizan para mejorar el confort de sus productos, recurren a diseños en serie para grupos de población (mass-customization), sin poder alcanzar las posibilidades de confort que proporcionarían diseños personalizados.

2. ESTADO DEL ARTE

Para el logro de los objetivos del presente proyecto, será necesario avanzar en diferentes áreas de conocimiento tales como: la anatomía y la función biomecánica del pie, morfología y morfometría del pie, biomecánica del miembro inferior (confort y ajuste), antropometría y los tipos de ortesis estándar y personalización funciona de ortesis ya existentes.

2.1 ANATOMIA Y FUNCIONES DEL PIE

El pie humano es un complejo multi-articular (de tres dimensiones), consistente en una estructura mecánica ósea, articular y de tejido blando. Presenta un extremadamente rol en la biomecánica funcional de la extremidad inferior y está controlado por musculatura intrínseca y extrínseca. Es la única parte del cuerpo que actúa sobre una superficie externa, proporcionando soporte, equilibrio y estabilidad en el cuerpo durante la marcha. Funcionalmente no es un elemento aislado, sino que constituye una unidad anatómo-funcional con el resto del miembro inferior, por lo que todos sus movimientos están interrelacionados. Así, los movimientos del pie pueden afectar a los de las articulaciones proximales, particularmente a la rodilla (Gamble y Yale, 1975). De esta forma, cabe esperar una gran influencia de la superficie de apoyo del pie, tanto en el confort (JORDAN C., et al., 1997) como en la alineación del pie y el miembro inferior (STACOFF et al., 1999, MÜNDERMANN et al., 2002; TILLMAN et al., 2003).

Durante la fase de apoyo, entre el talón y el despegue, tiene que adaptarse a un cambio de patrón de carga y a un movimiento del cuerpo con el desplazamiento del centro de masas. Las reacciones iguales u opuestas, las llamadas *fuerzas reactivas del suelo*, se desarrollan cuando el pie está en contacto con este. Los cambios en las fuerzas reactivas del suelo se producen cuando hay un cambio en la dirección y la magnitud del cuerpo entonces este se impulsa hacia delante (o hacia atrás).

El pie también debe ser relativamente compatible para hacer frente a un terreno irregular, con o sin calzado, mientras debe mantener su integridad funcional. Durante el contacto con el suelo, la función del pie se invierte la conformidad de que un músculo se fija en su origen y se mueve desde su inserción. La inserción anatómica convencional con frecuencia se fija contra el suelo, y el origen en los movimientos del talón o la pierna en relación con ese punto fijo. Esto proporciona la flexibilidad y la estabilidad durante la marcha.

Las estructuras mecánicas importantes del pie incluyen:

1. El esqueleto óseo, que junto con los ligamentos y los arcos, proporcionan rigidez relativa. El mecanismo de brazo de palanca es esencial, se requiere para mantener el equilibrio durante la bipedestación y facilitar la propulsión,
2. Las articulaciones, le confieren la flexibilidad,
3. Los músculos y los tendones, controlan el movimiento del pie.

El pie es la parte final de la cadena cinética inferior que opone resistencia externa. Artrocinemática y propiocepción en el pie y el tobillo, son las capacidades de influencia en la extremidad inferior para atenuar las fuerzas de la carga del peso (tanto en estática como en dinámica). La extremidad inferior debe distribuir y disipar la tensión a la compresión, corte y fuerzas de rotación durante la fase de apoyo de la marcha. La distribución inadecuada de estas fuerzas puede dar lugar a un movimiento anormal, que a su vez produce exceso de estrés, lo cual puede resultar la ruptura de los tejidos blandos y músculos. La mecánica normal del pie y del tobillo da resultados en la atenuación de la fuerza más eficiente.

El pie está formado por 26 huesos (7 huesos tarsianos, 5 metatarsianos y 14 falanges), 6 articulaciones (tobillo, subastragalina, mediotarsiana, tarsometatarsianas, metatarsfalángeas e interfalángeas) forman sus cuatro segmentos: el retropié, el mediopié, el antepié y las falanges. Además, el pie tiene más de 57 ligamentos, estos se mantienen unidos por una poderosa red de tendones y músculos y dotado de una extraordinaria movilidad, gracias al conjunto de la estructura que les proporciona todos los movimientos

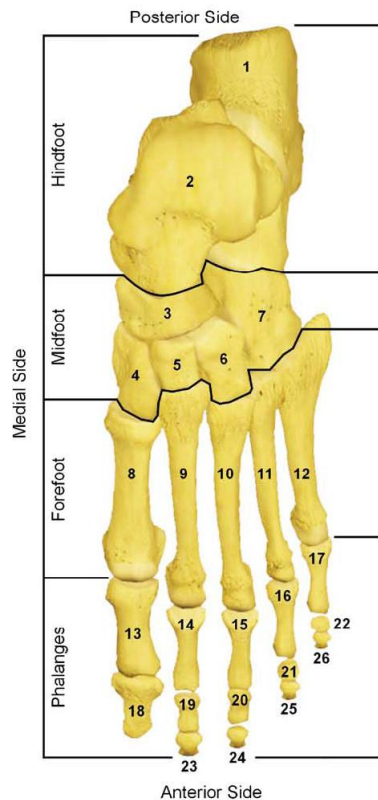


Ilustración 1 Representación ósea del pie.

El retropié/ Readfoot

La parte posterior del pie está formado por el astrágalo y el calcáneo. Las tres partes del astrágalo (cuerpo, cuello y cabeza) están orientadas a transmitir las fuerzas de reacción desde el pie a través a la articulación del tobillo. Situado entre el calcáneo y la tibia, este comunica uno con otro a través de empujones. El calcáneo es el hueso más grande y más posterior en el pie, proporciona un brazo de palanca para la inserción del tendón de Aquiles, que es el más grande y uno de los más fuertes tendones del cuerpo, a través del cual el músculo gastrocnemio y el sóleo imparten poderosas fuerzas de flexión plantar al pie. Su altura, anchura y estructura habilitan el calcáneo para resistir la alta tracción, las fuerzas de flexión y compresión sobre una base regular sin dañarla (VALMASSY R.L., 1996).

La parte media del pie/ Midfoot

El escafoides, cuboides y las cuñas tres componen la parte media del pie. El escafoides es medial al cuboides, se articula con la cabeza del astrágalo anterior y es la pieza angular en la parte superior del arco longitudinal interno. El cuboides se articula con el calcáneo proximal y el cuarto y quinto metatarsianos distalmente. Las tres cuneiformes, son de forma convexa en su amplia cara dorsal, mientras que la superficie plantar es cóncava y con forma de cuña, de modo que el vértice de cada hueso señala inferiormente. El cuneiformes se articulan con el primero, segundo y tercero metatarsianos distalmente. Esta configuración multi-segmentaria en

conjunción con los ligamentos y músculos que conectan contribuye grandemente a la estabilidad de la parte media del pie.

El antepié/ Forefoot

Hay cinco metatarsianos en el antepié, todos estos estrechos distalmente y articulan con las falanges proximales. El primer metatarsiano es más corto y más ancho. Su base se articula con la cuña medial y tiene forma un poco de cono. La cabeza del primer metatarsiano, además, se articula con dos huesos sesamoideos en su superficie articular plantar. El segundo metatarsiano se extiende más allá del primer metatarsiano proximalmente, y se articula con el cuneiforme intermedio, así como con los cuneiformes medial y lateral en una configuración "escalonada", que promueve la estabilidad y hace que el segundo radio sea la porción más rígida y más estable del pie, jugando un papel clave en la estabilización de la postura del pie después de la cirugía del hallux. Los metatarsianos tercero, cuarto y quinto son anchos en la base y estrechos en el eje, sus cabezas tienen forma de cúpula. La cabeza del quinto metatarsiano tiene una prominencia lateral y proximalmente en su base llamada Estiloides, en la que se inserta el tendón del peroneo lateral corto. Las fracturas por avulsión en la estiloides normalmente se producen cuando el pie se invierte en contra de la contracción del músculo peroneo lateral corto.

Las falanges

Las falanges constituyen los dígitos. El dedo gordo del pie (hallux) consta de dos falanges, todos los otros dedos de los pies contienen tres. Las cabezas proximales y mediales de las falanges tienden a ser en forma de tróclea lo que les permite una mayor estabilidad. Funcionalmente, los dedos contribuyen a la carga de peso y su distribución para el efecto propulsivo durante la fase de despegue de la marcha.

Las articulaciones del pie están controladas por los músculos extrínsecos e intrínsecos de la extremidad inferior y proveer a la función principal de movimiento, la angulación y el apoyo del pie. Como con todas las articulaciones, el movimiento se produce por rotación alrededor de un eje en un plano de movimiento. Los tres planos de movimiento en el pie se definen como: plano sagital, el plano frontal y plano transversal.

El pie, o cualquier parte del pie, presenta varios movimientos que se definen como:

Aducción es cuando la cara distal del pie está angulada hacia la línea media del cuerpo en el plano transversal y desviado del plano sagital que pasa por la cara proximal del pie, u otro específico punto anatómico de referencia.

Abducción es cuando la parte distal del pie está angulada lejos de la línea media del pie.

Plantarflexión cuando la parte distal del pie está angulada hacia abajo en el plano sagital, lejos de la tibia.

Dorsiflexión, es cuando la parte distal del pie está angulada hacia la tibia en el plano sagital.

Inversión es cuando el pie se inclina hacia la línea media del cuerpo en el plano frontal, de tal manera que su superficie plantar mira hacia el otro pie y lejos del plano transversal.

Eversión es cuando la superficie plantar está lejos de la línea media del cuerpo y lejos del plano transversal.

Supinación, es cuando simultáneamente hay una aducción, inversión y flexionplantar (el movimiento es en los tres planos).

Pronación, es cuando a la vez se producen los movimientos de abducción, eversión y dorsiflexión (el movimiento es en los tres planos).

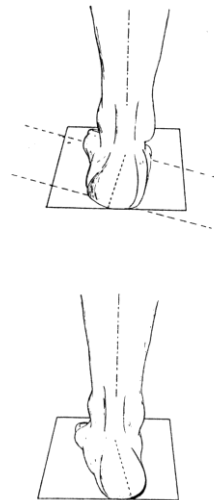


Ilustración 2 Movimientos de Supinación y Pronación del pie.

Con la excepción de las articulaciones mediotarsiana, metatarsofalangicas e interfalángicas, las tres principales articulaciones restantes se mueven en un solo plano, es decir, poseen un grado de libertad. Las tres primeras articulaciones tienen dos grados de libertad de movimiento que ocurren independientemente uno de otro (adduction-abduction/dorsiflexion-plantarflexion). La articulación del tobillo es la articulación entre la parte distal de la tibia y el cuerpo del astrágalo, lo que permite la flexión dorsal y plantar del pie alrededor de su eje de movimiento, que pasa oblicuamente en dirección lateral-plantar-posterior, a medio-dorsal-anterior. El rango mínimo de movimiento del tobillo cuando es necesario para la locomoción normal es de 10 ° de flexión

dorsal y 20° de flexión plantar. La articulación del tobillo también tiene un ligero movimiento en el plano transversal durante la flexión plantar, provocando la inestabilidad de la articulación en esta posición.

La articulación subastragalina incluye tanto la articulación talocalcaneo como la parte talocalcaneonavicular, es decir, es una terminología compuesta por las dos articulaciones juntas por debajo del astrágalo. Su eje de movimiento pasa a través de la articulación subastragalina oblicua, este eje está situado aproximadamente a 42° desde el plano transversal y 16° del plano sagital y el movimiento resultante se ve reflejado en el plano frontal, estos movimientos se producen de forma simultánea. Los movimientos normales exhibidos por esta articulación son la supinación y la pronación.

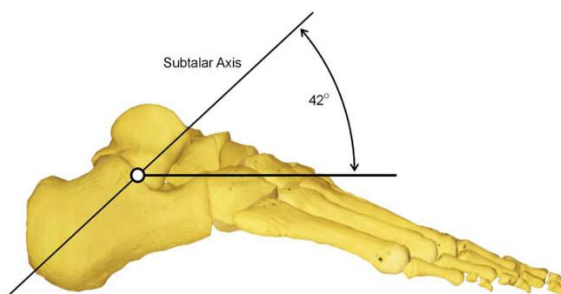


Ilustración 3 Eje Subtalar.

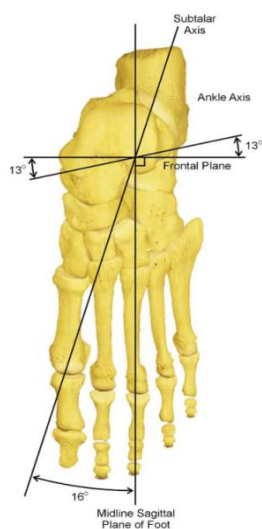


Ilustración 4 Ejes del plano frontal y sagital del pie.

Las articulaciones del calcáneoocuboidea y la astragaloescafoidea juntas forman la articulación mediotarsiana. Esta articulación tiene dos ejes de movimiento, un eje oblicuo y un eje longitudinal, que se limitan únicamente a estas articulaciones, respectivamente. Cada eje permite el movimiento en un solo plano, pero debido a que forman ángulos en los tres planos de estas articulaciones, los resultados en el antepié son de supinación/ pronación.

Las interfaces entre la cara posterior de los huesos metatarsianos y el tarso menor (cuñas, cuboides y escafoides) producen las articulaciones tarsometatarsianas, que tienen una gama muy limitada de la acción de deslizamiento. La excepción a esto es la articulación entre el primer metatarsiano y la cuña medial, donde un movimiento considerable es posible. En las articulaciones metatarsofalangicas las cabezas redondeadas de los huesos metatarsianos se encuentran en las cavidades poco profundas de las falanges. Hasta los 90° de extensión es posible en estas articulaciones, pero sólo unos pocos grados de flexión. Todas las articulaciones interfalángicas permitir la extensión, lo cual está relacionado con la abducción y la flexión, que está relacionada con la aducción del pie (Williams & Wilkins, 1988).

2.2 AJUSTE Y CONFORT

La obtención de una ortesis confortable depende en gran medida de su relación geométrica con la anatomía del pie, lo cual sugiere que un conocimiento detallado de la anatomía funcional de la planta del pie, su forma y sus dimensiones es un prerrequisito fundamental para la generación de criterios de diseño basados en el confort (Perkins, 1993; Audemars, 1978; Mayer, 1982). Para la evaluación, comparación y análisis de estas formas es necesaria la utilización de técnicas de reconocimiento y análisis de formas, de lo que se encarga la morfometría. La morfometría consiste en procedimientos que facilitan la transformación de información visual de formas en una representación matemática (simbólica) (Read, 1990). La aplicación de la morfometría surge en campos como son la antropología y paleontología e incluso en los últimos años anatomía y biología (Kennedy et al, 1990; Murphy et al., 1990; Nafe et al., 1992). En relación con la superficie de la planta del pie, se han realizado diversos trabajos relativos al análisis del eje definido por la planta del pie en relación con el eje de la horma (Ravindra et al. 1999), y la relación entre el eje medio del contorno máximo de la planta del pie y las dimensiones globales del pie (Kouchi, 1996). Existe incluso un trabajo sobre el estudio de la simetría de los pies a partir del contorno 2D de la planta del pie aplicando técnicas de morfometría (Sforza et al 1998). El trabajo que más se aproxima al análisis de formas de la planta del pie es el estudio de Hawes y Sovak (1994) en el que se obtenían tres morfotipos del contorno de apoyo del pie de la población norteamericana.

En la actualidad, el uso de ortesis anatómicas plantares está cada vez más extendido, por ser uno los componentes del calzado que más relevancia tiene en el confort y por ser un elemento de probada eficacia en el tratamiento de lesiones o patologías relacionadas con la marcha.

El confort es una entidad muy compleja y multifacética. Lo que implica una necesidad importante del usuario (Clarks, 1976), que está influenciado por las propiedades del material (flexibilidad, peso) (Goonetilleke, 1999; Lee y Hong, 2005; Mündermann et al, 2002; Zhang et al, 1991), la forma del pie (Hawes et al, 1994), ajuste y amortiguación del zapato (Luximon et al, 2000, Witana et al, 2004), alineación esquelética (Miller et al., 2000), el clima interior del zapato (temperatura y humedad), y factores tales como el color, tamaño, forma y la moda (Slater, 1985).

El confort mecánico es el resultado de una compleja interacción de distintos aspectos de diseño de la ortesis plantar que afecta a la función del pie durante la ejecución de las actividades humanas. Así, desde el punto de vista biomecánico, los factores que pueden influir en el confort mecánico son los siguientes:

- La amortiguación.
- Distribución de la presión plantar.
- Forma y tamaño de adaptación al pie.
- Adaptación del pie al movimiento.

En la actualidad el confort es, un objetivo fundamental para el proceso de diseño (Miller et al., 2000). De los elementos de diseño que forman el calzado, la plantilla es uno de los componentes que tiene más relevancia en el confort (Jordan C et al., 1997), sufriendo una gran evolución en su diseño en los últimos años con la incorporación de nuevos materiales y diseños anatómicos (Payne et al., 2003).

La adaptación al usuario (morfometría, biomecánica de la marcha, preferencias, sensibilidad frente a las presiones, etc.) de las plantillas para el confort es de gran importancia. Sin embargo, debido a la variabilidad en las características de la población, es imposible conseguir esta adaptación con un único diseño en serie, incluso con la existencia de tallas.

Por otra parte, debido a los últimos avances tecnológicos y al tratarse de un elemento independiente del calzado, las plantillas son el componente que más cerca se encuentra del proceso de personalización con un coste competitivo y, por tanto, accesible a la mayoría de los usuarios. Ante esta perspectiva, surge una gran oportunidad en el establecimiento de servicios de personalización que mejoren la eficiencia y éxito de los actuales procesos de diseño en el ámbito, proporcionando una mejora de la salud y bienestar social de la población.

2.3 ANTROPOMETRÍA

Se considera a la antropometría como la ciencia que estudia las medidas del cuerpo humano con el fin de establecer diferencias entre individuos, grupos, razas, etc.

En el presente, la antropometría cumple una función importante en el diseño industrial el diseños de vestuario, en la ergonomía, la biomecánica y en la arquitectura, donde se emplean datos estadísticos sobre la distribución de medidas corporales de la población para optimizar los productos.

Los cambios ocurridos en los estilos de vida, en la nutrición y en la composición racial y/o étnica de las poblaciones, conllevan a cambios en la distribución de las dimensiones corporales (por ejemplo: obesidad) y con ellos surge la necesidad de actualizar constantemente la base de datos antropométricos.

A pesar de que numerosos estudios han informado de los datos antropométricos (por ejemplo, Bertrand et al, 2006; Witana et al, 2006), muy pocos han investigado las formas de las diferentes partes del cuerpo en relación con el ajuste y la comodidad (Lee y Hong, 2007). Cuando una parte del cuerpo como son los pies de una persona que se apoyan en las ortesis plantares las formas de la interfaz, las propiedades de los materiales(GOONETILLEKE, 1999; Wang et al, 2006) y las características de deformación (Kuijt-Evers et al., 2007) juegan un papel importante en la comodidad o incomodidad experimentados por el usuario (Smith et al., 2006; Cham and Redfern, 2001; Hansen et al., 1998; Kelaher et al., 2000; King, 2002).

La firmeza, las características antropométricas y la distribución de las presiones (Na et al., 2005, Devocht et al., 2006) son todos los factores conocidos que contribuyen a la comodidad (Lee y Park, 2006).

Otros factores que influyen en los criterios de ajuste son aquellos relacionados con las medidas antropométricas. Los datos antropométricos varían de un grupo de población a otra en función de:

1. Género

Es bien sabido como se demuestra en diversos estudios que la forma del pie varía considerablemente de un hombre a una mujer. Wunderlich y Cavanagh (2000) analizan las diferencias de género en la forma del pie en una amplia muestra de individuos jóvenes (293

hombres y mujeres 491). Su estudio demuestra que los pies y las piernas femeninas no son simplemente versiones a escala de los pies masculinos, sino más bien difieren en un número de características, particularmente en el arco longitudinal interno, en el lado lateral del pie, y en la cabeza del hallux. Estas diferencias deben tenerse en cuenta en el diseño y la fabricación de ortesis plantares para mujeres.

2. Edad

Pavla Statsná et al (2001) realizó mediciones en más de 27000 ciudadanas checoslovacas con edades comprendidas entre 1 y 65 años de edad, y los resultados señalaron que las ortesis plantares y el calzado para los adultos necesitan ser diseñados no sólo para el sexo, como ya se hace en la práctica, pero también con respecto a las diferencias de edad. Especialmente los cambios producidos morfológica y fisiológicamente en el pie debido a la edad deben tenerse en cuenta en la población de edad avanzada, cuyos pies se hacen más anchos y más débiles por sufrir patologías.

3. Factores étnicos

R. Hawes et al. (1994) midió 708 pies masculinos de raza caucásica de América del Norte (AN) y 513 japoneses y coreanos (JK), concluyendo que ambas poblaciones tienen diferencias antropométricas en sus pies. Entre los resultados señalaron que el borde anterior del pie de los JK hace un ángulo menos agudo con el eje longitudinal del pie que en la población de AN. Información adicional respetando la amplitud del pie conduce a la conclusión de que la forma de la parte delantera del pie JF también difiere de la de la AN, con la consecuencia de que el montaje del calzado diferirá de una población a otra para que los resultados finales sean óptimos.

Además de la variabilidad antropométrica, las preferencias de los usuarios también están en relación directa con el confort. Dentro de un mismo grupo (género, edad, etnia) las preferencias individuales también deben tenerse en cuenta. Los usuarios pueden diferir ampliamente de uno a otro. Esto dificulta la creación de criterios generalizados de ajuste y hace que sea necesario llevar a cabo estudios sobre el ajuste y la comodidad considerando los factores subjetivos.

2.3.1 HERRAMIENTAS PARA LAS MEDIDAS DE ANTROPOMETRÍA.

Para medir la antropometría y así poder estudiar las diferencias en las plantas de los pies de diferentes personas, existen varios métodos que se pueden utilizar por separado o combinados. Los más comunes se describen a continuación.

PEDIGRAFÍAS

El pedígrafo es un instrumento en forma de caja con dos tapas, una superior y otra inferior. Al abrirlo queda como un libro y en el medio tiene una lámina de componente elástico que a su vez presenta dos caras, una inferior y otra superior. La cara superior será por donde el paciente apoye el pié, mientras que la inferior estará impregnada de tinta bien esparcida uniformemente mediante un rodillo.

Debajo de esta cara impregnada de tinta colocaremos un papel blanco, bajaremos la lámina e indicaremos al paciente que apoye su pie sobre la lámina, para que así su huella quede marcada sobre el folio blanco.



Ilustración 5 Pedigráfo

Al apoyar el pie, la superficie entintada choca con el fondo de la caja, y la huella plantar quedará registrada sobre el papel en blanco.

El pie debe apoyar sobre la superficie uniformemente y de una vez. La distancia entre ambos pies debe ser la normal, y la posición cómoda para que la huella se marque lo mejor posible.

Las zonas con más hiperpresión se marcarán con un color más oscuro, mientras que las de hipopresión se marcarán con un color más claro, o blanco.

Esta técnica es más rápida y cómoda de realizar que el fotopodograma, pero no nos permite la observación de los pliegues cutáneos plantares ni aporta información sobre los posibles puntos de hiperpresión existentes.

Una vez tenemos al paciente colocado sobre el pedígrafo, procedemos a marcar el contorno del pie y los puntos que interesen.

FOTOPODOGRAMA

El fotopodograma es una prueba diagnóstica mediante la cual obtenemos una huella plantar permanente y de buena calidad. Se realiza a través de la impresión de la planta del pie en un papel fotográfico que al resultar impregnado con líquido revelador, nos ofrece información sobre el contacto o la presión que realiza el pie sobre una superficie plana. Esto nos sirve para completar un diagnóstico y para valorar la evolución de un tratamiento. Las imágenes que se consiguen con este método proporcionan un perímetro nítido y claro de la porción del pie que se apoya. Ofrece todo tipo de detalles sobre los pliegues plantares y posibles lesiones dérmicas. También informa sobre las diferentes presiones que soporta la planta del pie. Se trata de un sistema que no ensucia ni provoca irritación al paciente, ya que el revelador se evapora de forma espontánea a los pocos minutos.

El procedimiento a seguir para llevar a cabo esta prueba es sencillo: se impregna el pie con un revelador mediante un pincel o una torunda de algodón, se apoya la planta del pie durante 45 segundos sobre un papel fotográfico. Posteriormente se dibuja en contorno del pie sobre el papel y se señala la primera y la quinta articulación metatarsofalángica y se efectúa una proyección del escafoides. Pasados 45 segundos se retira la planta del pie y se coloca el papel fotográfico en una solución de líquido fijador durante 3 minutos. A continuación lavamos y secamos el papel para proceder a observar y estudiar la imagen de la huella plantar.



Ilustración 6 Fotopodograma.

PODOSCOPIO

El podoscopio muestra directamente la imagen del pie. El modelo tradicional consiste en una estructura de acero cromado, que incorpora en su parte superior un cristal desmontable y graduado, y que consta además de dos espejos de control visual, uno fijo y otro abatible colocado generalmente en ángulo de 45° con respecto al anterior. Al igual que en los anteriores métodos mencionados la zona de los pies a presión está resaltado. (Chiu M.C., et al., 2007, We Mcllroy et al., 1997)



Ilustración 7 Podoscopio.

PAPEL DE CARBÓN

El papel de carbón se coloca entre una lámina transparente y una hoja en blanco para ser copiado. A medida que el usuario se sitúa sobre la lámina, la presión de los pies deposita la tinta sobre la hoja en blanco, lo que crea una copia del pie. A medida que la tinta se transfiere desde el papel de carbón al papel subyacente blanco, una impresión del pie se deja en el "carbón", donde se elimina la tinta.



Ilustración 8 Papel de carbón.

DIGITALIZADORES

Existen varios métodos para digitalizar un pie para múltiples aplicaciones, la mayoría de las tecnologías disponibles están destinadas para diagnosticar patología, análisis de la marcha, el diseño de ortesis y la medición de los pies. Los métodos de digitalización principales se pueden clasificar en la forma en que comprenden el pie.

No todos los métodos de digitalización y tecnologías están cubiertos por las categorías mencionadas anteriormente como todos los métodos de digitalización pueden ser realizados

por múltiples tecnologías y hay muchos productos disponibles singulares. Con el fin de crear una visión general de la tecnología más común para cada método se describen brevemente:

1. Para digitalizar la planta del pie en 2D se utiliza el podoscopio computarizado. Es básicamente un escáner debajo de una placa de vidrio que refleja con precisión la forma del pie mientras se mueve en una dirección. Varios modelos están equipados con iluminación tangencial fluorescente que ilumina la huella (área de contacto). Mediante la combinación de ambas imágenes un experto puede deducir que el pie necesita apoyo ortopédico.

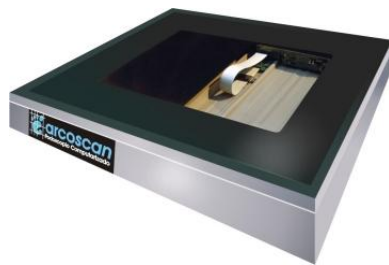


Ilustración 9 Podoscopio computarizado.

2. La planta del pie es digitalizada en 3D con la tecnología de escaneo láser, esta tecnología consiste en el uso de un láser para proyectar sobre el pie una o más rayas finas y afiladas. Al mismo tiempo, los sensores de luz de la escena adquieren, mediante la aplicación de reglas geométricas simples, la superficie del cuerpo humano que se mide. Los sistemas especiales de ópticas se utilizan para la generación de rayas de un haz de luz láser único. La unidad de escáner láser, que se compone del láser, el sistema óptico y el sensor de luz, se mueve a través del objeto de digitalizar la superficie.



Ilustración 10 Planta del pie digitalizada en 3D.

3. Las espumas de feno! son uno de los métodos más convencionales para reproducir la forma del pie. La impresión de la huella se realiza cuidadosamente y según las indicaciones del

profesional y así se forma la huella del pie. Muchos profesionales prefieren tener además un modelo físico del pie o uno digital. Par obtener el modelo digital se precisa de los escáneres de impresión láser que reproducen la figura de la espuma de fenol.



Ilustración 11 Espuma fenólica.

4. Al pisar un digitalizador 576 pins, la planta del pie se reproduce en 3D. Por el desplazamiento vertical de las patas al pisarlas las alturas reales y el contorno del pie se modelan.



Ilustración 12 Digitalizador 576 pins.

5. Digitalización del pie en 3D se realiza mediante la adquisición de datos en varias direcciones a la vez, en tan sólo unos segundos. Un sistema híbrido de los proyectores de láser y cámaras de vídeo son montados en el sistema para proporcionan alta velocidad y resolución. La forma del pie entero desde la planta y desde arriba puede ser medida por la toma de fotografías de todas las direcciones. Debido a que el sujeto se encuentra en una superficie de vidrio y un paquete de software avanzado, el uso de la triangulación láser convierte las imágenes en un modelo 3D.



Ilustración 13 Escáner 3D.

6. Digitalización de los pies en 3D con la ayuda de una espuma fenólica funciona de forma similar a la digitalización de los pies en 3D. Las instantáneas se toman desde diferentes direcciones y con un paquete de software avanzado, los convierte en un modelo. En lugar de tomar una instantánea de la planta de los pies con el usuario de pie sobre una placa de vidrio, se coloca en una caja de espuma de fenol. Cuando el pie se retira, la impresión también se toma y el modelo se completa.



Ilustración 14 Escáner 3D con espuma fenólica.

7. El vacuum está equipado con una válvula de aire automatizado para encajar perfectamente al pie. Por debajo de la almohadilla elástica, hay una placa de vidrio muy robusto y un escáner. Por la deformación de la almohadilla elástica y la huella en el cristal, la imagen del pie se genera con información de la altura entre 2 y 3 cm.
8. La mayoría de las plataformas de presión no digitalizan la forma del pie. Están equipados con un alto número de sensores resistivos que miden la presión del pie en estática, así como dinámica. Estas presiones se utilizan para analizar la marcha y así detectar cualquier deformidad o patología.



Ilustración 15 Plataforma de presiones.

9. Los sistemas de plantillas instrumentalizadas son similares a las plataformas de presión. No son capaces de digitalizar la forma del pie pero si reproducen la realidad mediante la medición de las presiones entre el pie y el zapato. Esto se utiliza para analizar cualquier deformidad en la marcha con el calzado.



Ilustración 16 Biofoot, sistema de plantillas instrumentalizadas.

10. Con un dispositivo de digitalización manual, muchos objetos pueden ser digitalizados incluyendo partes del cuerpo. Muestra el instante la superficie digitalizada y autocorregida para cualquier movimiento que el pie haya podido hacer, aunque el pie es fácilmente digitalizado.

2.4 CRITERIOS DE DISEÑO Y PERSONALIZACIÓN DE ORTESIS.

Las ortesis plantares son uno de los componentes que más relevancia adquieren en la distribución de presiones y en el confort (Witana et al., 2009), éstas han adquirido una gran evolución en el diseño en los últimos años con la incorporación de novedosos materiales y nuevos diseños anatómicos (Payne et al., 2003).

En un 60% de la población adulta europea sufre de problemas en los pies, el tratamiento elegido por prescripción médica es la ortesis plantar. La utilización de ortesis está altamente extendida entre sanitarios expertos en el miembro inferior, y su potencial en la reducción de dolor y lesiones es convincente (Bonanno et al., 2011, Pfeffer et al., 1999, Snyder- Mckler, 2011).

A continuación se describen los diferentes tipos de ortesis que encontramos en la actualidad:

ORTESIS FABRICACIÓN PERSONALIZADA

La reproducción de una estructura anatómica por medio de técnicas de moldeo o material de impresiones (que se adapta a la forma de reproducción) se conoce comúnmente como molde. Existen diferentes métodos para obtener un molde negativo del pie en función del objetivo a determinar por el profesional.

Los procesos de personalización de ortesis se pueden dividir en tres tipos:

Ortesis Funcionales: según su función, destinadas a reducir, detener o ralentizar cualquier movimiento compensatorio anormal producido por las articulaciones de la pierna o el pie sobre las fuerzas reactivas del suelo. La técnica más adecuada para realizar el molde es la de semicarga.



Ilustración 17 Ejemplo ortesis Funcional

Ortesis Paliativas: diseñado específicamente para reducir la presión de las zonas dolorosas o ulceradas del pie. Estas ortesis son útiles para tratar los pies deformados con un rango limitado de movimiento y la movilidad o condiciones extremadamente dolorosas que no requieren el control de la postura de pie. Se utilizan las técnicas de carga o semicarga para realizar el molde.



Ilustración 18 Ejemplo ortesis Paliativa.

Ortesis Acomodaticias: son aquellas hechas con materiales que bien absorben o impulsan los impactos (fuerzas) del pie para reducir o distribuir las presiones. Así el usuario percibe la comodidad, estabilidad y amortiguación necesaria para su actividad. Las técnicas de moldeo para ortesis acomodaticias se aplican en una posición de carga de peso o semi-peso.



Ilustración 19 Ejemplo ortesis Acomodativas.

Las técnicas para la toma de un molde se exponen a continuación:

TÉCNICA TOMA DE MOLDE EN DESCARGA.

Tomando un molde de un pie que no soporta peso aumenta la flexibilidad de la posición de los pies como se desee; los ajustes se pueden hacer de inmediato en el pie y así se elimina la necesidad de modificar el molde después. Hay varias maneras de obtener un molde de un pie que no soporta peso en función de la posición anatómica del cuerpo humano, pero la técnica de toma de molde es la misma para todos. Consiste en envolver el pie con vendas de escayola, mientras que el pie se mantiene en una posición neutra por el especialista. Esta posición se mantiene hasta que el yeso se endurece. La calidad del molde no es óptimo, pero la forma general de la planta del pie se obtiene a un precio de coste bajo.

Para generar un molde de la parte dorsal del pie se utiliza el alginato, que es una goma viscosa que se amasa en torno a los dedos de los pies hasta que se endurece.

TÉCNICA TOMA DE MOLDE EN SEMICARGA.

El énfasis de la toma de molde en semicarga es capturar el tejido blando del pie y su estructura de forma que está bajo condiciones de carga controladas. Esto se usa con frecuencia con los niños y las personas que la colaboración o la manipulación del pie es difícil. Existen dos técnicas para realizar un molde con yeso (como se menciona en los que no soportan el peso técnicas de toma de molde) o con cajas de espuma de fenol. Con las cajas de espuma de fenol que el usuario coloca su pie suavemente sobre la espuma y el especialista ejerce la presión en diferentes lugares del pie / pierna para crear la impresión. Calidad de impresión de la caja de la espuma es similar al yeso, pero se tarda menos tiempo y esfuerzo para generar la forma.

TECNICAS TOMA DE MOLDE EN CARGA.

Las técnicas de moldeo en carga se utilizan especialmente para plantillas acomodativas porque el positivo no necesita correcciones adicionales.

Dentro de este campo varias técnicas se aplican, donde la caja de espuma de fenol es el más común. También encontramos los moldes de poliuretano, se pueden hacer mediante el vertido de una cierta cantidad de poliuretano pre-calentada en una caja y se pisa hasta que se endurece. Para crear un molde que copie la conexión del pie con el zapato, se precalienta el poliuretano y se vierte en una bolsa de plástico. El pie se coloca entonces en esta bolsa y equipado en el zapato, se introduce un tubo en la bolsa para la succión del aire. Otra forma es un cojín de silicona con aire en donde se coloca un trozo de poliuretano en la parte superior y el usuario pisa. El aire es extraído y la forma del pie se mantiene hasta que el molde se endurece. Estos métodos, con la excepción de la caja de espuma de fenol, se denominan *métodos de aplicación directa* y no necesita hacer un positivo del molde.



Ilustración 20 Método de aplicación directa.

Casi todas estas diferentes técnicas de toma de moldes generar moldes negativos de la forma del pie, sin embargo para obtener una reproducción del pie humano y utilizarlo para crear una ortesis personalizada, se requiere un molde positivo. Se utiliza principalmente las resinas epoxi o poliepóxido es un polímero termoestable que se endurece cuando se mezcla con un agente catalizador o «endurecedor» Este material es más limpio pero con el inconveniente de que son más caros. Una vez que se endurece, se pueden hacer modificaciones sobre el positivo mediante la adición de material o por presión eliminar material. (Miller J. E. et al 2000)

Una vez que el molde positivo se prepara por el técnico, la plantilla ya se puede realizar. Existen diferentes métodos de producción disponibles para crear una plantilla, dependiendo de la función de la plantilla se utilizan diferentes materiales y densidades. Puede ser por termoconformado de distintos materiales o bien con elementos estándar y rellenos en una gama de tamaños de materiales que simulan las partes anatómicas se pegan a la palmilla (método Lelievre).

ORTESIS FABRICACIÓN SEMIPERSONALIZADA

Hay una gran variedad de ortesis disponibles en las tiendas hechas a medida. Entendemos como semi-personalizado aquella ortesis que en realidad no está recomendada para sus pies por un profesional, sino que es una ortesis prefabricada que se adapta a sus pies. Este tipo de ortesis se puede hacer de varias maneras, como se resume a continuación:

- Las ortesis con componentes con arco longitudinal interno, la zona del talón, y el apoyo metatarsiano se pueden elegir su altura, densidad y forma para adaptarse lo más cerca posible a la forma de los pies del usuario. Estos componentes se pueden montar, si la plantilla está diseñada para que: o bien se puedan pegar a la parte inferior de una plantilla estándar o bien estos componentes se cortan al tamaño deseado.
- Las ortesis con espuma de memoria son materiales con propiedades diferentes que se combinan en regiones específicas y se adaptan a la forma del pie

- También hay algunas plantillas que son moldeables al calor, después de colocarlos durante varios minutos en el horno. Una vez que la plantilla se calienta se coloca en el zapato y al caminar ésta coge la forma del pie.

Diversos proyectos de diseño de ortesis se llevan a cabo por diferentes entidades, las cuales precisan de sus propios sistemas para el desarrollo de las ortesis. Entre los más destacados encontramos “BAUERFEIND” que ofrece ortesis de confort ya montadas para distintos grupos de pacientes, tales como los deportistas y personas con deficiencias reumáticas o desestructuraciones óseas. Por ejemplo encontramos las Triactive® (W1), son ortesis con 3 zonas para amortiguar la carga durante las actividades diarias, estas zonas son de diferentes densidades de EVA. Este material es inyectado y montado pero no presenta criterios de diseño personalizado para los pacientes, sino que ya son ortesis realizadas de forma convencional, y según la combinación de este material se recomiendan para distintas actividades y carecen de anatomía.

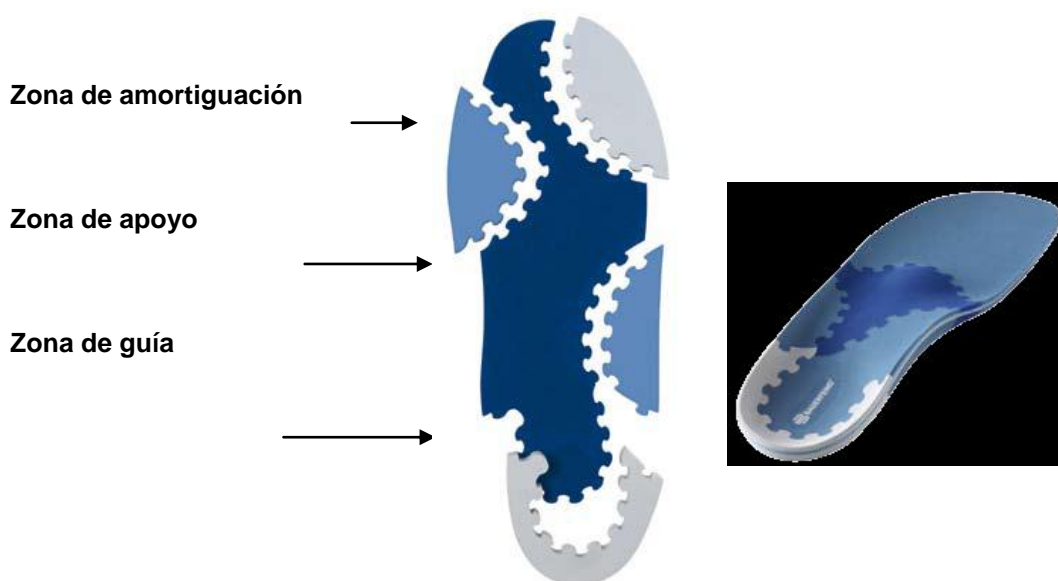


Ilustración 21 Ejemplo de Triactive

También se presentan ortesis que combinan componentes rígidos y blandos. Éstas están diseñadas con resortes flexibles debajo las articulaciones metatarsofalángicas unidas a su vez de forma fluida, esta estructura también está diseñada para un mayor confort y de forma convencional para poderlas utilizar en toda la sociedad. Este ejemplo que nos presentan tan sólo se podría personalizar la altura del arco longitudinal interno si el profesional lija los estabilizadores de debajo de este.

Binamic®

El núcleo sólido.



El componente blando.



Cubierta acolchada continua y cómoda.

Ilustración 22 Ejemplo de Binamic

Finalmente, muchos de los productos que se presentan en el mercado son ortesis semi-elásticas que carecen de forma anatómica en las zonas del talón, arco externo o la zona metatarsal, ya que sólo se introducen elementos a las palmillas tales como almendras de látex o soportes de arco longitudinal interno que se comercializan de forma estándar y por tallas.



Ilustración 23 GloboTec® Comfort®



Ilustración 24 GloboTec Soft

ORTESIS DE FABRICCIÓN MASIVA

La fabricación automatizada de plantillas estándar y (semi) plantillas personalizadas son fabricadas y producidas, basadas en morfología digital. Diferentes métodos de producción están disponibles en función del material y el tamaño de producción necesaria. Las técnicas de producción más comunes se describen a continuación. (Sun S.P. et al., 2008, Turner R. & M. Peet. 1993).

El moldeo por inyección es un proceso de fabricación para la producción de piezas de termoplástico y termoestable de materiales plásticos. El plástico fundido se inyecta a alta presión “dentro” del molde, teniendo la forma de ingeniería. Poliestireno, nylon, polipropileno y polietileno se utilizan comúnmente en materiales de moldeo de inyección de plantillas.

El moldeo por compresión es un método de moldeo en el que está primero el material de moldeo, generalmente precalentado, colocado en una cavidad abierta, molde calentado. El molde se cierra con una fuerza superior o miembro de tapón, se aplica presión para forzar el material en contacto con todas las áreas del molde, y el calor y la presión se mantiene hasta que el material de moldeo se ha curado. El proceso emplea resinas termoendurecibles en una fase parcialmente curado, ya sea en la forma de gránulos, masas de tipo masilla, o preformas. La ventaja del moldeo por compresión es su capacidad para moldear semi plantillas hechas a medida basado en una plantilla de masa fabricado (preforma). Los plásticos que se utilizan en el moldeo por compresión incluyen polipropileno, sistemas de uretano, así como una variedad de sistemas de espuma. Después de la digitalización del pie la plantilla está diseñada con el ordenador y con un CAM (Computer Aided Manufacturing) el programa de la vía de trabajo y herramientas se seleccionan. Los espacios en blanco desde y con materiales diferentes en secciones se colocan en el soporte y la máquina de fresado es operado por el ordenador.. Mediante la colocación de una lámina de material sobre la mesa de corte y la inserción de los contornos de corte en el ordenador, el software ordena automáticamente una multitud de copias de la hoja para cortar la mayor cantidad de piezas a partir de una sola hoja. Diferentes materiales pueden ser cortados dependiendo de si el cortador es una cuchilla o un láser. Como un método de producción que es muy fácil, rápido y barato, pero sólo es adecuado para plantillas básicas y eficiente cuando un gran número de ejemplares.

Las ortesis también se pueden clasificar según el material en el que se realizan: en rígidas, semirrígidas y blandas.

- **Plantillas rígidas:** se pueden fabricar en acero, aluminio o plásticos duros como el polipropileno, polietileno, laminado en resina o plexidur. Tienen la ventaja de que son muy resistentes al uso.
- **Plantillas semirrígidas:** se fabrican en corcho.
- **Plantillas Blandas:** se fabrican en plásticos blandos como pelite, plastazote o siliconas. Estos materiales proporcionan un buen almohadillado.

En los últimos años, existe la tendencia a la utilización de ortesis termoconformadas que se adaptan a la anatomía plantar de cada sujeto. Según varios autores este tipo de ortesis son las más indicadas para la reducción de las sobrepresiones en pacientes con dolencias plantares (Bonanno et al., 2001; Stolwijk et al., 2011), a la vez que aumentan el confort y disminuyen la sensación de dolor (Vázquez Arce et al., 2010).

2.5 CONCLUSIONES DEL ESTADO DEL ARTE

Actualmente, el especialista en base a sus conocimientos sobre la anatomía del miembro inferior y sus propios criterios de diseño debe tomar las decisiones oportunas para la mejora del confort o la salud del usuario. Además, deberá optar por un tipo de ortesis adecuada para un mejor tratamiento, y ello vendrá determinado por la forma en que se tomó el molde y se fabricó la plantilla.

La gran diversidad de ortesis que existen en la actualidad nos hace ver que la mayoría de las opciones no se adaptan a las necesidades de ajuste y confort que se requiere en la actualidad, ya que los especialistas certifican que los productos convencionales no presentan las anatomías de forma acertada ni tienen una gran durabilidad del material en el tiempo, lo que nos indica que hay que mejorar los criterios de diseño anatómico de las ortesis y ajustar más el confort a los requisitos de la población según las necesidades actuales.

También analizamos en el estado del arte que, aunque si se identifican los aspectos que influyen en el confort de las plantillas, no existen criterios válidos para el diseño personalizado de los elementos que componen la ortesis plantar.

Finalmente, existen numerosas herramientas para recoger la forma de la planta del pie, pero deben conectarse con herramientas de diseño que faciliten el trabajo a los profesionales.

De esta manera, será necesario desarrollar criterios, protocolos y herramientas que permitan la personalización.

3. HIPÓTESIS DEL ESTUDIO.

La hipótesis principal que se plantea en esta tesis es, mediante el análisis de las características antropométricas la geometría en estático, y teniendo en cuenta la compleja funcionalidad del pie en dinámica, es posible generar criterios para poder diseñar de forma automática una ortesis que finalmente presente mejoras en el confort de los usuarios

A partir de esta hipótesis principal se pueden formular hipótesis específicas que se contrastarán al final de la tesis:

H1: La obtención de los datos a través de las distintas técnicas de medida presentarán variabilidad entre los métodos. La menor variabilidad de la tecnología del escáner 3D frente a la morfología ósea tomada con los métodos de podometría y pedigrafía de forma conservadora, nos permitirá la elección de éste método. Por lo que será posible sustituir la alta complejidad del pie y pasar de un pie real con toda su diversidad a un modelo 3D digital mediante un escáner 3D. Esta técnica nos permiten mayor rapidez, precisión y facilidad de almacenamiento de las reproducciones de las anatomías de los pies de nuestros usuarios frente a las herramientas convencionales utilizadas hasta el momento

H2: Ampliar el conocimiento de los criterios de una ortesis, a través, de la descripción y normalización de procedimientos de medida y posteriormente por la obtención de bases de datos de la población asintomática

H3: Utilizar encuestas para definir y validar los criterios de diseño. Estas encuestas permitirán optimizar el diseño de las ortesis personalizadas a cada usuario.

H4: Es posible mejorar el confort de la ortesis plantar y, por lo tanto, del calzado en general a partir del diseño personalizado de la ortesis, de acuerdo a las características morfométricas de la planta del pie de las personas en estática y dinámica.

4. OBJETIVOS

Después del análisis del estado del arte y como consecuencia de la insuficiente información que se presenta sobre criterios anatómicos para la realización de una ortesis, el principal objetivo del proyecto estará centrado en la generación de todos aquellos criterios necesarios para la elaboración de una ortesis plantar de confort y personalizadas a cada usuario.

Secundariamente a este objetivo principal deberemos obtener otras finalidades parciales, que serán:

1. Generar metodología para la recogida de los datos antropométricos del pie a través de los protocolos que nos ayuden a las exploraciones anatómicas. Derivado de ésta exploración, se incluirá un análisis en estático para valorar la movilidad articular, la geometría y la morfología podal. Se definirá un segundo protocolo en dinámica para determinar el comportamiento del miembro inferior en marcha, permitiendo poder descartar a los usuarios que presenten patologías.
2. Desarrollar tablas de datos antropométricas con las medidas del pie que nos permitan generar, junto a las bases de datos previas del IBV, los criterios de diseño de las ortesis plantares.
3. Determinar la metodología, a través del análisis de la variabilidad en las medidas del pie, para definir los criterios iniciales de diseño que se validarán mediante la percepción subjetiva de los usuarios.
4. Definir y validar las encuestas con preguntas lo más posible cerradas para obtener la percepción de confort y molestias de los usuarios. Los resultados nos permitirán mejorar el diseño inicial de las ortesis.
5. Analizar de los resultados de las validaciones finales, para definir los criterios finales para la personalización de las ortesis finales.

MATERIAL Y MÉTODOS

5. MATERIAL Y MÉTODOS.

5.1 INTRODUCCIÓN

La metodología seguida en la tesis se resume en el esquema siguiente (ilustración 25). Primeramente habrá una recopilación del conocimiento sobre la antropometría y la geometría de la planta del pie, a través de los protocolos clínicos elaborados. Los datos obtenidos nos proporcionarán la selección de los pacientes que formaran parte del estudio.

Para la toma de medidas del pie (a través de las alturas, longitudes y perímetros) se han desarrollado tres métodos, seleccionándose el que menos variabilidad presente para las siguientes fases. El primero de ellos es la podometría, donde las mediciones se realizan manualmente por el observador. El segundo es la obtención de los datos a través del dibujo de la pedigrafía; y finalmente, se obtienen los datos a través del escáner 3D de forma digital. Con toda la información recopilada, se han desarrollado las bases de datos y se ha analizado la información sobre la variabilidad que presentan estas tres tomas de medidas en el pie. Se ha elegido el método que mejores resultados proporciona para desarrollar los criterios de diseño de las ortesis, contando además con la experiencia del experto en podología.

Una vez seleccionado el método para obtener la información del pie se ha iniciado una fase de diseño de los prototipos iniciales de la ortesis. Con los prototipos ya obtenidos se ha realizado la fase de validación/experimentación inicial con los usuarios. A través de las encuestas los participantes nos proporcionan la información necesaria para poder realizar las modificaciones de los criterios iniciales de acuerdo a los resultados, consiguiendo así los criterios de diseño finales. Finalmente, con estos criterios se han vuelto a diseñar nuevas ortesis que han sido validadas por los mismos usuarios, proporcionando información más precisa para optimizar los criterios de la ortesis personalizadas de confort final.

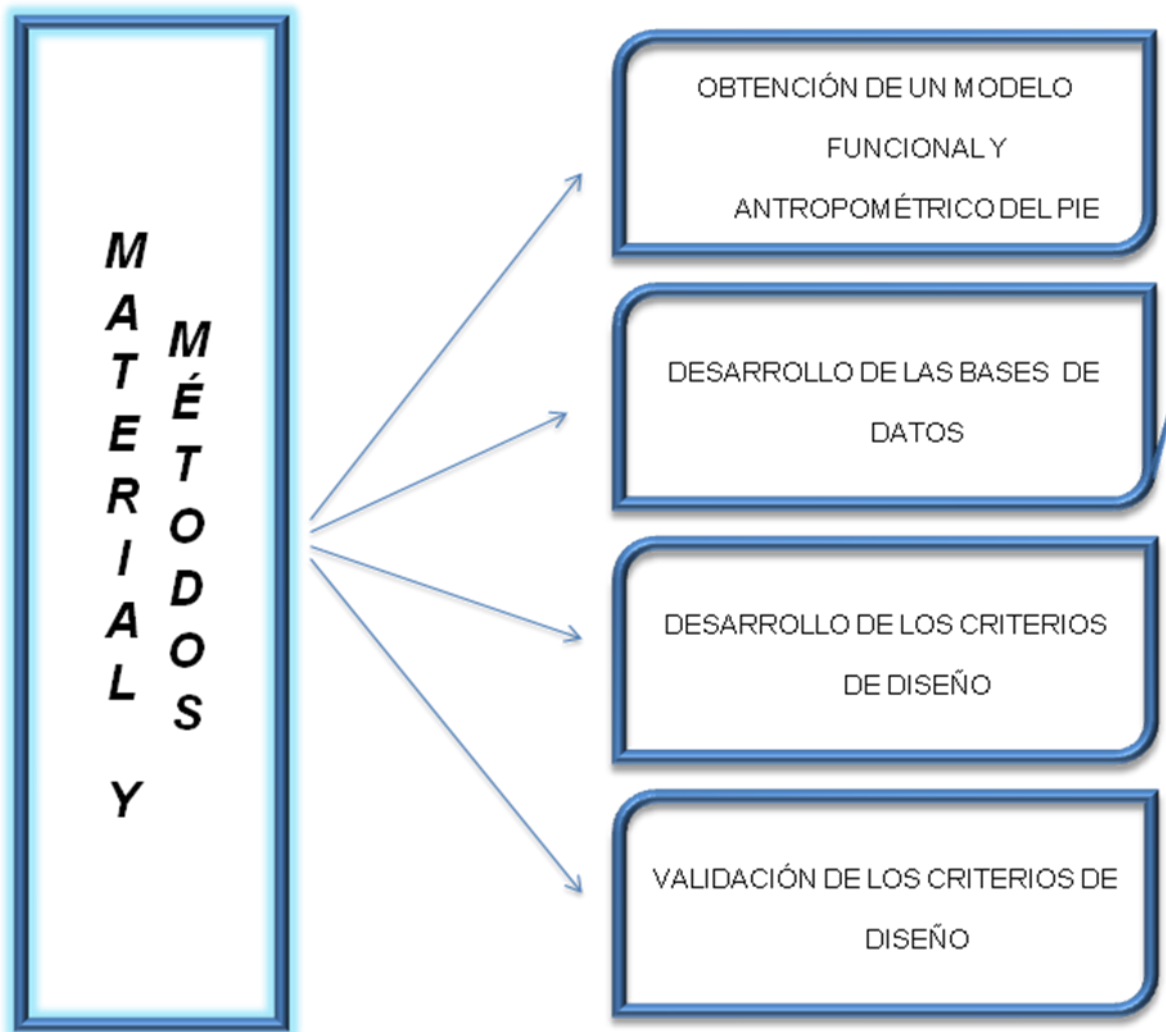


Ilustración 25 Esquema de la metodología seguida en la tesis.

5.2 OBTENCIÓN DE UN MODELO FUNCIONAL Y ANTROPOMÉTRICO DEL PIE.

El primer paso dentro del estudio de la interacción ortesis-usuario será la obtención de un modelo funcional y antropométrico del pie. Para ello, será necesaria la puesta a punto de un conjunto de técnicas de valoración de las características antropométricas del sujeto. La medida de los datos antropométricos de los pies nos permite asegurar la adecuación dimensional entre el pie y la ortesis plantar, aspecto básico para optimizar el confort del mismo.

Las técnicas de valoración antropométrica consisten en la adquisición de la forma y dimensiones del pie del usuario, para ello será necesario realizar la puesta a punto de un sistema de adquisición de la estructura del pie y la definición del modelo morfológico que reduzca la información inicial y considere únicamente la información crítica que explica la interacción entre el pie y la ortesis.

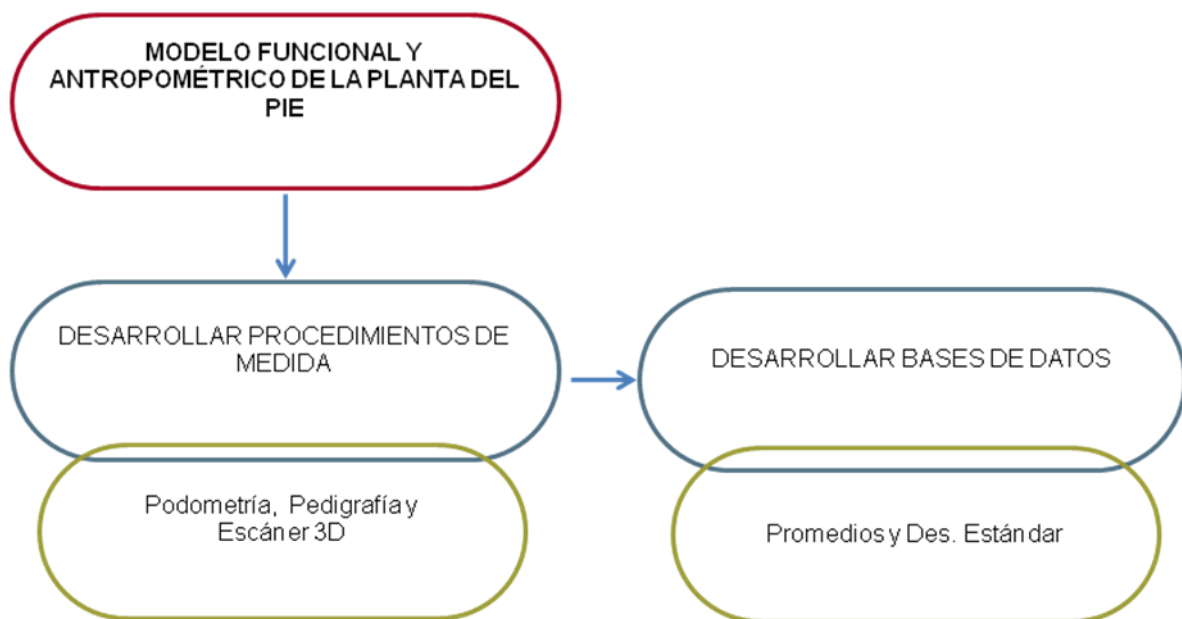


Ilustración 26 Esquema de la metodología a seguir para obtener el modelo funcional y antropométrico del pie.

5.2.1 DESARROLLO DE PROCEDIMIENTOS DE MEDIDA.

Para poder aplicar los criterios de diseño a las ortesis personalizadas es necesario obtener algunos datos geométricos del pie del usuario. Para ello, existen distintas técnicas con diferentes grados de automatización, desde la medida directa con antropómetro hasta el escaneado 3D.

5.2.1.2 **PODOMETRIA Y PEDIGRAFÍA.**

PODOMETRÍA.

El objetivo de desarrollar el siguiente protocolo para la recogida de los datos antropométricos, es describir la sistemática para la toma de medidas de los usuarios así como la valoración clínica. El siguiente protocolo de podometría que se describe consta de cuatro partes diferenciadas:

1. Marcar el pie.

La medición de las distintas distancias y perímetros deberán ser tomadas de la misma forma a cada usuario por lo que primero marcaremos unos puntos de referencia, con un lápiz dermográfico. La posición que deberá adoptar el usuario será en bipedestación estática y de forma cómoda para él. Los puntos a marcar por el experto son los siguientes:

- A. Cabeza del 1º metatarsiano.
- B. Cabeza del 5º metatarsiano.
- C. Apófisis estiloides del 5º metatarsiano.
- D. El punto más alto sobre el dorso del pie.
- E. Punto inferior del escafoides.
- F. Punto de encuentro de la pierna con el pie donde se curva el extensor del dedo gordo.
- G. Extremo posterior del talón.
- H. Punto más prominente del maléolo externo.
- I. Punto de inserción del tendón de Aquiles en el calcáneo.
- J. Punto de altura máxima de la cabeza del 1º metatarsiano.
- K. Punto de altura máxima de la cabeza del 5º metatarsiano.

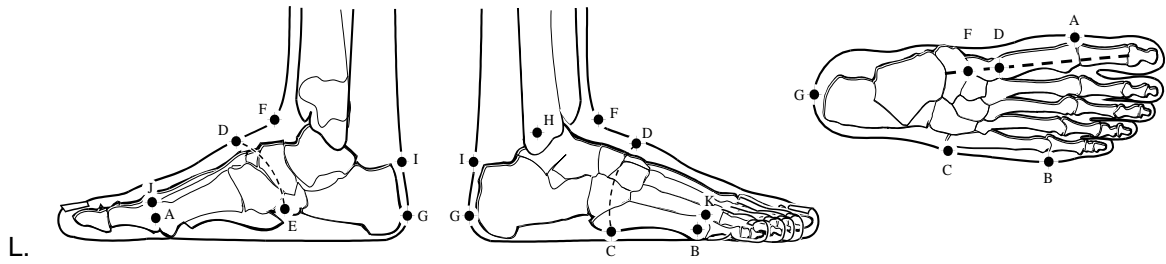


Ilustración 27 Visión lateral, medial y plantar de los puntos a marcar.

2. Toma de medidas.

Herramientas para la toma de medidas:

1. Cinta métrica de puntas rígida.



Ilustración 28 Cintas métricas de dos puntas.

2. Cinta métrica flexible.



Ilustración 29 Cinta métrica flexible.

En la toma de medidas se distinguen:

1. MEDIDAS EN CARGA.

Medidas longitudinales:

Se tomarán mediante la cinta métrica de dos puntas. El valor de la medida longitudinal se leerá directamente en la cinta métrica y se anotará en la tabla.

Cara interna:

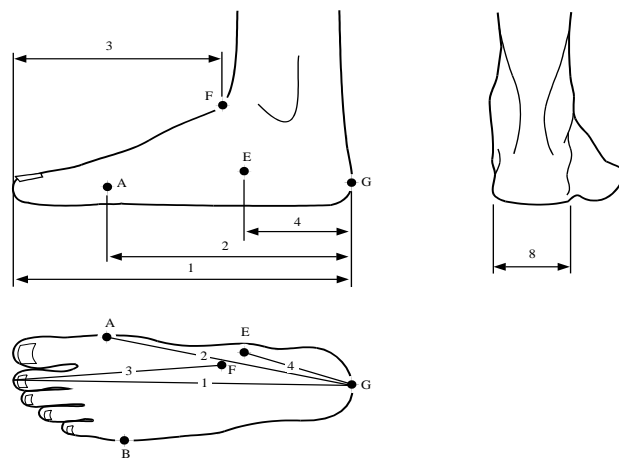


Ilustración 30 Visión lateral, posterior y dorsal de los puntos a medir.

1. Longitud total del pie.
2. Longitud cabeza 1º metatarsiano.
3. Longitud del antepié.
4. Longitud escafoides-talón.

Cara posterior:

8. Anchura del talón.

Cara exterior:

5. Longitud cabeza 5º metatarsiano.
6. Longitud apófisis 5º metatarsiano.
7. Anchura del antepié.

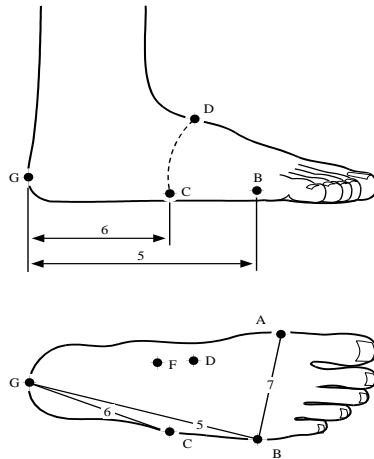


Ilustración 31 Visión lateral y dorsal de los puntos a medir.

Medidas de alturas:

Se medirán con la cinta métrica de dos puntas. Para tomar una altura dispondremos de una punta debajo del pie del sujeto y colocaremos la otra en el punto que define la altura a medir. La altura se leerá directamente en la cinta métrica y se anotará en la tabla.

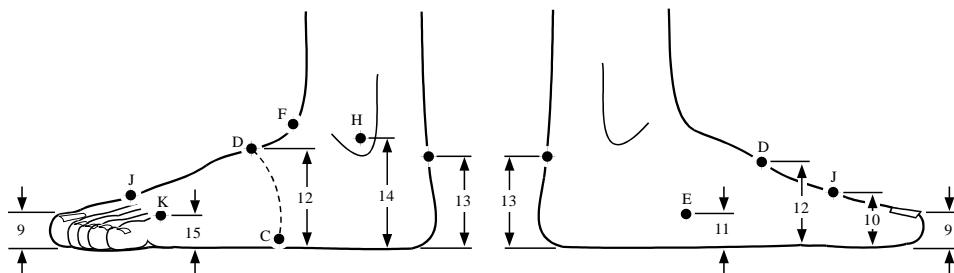


Ilustración 32 Visión lateral y medial de los puntos.

9. Altura del dedo más alto.
10. Altura del primer metatarsiano.
11. Altura del arco interno.
12. Altura del empeine.
13. Altura del calcáneo.
14. Altura del tobillo.
15. Altura del 5º metatarsiano.

Medidas de perímetros:

Se medirán con la cinta métrica flexible. Se comprobará que la cinta esté en contacto con la piel, tensa pero sin ejercer presión excesiva. El valor de la medida se leerá directamente en la cinta métrica y se anotará en la tabla.

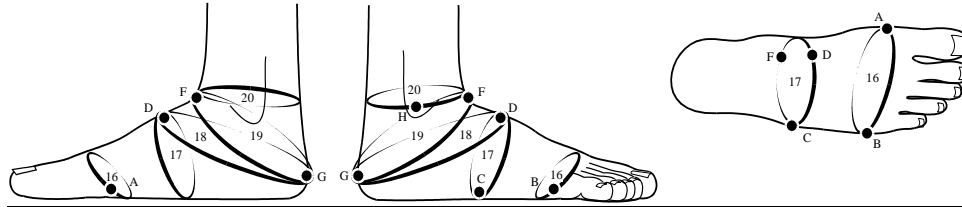


Ilustración 33 Visión lateral, medial y dorsal de los perímetros a medir.

16. Perímetro en las articulaciones.
17. Contorno del mediopié.
18. Perímetro talón-cuñas.
19. Perímetro talonera-empeine.
20. Contorno de los maléolos.

2. MEDIDAS EN DESCARGA

Se tomarán con la cinta métrica de dos puntas sobre el pie en descarga, y se medirán los siguientes puntos:

21. Longitud del pie.
22. Anchura pie.
23. Perímetro en las articulaciones.

PEDIGRAFÍA

El objetivo de este apartado es obtener de forma sistemática los parámetros que correspondan a las medidas de la huella plantar. Estas medidas se correlacionaran con las medidas obtenidas con el protocolo de podometría

1. Toma de la pedigrafías.

La huella plantar se toma por medio de un pedígrafo, que consiste en una lámina de goma elástica impregnada por su parte inferior con tinta. Apoyando sobre su superficie superior el pie y procurando repartir el peso del cuerpo entre ambos pies, obtendremos la huella.

Herramientas para la toma de medidas.

1. Pedígrafo



Ilustración 34 Pedígrafo

2. Código de identificación.

Las pedigrafías así obtenidas se van ordenando mediante el código de registro, que coincide con el de la toma de medidas de la podometría para facilitar el análisis de los resultados.

El código consta de 1 o 2 dígitos para identificar el proyecto al que pertenecen las pedigrafías o bien para indicar donde han sido tomadas, seguidos de un nº y M o V dependiendo de si es mujer u hombre.

3. Extracción de medidas de la pedigrafía. (ANEXO III).

Para el tratamiento de las pedigrafías, se requiere identificar los puntos a continuación mostrados, y de esta forma poder obtener distancias, longitudes, anchuras y los cálculos correspondientes a datos posteriores.

1: punto más posterior del talón.

2-15: parte más ancha del talón.

- 3-14: puntos donde termina el talón y empieza el mediopié.
- 4-13: banda más estrecha del mediopié.
- 5-6-12: puntos para caracterizar la curva mediopié-antepié.
- 7: punto localizado en el primer meta.
- 8: nacimiento primer dedo.
- 9: nacimiento 2º dedo.
- 10: nacimiento 5º dedo.
- 11: punto localizado en el 5º meta.
- 16: parte más ancha del primer dedo.
- 17: punto extremo del primer dedo.
- 18: punto extremo del 2º dedo.
- 19: punto extremo del 5º dedo.
- 20: parte más ancha del 5º dedo.

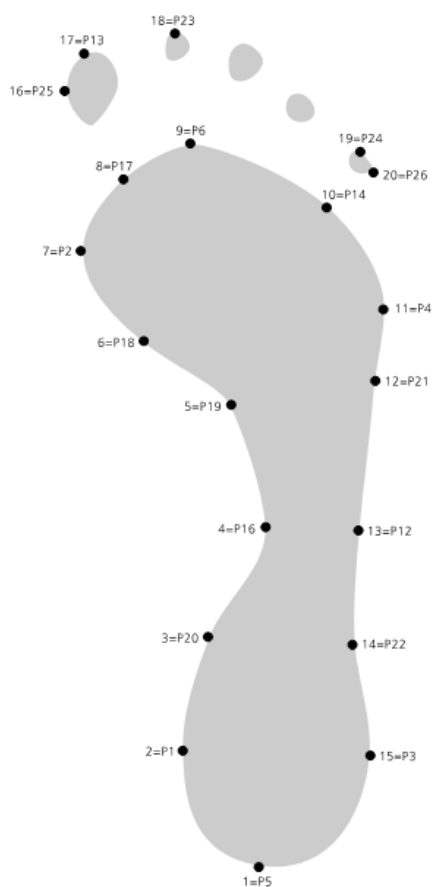


Ilustración 35 Pedigrafía con los puntos de medida.

Después de tomar estos puntos como referencia, se realizaron las siguientes medidas:

- Longitud total del pie.
- Distancia del talón al inicio del arco.
- Distancia del talón al final del arco.
- Distancia del talón al escafoides.
- Distancia del talón al punto máximo de unión pierna-pie (alto del empeine).
- Altura del hallux.
- Ancho del hallux.
- Porcentaje desde el talón al escafoides.
- Porcentaje desde el talón al inicio del arco.
- Porcentaje desde el talón al final del arco.

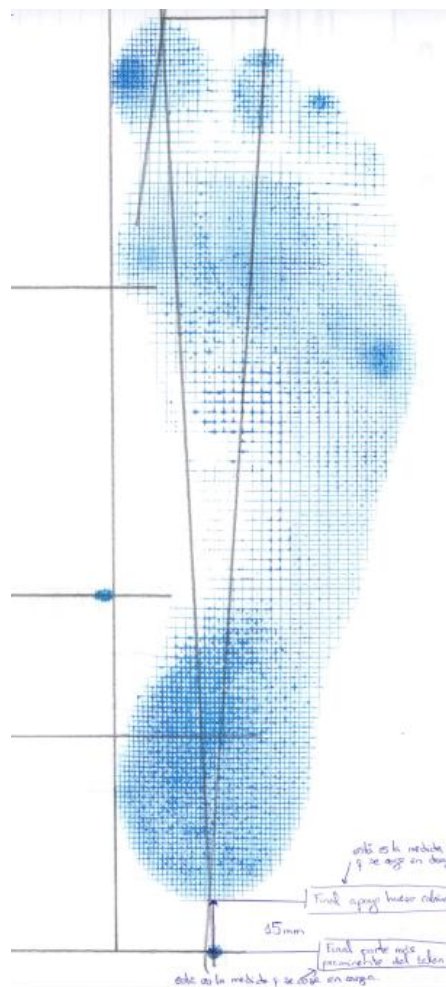


Ilustración 36 Ejemplo Medidas Pedigráfica.

5.2.1.2 ESCÁNER 3D.

Herramientas para la toma de medidas digitales:

1. Escáner 3D

Las técnicas de escaneo han evolucionado en diferentes versiones según el ámbito de trabajo; en la industria son típicas las aplicaciones de escaneo de piezas, control de calidad o ingeniería inversa, este tipo de aplicaciones se caracterizan por la precisión de las medidas a realizar, mientras que en el ámbito de la Visión artificial la tendencia más extendida es realizar medidas menos precisas orientadas a registrar, analizar y representar animaciones 3D de las piezas escaneadas.

En nuestro caso, necesitamos registrar la geometría plantar del pie con errores inferiores al 5% de la media, por ello implementaremos técnicas de escaneo más precisas, con un enfoque basado en la proyección de un haz láser sobre determinadas zonas de la superficie inferior del pie, ubicadas a partir del reconocimiento del contorno del mismo mediante cámaras. Las líneas curvas en el espacio definidas por el haz láser sobre la superficie se convierten en objetos matemáticos utilizando técnicas fotogramétricas, es decir, fotografiando esas líneas mediante dos o más cámaras no alineadas y calculando la posición en el espacio mediante triangulación.

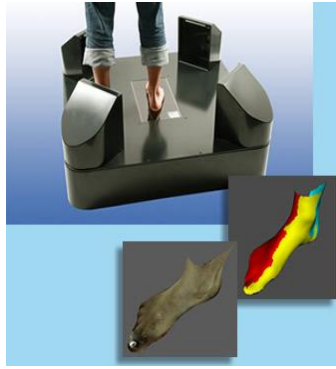


Ilustración 37 Media del pie de forma automatizada.



Ilustración 38 Imagen de un haz de laser proyectado sobre el pie y la pierna en el escáner.

Los principales inconvenientes de estos equipos, es que requieren de personal altamente cualificado, son delicados y suelen ser muy voluminosos. Esta tendencia está justificada en el ámbito de uso de estos equipos; son equipos de laboratorio con enormes prestaciones capaces de reconstruir la geometría completa del pie además del posterior procesado y análisis de parámetros (ANEXO V).



Ilustración 39 Equipo entero del escáner 3D.

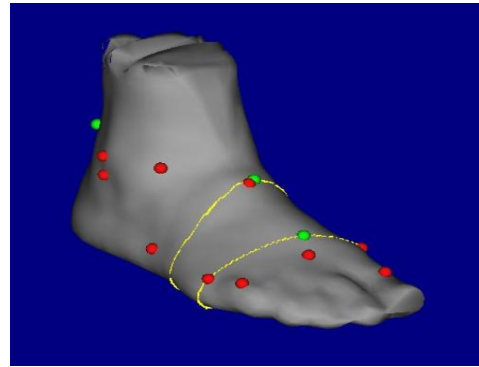


Ilustración 40 Geometría 3D del pie y parámetros.

Para reconstruir parte de la geometría externa del pie, se usan más de una cámara para disminuir todo lo posible las ocultaciones.

Se procederá a analizar cada pie individualmente, de forma que cada uno quede definido mediante un mínimo número de curvas básicas y parámetros. En la práctica, se ha comprobado que cuantas menos curvas definan un elemento anatómico más fácil es su modelado. Aunque el fin último siempre ha sido el conseguir la parametrización de dichas curvas a través de las variables estudiadas. Hasta el momento, las curvas que forman los distintos elementos han tenido dos procedencias:

- Creadas originalmente a partir de los datos expuestos en el actual trabajo. Más tarde según la población a quien vaya dirigida la plantilla, los datos serán especificaciones dadas en percentiles o bien pedigráficas procedentes de Clusters.
- Creadas a partir de elementos anatómicos existentes mediante su digitalización y modelización y modificación posterior para cumplir las especificaciones. Esta vía prácticamente ha sido abandonada.

En esta tarea para la definición de un modelo morfológico 3D de la planta del pie, la puesta a punto del sistema de adquisición de la forma de la planta y el tratamiento de esta información para generar el modelo de la planta de forma automática son imprescindibles.

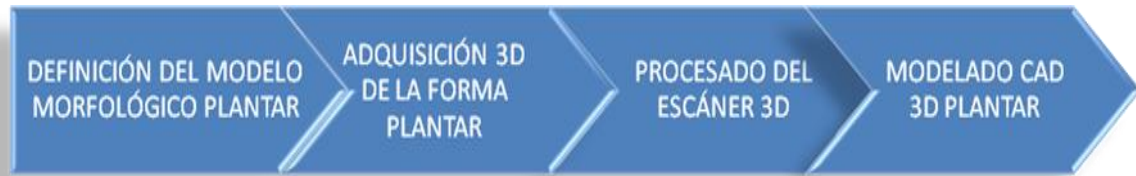


Ilustración 41. Esquema del proceso de caracterización morfológica de la planta del pie

El desarrollo del modelo morfológico 3D de la planta del pie comprende los siguientes pasos:

1. Definición del modelo morfológico de la planta del pie.

El objetivo consiste en definir las características morfológicas mínimas de la planta del pie que tienen relevancia en la interacción entre la planta del pie y la plantilla anatómica. Este trabajo se llevará a cabo antes de realizar la puesta a punto de la cadena de adquisición de datos, ya que ésta dependerá del tipo de información a adquirir, ya sean puntos anatómicos, contornos y curvas concretas en 3D o topologías locales.

Así, el primer paso será definir las características funcionales mínimas de la planta del pie en relación al diseño anatómico de plantillas y ortesis plantares. Este tarea se hará mediante una completa revisión bibliográfica, así como un trabajo con expertos en diferentes campos como son el diseño de plantillas para mejorar confort, ortesis para corregir patologías y plantillas para mejorar el rendimiento deportivo, expertos en distribución de presiones plantares y marcha humana así como en anatomía del pie y funcionalidad. En este trabajo se identificarán puntos anatómicos, secciones de la planta del pie, ejes funcionales, regiones, contornos y parámetros que influyen de forma significativa, tanto en la forma de la planta del pie como en el diseño y fabricación de plantillas.

En la definición del modelo morfológico, hay que tener en cuenta también las condiciones en que se va a registrar la información de la forma de la planta. La planta del pie contiene gran cantidad de tejido blando que se deforma con la presión, por este motivo la forma de la planta del pie varía en función de las condiciones de apoyo del pie (carga unipodal, carga bipodal o descarga) y la rigidez de la superficie de apoyo. En relación a este aspecto, actualmente no existen criterios unificados entre los profesionales del sector, por lo tanto, en este trabajo se realizara un análisis que permita definir las condiciones en las que la forma del pie se aproxima más a la deformación pie-plantilla que ocurre durante la marcha a medida que las estructuras óseas y ligamentosas se deforman y el pie cambia de forma.

El resultado esperado de este trabajo es un modelo crítico 3D de la planta del pie, es decir una caracterización de la planta del pie a través de puntos anatómicos, secciones funcionales, etc., obtenidos en unas condiciones concretas. Todo esto se tendrá en cuenta para la definición y puesta a punto del proceso de adquisición.

2. Puesta punto del sistema de adquisición de la forma de la planta del pie.

El objetivo es poner a punto un sistema de escaneado 3D que permita la adquisición de la forma de la planta del pie y la información (puntos anatómicos y secciones) definidos en el modelo morfológico. Para ello, en el estado del arte se ha analizado las distintas técnicas de registros del pie presentes en la actualidad. Se han valorado las adecuaciones de estas técnicas a las condiciones de escaneado impuestas por la definición del modelo morfológico.

3. Procesado de los datos obtenidos de la adquisición.

Los datos procedentes de un digitalizador 3D están formados por una nube de puntos muy densa. Esta información hay que filtrarla y transformarla de modo que a partir de esta nube de puntos de la planta del pie pueda obtenerse el modelo morfológico definido en el proceso 1, constituido por puntos anatómicos, secciones y curvas 3D. Para realizar esta operación de forma automática, el objetivo de esta tarea es desarrollar una aplicación en MATLAB que teniendo como entrada la nube de puntos proveniente del proceso de digitalización 3D, calcule el modelo morfológico de la planta del pie.

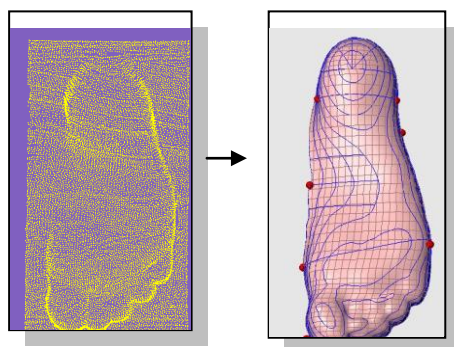


Ilustración 42 Obtención del modelo morfológico de la planta del pie a partir de una nube de puntos.

5.3 DESARROLLO DE LAS BASES DE DATOS.

5.3.1 SUJETOS.

En primer lugar, y previo al desarrollo de la planificación del estudio con los sujetos, se redactó una propuesta por parte del Instituto de Biomecánica de València (IBV), para atender a los requisitos que debían presentar los usuarios y la información que se le proporcionaría a éste sobre su participación. A continuación también se le proporcionó a cada sujeto preseleccionado el consentimiento informado para dejar constancia de que ha sido informado y presentar su firma en el documento, (ANEXO I).

La búsqueda de participantes la llevó a cabo el IBV. Los criterios de inclusión para la selección previa de la muestra fueron los siguientes:

- No presentar sintomatología en ninguna de las partes del cuerpo humano.
- Sujetos de edades comprendidas entre los 25 años hasta los 60 años.
- Se especificó la búsqueda en un total de 25 mujeres y 25 hombres.
- Los participantes deberían utilizar de forma habitual una talla de calzado comprendido entre la talla 36 hasta la 46.

El estudio contempló un total de 50 personas. De las cuales 25 son mujeres que utilizan tallas desde la 36 hasta la 41 y 25 hombres que calzan desde la talla 39 hasta la 46.

Los participantes fueron reunidos en las instalaciones del Instituto de Biomecánica para informarles sobre el desarrollo del estudio. En dicha citación se firmó el consentimiento informado que incluía su voluntad a participar y sus datos personales. Este documento se custodió por separado de los datos del estudio para asegurar la confidencialidad de éstos.

Codificación del sujeto.

Para que el sujeto quede registrado adecuadamente se debe anotar la fecha de la exploración. Codificando además de acuerdo al siguiente criterio: dos letras identificadoras de la provincia donde se mide, seguido del número correspondiente al adulto a medir, y de una *V* o *M* dependiendo de si es un hombre o una mujer.

Valoración clínica. Hoja exploración del usuario (ANEXO II).

La valoración clínica se desarrolló para verificar que el participante, no presenta ninguna anomalía ni sintomatología previa al estudio. En la supuesta apreciación de algún problema detectado el usuario quedaría excluido del estudio.

La valoración clínica se realizó de acuerdo al siguiente procedimiento:

- Sexo, Fecha de nacimiento y talla de calzado.
- Se pide al adulto que se descalce.
- Pese y mida la altura del sujeto.
- A través de las tablas de valoración articular y muscular del miembro inferior observamos y anotamos si presenta alguna alteración o deformidad grave en los pies; tales como:
 - La angulación del retropié de la pierna en ambos pies.
 - La adducción y abducción del antepié en ambos pies.
 - La angulación de las rodillas.
 - La fórmula digital.
 - Cualquier anomalía que se observe en los pies indicando en qué pie se presenta.
- Se observó si presentaba alguna anomalía en la marcha o para mantener el equilibrio.
- Se anotó si ha llevado o lleva actualmente calzado ortopédico o ortesis plantares y la descripción del mismo. Se ha observado el tipo de calzado que lleva y anotado el desgaste de la suela y la deformación del calzado.
- Si el sujeto es de sexo femenino, se preguntó si es usuaria de tacón y la altura del mismo.

5.3 2 VARIABLES DE LA BASE DE DATOS.

Las bases de datos que se desarrolló en el proyecto consistió en la recogida analítica de las medidas obtenidas en la podometría, la pedigrafía y el escáner 3D (*ANEXO VI, VII y VIII*). En ellas se anotan las siguientes variables:

1. Se anotaron por orden NUMERAL los usuarios.
2. Sí corresponde al pie derecho (D) o izquierdo (I).
3. La talla de calzado habitual que utiliza el usuario.
4. La edad del usuario.
5. La longitud total del pie.
6. La distancia entre el inicio del pie (se considerará el inicio como el punto más prominente del talón) y el inicio del arco longitudinal interno.
7. Se obtendrá el porcentaje del punto inicial del pie y el inicio del arco longitudinal interno sobre la longitud total del pie.
8. La distancia entre el punto inicial del pie y el punto final del arco longitudinal interno.
9. Se obtuvo el porcentaje de la distancia entre el punto inicial del pie y el punto final del arco longitudinal interno sobre la longitud total del pie.
10. Distancia del punto inicial del pie al punto del hueso escafoides.
11. Se obtendrá el porcentaje del inicio del pie al hueso escafoides sobre la longitud total del pie.
12. Altura del hueso escafoides al suelo.
13. Se obtuvo la posición del hueso escafoides desde el punto más prominente del talón en porcentaje con respecto a la longitud total del pie.
14. Distancia al punto inicial del pie al punto más alto del empeine
15. Se obtuvo el porcentaje del inicio del pie al empeine.
16. Altura del empeine
17. Se obtuvo la altura del empeine desde el punto más prominente del talón en porcentaje con respecto a la longitud total del pie.
18. Altura del Hallux hasta el suelo.
19. Se obtendrá el porcentaje de la altura del hallux.

5.3. 3 ANÁLISIS DE LA BASE DE DATOS.

El análisis de la base de datos, se realizara a continuación de la recogida de las medidas. Primero se obtuvo el promedio para los tres tipos de medidas de todas las variables tomadas a los usuarios por sexos (desde la variable número 5 hasta la número 19, nombradas en el apartado anterior). Con los promedios obtenidos sabremos el porcentaje medio en el que podemos encontrar estas variables, es decir, el rango en el que fluctúan las distancias de cada variable.

El estudio con detalle de los datos de los tres métodos, no basta con conocer las medidas de tendencia central, sino que necesitamos conocer también la desviación estándar o desviación típica, de cada una de las variables, lo cual nos indica cuánto tienden a alejarse los valores concretos del promedio en una distribución de dato. La desviación estándar (σ) mide cuánto se separan los datos, en una medida de dispersión para variables de razón (variables cuantitativas). Lo que necesitamos saber con este análisis es que, algún método nos indique si alguno de los tratamientos presenta una diferencia significativa con respecto a los restantes. Nos fijamos en las varianzas, porque, cuando queremos saber si algunas medias difieren entre sí, tenemos que valorar la varianza entre estas medias. A partir de éste análisis de la variabilidad entre los tres métodos se seleccionará el método más preciso y robusto.

Los datos del método elegido como el más óptimo para el estudio, fueron utilizados para el cálculo de las regresiones lineales, con el objetivo de determinar la relación que existe entre una variable dependiente y una o más variables independiente, determinando la intensidad entre las variables a través de coeficientes de correlación. El modelo de pronóstico de la regresión lineal es una técnica estadística utilizada para estudiar la relación entre variables. Se define, como la representación de la relación entre dos (o más) variables a través de un modelo formal, lo que supone contar con una expresión lógico-matemática que, aparte de resumir cómo es esa relación, va a permitir realizar predicciones de los valores que tomará una de las dos variables (variable de respuesta, dependiente, criterio o Y) a partir de los valores de la otra (variable explicativa, independiente, predictora o X). En el estudio se considero que la relación podía ser de tipo lineal, la formalización vendría determinada por una ecuación como la siguiente:

$$Y=\alpha+\beta X$$

A continuación del cálculo de las ecuaciones, el primer paso es la representación gráfica de las variables (y,x) en un diagrama de dispersión. Dado que la relación de dependencia entre ambas variables es aleatoria, las observaciones no se encontrarán a lo largo de una perfecta recta. La estimación de los parámetros supone encontrar la ordenada en el origen y la pendiente de una recta que mejor se aproxime a los puntos, por lo que el objetivo del análisis de regresión es la estimación de los parámetros (X, Y) .

5.4 DESARROLLO DE LOS CRITERIOS DE DISEÑO.

Los criterios de diseño de la ortesis se basan en las ecuaciones que permiten definir las curvas claves de la órtesis en función de las medidas del pie. La hipótesis de partida consiste en validar el diseño por parte de un experto de las secciones transversales de la plantilla, modelizadas matemáticamente mediante regresiones estadísticas que toman como variables independientes medidas obtenidas a partir de la forma 3D del pie.

De la base de datos de los 100 pies digitalizados en el escáner 3D, se han seleccionado los hombres del número 43 y mujeres del número 38. Todos los pies alineados según INFOOT (software escáner 3D) (eje definido por el punto más atrasado del talón y el punto medio de los metatarsos), se seccionaron transversalmente la altura de la base del escafoide, la cual es localizada por un experto mediante un marcador. El diseño del experto tiene como referencia los resultados de pruebas anteriores y las secciones de las ortesis spenco (las ortesis spenco formaban parte de la base de datos del Instituto de Biomecánica de Valencia), calificadas por la mayoría de los usuarios como muy cómodas. Los límites de la ortesis a nivel de los bordes internos y externos (representados en la ilustración 48 como L0 y L2) están definidos por la horma del calzado.

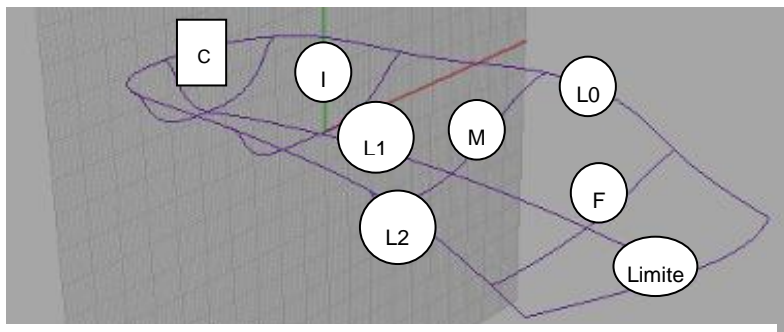


Ilustración 43 Tramos de las secciones

El diseño de la superficie de la plantilla se realiza con la opción de 'Red de curvas' del programa informático "Rhino" que consiste en la interpolación de una superficie a partir de una red de curvas en las direcciones u y v. Se propone diseñar la ortesis con 8 curvas: tres curvas definen la dirección u (longitudinal) y cinco curvas la dirección v (transversal).

Curvas dirección v:

1. Sección de la cazoleta (Sección C).
2. Sección de inicio de arco (Sección I).
3. Sección de la altura máxima (Sección M).
4. Sección de final de arco (Sección F).
5. Límite de la plantilla (Sección Límite).

Curvas dirección u:

1. Curva 3D del límite medial longitudinal (Sección L0).
2. Curva 3D del límite central longitudinal (Sección L1).
3. Curva 3D del límite lateral longitudinal (Sección L2).

Además, la plantilla deberá encajarse en el zapato y para ello se utilizará una superficie teórica de una horma (interior del zapato) que servirá de límite para definir las curvas en la dirección u (longitudinal). Cada curva de la dirección v (transversal) estará dividida en 3 tramos. Estos tramos son los siguientes:

5.5 VALIDACIÓN DE LOS CRITERIOS DE DISEÑO.

La metodología empleada en la experimentación para el análisis del confort ha sido ampliamente utilizada en el ámbito de la Ergonomía. Uno de los objetivos de esta tesis es desarrollar criterios de diseño de ortesis confortables, para ello la validación con los usuarios determinara si estos criterios son adecuados o por el contrario son rechazados por los usuarios. Esta evaluación consiste, en la realización de pruebas subjetivas para la determinación de los niveles de confort general, por partes del cuerpo y su análisis estadístico posterior.

Como bien se ha reflejado en ocasiones anteriores, el confort es un fenómeno complejo resultante de la interacción de diferentes aspectos de la ortesis, tales como son el material que amortigua los impactos, distribución plantar de presiones, adaptación a los movimientos del pie, fricción entre el pie y la órtesis y otros. No obstante, el confort no es el único criterio a tener en cuenta y cada vez más es necesario diferenciar entre confort mecánico (amortiguación, presiones plantares, adaptación a los movimientos, etc) y confort térmico (relacionado con la temperatura y humedad del pie-calzado), por una parte, y conceptos como seguridad, estabilidad, salubridad, etc. por otra. Conceptos muchas veces contrapuestos ya que cómodo no es necesariamente sinónimo de funcional ni de sano. De hecho, actualmente existe cierta confusión en la utilización del término confort (Zhang, 1996), ya que en realidad el diseño de la ortesis llamado confortable debería más propiamente denominarse ortesis ausente de disconfort, pues ese es el criterio hasta ahora perseguido: que la ortesis no resulte incómoda, lo que iría de la mano de la salud y la funcionalidad. Sin embargo, una vez alcanzado este objetivo, el confort va mucho más allá y requiere profundizar en otros conceptos que harán que un producto se distinga, sobre la base de satisfacer otras necesidades o expectativas del usuario/a y del profesional.

De acuerdo con el procedimiento de Shackel (Shackel *et al.*, 1969) y, Corlett (Corlett, 1981) estos los estudio basados en confort deben estar basados en tres tipos de pruebas.

- **Confort general.** Por medio de una encuesta se trata de cuantificar el nivel de confort general.
- **Confort por partes del cuerpo.** Para la aplicación de este método se utiliza un diagrama del cuerpo humano dividido en zonas y se pide al sujeto que indique el nivel de molestias en cada zona, de acuerdo a una escala que va desde la ausencia de molestias al dolor.
- **Los juicios subjetivos** sobre las características del objeto en estudio. Tras un periodo de prueba y generalmente después de realizar las pruebas anteriores los

usuarios rellenan una encuesta acerca de su opinión sobre determinados rasgos del objeto tales como sus características dimensionales.

A partir de las respuestas obtenidas en el test de confort general y comparando las respuestas obtenidas, se puede establecer el nivel de confort del objeto ensayado. Este tipo de estudios permiten obtener un juicio comparativo de la adecuación del objeto a analizar con respecto a otro, pero no ofrecen ninguna información sobre las posibles causas de disconfort que deben ser establecidas por otros procedimientos, como son los juicios subjetivos y el estudio de las molestias por partes del cuerpo.

El tratamiento estadístico de estas encuestas proporciona la siguiente información:

- **Índice de confort general.** Que da una medida de las prestaciones de confort de la ortesis dentro del mercado, tanto en el momento de la entrega como después de su uso. Se presenta una descripción de los datos, de acuerdo al análisis de Varianza de muestras no paramétricas de Kruskal Wallis. Este índice de confort general se evalúa en dos ocasiones: al ponerse la ortesis, lo que proporciona el índice de confort instantáneo y se evalúa al final del ensayo lo que proporciona un índice de confort asociado al uso de la ortesis.
- **Prestaciones globales.** Que proporcionan información sobre las prestaciones que en aspectos globales como son el peso, el confort térmico, etc. presenta el producto.
- **Molestias por parte del cuerpo.** Que indican la influencia de los errores de diseño en la salud del usuario en forma de molestias en diferentes partes del cuerpo. Se realiza un análisis descriptivo de la frecuencia de molestias en diferentes zonas del cuerpo, así como de su significatividad.
- **Juicios subjetivos** sobre los elementos de la ortesis. Que reflejan la funcionalidad de ésta, manifestado por los errores de diseño percibidos por el sujeto. Se refiere a qué aspectos de la ortesis son percibidos como erróneos, tanto en su frecuencia de aparición como en su nivel de significación estadística.

Siguiendo dichos procedimientos de confort en la experimentación del proyecto se decidió establecer en dos fases, la primera nos sirvió para evaluar la satisfacción inicial de confort del usuario ante el primer contacto con la ortesis personalizada a sus pies. Dentro de este primer estudio inicial el usuario se llevó la ortesis y calzado durante un periodo de tres días para realizar un cuestionario diariamente. Finalmente, a la llegada a los laboratorios de Instituto de Biomecánica de València, el usuario realizó las pruebas finales que nos sirvieron para la comparación con los datos iniciales. Ambos datos fueron comparados así observar si el confort de las ortesis era el correcto en todos sus elementos que la componen.

un estudio y entrevista final donde quedó reflejado el confort percibido después del uso. La fase de experimentación queda esquematizada de la siguiente forma:

Experimentación

- 1 Estudio inicial.
 - Prueba inicial de la ortesis
 - Test confort inicial.
 - Actividad diaria: Diario de sensaciones del paciente durante el uso.
- 2 Estudio final:
 - Prueba final de la ortesis.
 - Test de confort final.
 - Entrevista Final.

5.3.1 EXPERIMENTACIÓN

Después de la adquisición los datos del análisis de la morfología y variabilidad del pie, y obtener los criterios de diseño iniciales, se generó el primer prototipo de ortesis para cada usuario y con ello se procedió a la validación de la ortesis.

ESTUDIO INICIAL

Para llevar a cabo la experimentación se hizo la selección de un calzado considerado por la podóloga como el más adecuado, ya que respetaba la fisiología normal de los pies. La fisiología del calzado respondía a las siguientes características: puntera ancha y alta para evitar cualquier roce en los dedos, atados al empeine a través de cordones, en la zona del talón llevaba contrafuerte y las suelas eran anchas y con una altura de 1cm. El calzado era de una tela tipo piel y la suelas eran de material amortiguador tipo caucho.



Ilustración 44 Calzado del estudio.

A la llegada a los laboratorios del IBV, como se ha explicado en el apartado 5.2.1. "Sujetos", a cada usuario seleccionado, se le recordó todo el procedimiento y se le facilitó un calzado de su número con una ortesis personalizada diseñada usando los criterios de diseño desarrollados en el apartado 5.4.

Este estudio inicial se distribuye en dos fases:

1. Prueba inicial de la ortesis
1. Prueba en la actividad diaria durante 3 días

Prueba inicial de la ortesis. (ANEXO XIII)

Lo primero que se realizó en dicha prueba fue probarse cada usuario el calzado y la ortesis personalizada para comprobar su ajuste. A continuación se les hizo andar durante 5 minutos por la sala. Después se les proporcionó por parte del técnico el cuestionario del test de confort inicial, para que lo rellenasen. Dicha sesión tuvo una duración de 30 minutos aproximadamente.

A continuación se exponen los puntos en los que consiste el cuestionario de confort inicial, el cual podemos encontrar en el ANEXO XIII.

TEST DE CONFORT INICIAL

- Datos personales: sexo y talla calzado.
- Confort térmico.
- Preferencia inicial plantilla personalizada.
- Confort calzado, comentarios, gustos, preferencias sobre éste.
- Confort de la ortesis por zonas: Arco, cazoleta, interior del talón, apoyo subcapital, ortesis en general.
- Molestias surgidas durante este encuentro.
- Comentarios del usuario.

Prueba en la actividad diaria durante 3 días. (Anexo XIV)

Esta prueba se realiza durante los próximos 3 días. Debe llevar el calzado con la plantilla (sin extraer la plantilla en ningún momento) y con calcetines en su rutina diaria.

Cada día llevará el calzado un mínimo de 10 horas, debe caminar al menos 30 minutos diarios y un desplazamiento largo uno de los tres días (mínimo 2 horas andando. Por ejemplo: paseo por el cauce del río Turia, de tiendas, conciertos,...).

Cada día debe cumplimentar la ficha que le adjuntamos (ANEXO XIV) y devolverla cumplimentada el día de la evaluación final del calzado.

DIARIO DE SENSACIONES DURANTE EL USO

En este apartado se le rogara al usuario que ponga atención a las sensaciones y/o molestias percibidas en el día y las anote. De este modo podremos tener en cuenta la evolución de la plantilla en el tiempo.

Desarrollo del diario de sensaciones:

- DÍA 1. Indique las sensaciones que percibe en los pies. (Comodidad, presión, fatiga, descanso, dolor, mullidez, frescura, calidez, sensación de envolver, sensación en el arco,...)
- DÍA 2. Indique las sensaciones que percibe en los pies. (Comodidad, presión, fatiga, descanso, dolor, mullidez, frescura, calidez, sensación de envolver, sensación en el arco,...)
- DÍA 3. Indique las sensaciones que percibe en los pies. (Comodidad, presión, fatiga, descanso, dolor, mullidez, frescura, calidez, sensación de envolver, sensación en el arco,...)

ESTUDIO FINAL

Esta prueba se realiza en las instalaciones del IBV en la fecha indicada. Debe venir con el calzado y la ortesis al del ensayo puesto, en esta sesión devolverá el calzado y ortesis utilizado en el ensayo al IBV y debe traer el calzado que quiera ponerse a su devolución.

Prueba final de la ortesis. (ANEXO XV)

Cumplimentó el cuestionario de evaluación final y entregará la prueba de la Actividad diaria durante los tres días (ANEXO XIV) de registro de sensaciones durante el uso. La duración de esta sesión es de 50 minutos aproximadamente.

Para finalizar está experimentación se le realizaran el test de confort final, el cual consistirá en las mismas preguntas que en la encuesta inicial para comprar así los resultados de ambas encuestas.

TEST DE CONFORT FINAL: (ANEXO XVII)

- Confort general y su opinión.
- Comparación con una plantilla convencional del calzado.
- Valoración de la ortesis por zonas:
- Indicar la percepción y si les gustaría que se cambiaran las intensidades de este soporte, arco, cazoleta, inserto talón y zona antepié.
- Valorar la percepción de la personalización de está.
- Si compraría y el precio por la que lo adquiriría.

También se analizarán las molestias surgidas después de probar la ortesis durante 3 días. A través de las imágenes del cuerpo humano en la encuesta el usuario deberá indicar las zonas que le produzcan alguna molestia y el grado de esta, donde 1 será algo de molestia a 5 que será una molestia extrema. Igualmente en las imágenes de los pies el usuario deberá indicar las zonas que le produzcan alguna molestia siguiendo la misma escala de valores indicada anteriormente. Finalmente el usuario deberá indicar los comentarios que considere oportunos junto con los gustos y las preferencias que éste considere de forma más exhaustiva.

ENTREVISTA (ANEXO XVI):

Se opta por una entrevista de preguntas abiertas: para obtener la sensación del usuario respecto a aquellos objetivos que espera que la ortesis alcance según sus perspectivas, sobretudo intentar obtener información sobre la estética, ya que este aspecto no se refleja en los test, que describiera las sensaciones adquiridas durante todo el proceso y si al final podría llegar a comprar un producto como la ortesis realizada.

RESULTADOS

6. RESULTADOS.

En este apartado se muestran los resultados obtenidos. En primer lugar se expondrán y comparan los datos de los tres métodos utilizados en la toma de mediadas del pie. Con los resultados idóneos del mejor método obtendremos los primeros criterios de diseño, a través de los diagramas de dispersión de las variables y las regresiones lineales. Finalmente, se realizará la validación de la ortesis mediante; “la prueba final de la ortesis” explicada en el apartado anterior 5.3.1 “Experimentación”. Los resultados de ésta validación nos llevarán en caso necesario a una revisión del diseño de la ortesis.

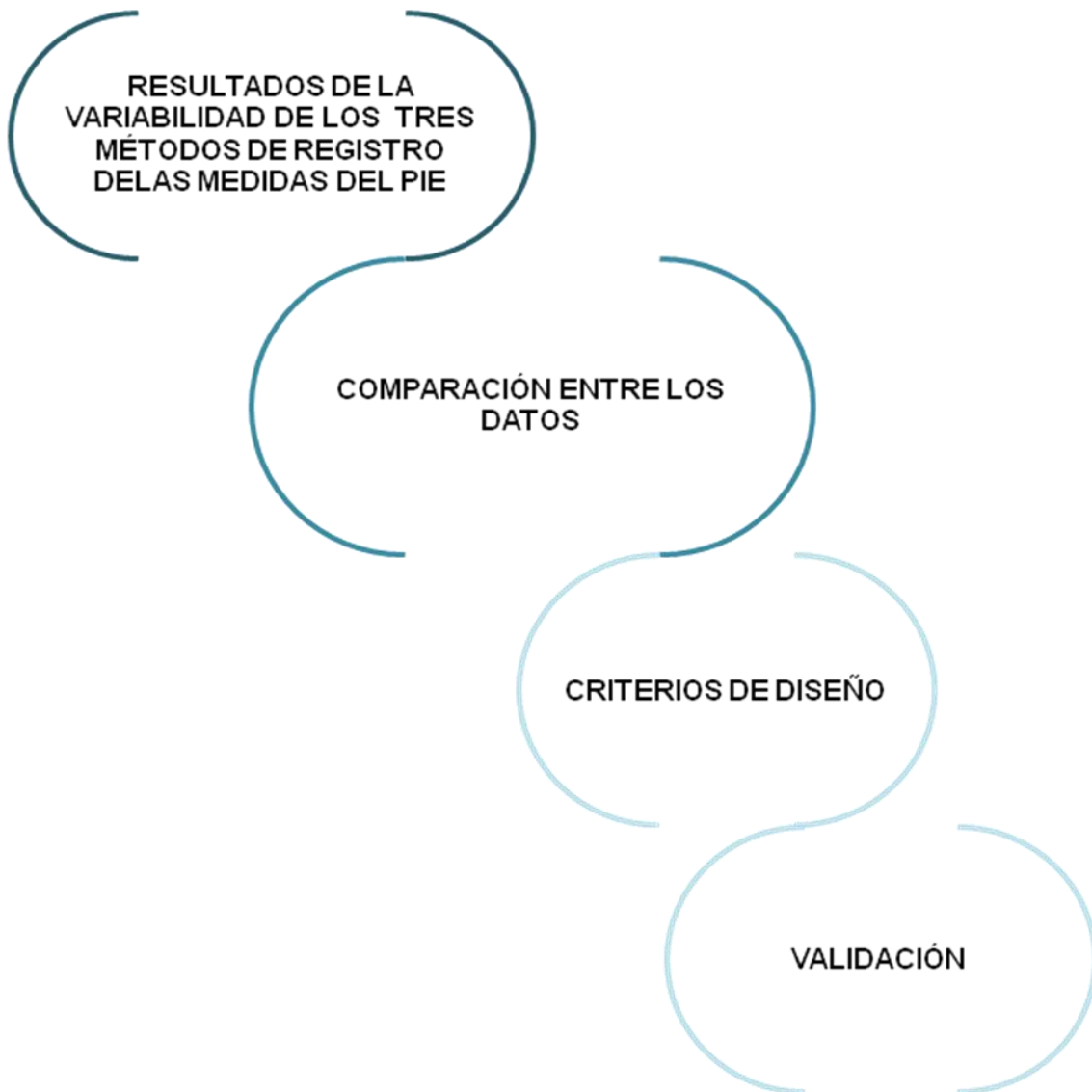


Ilustración 45 Esquema de los resultados.

6.1 COMPARACIÓN DE LOS DATOS OBTENIDOS MEDIANTE LOS TRES MÉTODOS.

La comparación de los datos tiene como objetivo aclarar cuál de los tres métodos utilizados es el más robusto y presenta menor variabilidad. Para ello se han obtenido los promedios y las desviaciones estándar de las variables seleccionadas.

6.1.1 PROMEDIOS Y DESVIACIÓN ESTÁNDAR DE LOS TRES MÉTODOS.

Para el análisis de los datos obtenidos de las **pedigrafías** (ANEXO IX), todas las variables se han comparado con la longitud total del pie (ilustración 46)

Las representaciones gráficamente obtenidas en éste método son progresiones lineales ascendentes en todas sus variables.

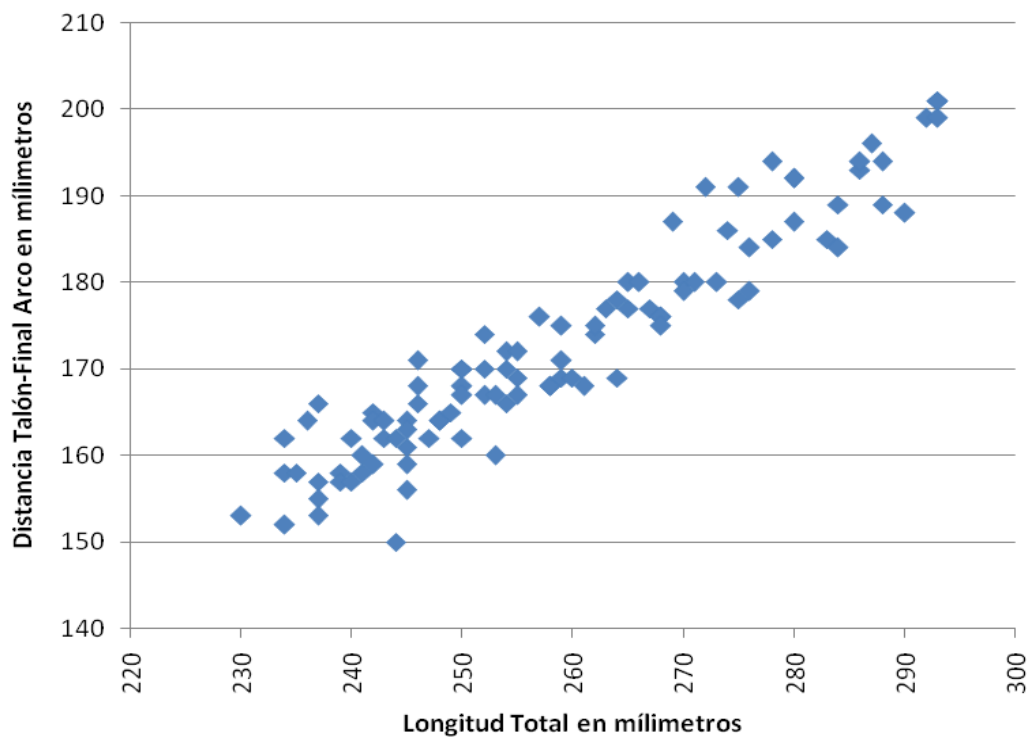


Ilustración 46 Pedigrafía ambos sexos y ambos pies, distancia del talón al final del arco respecto a la longitud total del pie.

Los promedios obtenidos de las variables “distancias del talón al inicio del arco, final del arco y el escafoides”, son los siguientes:

De la experimentación en las tallas de **mujeres** más habitual en ambos pies, en cuanto a la pedigrafía, (ANEXO III y IV) el promedio de las variables quedaría de la siguiente forma: la distancia del inicio del pie hasta el **inicio del arco** longitudinal interno corresponde a un **20,58%** del total de la longitud del pie. En cuanto a la distancia desde el inicio del pie hasta el **final del arco** longitudinal interno corresponde a un **66,64%** de la longitud total del pie y finalmente la distancia que corresponde desde el inicio del pie hasta el hueso **escafoides** corresponde a un **35,26%** de la longitud total del pie. Los resultados obtenidos para las tallas de **hombre** más habituales en ambos pies, corresponden a la distancia desde el inicio del pie hasta el **inicio del arco** longitudinal interno es de **22,50%** de la longitud total del pie, en cuanto a la distancia correspondiente al inicio del pie hasta el **final del arco** longitudinal interno es de **65,88%** del total de la longitud del pie y finalmente la distancia entre el inicio del pie y el hueso **escafoides** corresponde a **37,17%** de la longitud total del pie. En cuanto a los resultados obtenidos en las *pedigrafías en ambos sexos* son los siguientes: en cuanto a la distancia del inicio del pie al **escafoides** el promedio es de **36,55%**, respecto a la distancia del inicio del pie hasta el **final del arco** longitudinal interno es de **66,02%** y finalmente la distancia del inicio del pie hasta el **inicio del arco** longitudinal interno es de **21,75%**.(ANEXO VI).

El análisis calculado en las medidas **podométricas** (ANEXO X) representa gráficamente una progresión lineal ascendente en todas sus variables analizadas.

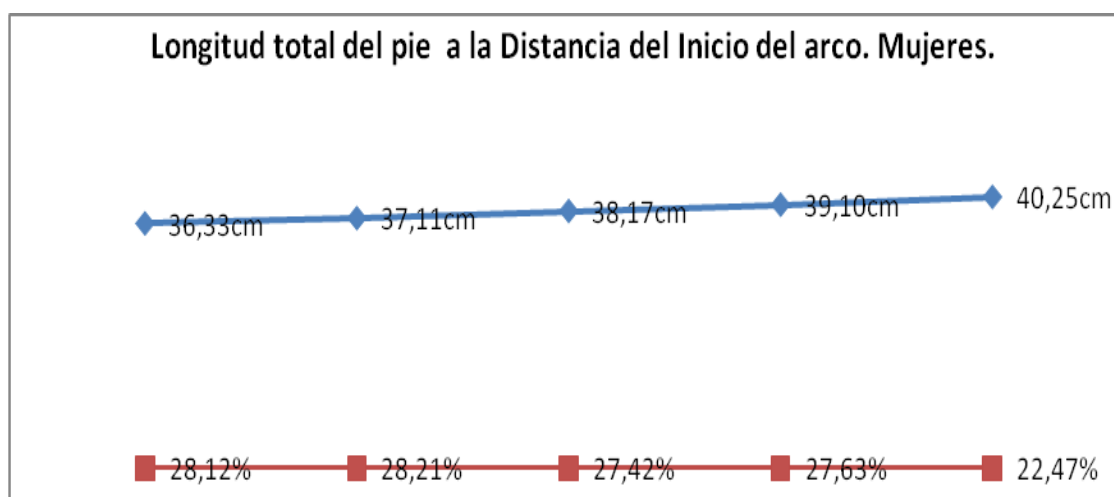


Ilustración 47 Podometría, gráfica ascendente de la longitud total del pie en milímetros a la distancia del inicio del arco en porcentaje.

Respecto a los resultados obtenidos en las medidas *podométricas* el promedio obtenido en las **mujeres** es; en la distancia del inicio del pie hasta el **inicio del arco** longitudinal interno corresponde al **26,77%** del total de la longitud del pie. En cuanto a la distancia desde el inicio del pie hasta el **final del arco** longitudinal interno corresponde a un **63,90%** de la longitud total del pie y finalmente la distancia que corresponde desde el inicio del pie hasta el hueso **escafoides** corresponde a un **32,60%** de la longitud total del pie. En cuanto a los **hombres** los resultados son, para la distancia del inicio del pie hasta el **inicio del arco** longitudinal interno corresponde al **27,62%** del total de la longitud del pie. En cuanto a la distancia desde el inicio del pie hasta el **final del arco** longitudinal interno corresponde a un **63,33%** de la longitud total del pie y finalmente la distancia que corresponde desde el inicio del pie hasta el hueso **escafoides** corresponde a un **34,63%**. En cuanto a los resultados obtenidos en las podometrías en ambos sexos son los siguientes: en cuanto a la distancia del inicio del pie hasta el **escafoides** el promedio es de **34,02%**, respecto a la distancia del inicio del pie hasta el **final del arco** longitudinal interno es de **63,74%** y finalmente la distancia del inicio del pie hasta el **inicio del arco** longitudinal interno es de **27,54%**.(ANEXO VII).

El análisis calculado en las medidas del **escáner 3D** representa gráficamente una progresión lineal constante en todas sus variables analizadas.

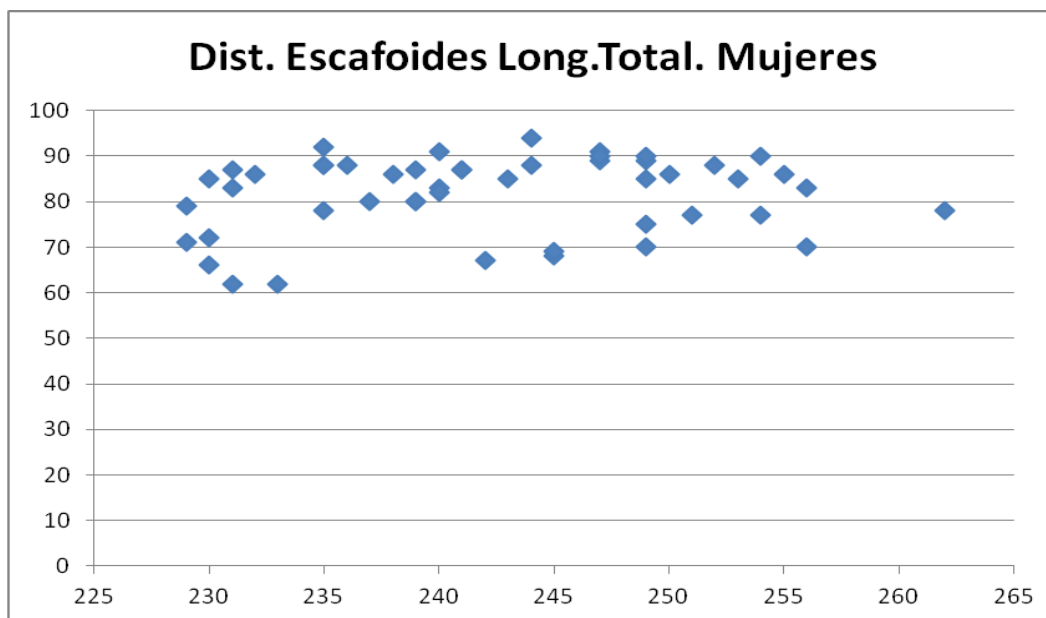


Ilustración 48 Escáner. Distancia del talón al escafoides en milímetros respecto a la longitud total en milímetros en mujeres.

Respecto a los resultados obtenidos en las medidas *escáner* el promedio obtenido en las **mujeres** es; en la distancia del inicio del pie hasta el **inicio del arco** longitudinal interno corresponde al **27,93%** del total de la longitud del pie. En cuanto a la distancia desde el inicio del pie hasta el **final del arco** longitudinal interno corresponde a un **72,8%** de la longitud total del pie y finalmente la distancia que corresponde desde el inicio del pie hasta el hueso **escafoides** corresponde a un **29,13%** de la longitud total del pie. En cuanto a los **hombres** los resultados son, para la distancia del inicio del pie hasta el **inicio del arco** longitudinal interno corresponde al **22,97%** del total de la longitud del pie. En cuanto a la distancia desde el inicio del pie hasta el **final del arco** longitudinal interno corresponde a un **73,12%** de la longitud total del pie y finalmente la distancia que corresponde desde el inicio del pie hasta el hueso **escafoides** corresponde a un **23,89%**. En cuanto a los resultados obtenidos en el escáner s en ambos sexos son los siguientes: en cuanto a la distancia del inicio del pie al **escafoides** el promedio es de **26,25%**, respecto a la distancia del inicio del pie hasta el **final del arco** longitudinal interno es de **73%** y finalmente la distancia del inicio del pie hasta el **inicio del arco** longitudinal interno es de **25,24%**. (ANEXO VIII).

Por lo tanto después de tener los resultados de las distancias de los tres tipos de mediciones, para poder obtener los elementos de las ortesis quedarían de la siguiente forma:

PROMEDIO MUJERES	Dist. Inicio Arco	Dist. Final Arco	Dist. Escafoides
PODOMETRÍA	26,77%	63,90%	32,60%
PEDIGRAFÍA	20,58%	66,64%	35,26%
ESCÁNER	27,93%	72,8%	29,13%

Tabla 1. Los porcentajes de los tres tipos de mediciones del pie en mujeres.

PROMEDIO HOMBRES	Dist. Inicio Arco	Dist. Final Arco	Dist. Escafoides
PODOMETRÍA	27,62%	63,33%	34,63%
PEDIGRAFÍA	22,50%	65,88%	37,17%
ESCÁNER	22,97%	73,12%	23,89%

Tabla 2. Los porcentajes de los tres tipos de mediciones del pie en hombres.

PROMEDIO AMBOS SEXOS	Dist. Inicio Arco	Dist. Final Arco	Dist. Escafoides
PODOMETRÍA	27,54%	63,74%	34,02%
PEDIGRAFÍA	21,75%	66,03%	36,56%
ESCÁNER	25,24%	73%	26,25%

Tabla 3. Los porcentajes de los tres tipos de mediciones de pie en ambos sexos.

	Dist. inicio arco	Dist. final arco	Dist. escafoides	Altura escafoides	Dist. Alto. Empeine	Dist. Altura. Empeine	Altura. Hallux
Desviación Estándar	2,42%	0,49%	2,35%	0,43%	0,98%	2,16%	0,45%

Tabla 4. Ejemplo, Tabla de desviación estándar de medidas en el escáner 3D en mujeres.

El p-valor calculado en la desviación estándar en el método digital del escáner 3D es menor del 5% ($p < 0,05$) por lo que asumimos que es irrelevante para el diseño de las ortesis, porque se ha demostrado en las validaciones que el usuario no llega a percibir la diferencia.

6.1.2 ANÁLISIS DE LA VARIABILIDAD DE LOS TRES MÉTODOS.

Estadísticos descriptivos								
Azul: Pedigrafía. Rosa: Escáner. Verde: Podometría.	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.	Varianza
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico	Estadístico
DIST.TALON.INICIO.AR CO1	100	32	45	77	56,41	,711	7,108	50,527
DIST.TALON.FINAL. ARCO1	100	51	150	201	172,65	1,259	12,595	158,634
DIST.TALON.ESCAFOI DES1	100	53	68	121	94,63	1,094	10,940	119,690
DIST.ALT.EMPEINE1	100	59	72	131	101,84	1,015	10,149	103,004
DIST.TALON.INICIO.AR CO2	100	39,0	51,2	90,2	64,993	,6305	6,3045	39,747
DIST.TALON.FINAL.AR CO2	100	50,1	161,4	211,5	188,192	1,2761	12,7611	162,845
DIST.TALON.ESCAFOI DES2	100	35,1	26,1	61,2	41,141	,5958	5,9577	35,494
DIST.ALTO.EMPEINE2	100	59	72	131	101,84	1,015	10,149	103,004
DIST.TALON.INICIO.AR CO3	100	42	45	87	70,04	,790	7,903	62,463
DIST.TALON.FINAL.AR CO3	100	42	145	187	162,23	1,095	10,947	119,835
DIST.TALON.ESCAFOI DES3	100	49	62	111	86,68	1,036	10,363	107,392
DIST.ALTO.EMPEINE3	100	59	72	131	101,84	1,015	10,149	103,004
N válido (según lista)	100							

Tabla 5. Desviación típica y varianza de las variables de los tres métodos.

Será más robusto el método que indique menor desviación típica y cuanto menor sea la varianza. Por lo que haciendo dicho análisis las distancias entre el talón con el inicio del arco, el escafoides y el empeine el método más robusto es el escáner. Tan sólo la distancia del talón con el final del arco muestra menos variabilidad en el método de la podometría, pero tan sólo por una diferencia mínima de 1,8, lo que indica que la diferencia es mínima entre métodos.

Estadísticos descriptivos								
Azul: Pedigrafía. Rosa: Escáner. Verde: Podometría.	N	Rango	Mínimo	Máximo	Media		Desv. típ.	Varianza
	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Estadístico	Error típico	Estadístico	Estadístico
ALT.ESCAFOIDES1	100	33	40	73	55,42	,658	6,567	43,546
ALT.EMPEINE1	100	32	67	122	92,33	,986	9,926	99,563
ALT.HALLUX1	100	14,5	17	31	22,04	,287	2,489	8,025
ALT. ESCAFOIDES2	100	25,4	56,5	81,9	67,577	,5374	5,3736	28,875
ALT.EMPEINE2	100	25,4	56,5	81,9	67,671	,5327	5,3270	28,377
ALT. HALLUX	100	15,0	17,4	32,4	22,522	,2509	2,5090	6,295
ALT. ESCAFOIDES3	100	31	35	66	50,07	,650	6,498	42,227
ALT. EMPEINE3	100	46	74	120	93,11	,997	9,975	99,493
ALT. HALLUX3	100	14	17	31	21,90	,278	2,783	7,747
N válido (según lista)	0							

Tabla 6. Estadísticos descriptivos de la desviación típica y varianza de las variables de la altura.

En cuanto al análisis de las estadísticas descriptivas de las alturas el método más robusto es para todas las variables el escáner, ya que presenta menor desviación típica y menor varianza.

6.1.3.1 REPRESENTACIÓN GRÁFICA DE LAS VARIABLES EN UN DIAGRAMA DE DISPERSIÓN EN EL MÉTODO DEL ESCÁNER 3D.

Analizados los datos de los promedios, las desviaciones estándar y la variabilidad de los tres métodos estudiados y llegados al resultado de que el escáner 3D es el método más robusto, se decidió analizar a través de un diagrama de dispersión las alturas distinguidas como empeine y escafoides en los tres métodos y asegurar que el mejor método para el estudio es el escáner 3D.

En los diagramas de dispersión de puntos se cuantifican las variables de las alturas del escafoides respecto al empeine lo que nos indica que la relación entre ambas es de 0,492 por lo que la robustez obtenida es alta. La dispersión de los puntos es, tal y como indica la gráfica, muy centrados de forma ascendente.

Comparando la siguiente gráfica de las alturas del empeine con el escafoides del método Podometría se puede distinguir que la dispersión de puntos es más dispersa que en la gráfica del método del escáner. La R2 nos indica que la relación entre las variables es muy poca, ya que los datos están muy dispersos y no siguen una línea ascendente clara.

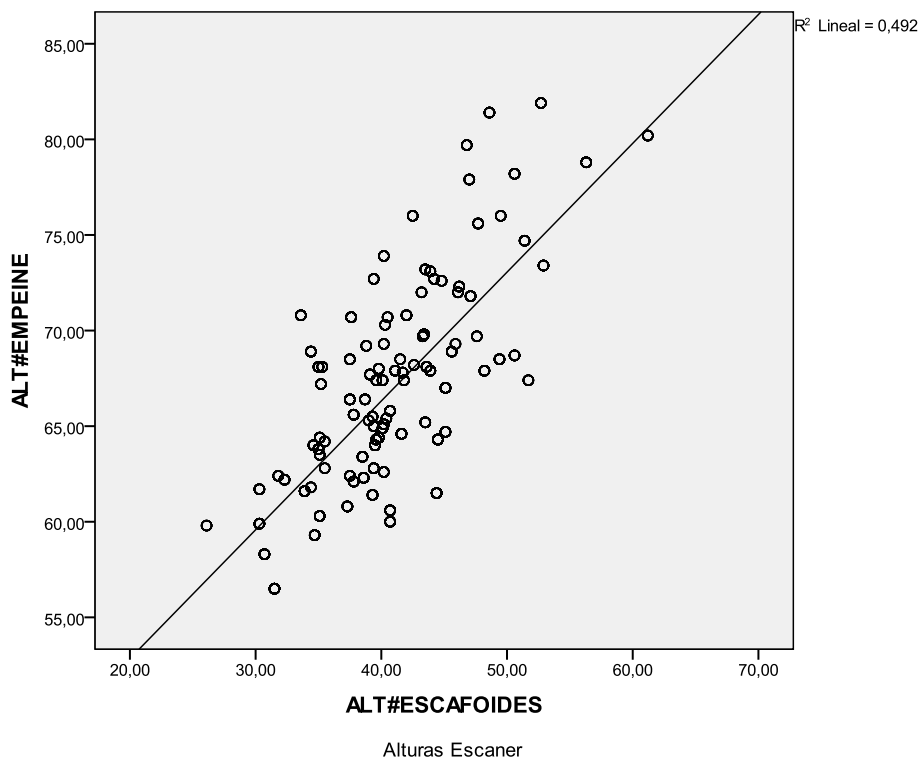


Ilustración 49 Gráfica dispersión de las alturas del escafoides y el empeine del método de Escáner 3D, en milímetros.

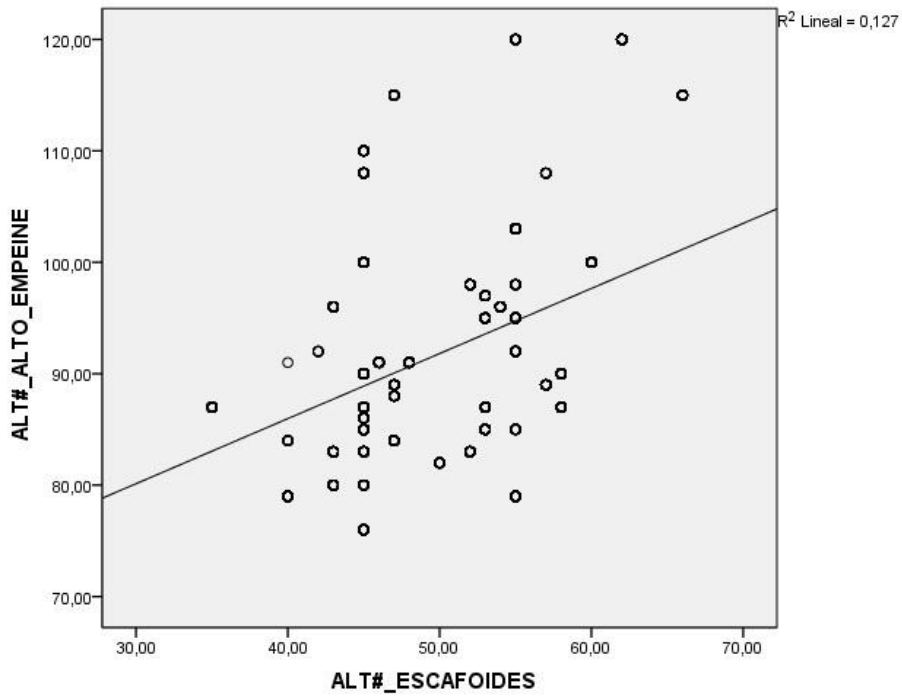


Ilustración 50. Gráfica dispersión de las alturas del escafoides y el empeine del método de Podometría en milímetros.

6.2 CRITERIOS DE DISEÑO INICIALES.

6.2.1 RESULTADO DEL CÁLCULO DE LAS REGRESIONES LINEALES A PARTIR DEL ESCÁNER 3D.

El cálculo de las regresiones lineales se realizó a partir de los resultados obtenidos en las bases de datos. Estas regresiones nos situarán las secciones de la ortesis en la posición correcta. A continuación se detalla cada sección:

Sección media del arco (M)

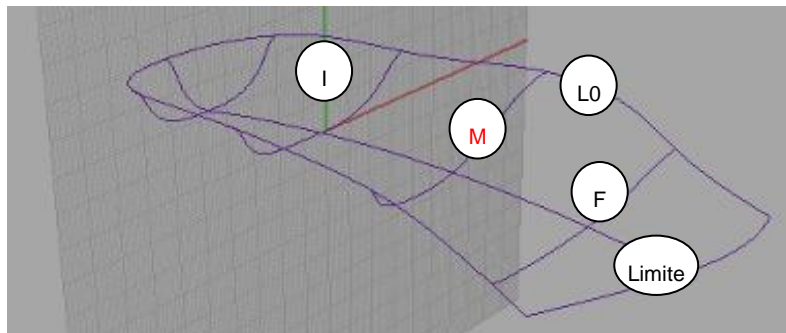


Ilustración 51 Sección M de la ortesis

Esta sección se sitúa bajo el arco plantar a modo de soporte del mismo. La inclusión de un soporte de arco en una planta anatómica produce un aumento de la presión en el mediopié interno (zona donde va situado), y como efecto favorable, una disminución de presión en las zonas adyacentes, principalmente en la cabeza del primer metatarsiano, zona central del mediopié y talón interno (CHEN H., B.M. Nigg and J. Koning. 1994. Kevin A. Kirby, 2010).

Se desarrollan los modelos de predicción de los parámetros de la ortesis a partir de los parámetros del pie. El procedimiento de desarrollo de las plantillas personalizadas de confort, se lleva a cabo primeramente identificando las secciones donde los puntos 2, 3 y 4 corresponden a los percentiles 25, 50 y 75 del parámetro x1pie (ilustración 50).

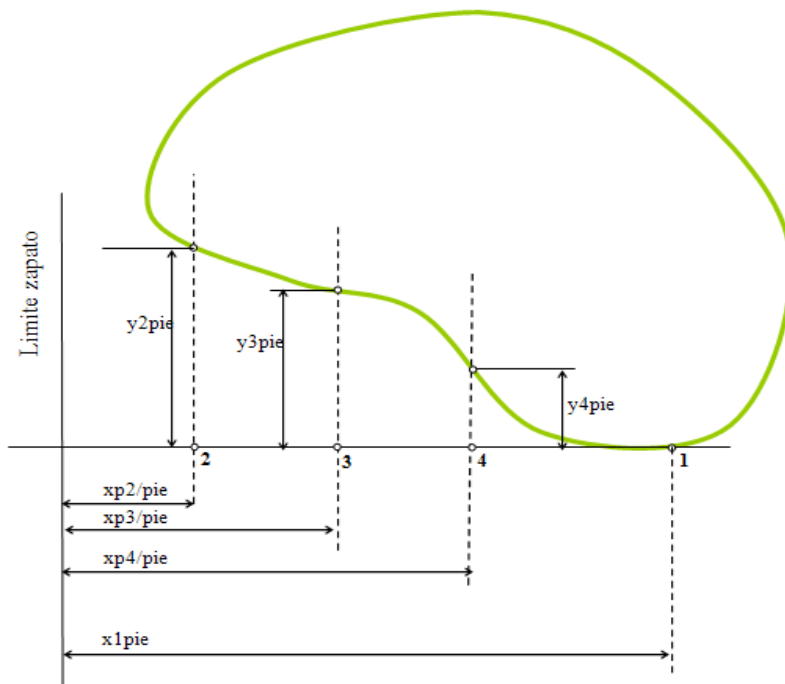


Ilustración 52 Tramos de las secciones 1, 2, 3 y 4.

La sección situada en la altura máxima del arco (M) es la más relevante para el diseño anatómico de la ortesis, así que se tomará como punto de partida para localizar el resto de secciones. Dicha sección la vamos a situar en la posición de la *base del escafoides* (punto E de la ilustración 51).

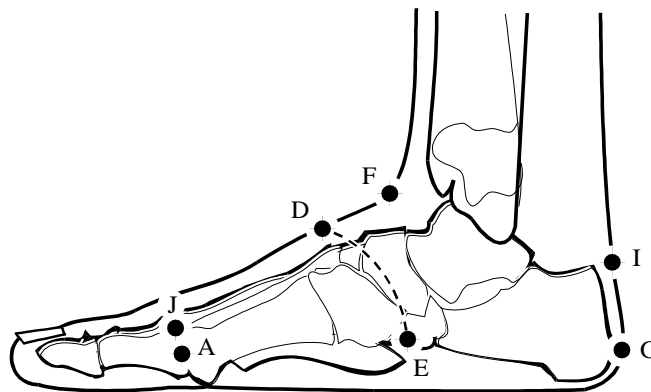


Ilustración 53 Base del hueso escafoides.

La sección se divide en tres tramos:

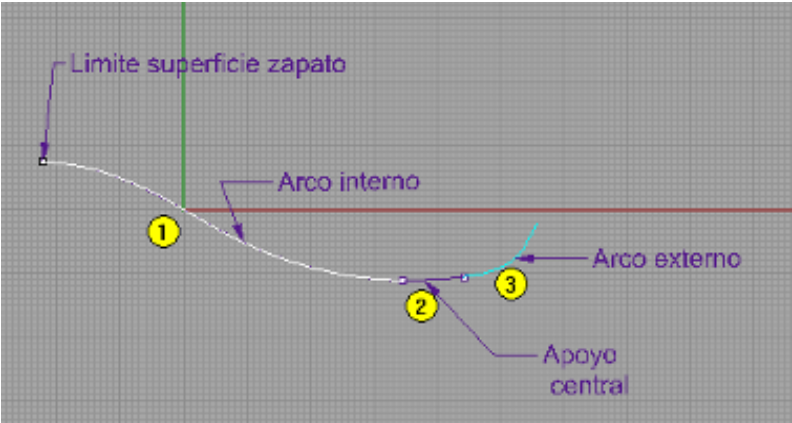


Ilustración 54 Tramos de la secciones.

Los tramos 2 y 3 son estándar para cada talla, el tramo 1 se obtiene interpolando los puntos definidos por los siguientes parámetros indicados en color rojo:

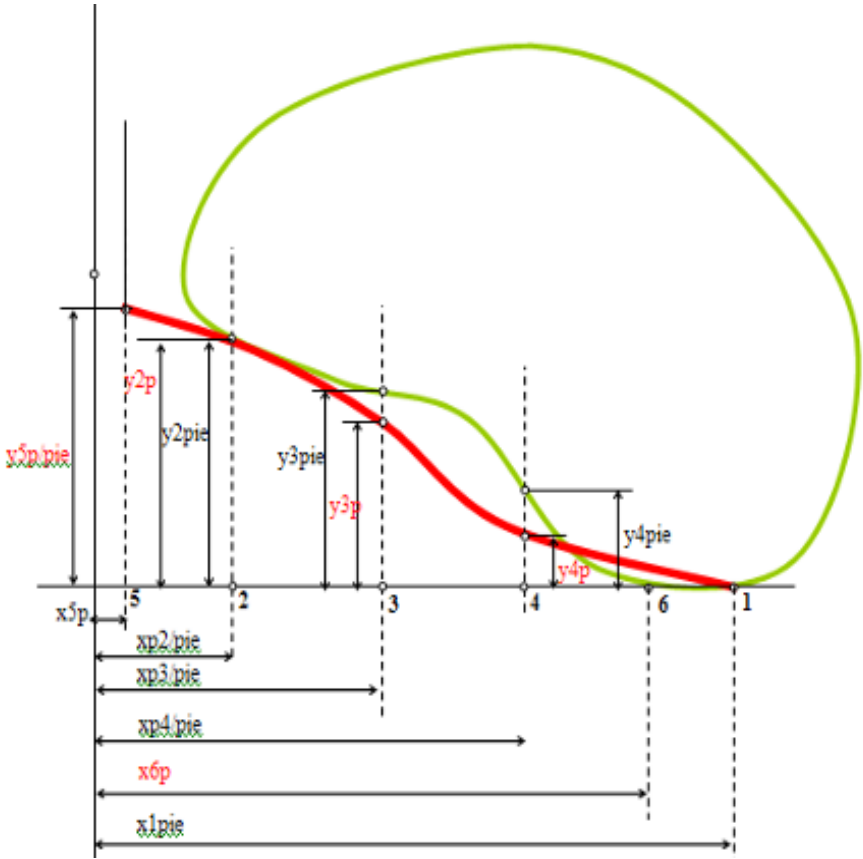


Ilustración 55 Corte transversal de la sección más alta del pie.

La única medida que puede proporcionar información sobre la situación del punto de máxima altura respecto al soporte, o bien respecto a P5 de la pedigrafía, es LES_4 (longitud del talón al hueso escafoides) obtenido a su vez a partir del protocolo de podometría, sin embargo debido al desconocimiento de la distancia entre los puntos P1 y P2 de la ilustración 53, no se puede localizar exactamente el punto del escafoides, existiendo siempre cierto nivel de incertidumbre.

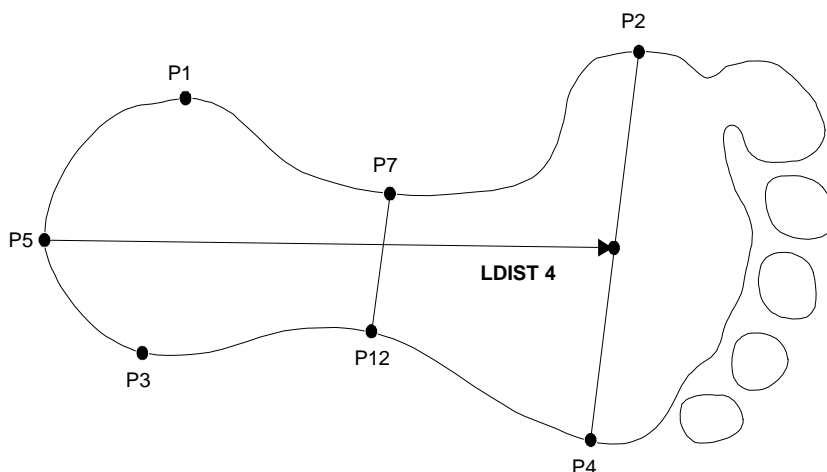


Ilustración 56 Puntos de la Pedigrafía.

En primer lugar se ha estimado la variabilidad máxima de la posición de la sección del punto más alto del arco:

			Lpuente=Lpie*0,396+5,319		
Talla	Lpie_min	Lpie_max	Lpuente min	Lpuente max	
41	256,6	263,3	107,0	109,6	
42	263,3	270	109,6	112,2	
43	269,9	276,6	112,2	114,9	
44	276,6	283,3	114,9	117,5	
45	283,3	290	117,5	120,2	
			Rango max	13,2	mm

Tabla 7. Estudio de la talla 43 de hombres.

Debido a la gran versatilidad que se demuestra en el análisis de la variabilidad máxima del punto más alto del arco se propone estimarlo en base a otras medidas que sí puedan ser calculadas a partir del escaneado. A continuación se presenta el modelo propuesto de estimación de la base del escafoides.

En primer lugar se intenta relacionar la altura del escafoides con alguna variable que se demuestre constante ya que la altura no lo es. Dicha variable será la longitud total del pie, tal y como demuestra el gráfico (ilustración 55) según progresa la longitud del pie aumenta la altura del hueso escafoides.

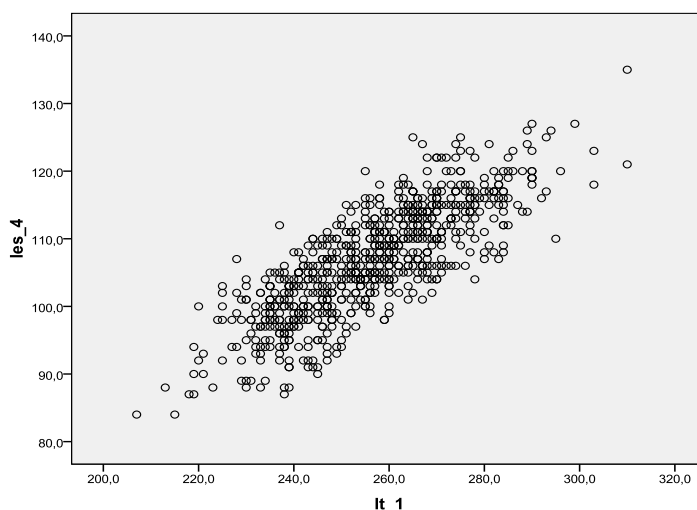


Ilustración 57 Modelo de la estimación base del hueso escafoides. Le_4: Longitud escafoides It_1: longitud total del pie.

A continuación se presenta el modelo propuesto de estimación de la base del escafoides.

- a. Variables predictivas: (Constante), It_1 (Longitud total del pie)
- b. Variable dependiente: les_4 (Longitud escafoides).

Resumen del modelo^b

Modelo	R	R.cuadrado	R.cuadrado corregida	Error típ. de la estimación
1	0,807	0,651	0,650	4,8199

Tabla 8. Resumen del modelo de estimación de la base del hueso escafoides.

Coeficientes^a

Modelo		Coeficientes no estandarizados		Coeficientes tipificados	t	Sig.
		B	Error típ.	Beta		
1	(Constante)	5,319	2,741		1,941	0,053
	lt_1	0,396	0,011	0,807	37,119	0,000

Tabla 9. Coeficientes de la base del hueso escafoides.

Este modelo sirve para calcular la posición de la sección M que se sitúa su punto más alto en el escafoides. Se trata de una longitud, no de una altura. Cuanto más largo es el pie, también aumenta la distancia desde el talón al escafoides. Precisamente como se observa una relación entre la longitud del pie y la del escafoides, se puede generar una ecuación que la calcule con más precisión que la observación directa en la gráfica. Esta ecuación es la que se obtiene de la tabla de coeficientes que definen la recta de regresión. De la tabla anterior se obtiene la siguiente ecuación:

$$\text{les}_4 \text{ (Longitud escafoides)} = 5,319 + 0,396 * \text{lt}_1 \text{ (Longitud total del pie)}$$

$$y = a + b * x$$

y = les_4 (Longitud escafoides) variable dependiente

x = lt_1 (Longitud total del pie), variable independiente

a y b con los coeficientes que aparecen en la columna B.

La columna Error típico es el error en la estimación de los coeficientes. Esto depende de la dispersión que tengan los datos y del número de datos.

La columna de coeficientes tipificados son los coeficientes forzando a que la recta pase por el origen- Esto se puede quitar, porque no se aplica.

La columna siguiente es la significación del coeficiente, por lo que $p < 0,5$ por lo tanto es significativo.

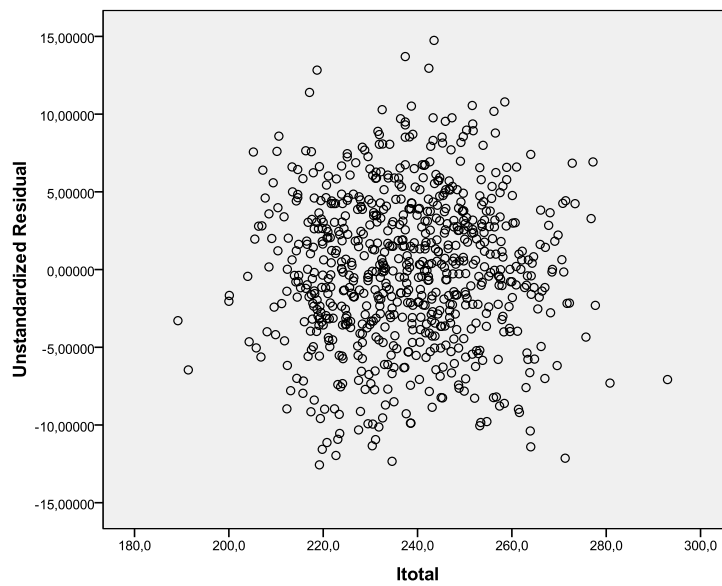


Ilustración 58 Variable dependiente: les_4.

Se parametrizó la sección de la plantilla y la del pie y se obtuvieron las medidas para cada conjunto pie/órtesis de hombre de la talla 43 y de mujer de la talla 38, configurando así una base de datos. Una vez obtenido el punto más alto del arco se diseñan el resto de los puntos, el inicio y final del arco.

Sección inicial del arco (I)

Se toma como referencia la posición del punto P20 de la pedigrafía.

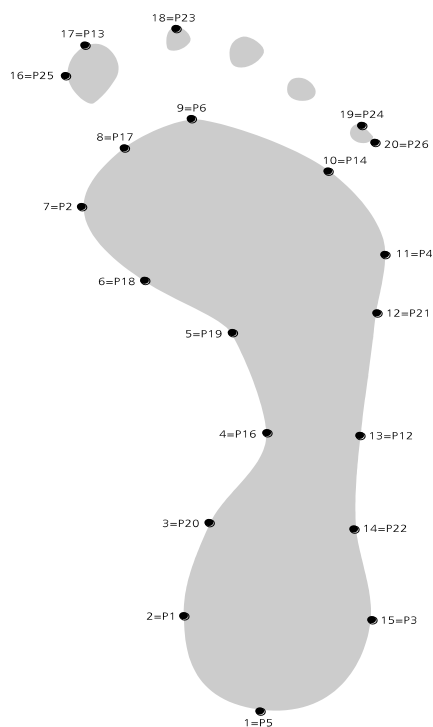


Ilustración 59 Puntos de la pedigrafía.

El punto P20 es complicado de obtener automáticamente para cada usuario, así que se situara de forma relativa por el experto en la sección de la altura máxima del arco.

Sé trata de averiguar donde se sitúa la sección del inicio del arco. Para que el arco sea un elemento compacto se ha situado a una distancia respecto a la sección M. La distancia entre la sección M y la sección I se calcula como la diferencia entre la longitud del punto de pedigrafía a P20 respecto al talón y el escafoides respecto al talón.

El primer paso es calcular la media de la población de la talla 43 para la distancia talón escafoides.

Talla	Dist. Talón-escafoides	Dist. P5P20
40	107,1	62,6
41	109,5	63,7
42	111,6	64,8
43	113,6	65,9
44	115,5	67,1
45	117,4	68,3
46	120,5	68,9

Tabla 10. Tabla de tallas de la 40 a la 46 para hombres. Distancia P5P20, posición de la sección I desde la sección M.

- Distancia escafoides talón: 113.6 mm.
- Distancia entre P5P20 +15: 80.9 mm.
 - Sección inicio arco (I)hombres: $113,6 - 80,9 = 32,7$

Se propone situar la **sección de inicio del arco (I)** a 33 mm hacia atrás de la sección de altura máxima del arco.

El cálculo para la población mujeres de la talla 38, es el siguiente:

- Distancia del escafoides al talón: 99.4 mm.
- Distancia P5P20: $58.5+10=68.5$ mm.
 - Sección inicio arco (I) mujeres: $99,4-68,5 = 30,9$ mm

Se propone situar la **sección de inicio del arco (I)** a 31 mm hacia atrás de la sección de altura máxima del arco.

En mujeres se han sumado 10 mm y en hombres 15 mm a la longitud P5P20 que corresponden a la diferencia entre el punto más atrasado del talón en pedigrafía y el punto más atrasado del talón en podometría. Esto se calcula como un valor medio en pedigrafías de mujer donde tenemos la pedigrafía y el contorno máximo de los pies dibujados en la misma hoja.

A continuación se muestran las fórmulas necesarias para calcular los parámetros que definen el tramo 1 personalizado de la sección inicial:

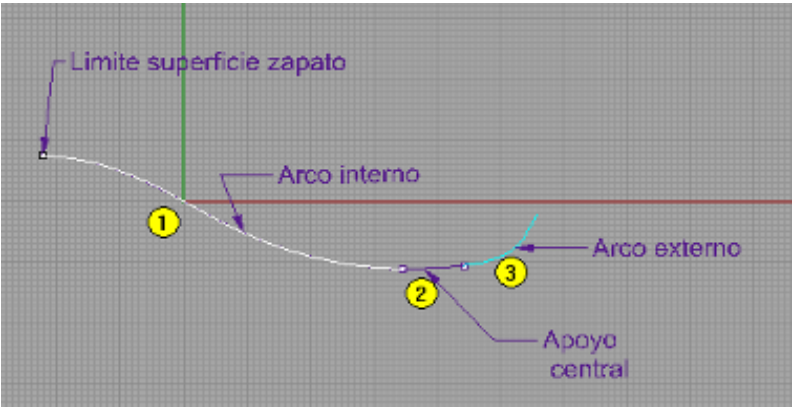


Ilustración 60 Tramos de la sección

PARAMETRO	FORMULA	
I_x1p	$19.733 + 0.837 * I_{x6pie} - 5.839 * I_{y3pie}$	$R_c^2 = 0.477$
Limites I_x1p	$\text{Min}(I_{x6pie}) + 5 // \text{Max}(I_{x6pie}) + 24$	
I_y4p	$0.062 + 0.101 * L_{hl}$	$R^2 = 0.428$
I_y3p	$0.756 + 0.283 * L_{hl} + 0.072 * I_{y2pie}$	$R_c^2 = 0.564$
I_y2p	$1.021 + 0.669 * L_{hl}$	$R_c^2 = 0.857$

Tabla 11. Fórmulas de la sección inicial del arco.

Sección final del arco (F).

Se toma como referencia la posición del punto P18 de las pedigrafía. Al igual que la sección anterior, se situara de forma relativa a la sección de la altura máxima del arco, considerando la distancia entre ellas en la media de la población de la talla 43 y 38.

- Distancia escafoides talón talla 38: 99.4 mm
- Distancia P5P19 talla 38: $121.0+10=131.0$ mm
 - $131-99,4= 31,6$ mm

Se propone situar la **sección de final de arco (F)** a 32 mm hacia delante de la sección de altura máxima del arco.

Talla	Dist.t Talón-escafoides	Dist P5P18
40	107,1	147,7
41	109,5	151,4
42	111,6	155
43	113,6	158,1
44	115,5	161
45	117,4	163,8
46	119,5	165,3

Tabla 12. Tabla de tallas de la 40 a la 46. Distancia P5P18, posición de la sección F desde la sección M.

- Distancia escafoides talón talla 43: 113.6 mm
- Distancia P5P18 talla 43: $158.1 + 15= 173,1$ mm
 - $173.1-113.6= 59,5$ mm

Se propone situar la **sección de final de arco (F)** a 60 mm hacia delante de la sección de altura máxima del arco.

A continuación se muestran las fórmulas necesarias para calcular los parámetros que definen el tramo 1 personalizado de la sección final del arco:

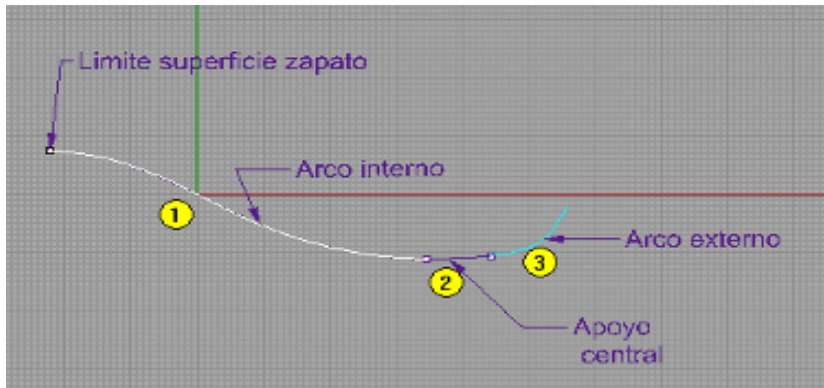


Ilustración 61 Tramos de secciones.

PARÁMETRO	FORMULA	
F_x1p	$25.602 + 0.517 \cdot F_{x6pie} + 1.091 \cdot F_{y2pie} - 1.655 \cdot F_{y4pie} - 0.892 \cdot L_{hF}$	$R_c^2=0.704$
F_y4p	$-0.11 + 0.164 \cdot L_{hF} + 0.078 \cdot F_{y4pie} - 0.028 \cdot F_{y2pie}$	$R_c^2=0.597$
F_y3p	$-0.007 + 0.451 \cdot L_{hF} - 0.013 \cdot F_{x6pie} + 0.061 \cdot F_{y3pie}$	$R_c^2=0.882$
F_y2p	$-0.276 + 0.863 \cdot L_{hF} - 0.009 \cdot F_{x6pie}$	$R_c^2=0.974$

Tabla 13. Fórmulas de la sección final del arco.

En resumen:

- La sección M (media) se calcula con la ecuación de la regresión
- A 33 mm y 31 mm hacia atrás de la sección M se coloca la sección I de inicio del arco.
- A 60 mm y 32 mm hacia delante de la sección M se coloca la sección F de final del arco.

Por lo tanto la sección de inicio y final de arco están situadas de forma equidistante en relación a la sección M.

Sección longitudinal del arco (L0)

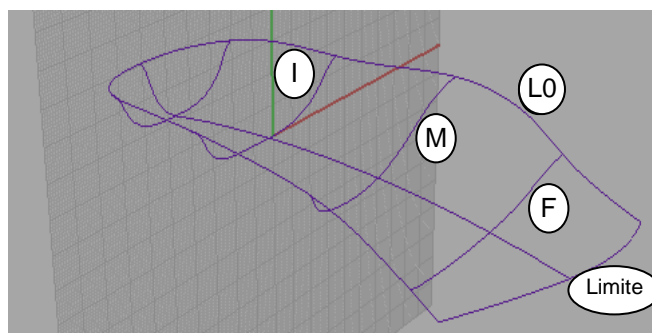


Ilustración 62 Curva longitudinal medial del arco L0.

Para trazar la curva medial longitudinal L0, será necesario la unión de los puntos de las secciones finales de las curvas transversales F, M, I. Dicha curva caerá progresivamente desde la sección final del arco F hasta 0 hasta unirse a la sección Límite. Desde la sección final del arco I ira recta hasta la línea que conforma la cazoleta por el lado medial.

A continuación se muestran las fórmulas necesarias para calcular los parámetros

PARAMETRO	FORMULA	
L_hI	$4.334 + 0.390 * M_{y5p} + 0.022 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.942$
L_hF	$17.070 + 0.344 * M_{y5p} - 0.158 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.812$
L_hF50	$6.115 + 0.113 * M_{y5p} - 0.054 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.675$
L_hF75	$2.054 + 0.049 * M_{y5p} - 0.017 * L_{psM}$	$Rc2 = 0.588$

Tabla 14. Fórmulas de la sección longitudinal medial del arco.

Sección longitudinal del arco central (L1).

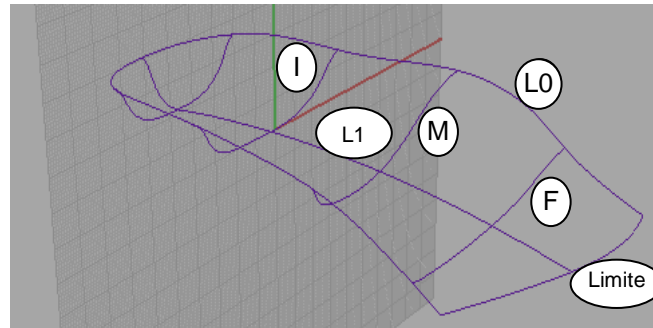


Ilustración 63 Sección longitudinal del arco central L1.

La sección longitudinal del arco central L1, se trazara desde el punto P5 de la pedigragía en línea recta hata la curva Limite. Esta sección se trazara para darle un liguero quiebre a la ortesis. El quiebre vendra dado por los puntos más bajo de las secciones I, M y F unidas correlativamente hasta la sección Limite.

Sección longitudinal del arco lateral (L2).

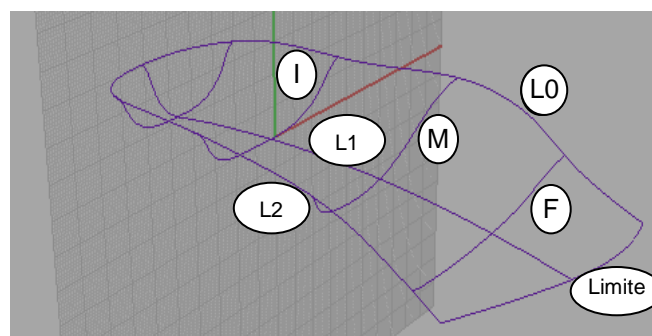


Ilustración 64 Sección longitudinal del arco lateral L2.

Respecto a la sección longitudinal del arco lateral L2, se diseñara desde la altura lateral de la cazoleta (descrita en la siguiente sección de la cazoleta C) hasta terminar a 0 en la línea Límite de forma progresiva. Esta sección será el punto más alto de las curvas I, M y F de forma lateral.

Sección que define la cazoleta (C).

La cazoleta es un elemento destinado principalmente a recoger el tejido plantar del talón de forma que mejora la capacidad de amortiguación frente a impactos de éste. Los principales parámetros que definen la geometría de la cazoleta son los que se observan en la ilustración 65. Ésta está formada por una vista en planta donde se representan el contorno de la huella plantar y la arista más exterior de la cazoleta (que coincidiría con la de la planta anatómica). A su vez se han extraído dos secciones para un mayor entendimiento de las variables acotadas.

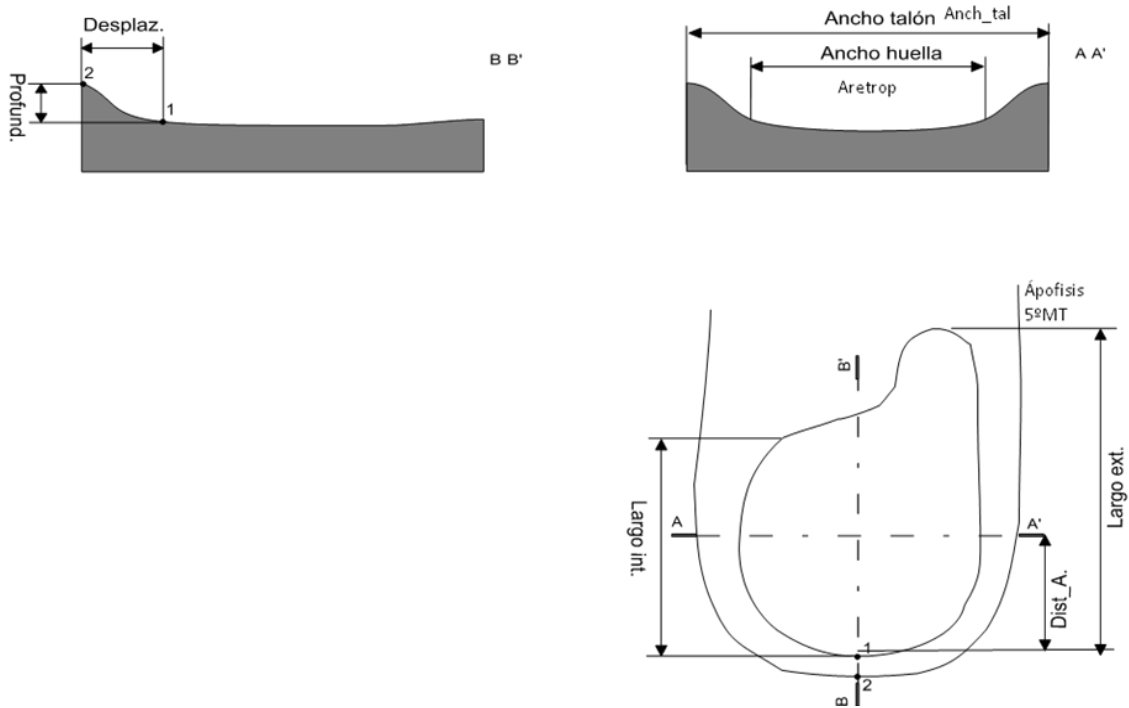


Ilustración 65 Variables de definición de la cazoleta.

La información de las bases de datos equivalentes a los parámetros dados es la siguiente:

- Ancho talón: parámetro $Anch_tal$ de la base de datos de podometría. Representa el talón en su parte más ancha.
- Ancho huella: parámetro $Aretrop$ de la base de datos de pedigrafía.
- $Dist_A$: parámetro $Laretrop$ de la base de datos de pedigrafía.

Actualmente se tiene información sobre la situación del ancho de la huella respecto del punto 1, pero no sucede así con el ancho de talón. Por ello, para esta clasificación se asume que estos dos parámetros están contenidos en la misma sección, es decir, el ancho máximo de la huella plantar está situado en la misma sección que el ancho máximo del talón, se deberá comprobar y corregir cuando se disponga de la información plantar necesaria.

- Largo exterior: como límite superior se tiene la longitud de la apófisis del quinto metatarsiano, parámetro proporcionado por LONG_AP_ de podometría. El valor recomendado con un criterio conservador es $P25 (LONG_AP_) - 1\text{cm}$.
- Largo interior: actualmente se utiliza el P5 (Laretrop) + 0.5 cm. Sin embargo, parece más fiable la incorporación del punto P20 de pedigrafías a la base de datos y calcular percentiles del mismo como parámetro del largo interior. Su introducción se realizaría mediante sus coordenadas x e y tomadas a partir de la línea L1 (proyección sobre ésta -y-, y perpendicular a ella -x-).
- Profundidad: se obtuvo que la profundidad recomendada para la cazoleta era de 7 mm. Posteriormente, del proyecto footbeds (García. A.C.2009) se obtuvo que profundidades mayores, 12 mm, mejoran la amortiguación de impactos. Actualmente se está utilizando 10mm para plantillas de uso general. En el proyecto no se pudo obtener una ecuación para la altura de la cazoleta, por lo que sería algo a obtener en futuros proyectos.

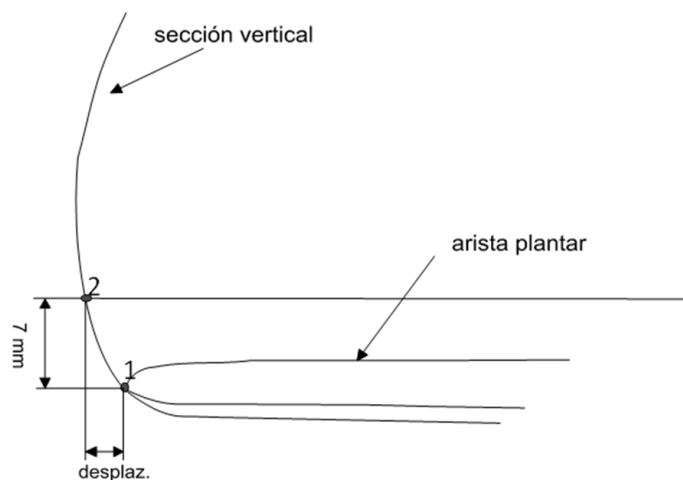


Ilustración 66 Cálculo del desplazamiento entre los puntos 1 y 2 a partir de una horma.

- Altura; desplazamiento entre los puntos 1 y 2: la distancia existente entre los puntos 1 y 2 es un parámetro del que no se dispone en la actualidad, pero de gran importancia, ya que permitiría encuadrar los datos de la podometría con los de pedigrafías. En una primera etapa se ha tomado la decisión de partir de una horma existente, se puede tomar dicho valor como la distancia en X existente entre el punto más atrasado de la arista plantar y el punto de la sección vertical trasera de la horma situado a una distancia de 7mm a partir del punto de la arista.

Un importante aspecto del que tampoco se posee información es del gradiente de descenso que debe tener la curva perfil. Hasta que se obtenga mayor información sobre las dimensiones en 3D de la planta del pie, dicho gradiente se hallará a partir de cazoletas existentes con resultados probados.

La posición de esta sección están basadas en las tablas antropométricas de pies de los usuarios analizados donde hay estadísticos por tallas de varias medidas definidas en la pedigrafía, en concreto estos valores corresponden al valor medio de la talla 43 de hombres y 38 de mujeres del parámetro Dist.A (medida *Laretrop* de pedigrafías).

La sección que define **la cazoleta en talla 43 se situará a 30 mm** del punto más prominente del talón.

La sección que define **la cazoleta en talla 38 se situará a 26 mm** del punto más prominente del talón.

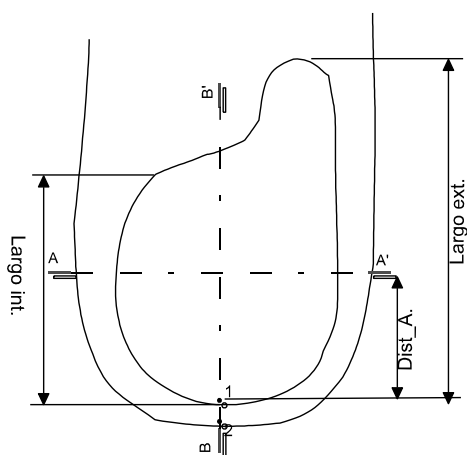


Ilustración 67. Medida Dist_A (Laretrop de la pedigrafía).

Sección que define el Límite (Limite).

Habitualmente esta sección dada en la pedigrafía por la línea trazada entre la distancia Ldist4 y por la línea de flexión que viene dada por los puntos P2 y P4 a ambos lados de la línea de flexión a menos a 5mm de la línea de flexión de la pedigrafía, pero esta medida no se ha corroborado.

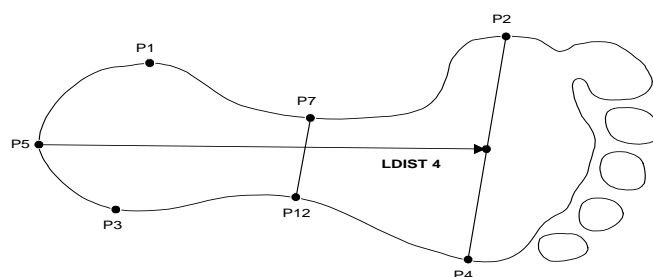


Ilustración 68 Pedigrafía línea de flexión.

Para el diseño óptimo de la ortesis esta sección viene dada por el percentil 5 menos 5mm, ya que se coge como referencia el centro de los metatarsianos y uniendo estos puntos se crea la parábola metatarsal. Se estudió la situación del punto de máxima altura respecto del arco de los metatarsianos, situándolo bien entre la línea del segundo meta al tercero, ya que morfológicamente el segundo metatarsiano siempre es más largo que el resto de los metatarsianos.

6.3 RESULTADOS DE LAS ENCUESTAS DE LA VALIDACIÓN.

Los resultados presentados en las encuestas de este proyecto corresponden a los estudios realizados sobre las plantas anatómicas, desarrolladas a partir del diseño de experiencias planteado, junto con el modelo de calzado seleccionados del mercado.

Los ensayos de confort de laboratorio permiten evaluar las ortesis personalizadas en condiciones controladas. Son unas pruebas subjetivas que se realizan durante y tras la utilización del producto a analizar en condiciones controladas, reproduciendo las condiciones de uso del producto. Su objetivo es recabar información sobre las preferencias de los usuarios sobre determinados aspectos y sobre las sensaciones de confort o la incidencia de molestias asociadas al uso de la ortesis personalizada.

En el primer apartado de **molestias a nivel del cuerpo** en ningún caso aparece más de una molestia inicial antes de ponerse la ortesis, por lo que la muestra es válida para el estudio.

Se puede considerar que las preguntas sobre el **confort inicial** y cuánto gusta la ortesis los resultados coincide con una valoración positiva de confort y sujeción del arco. Sin embargo, esta segunda pregunta es más general y su respuesta se mantiene al inicio de la prueba y al final, mientras la sensación de confort inicial no está correlacionada con el **confort después de tres días** de uso de la ortesis.

La intensidad con la que se percibe el arco no está relacionada con la valoración subjetiva del mismo. El **soporte de arco** puede gustar tanto si la persona lo percibe con mucha intensidad como si pasa más desapercibido, se observan diferencias en la percepción del soporte de arco entre la encuesta inicial y la final. En algunos casos la valoración del arco (si gusta o no gusta) se mantiene después del uso (0.474), aunque el resultado sólo es significativo en 0.035.

Después de tres días de uso, cuanto más personalizada se nota la ortesis más gusta este producto respecto a otros del mercado. En la encuesta inicial no hay relación entre el nivel de personalización de la ortesis.

En la encuesta inicial, el nivel de personalización de la ortesis no es un factor de diferenciación, sin embargo, tras la experiencia de uso, cuanto más personalizada se percibe la ortesis más gusta respecto a otras plantillas. Sin embargo la intensidad con que se percibe el arco sí que se mantiene a lo largo del tiempo. No hay relación entre la intensidad con la que se percibe el arco y la valoración subjetiva del soporte de arco. Ni en inicial ni en final.

Tampoco hay relación entre el nivel de personalización percibido y la intensidad con la que se nota el soporte de arco. Tampoco con el hecho de que el soporte de arco guste más o menos. Es decir, los usuarios no atribuyen el grado de personalización al ajuste en la zona del arco. El confort se relaciona con la intensidad con la que percibe la ortesis. La sensación de que la ortesis está personalizada se relaciona de forma positiva con la sensación de confort que proporciona ésta.

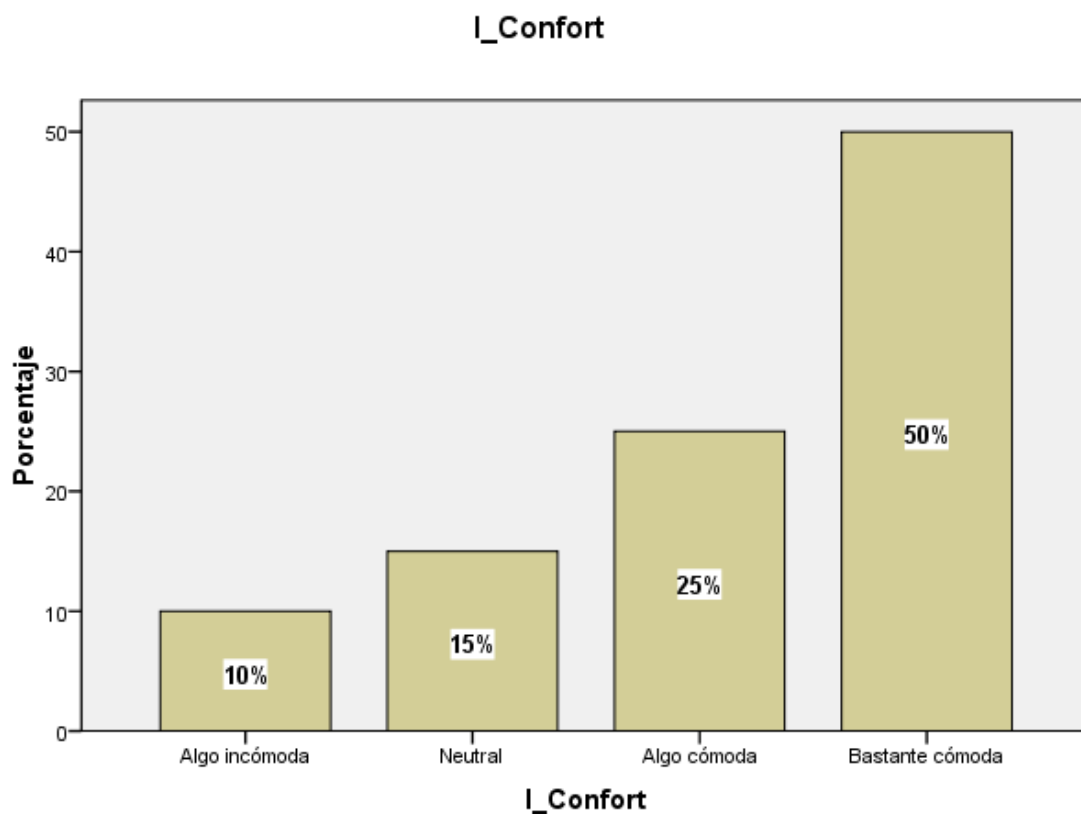


Ilustración 69 Gráfico de la percepción inicial.

La **sensación inicial** de confort general de las ortesis es buena o neutra para el **90%** de los usuarios (ilustración 69).

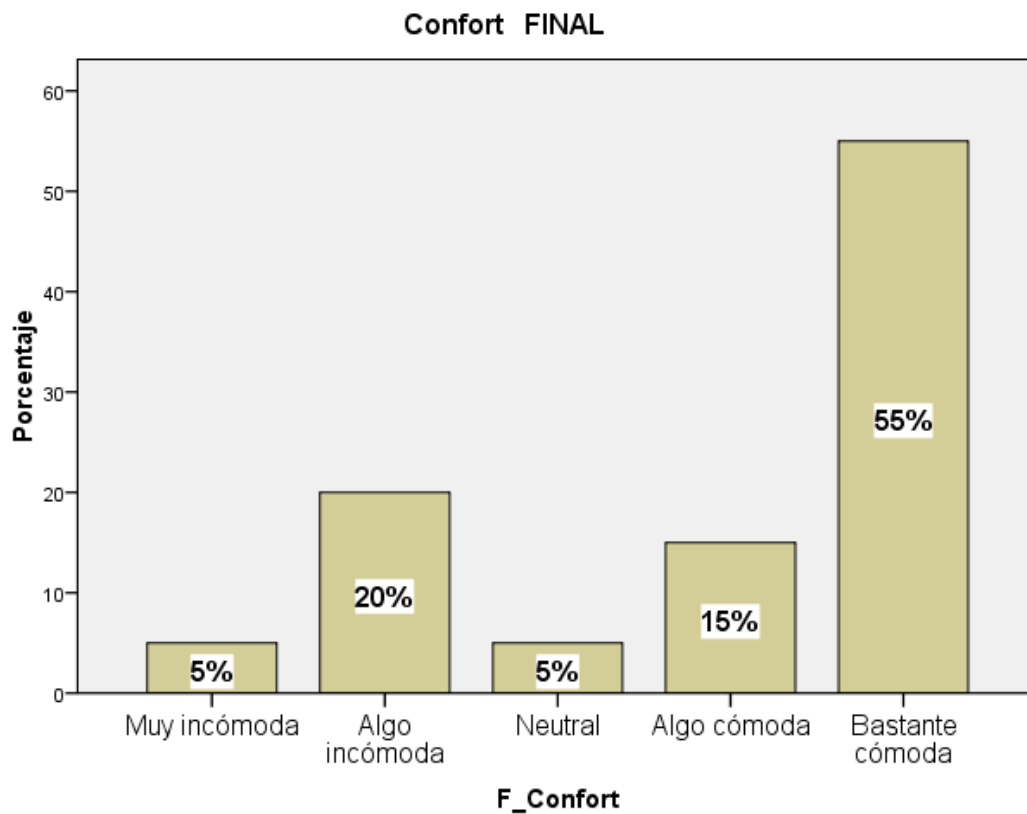


Ilustración 70 Gráfico de confort final.

Con el uso las opiniones se diversifican, se acentúan las sensaciones extremas, aumentando especialmente el disconfort (ilustración 69). Un 55% de los usuarios mantienen su opinión de que se trata de una ortesis bastante cómoda después del uso. Sin embargo hay un grupo de un 10% de usuarios (ilustración 70) que opina que inicialmente no les proporciona ningún confort, sin embargo pasa a ser un 25% al final del estudio, éste grupo destacó al final de la prueba porque su opinión sobre la personalización y el confort que ofrecía era “Buen Confort”

En el primer contacto con el producto, sólo un 20% de los usuarios prefiere las plantillas convencionales de un calzado antes que las ortesis personalizadas (ilustración 70).

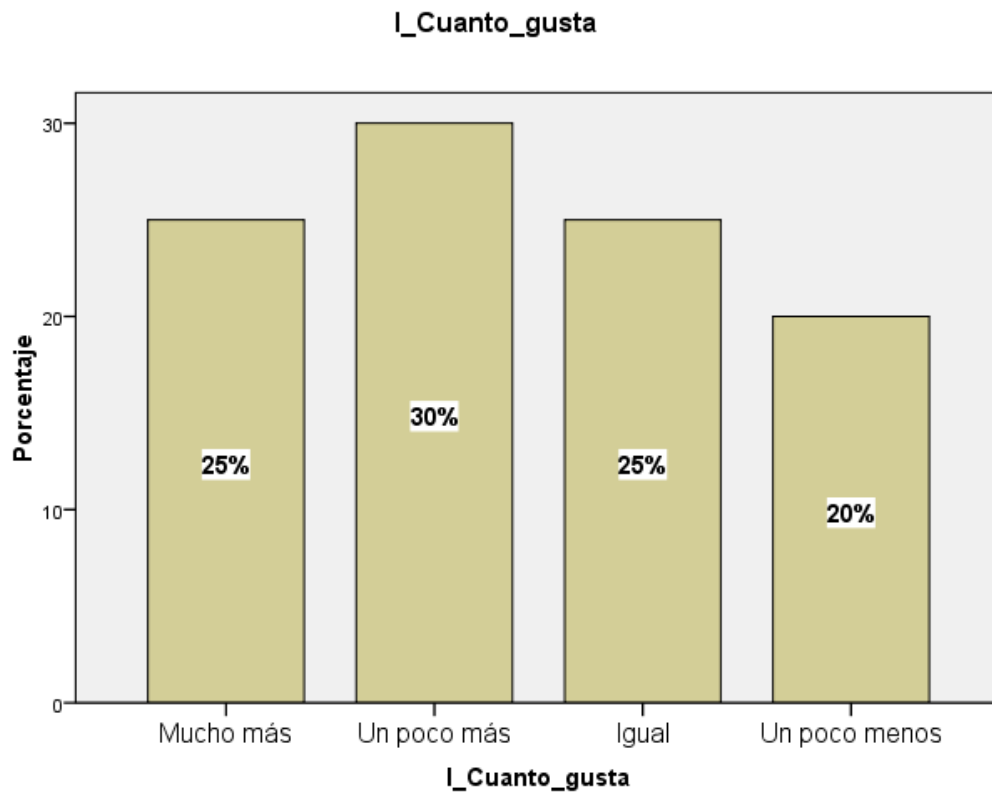


Ilustración 71 Gráfico de porcentaje de las preferencias en el primer contacto.

Después de tener la experiencia de uso de la ortesis durante tres días, este porcentaje (el 20% inicial) no mejora, pero las personas que en principio se mostraban indecisas se decantan por una ortesis personalizada frente a una convencional (ilustración 71). Esta preferencia está correlacionada con la sensación de confort de la ortesis después del uso ($R: 0.504^*$)

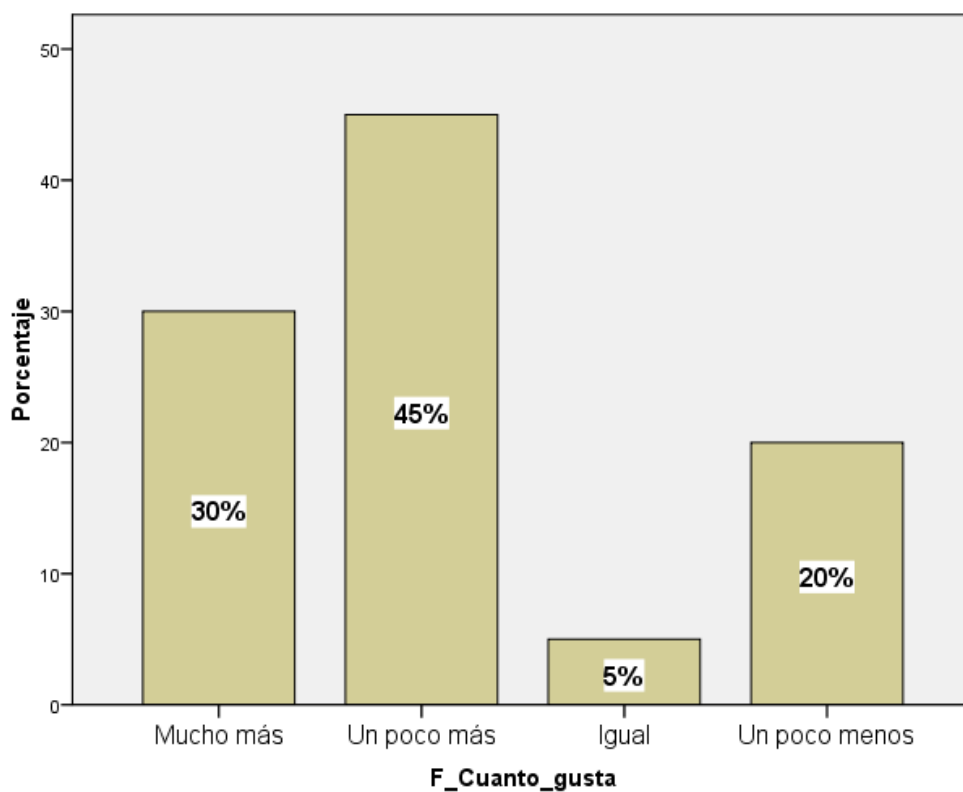


Ilustración 72 Gráfico del porcentaje sobre cuánto gusta la ortosis después de su uso.

En la primera toma de contacto con la ortosis, un 65% de los usuarios consideran que la ortosis está personalizada para ellos. Después de la experiencia de uso la distribución de opiniones es muy similar, aunque aumentan de un 5% a un 15% los casos que opinan que la ortosis está poco personalizada para ellos.

6.4 REVISIÓN DEL DISEÑO.

Después del análisis de las encuestas iniciales (los resultados están expuesto en el siguiente apartado de “Resultados de las encuestas de las Validaciones”) y de haber probado la ortesis durante tres días las conclusiones que se sacaron de las encuestas son que se deben cambiar los diseños de la sección medial del arco M, y con ello el reajuste del resto de las secciones, ya que dependen de esta sección.

Reajuste de la sección media del arco (M).

Los usuarios del estudio reflejaron en las encuestas que presentaban molestias en la zona del arco interno del pie, los que consideraron dicha molestia se le pregunto porque consideraban que les molestaba, todos ellos reflejaron que notaban una presión en dicha zona. Debido a dicho motivo se decidió remodelarlas la ortesis desde un plano más bajo, y por ello, se ha planteado el cálculo en dos pasos. A continuación se muestran las fórmulas necesarias para calcular las variables de la plantilla:

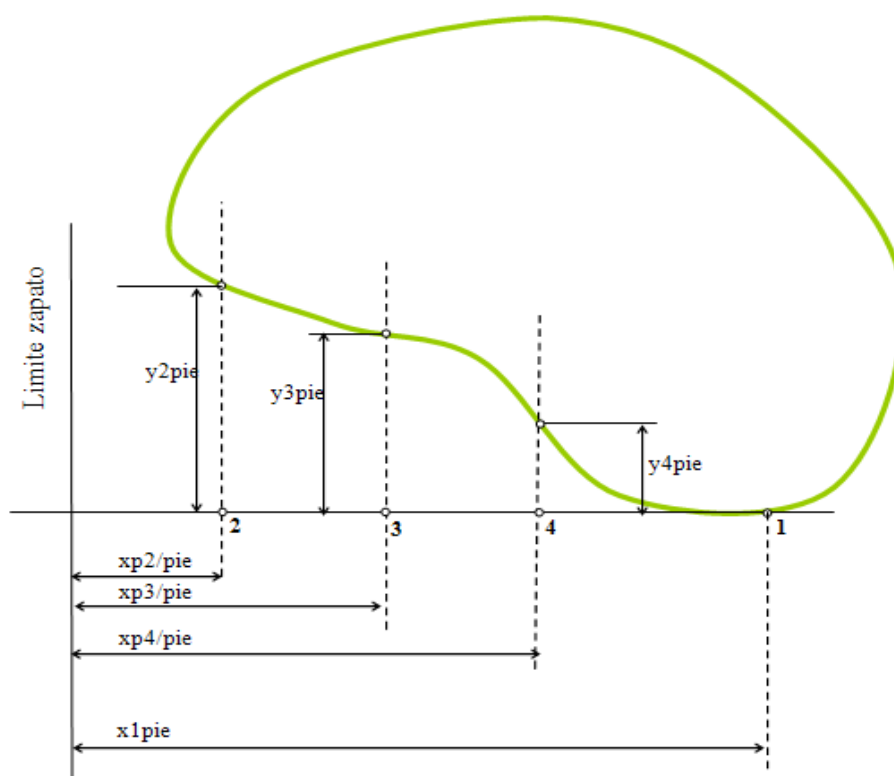


Ilustración 73 Sección del pie en el corte transversal a la altura máxima del arco.

PASO 1: Calcular x1p situando las secciones del pie a partir del punto de inicio del pie obtenido con la intersección de un plano a 1.8 mm del suelo.

PARAMETRO	FORMULA	
M_x1p	$23.573 + 0.509 * M_{x6pie} + 0.520 * M_{y2pie}$	$R_c^2 = 0.681$

Tabla 15. Fórmula correspondiente al paso 1 de la sección media del arco.

PASO 2: Reconstrucción de la curva de la plantilla situando las secciones tanto del pie como de la plantilla a partir de x1p.

PARAMETRO	FORMULA	
M_y4p	$0.718 + 0.139 * M_{y3pie} + 0.101 * M_{y2pie}$	$R^2 = 0.637$
M_y3p	$2.378 + 0.506 * M_{y2pie}$	$R_c^2 = 0.742$
M_y2p	$5.201 + 0.917 * M_{y2pie}$	$R_c^2 = 0.783$
M_y5p	$6.634 + 1.429 * M_{y2pie} - 1.750 * M_{y4pie}$	$R_c^2 = 0.754$

Tabla 16. Fórmula correspondiente al paso 2 de la sección media del arco.

Las secciones: longitudinal del arco L, la inicial del arco I y la final del arco F, se recalcularán según los datos obtenidos en las ecuaciones de la sección M, las ecuaciones recalculadas se pueden consultar en el anexo XII. En este reajuste de las ecuaciones se llegó a la conclusión, después de varias pruebas, que era necesario bajar la sección M a 1,8mm, éste es el resultado óptimo que nos permite mayor confort en los usuarios.

DISCUSIÓN

7 DISCUSIÓN.

El presente estudio aporta datos válidos sobre el valor de los criterios de diseño para la fabricación de una ortesis personalizada de confort en la población española asintomática. Hasta la fecha no se han publicado, datos de un estudio con una muestra representativa de usuarios que aporte valores fiables de diseño de ortesis plantares. Los resultados obtenidos proporcionan una aproximación inicial que puede tomarse servir como base para posteriores estudios sobre el diseño de ortesis personalizadas en población sintomática.

7.1. DISCUSIÓN DEL MATERIAL Y MÉTODOS EMPLEADOS.

7.1.1 DISCUSIÓN DEL TAMAÑO DE LA MUESTRA.

El primer paso del presente estudio ha consistido en la comparativa de los tres métodos para la medida de los datos antropométricos del pie más idóneos. En la bibliografía existen escasas publicaciones, donde las muestras de usuarios son relativamente pequeñas o de sociedades distintas (García A.C.1994; Hawes M.R. & D. Sovak 1994; Miller J. E 2000; Zhang, et al.1996).

En la selección de los usuarios se identifican posibles alteraciones podales si los resultados de la exploración clínica determinan que los valores de un sujeto para una variable concreta o grupo de variables son muy diferentes de los valores normales del resto de la población (Anexo II). La comparación debe de realizarse con individuos de similares características, tales como, talla de calzado comprendida entre la 37 a la 46, edades comprendidas entre los 25 años a los 60 años. Sin embargo, el estudio no contempló la estatura de los usuarios ni se valoró el peso. Estas variables deberían tenerse en cuenta tal y como se indica en el método de estudio de Argimón Pallas JM, Jiménez Villa J. (2000), para mayor concreción y disminución de la variabilidad del estudio. Siguiendo el análisis de Mickle et al., (2007), los obesos presentan mayor grosor de tejido blando que los no obesos, mostrando diferencias principalmente en la zona del quinto metatarsiano. En consonancia con la bibliografía consultada, se decidió finalmente estudiar un grupo de usuarios con la misma talla de calzado (en mujeres la talla 38 y en hombres la talla 43, porque son las tallas más habituales en la sociedad española) pero de edades diversas. En este estudio se han analizado mujeres y hombres juntos, ya que nuestro principal interés fue obtener criterios de diseño para que fuese útil al conjunto de la población.

En los estudios de Reley et al. (1998), se calculó que se necesitaba un mínimo de 41 sujetos por grupo de estudio para poder tener análisis comparativos con una potencia de test de 0,7. Teniendo en cuenta esta premisa existen muy pocos estudio de criterios para diseñar ortesis con este número de muestra. En el presente estudio se analizarón un total de 100 pies entre ambos sexos, por lo que la potencia de test final fue de 0,82 lo que permitió un análisis comparativo fiable.

Respecto a los usuario, son importantes los aspectos tanto físicos como psicológicos. Aspectos físicos del usuario son, entre otros, el género, la raza, la edad, la talla, sus capacidades sensoriales, su condición física, las patologías, etc. Aspectos psicológicos relevantes son, por ejemplo, las preferencias estéticas o perceptivas, o la permeabilidad frente a la moda (J. C. Olaso, 2009). Tras la valoración de todos estos aspectos, el trabajo desarrollado en esta tesis consideró los aspectos físicos, asumiendo los aspectos psicológicos como parte de la variabilidad intrínseca del sujeto. Específicamente, se consideraron el género, la edad y la talla, ya que son estos aspectos los que, para los diseñadores, determinan las características de la ortesis. Por otra parte, la desestimación de los aspectos psicológicos del usuario conlleva una pérdida de potencia en la capacidad de predicción del modelo. Sin embargo, la alta variabilidad intrínseca de cada sujeto en cuanto a sus preferencias estéticas es evidenciada en la gran variedad estética. Todo ello unido a la falta de herramientas actuales capaces de analizar dichas variables psicológicas antes de que cambien, llevó a la inclusión de la componente psicológica como un reto de futuro.

En cuanto a las condiciones de contorno, el análisis expuso la gran cantidad de factores que pueden afectar a la interacción usuario-ortesis y, por tanto, al confort percibido por el usuario. Las condiciones de contorno aplicadas en el trabajo de esta tesis vinieron impuestas por el escenario global escogido: un entorno de los laboratorios del IBV, en el que el usuario efectúa una prueba de calce para comprobar el confort de la ortesis. Este escenario se caracteriza por unas determinadas condiciones como son una superficie dura y limpia (con ausencia de contaminantes), unas condiciones ambientales no severas (alrededor de 25°C y a cubierto) y una actividad consistente en una prueba inicial de 15- 20 minutos (bipedestación alternada con pequeños episodios caminando). Las condiciones de contorno para la prueba diar de los tres días, las condiciones esfogidas por cada usuario condicionan los resultados de las pruebas, ya que marcan la relevancia de las propiedades funcionales analizadas en el confort percibido por el usuario. Por ejemplo, el confort térmico fue una de las propiedades funcionales que resultaron irrelevantes, debido a la poca estimulación que presentó dicha propiedad en el ambiente donde realizaron las pruebas los diferentes usuarios.

7. 1. 2 DISCUSIÓN DEL LOS MÉTODOS USADOS PARA LA OBTENCIÓN ANTROPOMÉTRICA DE LOS DATOS.

Este trabajo ha estado proyectado desde el inicio por personal clínico del ámbito sanitario especialista en el pie. El pie suele analizarse a través de la exploración visual, la palpación articular, muscular y de instrumental de valoración clínica tales como el goniómetro. Éste tipo de evaluaciones se caracterizan por ser altamente subjetivas y depender de la experiencia del observador (Rome y Webb, 2000). Dichas evaluaciones son difíciles, insuficientes ocasionalmente, y pueden ser dañinas para los pacientes, Guldmond et al. (2006), en su estudio sobre las presiones plantares, analizó la relación existente entre la exploración clínica a través de la observación y su instrumental de presiones apreciando diferencias significativas entre la observación y el análisis del instrumental.

Debido a la pocas herramientas de valoración que permitan obtener una buena predicción en el nivel de resultados conseguidos con un tratamiento concreto, lo que hace que la adecuación final de la ortesis al paciente, dependa de la experiencia del especialista, sin estar basada en criterios objetivos (Nicolopoulos et al., 2000). Esta falta de conocimiento, unido a una baja tecnificación del proceso de diseño, provoca que actualmente el proceso de personalización de ortesis plantares se realice de forma artesanal y con pocos criterios objetivos. La existencia de herramientas objetivas de valoración mejoraría el proceso de adaptación de las ortesis plantares.

De los tres métodos (podometría, pedigrafía y escáner 3D) utilizados en el proyecto, para la obtención de datos antropométricos y su comparación en el estudio nos dio como resultado que la herramienta elegida para obtener datos con mayor precisión ha sido el escáner 3D. La validación de ésta tecnología, puede ser aportada para el uso clínico disminuyendo así la subjetividad del profesional clínico y aumentando la objetividad a través de dicha herramienta y los criterios de diseño adoptados en el proyecto. La utilización de las encuestas de confort elaboradas en el estudio también es una herramienta que nos ayudan a disminuir la subjetividad clínica.

7. 1.3. DISCUSIÓN DE LOS CRITERIOS DE DISEÑO.

Actualmente se ha extendido el uso de ortesis anatómicas a partir de los conceptos desarrollados en el ámbito sanitario con ortesis plantares, sin tener criterios sobre los efectos que las distintas anatomías y materiales que pueden tener sobre la población no patológica (Kelaher et al. 2000). El Instituto de Biomecánica de Valencia, atendiendo a las necesidades profesionales de los sanitarios, inició una línea de I+D orientada a estudiar la influencia de los elementos anatómicos en el confort (Bataller et al. 2001), avanzando en el estudio de la geometría de las plantas anatómicas, en la distribución de las presiones plantares y el confort. Pese a estos avances, en la actualidad sigue existiendo un gran desconocimiento sobre la interacción de la forma y el material de la ortesis con sus consecuencias en el confort del usuario.

A pesar de que, como ya se ha comentado, existe un gran vacío respecto a los criterios empleados para diseñar ortesis plantares personalizadas, la bibliografía cita una gran cantidad de estudios que analizan las ortesis para tratamientos correctos pero ninguno publica criterios para realizar las ortesis. Por ello, en el estudio de esta tesis se pretenden normalizar los criterios en población sana y obtener una base de datos común para los profesionales que requieran de la personalización digital de ortesis personalizadas a sus usuarios.

7.1.4 DISCUSIÓN DE LA VALIDACIÓN DEL ESTUDIO.

La validación del trabajo desarrollado en esta tesis se divide en: una primera fase de estudio inicial de la **interacción entre usuario y ortesis** (test de confort inicial y diario de sensaciones durante el uso), y una segunda fase que consiste en el desarrollo de **la relación entre la medida subjetiva y objetiva del ajuste de la ortesis** que intervienen (test de confort final y entrevista al usuario).

De manera global, la metodología aplicada ha permitido la generación de modelos de predicción del confort a partir de la cuantificación de las propiedades funcionales de la interacción usuario-ortesis mediante las encuestas. Este resultado configura el camino para el desarrollo de futuros modelos de confort para distintos usuarios y ortesis en distintas condiciones de contorno. A continuación, se discuten las aportaciones del enfoque metodológico aplicado en cada una de las fases.

7.1.4 1 INTERACCIÓN USUARIO-ORTESIS Y SU RELACIÓN CON EL CONFORT INICIAL Y FINAL.

Las propiedades funcionales asociadas a la ortesis son resultado de la experiencia acumulada durante muchos años de investigación en biomecánica, fisiología y podología. En general, sirven para estudiar el efecto que el entorno tiene sobre el usuario-ortesis para facilitar una marcha confortable, estimulando sensorialmente y evitando dolores o incluso posibles lesiones a corto y largo plazo.

El análisis del conocimiento existente permitió identificar como relevantes para satisfacer las necesidades de confort de los usuarios las siguientes propiedades funcionales: ajuste, flexibilidad, la fricción, la geometría de la ortesis y confort térmico.

El primer bloque de trabajo fue la caracterización de la interacción entre el usuario y la ortesis bajo ciertas condiciones del entorno ambiental y su relación con el confort percibido. El trabajo fue llevado a cabo bajo la hipótesis de que las características de factores y condiciones de entorno definen la importancia de las propiedades funcionales en el confort percibido inicialmente. Esto permitió extraer las propiedades funcionales relevantes para el confort percibido, tales como la elección del material que fuesen transpirables, amortiguadores en la zona trasera y absorbentes en la zona delantera y las condiciones del entorno como una temperatura media de 22° en el laboratorio, con el objetivo de reducir la variabilidad de la ortesis a estudiar.

El trabajo de Witana et al. (2004) en el que se indica que un modelo de confort asociado al ajuste debería considerarse el ajuste en todas las secciones relevantes del pie ponderadas por un valor que dependería de la sensibilidad del sujeto. En este estudio se pone de manifiesto la necesidad de considerar la subjetividad del sujeto a la hora de crear un modelo de confort. Sin embargo, en ninguno de los trabajos encontrados en la bibliografía, en los que se analiza las relaciones entre medidas subjetivas y objetivas de las propiedades funcionales y el confort, se aplica una aproximación similar para definir las propiedades funcionales relevantes para el confort global. Por contra, en los trabajos existentes, se parte de un grupo pre-establecido de propiedades funcionales y se analiza su influencia en el confort global o parcial de cada propiedad a partir de medidas (E.G Lange et al. 2009; Miller et al. 2000), sin llevar a cabo ningún tipo de discriminación respecto a la relación con el confort global percibido.

En las referencias bibliográficas (WITANA et al. 2009) se hace mucho incapie en el análisis de la distribución de presiones y la absorción de los impactos, ya que se considera la gran variabilidad en cuanto a tipologías de comportamiento de los materiales existentes para los

componentes de la ortesis. En esta tesis se han tenido en cuenta las preferencias de los materiales, pero no se analizaron las presiones plantares de esta. La aproximación por presiones para una aplicación como la planteada en la tesis se consideró poco realista, ya que técnicamente no existen equipos comerciales versátiles capaces de ser utilizados con facilidad y no existen bases de datos con las que generar patrones de presiones normales. A pesar de no haberlo considerado relevante se hubieran podido extraer la relación entre la percepción de dichas propiedades funcionales relevantes y su medida objetiva

Respecto al ajuste final de la ortesis con el usuario, en la tesis se planteó la cuantificación de las interacciones geométricas entre ortesis y morfología del pie (WITANA et al. 2004; GOONETILLEKE et al. 2000). Se optó por esta opción geométrica debido a la creación de bases de datos y la existencia de tecnología suficiente para su cuantificación.

7.1.4.2. RELACIÓN ENTRE LA MEDIDA SUBJETIVA Y OBJETIVA DEL AJUSTE DE LA ORTESIS.

Para la valoración de la relación entre las medidas objetivas y subjetivas del **ajuste** se consideraron las dos principales secciones del pie relacionadas con el confort: la sección longitudinal y la articulación metatarsofalángica o línea de flexión.

Para la medida del ajuste en la línea de flexión se consideró el perímetro como medida, y no la anchura. La razón radica en que, por su naturaleza, se consideró el pie como un volumen cambiante a lo largo del ciclo de marcha, que exige un tratamiento de la forma para cuantificar el ajuste con el volumen interno del calzado. Un tratamiento unidimensional, como, por ejemplo, el de Witana et al. (2004) o Miller et al. (2000), simplifica más aún la propiedad del ajuste lo que supone una pérdida de información mayor.

Por otra parte, en esta tesis se consideró el ratio **horma/pie** y no la diferencia horma/calzado (Witana et al. 2004; Miller et al. 2000), porque el ratio adimensionaliza la medida, lo que permite relacionar resultados entre diferentes tallas.

Este resultado es coherente con los resultados obtenidos por Witana et al. (2004), que encontraron una alta correlación entre la percepción del ajuste en puntos distintos de la antropometría del pie y las diferencias dimensionales entre horma y pie de la región del pie delantero y del pie medio.

Los resultados muestran que casi la mitad de la percepción de ajuste en **longitud** es predecible a partir del ratio ente las medidas de la horma y el pie en longitud (R^2 de 0.47). Los resultados muestran que cuanto mayor es la diferencia de longitud entre la horma y el pie, la ortesis es percibida como más holgada en largo. Esto es coherente con el hecho de que dentro de una misma talla (p.ej. la talla 42 en hombres, que ha sido la escogida para este estudio), existe una buena percepción del nivel de ajuste, a pesar del filtro que impone la talla.

Los resultados sugieren un caso similar para la **línea de flexión** en cuanto a la relación entre la medida objetiva y subjetiva (R^2 de 0.51). Esta es la sección que mayor variación de forma sufre durante el ciclo de marcha y por ello debe ser en la que más se percibe el ajuste del calzado. La variación en anchura que experimenta el pie en esta sección consiste en una expansión del

pie en sentido lateral, desde el 1er meta hacia el 5º meta (Olaso J. et al. 2007) que causa un mayor apriete en la zona lateral (cabeza del 5º metatarso), principalmente durante la fase de propulsión y despegue. Este mayor apriete justifica la capacidad de percepción de los usuarios en esta sección.)

7.2 CONSIDERACIONES Y LIMITACIONES ASOCIADAS AL ESTUDIO.

El presente estudio tiene ciertas limitaciones y consideraciones especiales que deben de tenerse en cuenta por lo que la interpretación de los resultados debe de hacerse con cierta cautela. Estas consideraciones especiales hacen referencia a varios factores como los aspectos de la **fiabilidad de los datos, la potencia del estudio y el carácter unilateral de los datos y**. Todos estos aspectos son explicados más detenidamente a continuación.

7.2.1 RESULTADOS. LA FIABILIDAD DE LOS DATOS.

Los estudios deben garantizar la calidad de sus mediciones ya que condicionan en gran medida la validez de las conclusiones (22.www.fisterra.com). Las mediciones repetidas sobre un mismo aspecto en el mismo sujeto e intra-observador, generalmente nunca darán el mismo valor. Esto puede ser debido a la variación natural en el sujeto o a variaciones (o errores) en el proceso de medición. En el presente estudio, los valores estudiados están sujetos a cierto grado de variabilidad. Esta variabilidad está determinada por las variaciones naturales del sujeto al tomar los datos y por las variaciones o errores introducidos en el proceso de medición del escáner.

7. 2.2 POTENCIA DEL ESTUDIO Y UNILATERALIDAD DE LOS DATOS.

El tamaño de la muestra que se usa para las pruebas de regresión múltiple es uno de los elementos más influyentes bajo el control del investigador y afecta directamente a la potencia del estudio. Siguiendo recomendaciones generales (Argimón Pallas JM, Jiménez villa J.) el presente estudio acerca de la generación de criterios de diseño para la personalización de ortesis plantares de confort se diseñó para conseguir un nivel α de 0,05 con una potencia del estudio de 0,8. Por medio de las tablas de Hair y cols. (Kelley K, Maxwell SE.) y el programa de software para el cálculo de muestras SPSS (Berlanga Silvente, V. y Rubio Hurtado, M.J. 2012) se realizó una estimación del tamaño de la muestra con objeto de conseguir dichos niveles de potencia del estudio para las pruebas de estadística.

Teniendo en cuenta que el número de variables independientes a estudiar fue finalmente de 17 variables (pie derecho (D) o izquierdo (I), talla de calzado, edad, longitud total del pie, distancia entre el inicio del pie y el inicio del arco longitudinal interno, porcentaje del inicio del pie y el inicio del arco longitudinal interno sobre la longitud total del pie, distancia entre el inicio

del pie y el final del arco longitudinal interno, porcentaje de la distancia entre el inicio del pie y el final del arco longitudinal interno sobre la longitud total del pie, distancia del inicio del pie al hueso escafoides, porcentaje del inicio del pie al hueso escafoides sobre la longitud total del pie, altura del escafoides al suelo, porcentaje del inicio del pie y la altura al hueso escafoides sobre la longitud total del pie, altura empeine, porcentaje del inicio del pie al empeine sobre la longitud total del pie, porcentaje altura del empeine sobre la longitud total del pie, altura del Hallux hasta el suelo, porcentaje del inicio del pie y la altura del hallux sobre la longitud total del pie.).

La potencia final del estudio fue efectivamente de 0,82 para detectar un R^2 de 0,15. Es decir, por medio del presente estudio había un 82% de probabilidades de rechazar la hipótesis nula si ésta fuera falsa y un 18% de probabilidades de no rechazar la hipótesis nula si ésta fuera falsa (error tipo II), por lo que los resultados son fiables en cuanto a la potencia estadística y tamaño muestral utilizado. Así mismo, la generalización de los resultados para las pruebas de regresión múltiple también se encuentra relacionada con el tamaño de la muestra estudiada. Las recomendaciones de Kelley K, Maxwell SE (2003), recomiendan no menos de 5 observaciones para cada variable independiente ya que aumentaría mucho el riesgo de ajustar en exceso la variable dependiente a la muestra, haciendo los resultados muy específicos a la muestra y poco generalizables a la población general. En el presente estudio se analizaron un total de 17 variables independientes. Ya que la muestra final fue de 100 pies, la media final de observaciones por variable independiente fue de 29,4 observaciones por cada variable independiente. Entendemos que ya que la muestra es representativa de la población sana y que con dichos niveles de casos por variables independientes estudiadas, los resultados no son específicos de la población estudiada y pueden ser generalizados a con cierto grado de confianza a la población española sana.

Entendemos, por tanto, que la normalización realizada en el presente estudio es válida y sirvió para disminuir la variabilidad de los parámetros antropométricos, lo que confiere validez a las comparaciones realizadas en el presente estudio (tanto de diferencias de género, como de regresión múltiple). No obstante, es importante señalar que los datos numéricos del presente estudio son únicamente comparables con estudios que hayan usado el mismo método de normalización y no con aquellos que hayan usado variables antropométricas diferentes para la normalización de los parámetros antropométricos en la población adulta asintomática española.

7.3 APLICACIONES DE ESTE ESTUDIO

El presente estudio ha estado dirigido especialmente para facilitar y mejorar el trabajo en el sector de la podología, y de todos aquellos ámbitos en los que se requiera diseñar ortesis personalizadas a usuarios asintomáticos.

Aplicaciones en el ámbito de la medicina.

El objetivo principal de esta Tesis era desarrollar criterios de diseño para desarrollar ortesis de confort personalizadas a cada usuario. El procedimiento desarrollado es de aplicación en muchos ámbitos de la medicina, tales como, la podología, la traumatología, etc. Es decir, puede ser utilizado por aquellos especialistas de la salud relacionados con el diagnóstico y tratamiento de los pies, con el fin de proporcionar confort a la población asintomática.

El método sería extrapolable a grupos de población con sintomatología relacionada con el miembro inferior, aunque previamente deberían establecerse parámetros de diseño para las correspondientes patologías de la población a tratar.

Aplicaciones en el ámbito científico.

La metodología de la Tesis podría ser la base para avanzar en estudios de futuras líneas científicas sobre antropometría podal sintomática, estudios con digitalizaciones 3D de los pies, estudios de la marcha en ortesis personalizadas en usuarios asintomáticos y sintomáticos, en estudios para la prevención de lesiones en deportistas y la prevención del avance de futuras patologías en usuarios potencialmente altos en desarrollar alguna patología. También encontramos gran interés en el estudio de la población obesa, la población de avanzada edad y en niños, debido a que son un sector de la población que presenta grandes problemas podales.

Aplicaciones en el ámbito industrial.

El sector de las ortesis puede aplicar los resultados en el diseño de las nuevas ortesis personalizadas, haciendo una buena adaptación a la anatomía de cada usuario. Estos resultados facilitarían el trabajo diario sustituyendo la forma tradicional de fabricación manual de las ortesis.



CONCLUSIONES

8. CONCLUSIONES.

El progreso del trabajo de este proyecto de tesis ha permitido concluir con el objetivo de la hipótesis general, el desarrollo de **los criterios para la personalización de una ortesis de confort**. Los resultados han consentido contrastar la hipótesis, así, el trabajo desarrollado ha concedido comprobar cómo las características de los usuarios y de la ortesis, enmarcados en unas determinadas condiciones de contorno y actividad, definen la interacción entre ortesis y usuario, además, se ha demostrado que están estrechamente relacionadas con el confort global percibido. A continuación se contrastan los resultados de la tesis con cada una de las hipótesis de partida específicas planteadas en el origen del trabajo.

H1: Los resultados obtenidos a través de los protocolos de los tres métodos (podometría, pedigrafía y escáner 3D), su posterior volqueo a las bases de datos, y el análisis de la variabilidad han reflejado que el escáner 3D, es el método adecuado para el estudio, porque presenta menor desviación típica (nos indica que es menor la variabilidad en una misma premisa). También presenta una mayor exactitud en la recogida de los datos de las variables. Debido a la digitalización de los datos, su almacenamiento en el software es instantáneo lo que facilita al experto el manejo de estos datos para el análisis estadístico.

H2: El escáner 3D nos proporciona mucha más rapidez y limpieza en el almacenamiento de los datos, así obtener la anatomía del pie con más exactitud que en los métodos tradicionales.

H3: Los resultados obtenidos en las encuestas avalan que las ortesis personalizadas proporcionan más confort que ortesis diseñadas de forma estándar, ya que el 65% de los usuarios consideró finalmente que las ortesis personalizadas proporcionaban mayor confort.

H4: Los datos obtenidos en las encuestas iniciales nos llevaron a la generación de criterios, posteriormente con las encuestas finales se concluyeron que las ortesis personalizadas debían obtenerse 1,8mm por debajo del borde inferior del pie que nos indicaba el mismo escáner, ya que es el punto donde mayor confort precisa el usuario en general.

A continuación se presentan las **conclusiones parciales** extraídas de la tesis:

1. La generación de la metodología para la recogida de los datos antropométricos del pie (Anexos III y IV) ha proporcionado los procedimientos de medida necesarios para futuras investigaciones relacionadas con la toma de medidas antropométricas.
2. Se han generado bases de datos con las medidas del pie que han permitido definir los criterios de diseño de esta tesis, pero que también pueden valorarse para la obtención de nuevas formulaciones para el desarrollo de nuevos estudios.
3. Se ha obtenido un modelo para la personalización de las plantillas de confort a partir de las características del pie por el usuario. De entre todas las características funcionales consideradas en el estado del arte actual, las relevantes según la percepción del usuario para el confort percibido es la altura del arco longitudinal interno, la amortiguación de la cazoleta y la distancia a la que se localiza la zona metatarsal. Esto nos permite la evaluación del prototipo de ortesis, la percepción del confort va relacionada directamente con el uso de ésta y con una mejora del diseño.
4. Se ha concluido que el uso de la tecnología del escáner 3D permite obtención de datos más robusta y fiable para un mejor diseño de las ortesis personalizadas de confort.

FUTURAS LÍNEA DE INVESTIGACIÓN

9. FUTURAS LÍNEA DE INVESTIGACIÓN.

Los resultados alcanzados en esta tesis, tanto en lo referente a la metodología puesta a punto como en el avance alcanzado en el conocimiento para la generación de criterios de diseño para la creación de ortesis personalizadas de confort, permiten plantear las siguientes líneas de investigación:

1. Estudiar con más precisión los procedimientos de digitalización para alcanzar la precisión exacta de los marcadores, y así disminuir la variabilidad o los errores de las variables lo más posible.
2. Analizar los aspectos psicológicos (por ejemplo la preferencia estética, los colores, el tacto del material, etc.) de los usuarios, cómo estos influyen en su percepción del confort. Estas investigaciones permitirían obtener nuevos criterios de diseño derivados de los aspectos psicológicos con influencia en el confort, que tras ser incluidos en un modelo combinados con las propiedades funcionales de la interacción usuario-ortesis, podrían mejorar las predicciones del confort.
3. En el análisis del confort en las propiedades funcionales del usuario-ortesis se podría analizar un modelo de confort asociado al ajuste, ya que el ajuste debería considerarse un valor que depende de la sensibilidad del sujeto y en esta Tesis no se ha tenido en cuenta.
4. Considerar el realizar una segunda experimentación del estudio para evaluar y poder validar el diseño de ortesis final después de la revisión del diseño de la ortesis. Después de esta validación final se podría determinar el grado de satisfacción de confort del usuario.
5. Estudio las diferentes patologías de los pie en diferente población (diabéticos, enfermedades con neuropatías, población geriátrica y niños, etc.) que perciben tratamiento con ortesis plantares así desarrollar bases de datos y criterios de diseños acordes a los tratamientos.

6. Establecer valores significativos para la valoración no subjetiva del usuario (es decir, para poderlo valorar un experto) de las ortesis plantares. En ésta misma línea de investigación, desarrollar un sistema físico para dicha valoración y así acotar la tarea del experto en el laboratorio y en la clínica. Esto permitiría detectar posibles errores ante del uso de la ortesis.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS

10. REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS.

1. ANDRIACCHI TP, MIKOSZ RP. Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications. En: Mow VC, Hayes WC, editors. Basic orthopaedic biomechanics. New York: Raven Press; p. 51-92. (1991).
2. ANDRIACCHI TP, MIKOSZ RP. Musculoskeletal dynamics, locomotion and clinical applications. En: Mow VC, Hayes WC, editors. Basic orthopedic biomechanics. New York: Raven Press; p. 51-92 (1991).
3. ARGIMÓN PALLAS JM, JIMÉNEZ VILLA J. Métodos de investigación clínica y epidemiológica. 2º ed. Madrid: Harcourt; (2000).
4. ARTURO F., ANA C. PH.D., ENRIQUE A., JOSÉ R., P.T., JUAN- VICTOR H., PH.D., AND PEDRO V., PH.D. Properties of shoe insert materials related to shock wave transmission during gait. Valencia, Spain. Foot & Ankle International. by the American Orthopedic Foot and Ankle Society, Inc. (1995)
5. A. J. M. VAN DER VELDE. In search of the “perfect” insole. Temperature development and comfort measured with four different insoles. Industrial design engineering, Delft University of Technology.
6. AUDEMARS, P. Underfoot Cushioning in Working Footwear; A Question of Comfort. Protection, (September 1978).
7. AU, E. Y. L., and GOONETILLEKE, R.S. A qualitative study on the comfort and fit of ladies’ dress shoes. Applied Ergonomics, 38(6), 687-696. (2007).
8. BALL, K. A., and AFHELDT, M. J. Evolution of foot orthotics, part 1: coherent theory or coherent practice? Journal of Manipulative and Physiological therapeutics, 25(2), 116. (2002).
9. BAUERFEIND, http://www.bauerfeind.es/html_es/aktuelles_news.php4
10. BASFORD, J.R.; SMITH, M.A Shoe Insoles in Workplace. SHC Orthopaedic, 11(2), 285-288. (1988).
11. BATALLER A., Descripción de los elementos constructivos de una plantilla anatómica, IBV (Diciembre 2008).
12. BATALLER. A., ALCÁNTARA, E., GONZÁLEZ, J. C., and GARCÍA, A. C. Influence of anatomical elements in the foot pressure distribution. Pp 14-15. Fifth symposium on footwear biomechanic. (2011).
13. BERNHARD, K., Measuring the microclimate in shoes with a view to quantitative assessment of wearing comfort (1992).

14. BERLANGA SILVENTE, V. Y RUBIO HURTADO, M.J. Clasificación de pruebas no paramétricas. Cómo aplicarlas en SPSS. REIRE, Revista d'Innovació i Recerca en Educació, Vol. 5, núm. 2, 101-113. . (2012)
15. BERNHARD KURZ, (1994). The physiology of comfort. Presentation at SATRA - Conference 4/5th May 1994.
16. BIEBER J.M, COATES J.C., LOHMANN K., DANNOF J. The effect of pronation controlling orthotic devices on pressure and force under the foot during dynamic stance. Physical Therapies, 68, 805 (1988).
17. BLAND JM, ALTMAN DG. Statistical methods for assessing agreement between two methods of clinical measurement. Lancet;8(1(8476)):307-10 (1986).
18. BLAND JM, ALTMAN DG. Applying the right statistics: Analyses of measurement studies. Ultrasound Obstet Gynecol; 22(1):85-93 (2003).
19. BLAND JM, ALTMAN DG. Measurement error. BMJ 21(313(7059)):744 (1996).
20. BONANNO, D. R., LANDORF, K. B., and MENZ, H. B. Pressure-relieving properties of various shoe inserts in older people with plantar heel pain. Gait & Posture, 33(3), 385-389. (2011).
21. BROWN M., RUDICAL S., ESQUENAZI A. Measurement of Dynamic Pressures and the Shoe-Foot interface during normal walking with various foot orthoses using the FSCAN system. Foot & Ankle, 17(3), 152-156 (1996).
22. BURGER E.S. The measurement of the static forces at the weight bearing points of the feet with reference to critical heel heights and 'split heel' factors. Chiropractic Therapy, 35, 1-17. (1952).
23. CABANAGH, P. R. The running shoe book. In: Anderson World, Inc., Mountain View, California (1980).
24. CAMPBELL J. A guide to research for podiatrist. London: M&K Update; (2007).
25. CAPPOZO A, CATANI F, LEARDINI A, BENEDETTI MG, DELLA CROCE U. Position and orientation in space of bones during movement: Experimental artefacts. Clin Biomech 11(2):90-100 (1996).
26. CARLEY, P. (1998). Postal workers respond positively to shoe inserts. Biomechanics 5: 39. (1998).
27. CAVANAGH P. R., MORAG, E., BOULTON, A. J. M., YOUNG, M. J., DEFFNER, K. T., PAMMER, S. E. The relationship of static foot structure to dynamic foot function. Journal of Biomechanics, 30, 243-250. (1997)
28. C.C CHANG, M. Y. LEE AND S. H. WANG. Customized foot pressure redistribution insole designs using image-based rapid pressure measuring system. 2945- 2950. IEEE Xplore. Downloaded on (November 24, 2008).

29. CHAMBERS HG, SUTHERLAND DH. A practical guide to gait analysis. *J Am Acad Orthop Surg*; 20(3):222-31 (2002).
30. CHEN H., B.M. NIGG and J. KONING. Relationship between plantar pressure distribution under the foot and insole comfort, *Clinical Biomechanics*, Volume 9 page 335-341. (November 1994).
31. CHENG, F. T., PERNG, D. B., A systematic approach for developing a foot size information system for shoe last design. *International Journal of Industrial Ergonomics*, 25, 171 – 185 (1999).
32. COCHRAN, W.G., COX, G.M. Diseños experimentales. Mexico: Ed. Trillas. (1983).
33. COHEN, J. STATISTICAL Power Analysis for the Behavioral Sciences (2nd Edition). Lawrence Erlbaum Associates, Hillsdale, NJ (1988).
34. CORLETT, E.N Pain, Posture and Performance. En *Stress, Work, Design and Productivity*. (Corlett, N.; Wilson, J.; Manenica, I., eds) Taylor and Francis. London, 331-344. (1981)
35. CORLETT, E. N.; LLOYD, P. V.; TARLING, C.; TROUP, J. D. G.; WRIGHT, B. The guide to the handling of patients. National Back association. Teddington, Middlesex, 3rd edition. (1992).
36. CORNWALL, M W., and MCPOIL, T, G. Effect of rearfoot posts in reducing forefoot forces. A single-subject design. *Journal of the American Podiatric Medical Association*, 82 (7), 371-374. (1992).
37. CHU, M.L.; YAZDANI-ARDAKANI, I.A.; ASKEW, M.J. An in vitro simulation study of impulse force transmission along the lower skeletal extremity. *J. Biomech.* 19, 979-987. (1986)
38. CHIU M.C., M. Jiun & J.Wang, Professional footwear evaluation for clinical nurses, *Applied Ergonomics*, Number 38, Elsevier, page 133-141 (2007).
39. DE DONCKER, E., and KOWALSKI, C. The normal and pathological foot. Concepts of anatomy, physiology and pathology of foot deformities. *Acta Orthopaedica Belgica*, 36(4), 386. (1970).
40. DAVIS RB, ÖUNPUU S, TYBURSKI D, GAGE JR. A gait analysis data collection and reduction technique. *Hum Mov Sci*, 10(5):575-87 (1991).
41. DONN, J. M.; PORTER, D. The effect of the footwear mass on the gait patterns of unilateral below-knee amputees. *Prosthet. Orthot. Int.*, 13: 140-144. (1989).
42. E. SOBEL, DPM, PHD, S. J. LEVITZ, DPM, M. A. CASELLI, DPM, P. J. CHRISTOS, MPH, MS, J. ROSENBLUM, DPM II. The effect of customized insoles on the reduction of postwork discomfort. *Journal of the American Podiatric Medical Association*. Vol. 91, Number 10, November/ December (2001).

43. GARCIA A.C., Criterios de diseño, informe para Footbeds, IBV Acquisition and treatment of footprints, biomechanical laboratory, IBV, (Valencia 1999).
44. GARCÍA A.C., Estudio de confort en el calzado de calle: Informe preliminar, IBV Valencia, (January 1994).
45. GARCÍA. A. C., DURÁ, J. V., RAMIRO, J., HOYOS J. V., and VER, P. Dynamic study of insole materials simulating real loads. *Foot & Ankle (and) Swiss Foot and Ankle Society*, 15(6), 311-323. (1994).
46. GESCHIEDER, G. A.; BOLANOWSKI, S. J. Final Comments on Ration Scaling of Psychological Magnitudes. *Conference on Ration Scaling of Psychological Magnitude Chap. 20*, 295-311. (1991).
47. GULDEMOND, N. A., LEFFERS, P., NIEMAN, F. H. M., SANDERS, A. P., SCHAPER, N. C., and WALENKAMP, G. H. I. M. Testing the proficiency to distinguish locations with elevated plantar pressure within and between professional groups of foot therapists. *BMC musculoskeletal disorders*, 7, 93. (2006.)
48. GLYNN RJ, ROSNER B. Comparison of alternative regression models for paired binary data. *Stat Med*; 13(10):1023-36. (1994).
49. GONZÁLEZ, J.C. Tesis. Modelización de la influencia del calzado y las condiciones ambientales en la respuesta termofisiológica del pie y el confort térmico. Departamento de ingeniería mecánica y de materiales. Universidad politécnica de valencia (2007).
50. GONZALEZ, J.C., GARCIA, A.C., VIVAS M.J., FERRUS, E., ALCÁNTARA, E., FORNER, A. A new portable method for the measurement of pressure-discomfort threshold on the foot plant. In: *Proceedings of the IV Intl. Symposium on Footwear Biomechanics, International Society of Biomechanics. Canmore, Canada (1999)*.
51. GOONETILLEKE, R. S. Designing to minimize discomfort. *Ergonomics in Design: the Quarterly of Human Factors Applications*, 6 (3), July 1988: 12-19 (1988).
52. GOONETILLEKE, R. S.; LUXIMON, A. Designing for comfort: A footwear application. *Computer-Aided Ergonomics and Safety Conference* . Edited by B.das, (2001)
53. GOONETILLEKE R.S. & A. Luximon, Designing for comfort: A footwear application, *Computer-Aided Ergonomics and Safety Conference (2001)*.
54. GOULD J.S., *The foot book*, Williams & Wilkins, Baltimore (1988).
55. GOLDCHER A., *Manual de Podología*, Masson S.A., Barcelona (1992).
56. HABER R.N., HABER L. One size fits all? *Ergonomics in Design*. pp. 10-17(1997).
57. HARDY A.E., Assessment of foot movement, *The Journal of bone and joint surgery*, Volume 69-b,, page 838. (November 1987).
58. HARRIS GF, WERTSCH JJ. Procedures for gait analysis. *Arch Phys Med Rehabil*; 75(2):216-25 (1994).

59. HAWES M.R. et al., Footprint parameters as a measure of arch height, Foot and Ankle, Volume 13, Number 1, page 22-26, (January 1992)
60. HAWES, M. R.; SOVAK, D.; MIUASHITA, M. Ethnic differences in forefoot shape and the determination of shoe comfort. Ergonomics, 37 (1), 187-196 (1994).
61. HAWES M.R. & D. SOVAK, Quantitative morphology of the human foot in a North American population, Ergonomics, Volume37, Number 7, Taylor and Francis Ltd. page 1213-1226. (1994).
62. HENNING, E M.; VALIANT, G. A., LIU, Q. Biomechanical variables and the perception of cushioning for running in various types of footwear. Journal of Applied Biomechanics 1996; 12: 143-150. (1996).
63. HERTZBERG, H. T. E. The human buttock in sitting: Pressures, patterns, and palliatives. American Automobile Transactions, 72, 39-47 (1972)
64. HILLSTROM, H. J., SONG, J., KRASZEWSKI, A.P., HAFER, J. F., MOOTANAH, R., DUFOUR, A. B., CHOW, B. S., et al. Foot type biomechanics part 1: structure and function of the asymptomatic foot. Gait & posture, 37839, 445-451. (2013).
65. HUTTON W.C., DHANENDRAM M. A study of the distribution of the loads under the normal foot during walking. International Orthopaedics, 3, 153-157 (1979).
66. IBUKI, A., CORNOIU, A., CLARKE, A., UNGLIK, R., and BEISCHER, A. The effects of orthotic treatment on midfoot osteoarthritis assessed using specifically designed patient evaluation questionnaires. Prosthetics and orthotics international, 34(4), 461-471. (2010).
67. IBV, Development of the processes and implementation of the management tools for the extended user oriented shoe enterprise, Biomechanics EUROShoe, Deliverable 3.3.2, IBV, Valencia(October 2002).
68. IBV, Foot measurement, biomechanical laboratory, IBV, (Valencia 2000)
69. INMAN VT, Ralston D, Todd F. Human walking. Baltimore: Williams & Wilkins; 1981.
70. IOWA, WILSON, M. Y GILBERT, S. Underfoot comfort. SATRA Bulletin, 8-9. (1993).
71. J. A. BIRKE, PHD, PT, CPED, J. G. FOTO, CPED. PORON Orthoses absorb mechanical stress. Biomechanics Magazine. (November 1997).
72. JOHNSON, J. Footwear alleviates aches, fatigue through better fit, shock absorption. Occup. Health Saf. 63:68. (1994).
73. JOSE CARLOS OLASO MELIS, Confort Calzado Virtual. Universidad Politécnica de Valencia. Departamento de Ingeniería de proyectos. (Noviembre de 2009).
74. KELAHER, D., MIRKA, G. A., and DUDZIAK, K. Q. Effects of semi-rigid arch support orthotics: an investigation with potential ergonomic implications. Applied Ergonomics, 31(5). 515-522. (200).

75. KAPANDJI A.I., Fisiología articular 2, miembro inferior, Editorial medica Panamericana S.A., Madrid (1998).
76. KARWOWSKI, P. MONDELO AND M. MATTILAGOONETILLEKE R.S., Designing to minimize discomfort, Ergonomics in Design, Volume 6, Number 3, page 12-19.(July 1998).
77. KATOH, Y., CHAO, E.Y.S., LAUGHMAN R.K., SCHNEIDER E., MORREY B.F. Biomechanical analysis of foot function during gait and clinical applications. Clinical Orthopaedics, 177, 23-33(1983).
78. KAWABATA, A.; TOKURA, H. Effects of two kinds of sport shoes with different structure on thermoregulatory responses. Ann. Phys. Anthropol., Vol. 12, N. 3, 165-171(1993).
79. KELAHER, D., MIRKA, G. A., and DUDZIAK, K. Q. Effects of semi-rigid arch support orthotics: an investigation with potential ergonomic implications. Applied Ergonomics, 31(5), 515-522. (2000).
80. KELLEY K, MAXWELL SE. Sample size for multiple regressions: Obtaining regression coefficients that are accurate, not simply significant. Psychological Methods; 8 (3):305-21 (2003).
81. KEVIN KIRBY A. Foot and Lower Extremity biomechanics: A ten year collection of precision intricast Newsletters. 2nd printing, Payson, Arizona, (1997).
82. KIDDER SM, ABUZZAHAB FS, HARRIS GF, JOHNSON JE. A system for the analysis of foot and ankle kinematics during gait. En: Harris GF, Smith PA, Marks RM, editors. Foot and ankle motion analysis: Clinical treatment and technology. Boca Raton, FL: Taylor & Francis Group. p. 367-81. (2008).
83. KIRBY K. A. Foot and lower extremity biomechanics II: Precision intricast newsletters, Payson (AZ): Precision Intricast, Inc.; (1997-2002).
84. KIRBY KA. Foot and lower extremity biomechanics III: Precision intricast newsletters, 2002-2008. Payson (AZ): Precision Intricast, Inc.; (2002-2008).
85. KIRTLEY C. Clinical gait analysis: Theory and practice. London: Elsevier Churchill Livingstone; (2006).
86. KOUCHI M. & E. Tsutsumi, 3D foot shape and shoe heel height, Anthropological Science, Volume 108, Number 4, page 331-343 (2000).
87. KURZ B., The physiology of comfort, Presentation at SATRA - Conference 4/5th May (1994).
88. KUIJT-EVERS, L.F.M., TWISK, J., GROENESTEIJN, L., DE LOOZE, M.P., VINK, P. Identifying predictors of comfort and discomfort in using hand tools. Ergonomics, 48(6), 692-702 (2005).
89. La fiabilidad de las mediciones clínicas: el análisis de concordancia para variables numéricas C2004. www.fisterra.com/mbe/investiga/conc_numerica/conc_numerica.asp

90. LAKE, M. J.; LAFORTUNE, M. Mechanical inputs related to perception of lower extremity impact loading severity. *Medicine and Science in Sports and Exercise* 1998; 30 (1): 136-143. (1998).
91. LELIÈVRE J. et J.F. Lelièvre, *Patología del pie*, Masson S.A., Barcelona (1993).
92. LENG, J., Du, R. A CAD Approach for Designing Customized Shoe Last, *Computer-Aided Design & Applications*, 3(1-4), 377-384(2006).
93. LEVY BENASULY A.E. & J.M. Cortés Barragán, *Ortopodología y aparato locomotor, ortopedia de pie y tobillo*, Masson S.A., Barcelona (2003).
94. LIGHT, L.H.; MCLELLAN, G.E.; KLENERMAN, L. Skeletal transients on heel strike in normal walking with different footwear. *J. Biomech.* 13, 477-480. (1980).LEBER C. & P.M. Evanski, A comparison of shoe insole materials in plantar pressure relief, *Prothetics and Orthotics international*, Number 10, page 135-138(1986).
95. LIU X. et al., 3D characterization and localization of anatomical landmarks of the foot by FastSCAN, Real-time imaging, Volume 10, page 217-228. (2004).
96. MARTINEZ MARTIN, A.A, PÉREZ GARCÍA, J.M, HERRERA RODRÍGUEZ, A. Tratamiento Ortopédico de las metatarsalgias y su valoración mediante baropodometría electrónica. *Revista de ortopedia y traumatología.* 42, 456-462(1997).
97. MATHIESON I, UPTON D. *A podiatrist's guide to using research*. Philadelphia: Churchill Livingstone, Elsevier; (2008).
98. MAYER, A.; ROLLIN, M. Chaussures de sécurité a tige haute; Essais relatifs au confort. *Cahiers de Notes Documentaires.* 108, 3^o trimestre (1982).
99. MARTÍNEZ GONZÁLEZ MA, DE IRALA ESTÉVEZ J, LÓPEZ AZPIACU I. Introducción a los modelos multivariados. En: Martínez González MA, de Irala Estévez J, Faulín Fajardo FJ, editores. *Bioestadística amigable*. Madrid: Díaz de Santos. p. 465-94. (2001).
100. MCPOIL TG, HUNT GC. Evaluation and management of foot and ankle disorders: Present problems and future directions. *J Orthop Sports Phys Ther*; 21(6):381-8, (1995).
101. MASAOKI M. MAKIKO K. HIROKI Y. and YUKIO F. Automatic Landmarking based on 3-D foot database using the FFD method. *SAE International. Digital Human Modeling for design and engineering symposium Rochester, Michigan.* (June 15-17 2004).
102. MAURICIO SALINAS F, CLAUDIO SILVA Z. Modelos de regresión y correlación II. regresión lineal múltiple. *Ciencia & Trabajo*; 23:39-41 (2007).
103. MICHAUD TC. Foot orthoses and other forms of conservative foot care. In: Baltimore: Williams & Wilkins; (1993).
104. MICKLE, K, J., MUNRO, B. J.M and STEELE, J, R. Soft tissue thickness, plantar sensation and foot pain: what is the effect of obesity on the older foot.. *Proceedings of the 8th footwear biomechanics symposium.* Taipei, Taiwan. Pp 27-29. (2007)

105. MIJJAD, O., VITTECOQ, O., POUPLIN, S., GRASSIN-DELYLE, L., WEBER, J., and LE LOËT, X. Foot orthotics decrease pain but do not improve gait in rheumatoid arthritis patients. *Joint Bone Spine*, 71(6), 542-545. (2004).
106. MIKE WILSON. Comfort assessment. A comfort assessment protocol for footwear is described by Mike Wilson and an invitation given to submit footwear for assessment. *SATRA Bulletin*, (May 1994).
107. MILLER, J. E.; NIGG, B. M.; LIU, W.; STEFANYSHYN, D. J.; NURSE, M. A. Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot & Ankle International*, 21 (9), 759-767. (September 2000).
108. MILLER, J. E., NIGG, B. M., LIU, W., STEFANYSHYN, D. J., NURSE, M. A. Influence of foot, leg and shoe characteristics on subjective comfort. *Foot & Ankle International*, 21 (9), 759-767. (2000).
109. MONDELO, P. R., GREGORI, E., COMAS, S., CASTEJÓN, E. *Ergonomía 2. Confort y estrés térmico. Aula teórica. Ediciones UPC.* (1995).
110. MONETTE, M., WEISS-LAMBROU, R., Dansereau, J. In search of a better understanding of wheelchair sitting comfort and discomfort. Sprigle S (Ed.). Paper presented at the RESNA Annual conference (1999).
111. RYS AND S. KONZ. Department of industrial engineering, Kansas State University, Manhattan, KS 66506, USA. *Standing. Ergonomics*, Vol. 37, Nº 4, 677-687. (1994).
112. J. SHEREFF, M.D, L. DIGIOVANNI, M.D, F. J. BEJJANI, M.D, A. HERSH, M. D, and F. J. KUMMER, PhD. A comparison of nonweight- bearing and weight- bearing radiographs of the foot. *American Orthopedic Foot & Ankle Society, Inc.* 306-311, (1990).
113. MÜNDERMANN, A., STEFANYSHYN, D.J., NIGG, B.M. Relationship between comfort of shoe inserts and anthropometric and sensory factors. *Medicine & Science in Sports & Exercise*, 33(11), 1939–1945 (2001).
114. NETTER, F. H. *Netter-Atlas de Anatomía Humana.* Elsevier Brasil. (2008).
115. NESTER CJ, VAN DER LINDEN ML, BOWKER P. Effect of foot orthoses on the kinematics and kinetics of normal walking gait. *Gait Posture*; 17(2):180-7. (2003).
116. NICOLOPOULOS, C. S., SCOTT, B. W., and GIANNOUDIS, P. V. Biomechanical basis of foot orthotic prescription. *Current Orthopaedics*, 14(16) 464-469. (2000).
117. NIGG, B.M. (ed) *Biomechanics of running Shoes.* Human Kinetics. (1986)
118. NIGG, B. M.; BAHLSEN, A. H. Influence of heel flare and midsole construction on pronation, supination, and impact forces for heel toe running. *International Journal of Sport Biomechanics*, 4: 205-219. (1988).

119. NIGG BM. Mathematically determinate systems. En: Nigg BM, Herzog W, editores. Biomechanics of the musculo-skeletal system. 2ª ed. Sussex: John Wiley & Sons; p. 458-532 (1999).
120. NORRIN C. & P. Levangie, Joint structure & function, a comprehensive analysis, F. A. Davis Company, Philadelphia 1985.
121. NORDIN M. & V.H Frankel, Basic biomechanics of the musculoskeletal system, Lea & Febiger, Philadelphia (1989).
122. ÖZCAYA N, NORDIN M. Fundamentals of biomechanics: equilibrium, motion and deformation. 2ª ed. New York: (Springer; 1999).
123. PAGE, A., TORTOSA, L., GARCÍA, C., MORAGA, R., VERDE, V. Furniture design based on subjective tests. Application of Discriminate Analysis Methods. International Ergonomics Association Congress, IEA'94. Toronto (1994).
124. PAYNE, C., OATES, M., and NOAKES, H. Static stance response to different types of foot orthoses. Journal of the American Podiatric Medical Association, 93(6), 492-498 (2003).
125. PERKINS, P. Comfort Workshop. SATRA Bulletin, 154 (November 1993).
126. PERRY, J. Anatomy and biomechanics of the hindfoot. Clinical Orthopaedics, 177, 9-15(1983).
127. PÉRTEGA DÍAZ S, PITA FERNÁNDEZ S. Técnicas de regresión: Regresión lineal múltiple. Cad Aten Primaria; 7:173-6 (2000).
128. PFEFFERM G., BACCHETTI, P., DELAND, J., LEWIS, A., ANDERSON, R., DAVIS, W., ALVAREZ R., et al. Comparison of custom and prefabricated orthoses in the initial treatment of proximal plantar fasciitis. Foot & Ankle international/ American Orthopaedic Foot and Ankle Society (and) Swiss Foot and Ankle Society, 20(4), 214-221. (1999)
129. J. BENNETT, D APP SC (POD), MA POD A, L. R. DUPLOCK, MSC. Pressure distribution beneath the human foot. Journal of the American Podiatric Medical Association. Vol. 83. Number 12. (December 1993).
130. PRIETO VALIENTE P, HERRANZ TEJEDOR I. ¿Qué significa "estadísticamente significativo"? La falacia del criterio del 5% en la investigación científica. España: Díaz de Santos; (2005).
131. QUEZADA C. Potencia estadística, sensibilidad y tamaño de efecto: ¿Un nuevo canon para la investigación? 16(2):159-70 Onomázein (2007). RISSANEN, S.; RINTAMÄKI, H. Thermal responses and physiological strain in men wearing impermeable protective clothing in the cold. Ergonomics, 40(2): 141-150. (1997).
132. RAMIRO, J., y et al. Guía de recomendaciones para el diseño de calzado. Instituto de Biomecánica de Valencia IBV. (1995).

133. RELEY III, J. L., ROBINSON, M. E., WISE, E. A., MYERS, C. D., and FILLINGIM, R. B. Sex differences in the perception of noxious experimental stimuli: a metaanalysis. *Pain*, 74(2) 148-155. (1998).
134. R. L. KIRBY, N. A. PRICE AND D. A. MACLEOD. The influence of foot position on standing balance. *J. Biomechanics*. Vol. 20, N° 4, pp. 423-427, 1987SUN S.-P. et al., Classification and mass production technique for three-quarter shoes Insoles using non-weight-bearing plantar shapes, *Applied ergonomics*, Elsevier (2008).
135. ROEBUCK JA, KROEMER KHE, THOMPSON WG. Engineering anthropometry methods. New York: Wiley; (1975).
136. ROOT ML, ORION WP, WEED JH. Normal and abnormal function of the foot. Los Angeles: Clinical Biomechanics Corporation; (1977).
137. ROME K., and WEBB, P. Development of a clinical instrument to measure heel pad indentation. *Clinical biomechanics*, 15(4), 298-300. (2000).
138. SANCHEZ J., *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*, IBV, Valencia (1999).
139. SCHAFF, P.; HAUSER, W. (1987). Measurements of pressure distribution in the human lower leg in ski boots. *Sportverletzung-Sportschaden*, 3: 118-129. 1987.
140. SEIBEL MO. *Función del pie. texto programado*. Madrid: Ortocen, SA Editores;(1994).
141. SERWAY RA, JEWETT JW. *Physics for scientists and engineers with modern physics*. 7ª ed. California: Thomson Brookes/Cole. (2008).
142. SERWAY RA, JEWETT JW. *Physics for scientists and engineers with modern physics*. 7ª ed. California: Thomson Brookes/Cole. (2008).
143. SIEGLER S, MOSKOWITZ GD, FREEDMAN W. Passive and active components of the internal moment developed about the ankle joint during human ambulation. *J Biomech*; 17(9):647-52. (1984).
144. SHACKEL, B.; CHIDSEY, K.D.; SHIPLEY, P. The assessment of chair comfort. *Ergonomics* 12(2), 296-306. (1969).
145. SLATER, KEITH. *Human Comfort*. Charles C. Thomas Publisher. (1985).
146. SNIJDERS C.J., M. Nordin, V.H. Frankel, *Biomechanica van het spier-skeletstelsel*, Elsevier, Maarssen (2004).
147. SNYDER-MACKLER, L. Lateral wedge insoles worn for 12 months provides no symptomatic or structural benefit for people with medial knee osteoarthritis. *Journal of physiotherapy*, 57(3), 195. (2011).
148. SOBEL, E.; LEVITZ, S. J.; CASELLI, M. A.; CHRISTOS, P. J.; ROSENBLUM, J. The effect of customized insoles on the reduction of postwork discomfort. *Journal of the American Podiatric Medical Association* 91 (10). (November / December 2001).

149. STOKES, I.A.F, SCOTT, J.R.R, HUTTON, W. C. Force Distribution under the Foot A Dynamic Measuring System, *Biotned. Eng.*, 140-143 (1974).
150. STOTT, J.R.R., HUTTON, W.C., STOKES, I.A.F. Forces under the foot. *Journal of Bone Joint Surgery*. 55B, 335-344 (1973).
151. TOOMS, R. E.; CRIFFIN, R. W., GREEN, P. Effect of viscoelastic insoles on pain. *Orthopaedics* 10: 1143. (1987).
152. TREW M, EVERETT T. *Fundamentos del movimiento humano*. 5ª ed. Barcelona: Masson, SA; (2006).
153. TU DELFT, Reader ID4135 Advanced Design Support, Delft January 2007 SLATER K., Human Comfort, Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois. page 90 (1985).
154. TURNER, R. Y PEET, M. Assessment of foot comfort: Part Two. *SATRA Bulletin*, 252-253, page 252-253. (1993).
155. U DELFT, Reader ID2601 Software in Design, CAD/CAM deel, Delft March 2004.
156. UEDELHOVEN, W. H., and KURZ, B. Reliable prediction of climatic wearing comfort using improved simulation techniques. The 8th International Conference on Environmental Ergonomics. (1998).
157. VALMASSY R.L., *Clinical biomechanics of the lower extremities*, Mosby, Missouri (1996).
158. VÁZQUEZ ARCE, M. I., NUÑEZ-CORNEJO PALOMARES, C., PÉREZ TORRES, A., JULIÁ MOLLÁ, C., GONZÁLEZ PUIG, L., Y NUÑEZ-CONJO PIQUER, C. Efecto de las plantillas conformadas en pacientes con algias plantares. *Rehabilitación*, 44(1), 46-52 (2010).
159. VILADOT PA. *Patología del antepié*. 4ª edición. Barcelona. Springer-Verlag Ibérica. (2001).
160. VILADOT PA. *Quince lecciones sobre patología de pie*. 2ª edición. Barcelona. Springer-Verlag Ibérica. (2000).
161. VILADOT VA. *Lecciones básicas de biomecánica del aparato locomotor*. Barcelona. Masson (2004).
162. VÍCTOR HOYOS J, LAFUENTE R, SÁNCHEZ LACUESTA J, PRAT J, SOLER GRACIA C. El laboratorio de análisis de la marcha humana. En: Instituto Biomecánico de Valencia, editor. *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*. Valencia: Publicaciones IBV; p. 331-78. (2005).
163. VIOSCA HERRERO E., *Guía de uso y prescripción de productos ortoprotésicos a medida*, IBV, Valencia (2004).
164. VOLOSHIN. A.S.; WOSK. J. Influence of Artificial Shock Absorbers on Human Gait. *Clin. Orthop. Rel. Res.* 160, 52-56. (1981).

165. WE MCLLROY PHD, BE MAKI PHD. Preferred placement of the feet during quiet stance: development of a standardized foot placement for balance testing. *Clinical Biomechanics*. Vol. 12, No 1, 66-70, (1997).
166. WHITTLE MW. *Gait analysis: An introduction*. 4^a ed. Philadelphia (PA): Elsevier, Ltd; (2007).
167. WHITTLE, M. K.; OROFINO, T. K.; MILLER, K. Technical approach to characterization of perceived comfort of walking surface. *Gait & Posture*, 2(2), 129-133. (1994).
168. WHITTLE, M. K.; OROFINO, T. K.; MILLER, K. Relationship between mechanical properties of carpet and comfort in walking. *NACOB II*, 283-284. (1992).
169. WINTER DA. *Biomechanics and motor control of the human movement*. 3^a ed. Hoboken, NJ: John Wiley & Sons, Inc.; (2005).
170. WITANA C.P. et al., Effects of surface characteristics on the plantar shape of feet and subjects' perceived sensations. *Applied Ergonomics*, 40(2) (2009).
171. WOSK, J.; VOLOSHIN, A. S. Low back pain: conservative treatment and artificial shock absorbers. *Arch. Phys. Med. Rehabil.* 66: 145. (1985).
172. WU KENT. K., *Foot orthoses, principles and clinical applications*, Williams and Wilkins, Baltimore (1990).
173. WUNDERLICH, R.E., and CAVANAGH, P.R. Gender differences in adult foot shape: implications for shoe design. *Official Journal of the American College of Sports Medicine* (2000).
174. YAHARA H. et al., Estimation of five anatomical landmarks on a foot model's toes based on surface shape, *Digital Human Modeling for Design and Engineering Symposium Rochester June 2005*).
175. YUNG-HUI, L. & H. WEI-HSIEN, Effects of shoe inserts and heel height on foot pressure, impact force, and perceived comfort during walking, *Applied Ergonomics*, Number 36, Elsevier page 355-362 (2005).
176. XIONG, S., GOONETILLEKE, R. S., WITANA, C. P., and RODRIGO, W. A. S. An indentation apparatus for evaluating discomfort and pain thresholds in conjunction with mechanical properties of foot tissue in vivo. *Journal of rehabilitation research and development*, 47(7), 629-641. (2010).
177. ZHANG, L.; HELANDER, M. G.; and DRURY, C. G. Identifying factors of comfort and discomfort in sitting. *Human Factors: the Journal of the Human Factors and Ergonomics Society*, 38(3), 377-389. (1996).
178. ZWAARD, B.C., ELDERS, P. J., KNOL, D., GORTER, K. J., PEERAER, L, WINDT, D., and HORST, H. E. Treatment of forefoot problems in older people: study protocol for a randomised clinical trial comparing podiatric treatment to standardised shoe advice. (2001).



ANEXOS

11. ANEXOS.

ANEXO I Consentimiento informado del ensayo.

Yo.....D.N.I.:.....

(En representación de.....)

Y habiendo recibido información del proyecto: **Nº Proyecto y alias**

Desarrollado por el Instituto de Biomecánica de Valencia, en el que voy a prestar mi colaboración, realizando actividades relativas a:

“Descripción del ensayo”

Y habiendo sido suficientemente informado/a de las tareas a realizar, condiciones de las mismas, objetivos del proyecto y uso que se le va a dar a la información obtenida, en el transcurso de la colaboración por a quien he podido hacer preguntas sobre el mismo.

Acepto las condiciones de este ensayo, las cuales requieren mi participación en total de las sesiones, asumiendo que si no cumplo este requisito mi colaboración no será gratificada.

Comprendo que mi participación es voluntaria, y que puedo retirarme del estudio en cualquier momento. Por lo que doy libremente mi conformidad para:

- Participar en el presente estudio.
- Registrar imágenes de mi participación en el estudio
- Incluir las imágenes obtenidas en publicaciones y materiales promocionales de ámbito científico

Fdo.:

Fdo.:

El participante, tutor o representante legal

La persona que ha informado

Valencia, a....., de de 2008

Cantidad recibida en cheques regalo Compliments: _____ €

Biomecánica de Valencia a través de los modos de contacto indicados en el pie de página.

ANEXO II Hoja de exploración del usuario.

PROTOCOLO DE EXPLORACIÓN BIOMECÁNICA.

1. Fechas de seguimiento:

Fecha Inicio:	
---------------	--

2. Datos del paciente:

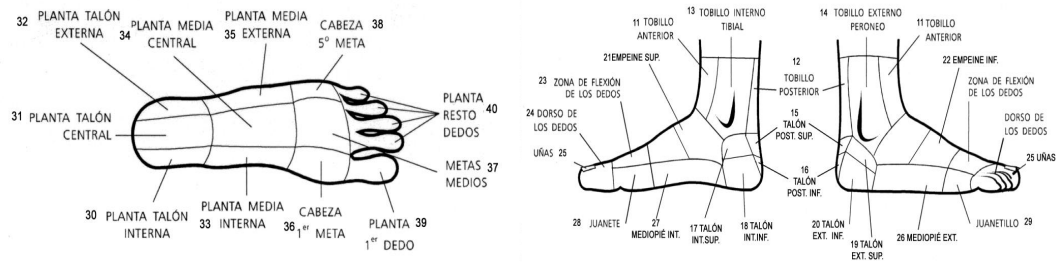
Nombre:			
Apellidos:			
Edad:			
Altura:		Peso:	
Dirección:			
Teléfono:			

3. Anamnesis:

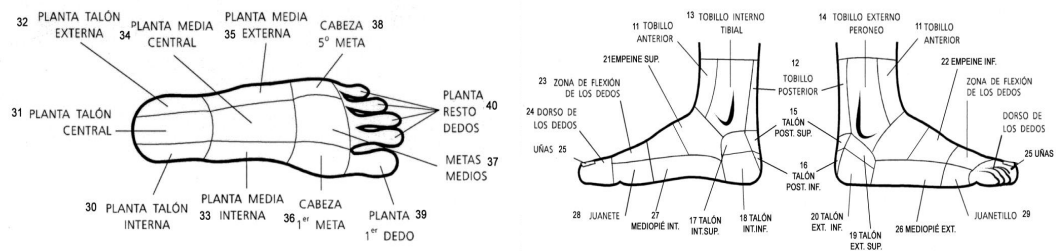
Antecedentes personales:	
Antecedentes podológicos:	
Actividad diaria/ trabajo que realiza:	
Interrogatorio sobre el dolor:	

Señala las zonas dolorosas tanto en los lados del pie como en la planta:

Pie Derecho



Pie Izquierdo

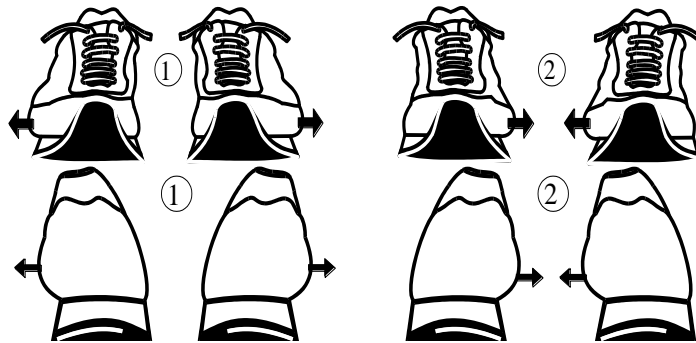


4. Análisis del Calzado:

Tipo de calzado habitual:	
Talla de calzado:	

			Derecho	Izquierdo	
Descripción del desgaste	Suela	Antepié	Borde interno		
			Borde externo		
		Retropié	Borde interno		
			Borde externo		
	Corte	Antepié	Borde interno		
			Borde externo		
		Retropié	Borde interno		
			Borde externo		

Señala en los dibujos la forma de los desgastes en el zapato:



5. Exploración en descarga:

Paciente en decúbito supino y prono: Señala en las distintas partes del cuerpo si el segmento está: ↑ Aumentado, ↓ Disminuido, = Igual, según el rango de normalidad.

			Derecho	Izquierdo	Rango de normalidad
Cadera		Rotación externa			35°-45°
		Rotación interna			35°-45°
		Abducción			45°
		Aducción			20°
	Rodilla extensión	Flexión			70°
	Rodilla flexión	Extensión			20°
Rodilla	Cadera flexión	Flexión			140°-160°
	Cadera extensión	Extensión			180°
Articulación TPA	Rodilla Flexión	Flexión dorsal			+ 15°
		Flexión plantar			40-70°
	Rodilla Extensión	Flexión dorsal			15°
		Flexión plantar			40-70°
Articulación Subastragalina		Inversión			20°

(ASA)	Eversión			10°
Articulación Chopart (valorar si existe movilidad):	Supinación			35°
	Pronación			20°
Articulación Metatarsofalángica Hallux	Flexión dorsal			20°
	Flexión plantar			45°
1° Radio	Flexión dorsal			5mm
	Flexión plantar			5mm
5° Radio	Flexión dorsal			5mm
	Flexión plantar			5mm

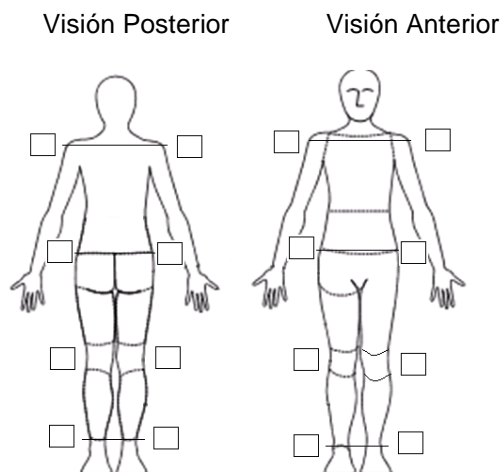
Visión Plantar:

	Derecho	Izquierdo
Patrón de Hiperqueratosis		
Eje del pie		

6. Exploración en Carga

Señala en las distintas partes del cuerpo si el segmento está: ↑ Aumentado, ↓ Disminuido, = Igual

Señala para las rótulas si son: Convergentes C, Enfrentadas E, Divergentes D



Visión Anterior:

Postura General:	
Base de sustentación:	
Ángulo de Fick:	
Prominencias óseas:	
Alteraciones ungueales:	
Deformidades digitales:	

Visión Posterior:

	Derecho	Izquierdo
Prominencias óseas:		
Posición Relajada de Calcáneo (PRCA):		
Posición Neutra de Calcáneo (PNCA):		
Pronación máxima:		

Visión Lateral:

Rodillas en el plano sagital:	
Altura del Arco Longitudinal Interno (A.L.I.):	
Otros datos de interés:	

7. Estudio de la Huella plantar (Podoscopio/Escáner)

	Derecho	Izquierdo
Tipo de huella		
Zonas de hiperpresión		
Apoyo de pulpejos digitales		
Otros datos de interés		

8. Análisis de la Marcha.

Señala en las distintas partes del cuerpo si el segmento está: ↑ Aumentado, ↓ Disminuido, = Igual, según el rango de normalidad.

		Derecho	Izquierdo	Rango de normalidad
Movimiento de la cintura pélvica/ escapular				SI/NO
Anchura de paso				7cm ancho
Cadencia de paso				110pasos/min
Fase de balanceo	Flexión dorsal de TPA			20°
Fase de apoyo de talón	Flexión dorsal TPA			10-15°
	Inversión ASA			20°
	Sustitución extensora			SI/NO
Fase de apoyo	Dorsiflexión tobillo			10°

	Estabilización flexora			SI/NO
Fase de despegue digital	Flexión dorsal MTF hallux			65°
	Rotación externa de la tibia			

ANEXO III: Tabla recogida datos podometría y pedigrafía.

NOMBRE	
SEXO	<input type="checkbox"/> MUJER <input type="checkbox"/> HOMBRE
COD SUJ	
TALLA DE CALZADO HABITUAL	
EDAD	
FECHA Y HORA	

MEDIDAS CON CINTA MÉTRICA DE DOS PUNTAS			
Longitud total del pie			
Distancia del talón al inicio del arco			
Distancia del talón al final del arco			
Distancia del talón al escafoides			
Distancia del talón al punto máximo de unión pierna-pie (alto del empeine)			
Altura del hallux			
Ancho del hallux			
Porcentaje desde el talón al escafoides			
Porcentaje desde el talón al inicio del arco			
Porcentaje desde el talón al final del arco			

MEDIDAS CON LA PEDIGRAFÍA			
Longitud total del pie			
Distancia del talón al inicio del arco			
Distancia del talón al final del arco			
Distancia del talón al escafoides			
Distancia del talón al punto máximo de unión pierna- pie (alto del empeine)			
Ancho del hallux			
Porcentaje desde el talón al escafoides			
Porcentaje desde el talón al inicio del arco			
Porcentaje desde el talón al final del arco			

ANEXO IV Pedigrafía (pie entero).

A continuación impregne la hoja con la pedigrafía:

ANEXO V: Principio de funcionamiento del escáner en una dimensión

Para una relación de aspecto del CCD dada, los resultados en cuanto a superficie de escaneo pueden extrapolarse en la otra dimensión. El ángulo de inclinación de la cámara α_R junto a la apertura angular de la cámara α definen los ángulos de visión α_1 y α_2 .

$$\alpha_1 = \alpha_R - \frac{\alpha}{2}$$

$$\alpha_2 = \alpha_R + \frac{\alpha}{2}$$

Estos ángulos de visión están relacionados con las oclusiones. Los ángulos de oclusión definirán las curvaturas máximas visibles para las cámaras; α_1 es la cota inferior de oclusión y α_2 el ángulo de máxima oclusión y que se produce en la zona más lejana al centro de la cámara. La superficie plantar no presenta curvaturas elevadas, no obstante, hemos de tenerlas en cuenta para el correcto dimensionado del escáner.

La distancia de escaneo en una dimensión es:

$$D = 2 \times S_2 - 2 \times S_1$$

Donde:

$$S_1 = H \times \tan(\alpha_1)$$

$$S_2 = H \times \tan(\alpha_2)$$

Podemos expresar la distancia de escaneo de la siguiente forma:

$$D = 2 \times H \times (\tan(\alpha_2) - \tan(\alpha_1))$$

Una óptica estándar puede tener angulares entre 40-70 con una distorsión óptica razonable y que podría corregirse por software. Para una óptica concreta, a menor ángulo de inclinación, menores oclusiones y menor distancia de escaneo. Lo que se traduce en una mayor precisión y menor efecto de perspectiva.

El ángulo mínimo de rotación de cámara ha de ser tal que $\alpha_1 = 0$, lo que supone que una cota

inferior de
$$\alpha_R = \frac{\alpha}{2}$$

Si realizamos una simulación para diferentes valores de angular de óptica y alturas obtenemos la siguiente gráfica de distancias de escaneo:

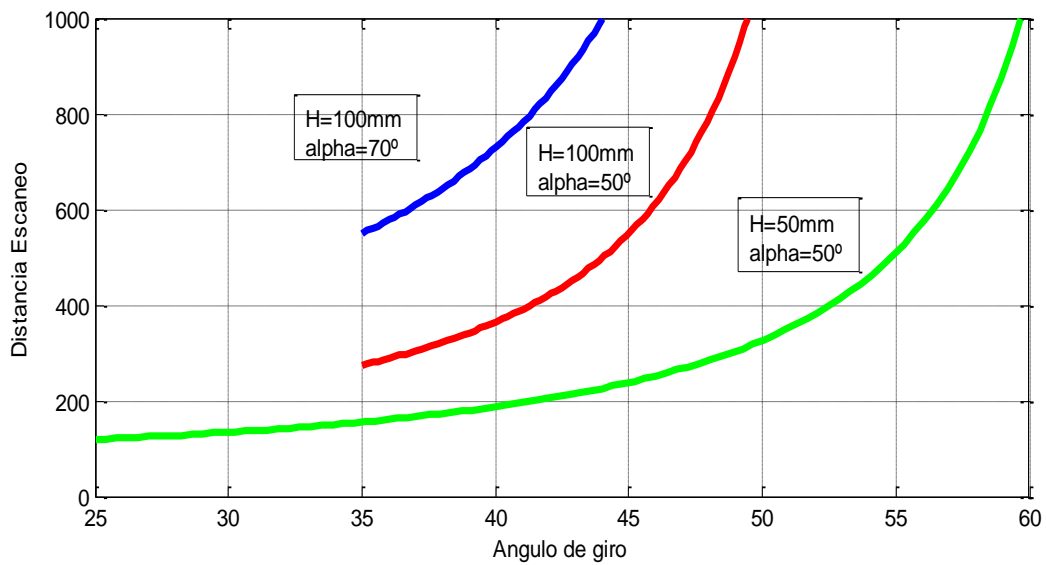


Ilustración 74 Distancia de escaneo en función del ángulo de giro

Las distancias de escaneo son elevadas, pero los ángulos de oclusión también lo son (hasta 85 para $\alpha=70$ y $\alpha_R=50$).

El ángulo de oclusión, definirá la altura máxima de escaneo del equipo, de modo que será importante estimar la altura mínima a escanear para acotar este parámetro.

Según las indagaciones realizadas las alturas de escaneo llegan a los 5-6 cm. Los puntos de mayor altura se corresponden con la zona del arco del pie (hasta máximos de 50 mm). No obstante, esta zona no presenta oclusiones con el diseño aquí planteado, el problema aparece con la zona de la cazoleta y en la obtención del perímetro máximo del pie. La geometría de la cazoleta es necesaria estimarla para el diseño de la zona de apoyo de esta zona del pie, el perímetro máximo coincide con la zona más exterior del pie, y en zonas laterales podemos encontrarnos con problemas de oclusiones.

Anexo VI Base de datos y resultados de las Pedigrafía.

Pie derecho

SUJ PD	Sexo	Talla	Edad	Longitud Total	Dist Talón Inicio Arco	Dist Talón Final Arco	Dist Talón Escafoides	Dist línea media pie desviación hallux	% Dist Talón Inicio Arco	% Dist Talón Final Arco	% Dist Talón Escafoides
1	H	45	62	293	65	201	107	31	22,18	68,6	36,51
2	M	36	35	239	53	158	88	22	22,17	66,1	36,82
3	H	42,5	43	264	62	178	92	20	23,48	67,42	34,84
4	M	38,5	29	250	51	170	72	10	20,4	68	28,8
5	M	40	29	265	56	180	96	21	21,13	67,92	36,22
6	H	44	38	283	71	185	87	27	25,08	65,37	30,74
7	H	43,5	47	287	58	196	110	30	20,2	68,29	38,32
8	M	37,5	32	237	53	157	94	16	22,36	66,24	39,66
9	M	37	34	245	50	156	92	18	19,59	63,67	37,55
10	H	40,5	36	264	51	169	94	18	19,31	64,01	35,6
11	M	37	37	242	52	165	88	24	21,48	68,18	36,36
12	H	42	61	273	51	180	107	25	18,68	65,93	39,19
13	H	43	26	268	63	176	89	29	23,5	65,67	33,2
14	M	37	63	245	54	159	95	21	22,04	64,89	38,77
15	H	41	43	262	61	174	103	31	23,28	66,41	39,31
16	M	36,5	29	240	52	162	78	23	21,66	67,5	32,5

17	M	40,5	29	250	49	162	69	15	16,8	64,8	27,6
18	H	40,5	38	254	50	170	103	19	19,68	66,92	40,55
19	H	42	27	270	63	180	111	20	23,33	66,66	41,11
20	M	39	36	255	51	169	91	20	20	66,27	35,68
21	H	44	28	280	58	187	96	30	20,71	66,78	34,28
22	H	41	51	265	54	177	100	23	20,37	66,79	37,73
23	M	39,5	27	258	52	168	83	25	20,15	65,11	32,17
24	H	41	30	266	63	180	90	31	23,68	67,66	33,83
25	H	40	26	263	63	177	100	22	23,95	67,3	38,02
26	M	39	34	261	58	168	87	23	22,22	64,36	33,33
27	M	39	44	250	60	168	89	19	24	67,2	35,6
28	M	38	36	244	55	150	87	18	22,54	61,47	35,65
29	H	44	36	284	55	189	90	29	19,36	66,54	31,69
30	M	37	29	246	67	168	84	20	27,23	68,29	34,14
31	M	38	29	246	49	166	71	18	19,91	67,47	28,86
32	M	36,5	33	236	52	164	87	20	22,03	69,49	36,86
33	M	37	49	237	53	166	91	10	22,36	70,04	38,39
34	H	44,5	35	286	55	193	116	19	19,23	67,48	40,55
35	H	42	28	259	59	171	99	16	22,77	66,02	38,22
36	H	43	41	275	60	191	99	17	19,63	69,45	36

37	H	42,5	35	275	77	178	113	18	28	64,72	41
38	H	45	38	290	67	188	111	31	23,1	64,82	38,27
39	H	43	37	276	62	179	109	24	22,46	64,85	39,49
40	M	37,5	40	242	54	159	99	21	22,31	65,7	40,9
41	H	40,5	39	249	55	165	98	26	22,08	66,26	39,35
42	M	37	33	241	59	158	86	17	24,48	65,56	35,68
43	M	37	59	234	50	152	91	21	21,36	64,95	38,88
44	M	38,5	41	252	53	167	92	25	21,03	66,26	36,5
45	H	40	41	255	64	167	86	23	25,09	65,49	33,72
46	M	39	51	248	46	164	96	21	16,8	66,8	36
47	H	42,5	32	272	59	191	111	26	22,42	70,22	40,8
48	M	38	47	245	50	164	95	19	19,59	66,93	38,77
49	H	46	59	293	75	199	97	21	30,37	67,91	33,1
50	M	38	37	239	56	157	70	22	23,43	65,69	29,28
									21,9802	66,5292	36,1278

Pie izquierdo

SUJ PI	Sexo	Talla	Edad	Longitud Total	Dist Talón Inicio Arco	Dist Talón Final Arco	Dist Talón Escafoides	Dist línea media pie desviación hallux	% Dist Talón Inicio Arco	% Dist Talón Final Arco	% Dist Talón Escafoides
1	H	45	62	293	73	201	96	27	24,91	68,6	32,76
2	M	36	35	230	47	153	72	19	20,43	66,52	31,3
3	H	42,5	43	258	59	168	92	30	22,86	65,11	35,65
4	M	38,5	29	252	50	174	90	18	19,84	69,04	35,71
5	M	40	29	259	53	175	91	21	16,6	67,56	35,13
6	H	44	38	286	76	194	100	27	26,57	67,83	34,96
7	H	43,5	47	278	60	194	106	32	21,58	69,78	38,12
8	M	37,5	32	237	53	155	90	14	22,36	65,4	37,97
9	M	37	34	243	47	164	98	24	19,34	67,48	40,32
10	H	40,5	36	268	60	176	97	22	22,38	65,67	36,19
11	M	37	37	244	47	162	86	28	19,26	66,39	36,47
12	H	42	61	271	58	180	106	29	21,4	66,42	39,11
13	H	43	26	268	57	175	101	30	21,26	65,29	37,68
14	M	37	63	248	53	164	100	23	21,37	66,12	40,32
15	H	41	43	259	57	169	108	15	22	65,25	41,69
16	M	36,5	29	242	53	164	104	29	21,9	67,7	42,97
17	M	40,5	29	254	45	166	74	29	16,14	65,35	29,13
18	H	40,5	38	254	50	172	95	15	19,68	67,72	37,4

19	H	42	27	274	63	186	88	30	22,99	67,88	32,11
20	M	39	36	262	56	175	99	26	21,37	66,79	37,78
21	H	44	28	280	56	192	100	33	20	68,57	35,71
22	H	41	51	267	55	177	113	29	20,59	66,29	42,32
23	M	39,5	27	257	56	176	96	23	21,78	68,48	37,35
24	H	41	30	270	65	179	87	26	24,07	66,29	32,22
25	H	40	26	253	46	160	80	22	18,18	63,24	31,62
26	M	39	34	255	57	172	101	26	22,35	67,45	39,6
27	M	39	44	253	57	167	100	21	22,52	66	39,52
28	M	38	36	240	51	157	96	22	21,25	65,41	40
29	H	44	36	288	59	194	101	26	20,48	67,36	35,06
30	M	37	29	246	64	171	83	30	26,01	69,51	33,73
31	M	38	29	245	49	161	83	20	20	65,71	33,87
32	M	36,5	33	234	47	158	87	19	20,08	67,52	37,17
33	M	37	49	234	45	162	96	9	17,09	69,23	41,02
34	H	44,5	35	284	58	184	110	16	20,42	64,78	38,73
35	H	42	28	252	54	170	98	27	21,42	67,46	38,88
36	H	43	41	280	62	192	103	28	22,14	68,57	36,78
37	H	42,5	35	276	70	184	113	23	32,24	66,66	40,94
38	H	45	38	288	65	189	110	37	22,56	65,62	38,19

39	H	43	37	278	58	185	105	32	20,86	56,83	37,76
40	M	37,5	40	241	50	160	98	24	20,74	66,39	40,66
41	H	40,5	39	245	50	163	91	29	20,4	66,53	37,14
42	M	37	33	237	47	153	84	18	19,83	64,55	35,44
43	M	37	59	243	56	162	94	20	23,04	66,66	38,68
44	M	38,5	41	250	49	170	90	20	19,6	68	36
45	H	40	41	260	69	169	88	26	30	65	33,84
46	M	39	51	250	49	167	90	27	18,54	66,12	38,7
47	H	42,5	32	269	63	187	108	28	23,42	69,51	40,14
48	M	38	47	247	49	162	87	20	19,83	65,58	35,22
49	H	46	59	292	61	199	121	22	20,89	68,15	41,43
50	M	38	37	235	51	158	68	19	21,7	67,23	28,93

RESULTADOS POR TALLA Y SEXO

Hombres:

Sexo	Talla	% Dist Talón Inicio Arco	% Dist Talón Final Arco	% Dist Talón Escafoides
H	40	23,95	67,3	38,02
H	40	25,09	65,49	33,72
H	40	18,18	63,24	31,62
H	40	30	65	33,84
		24,31	65,2575	34,3
H	40,5	19,31	64,01	35,6
H	40,5	19,68	66,92	40,55
H	40,5	22,08	66,26	39,35
H	40,5	22,38	65,67	36,19
H	40,5	19,68	11,44	37,4
H	40,5	20,4	66,53	37,14
		20,59	56,805	37,705
H	41	23,28	66,41	39,31
H	41	20,37	66,79	37,73
H	41	23,68	67,66	33,83
H	41	22	65,25	41,69
H	41	20,59	66,29	42,32
H	41	24,07	66,29	32,22

		22,33	66,4483333	37,85
H	42	18,68	65,93	39,19
H	42	23,33	66,66	41,11
H	42	22,77	66,02	38,22
H	42	21,4	66,42	39,11
H	42	22,99	67,88	32,11
H	42	21,42	67,46	38,88
		21,77	66,7283333	38,103
H	42,5	23,48	67,42	34,84
H	42,5	28	64,72	41
H	42,5	22,42	70,22	40,8
H	42,5	22,86	65,11	35,65
H	42,5	32,24	66,66	40,94
H	42,5	23,42	69,51	40,14
		25,4	67,2733333	38,895
H	43	23,5	65,67	33,2
H	43	19,63	69,45	36
H	43	22,46	64,85	39,49
H	43	21,26	65,29	37,68
H	43	22,14	68,57	36,78
H	43	20,86	56,83	37,76

		21,64	65,11	36,818
H	43,5	20,2	68,29	38,32
H	43,5	21,58	69,78	38,12
		20,89	69,035	38,22
H	44	25,08	65,37	30,74
H	44	20,71	66,78	34,28
H	44	19,36	66,54	31,69
H	44	26,57	67,83	34,96
H	44	20	68,57	35,71
H	44	20,48	67,36	35,06
		22,03	67,075	33,74
H	44,5	19,23	67,48	40,55
H	44,5	20,42	64,78	38,73
		19,83	66,13	39,64
H	45	22,18	68,6	36,51
H	45	23,1	64,82	38,27
H	45	24,91	68,6	32,76
H	45	22,56	65,62	38,19
		23,19	66,91	36,433
H	46	30,37	67,91	33,1
H	46	20,89	68,15	41,43

	25,63	68,03	37,265
--	--------------	--------------	---------------

Mujeres:

Sexo	Talla	% Dist Talón Inicio Arco	% Dist Talón Final Arco	% Dist Talón Escafoides
M	36	22,17	66,1	36,82
M	36	20,43	66,52	31,3
		21,3	66,31	34,06
M	36,5	21,66	67,5	32,5
M	36,5	22,03	69,49	36,86
M	36,5	21,9	67,7	42,97
M	36,5	20,08	67,52	37,17
		21,4175	68,0525	37,375
M	37	19,59	63,67	37,55
M	37	21,48	68,18	36,36
M	37	22,04	64,89	38,77
M	37	27,23	68,29	34,14
M	37	22,36	70,04	38,39
M	37	24,48	65,56	35,68
M	37	21,36	64,95	38,88

M	37	19,34	67,48	40,32
M	37	19,26	66,39	36,47
M	37	21,37	66,12	40,32
M	37	26,01	69,51	33,73
M	37	17,09	69,23	41,02
M	37	19,83	64,55	35,44
M	37	23,04	66,66	38,68
		21,7485714	66,82286	37,553571
M	37,5	22,36	66,24	39,66
M	37,5	22,31	65,7	40,9
M	37,5	22,36	65,4	37,97
M	37,5	20,74	66,39	40,66
		21,9425	65,9325	39,7975
M	38	22,54	61,47	35,65
M	38	19,91	67,47	28,86
M	38	19,59	66,93	38,77
M	38	23,43	65,69	29,28
M	38	21,25	65,41	40
M	38	20	65,71	33,87
M	38	19,83	65,58	35,22
M	38	21,7	67,23	28,93

		21,03125	65,68625	33,8225
M	38,5	20,4	68	28,8
M	38,5	21,03	66,26	36,5
M	38,5	19,84	69,04	35,71
M	38,5	19,6	68	36
		20,2175	67,825	34,2525
M	39	20	66,27	35,68
M	39	22,22	64,36	33,33
M	39	24	67,2	35,6
M	39	16,8	66,8	36
M	39	21,37	66,79	37,78
M	39	22,35	67,45	39,6
M	39	22,52	66	39,52
M	39	18,54	66,12	38,7
		20,975	66,37375	37,02625
M	39,5	20,15	65,11	32,17
M	39,5	21,78	68,48	37,35
		20,965	66,795	34,76
M	40	21,13	67,92	36,22
M	40	16,6	67,56	35,13
		18,865	67,74	35,675

M	40,5	16,8	64,8	27,6
M	40,5	16,14	65,35	29,13
		16,47	65,075	28,365

Pedigrafía Resultados Promedios Hombre		
% Dist Talón Inicio Arco	% Dist Talón Final Arco	% Dist Talón Escafoides
24,3	65,25	34,3
20,58	56,8	37,7
22,33	66,44	37,85
21,76	66,72	38,1
25,4	67,27	38,89
21,64	65,11	36,81
20,89	69,03	38,22
22,03	67,07	33,74
19,82	66,13	39,64
23,18	66,91	36,43
25,63	68,03	37,26
22,51	65,8873	37,1763636

Pedigrafía Resultados Promedios Mujer		
% Dist Talón Inicio Arco	% Dist Talón Final Arco	% Dist Talón Escafoides
21,3	66,31	34,06
21,41	68,05	37,37
21,74	66,82	37,55
21,94	65,93	39,79
21,03	65,68	33,82
20,21	67,82	34,25
20,97	66,37	37,02
20,96	66,79	34,76
18,86	67,64	35,67
17,47	65,05	28,36
20,589	66,646	35,265

Promedio Resultados Pedigrafía			
	PIE DRCH	PIE IZQ	PROMEDIO TOTAL
% Dist Talón Escafoides	36,1278	36,9884	36,56
% Dist Talón Final Arco	66,5292	65,5264	66,03
% Dist Talón Inicio Arco	21,9802	21,5254	21,75

ANEXO VII: Base de datos y resultados de la Podometría.

USU	PIE	TALLA	EDAD	LONGITUD PIE	DIST. INICIO ARCO	% SOBRE LONGI	DIST. FINAL ARCO	% SOBRE LONGI	DIST. ESCAF O	% SOBRE LONGI	ALTU ESCAF O	% SOBRE LONGI	DIST. ALT. EMPEINE	% SOBRE LONGI	ALT. EMPEINE	% SOBRE LONGI	ALTU. HALLUX	% SOBRE LONGI
1	D	36	35	229	63	27,51%	145	63,32%	79	34,50%	40	17,47%	84	36,68%	91	39,74%	20	8,73%
1	I	36	35	231	54	23,38%	148	64,07%	62	26,84%	42	18,18%	88	38,10%	92	39,83%	19	8,23%
2	I	36,5	33	229	63	27,51%	145	63,32%	71	31,00%	50	21,83%	85	37,12%	74	32,31%	19	8,30%
2	D	36,5	33	230	68	29,57%	147	63,91%	66	28,70%	40	17,39%	72	31,30%	74	32,17%	20	8,70%
3	D	36,5	29	235	71	30,21%	147	62,55%	92	39,15%	50	21,28%	94	40,00%	83	35,32%	20	8,51%
3	I	36,5	29	239	73	30,54%	151	63,18%	80	33,47%	54	22,59%	98	41,00%	87	36,40%	21	8,79%
		36,33				28,12%		63,39%		32,28%		19,79%		37,37%		35,96%		8,54%
4	I	37	49	230	67	29,13%	146	63,48%	72	31,30%	52	22,61%	96	41,74%	83	36,09%	24	10,43%
4	D	37	59	231	63	27,27%	150	64,94%	83	35,93%	53	22,94%	88	38,10%	97	41,99%	21	9,09%
5	D	37	49	232	71	30,60%	155	66,81%	86	37,07%	40	17,24%	89	38,36%	84	36,21%	23	9,91%
5	D	37	29	235	74	31,49%	163	69,36%	88	37,45%	48	20,43%	101	42,98%	91	38,72%	19	8,09%
6	I	37	33	235	75	31,91%	150	63,83%	78	33,19%	45	19,15%	90	38,30%	90	38,30%	18	7,66%
6	D	37	63	237	63	26,58%	150	63,29%	80	33,76%	45	18,99%	91	38,40%	86	36,29%	20	8,44%
7	I	37	59	239	65	27,20%	149	62,34%	87	36,40%	45	18,83%	97	40,59%	80	33,47%	23	9,62%
7	D	37	33	239	62	25,94%	159	66,53%	80	33,47%	45	18,83%	88	36,82%	85	35,56%	18	7,53%
8	D	37	34	240	65	27,08%	155	64,58%	83	34,58%	43	17,92%	96	40,00%	80	33,33%	19	7,92%

8	I	37	34	240	67	27,92%	160	66,67%	91	37,92%	46	19,17%	90	37,50%	91	37,92%	20	8,33%
9	I	37	29	240	81	33,75%	150	62,50%	82	34,17%	45	18,75%	104	43,33%	85	35,42%	21	8,75%
9	D	37	37	241	62	25,73%	157	65,15%	87	36,10%	45	18,67%	97	40,25%	87	36,10%	18	7,47%
10	I	37	37	243	63	25,93%	155	63,79%	85	34,98%	35	14,40%	95	39,09%	87	35,80%	19	7,82%
10	I	37	63	244	70	28,69%	151	61,89%	88	36,07%	45	18,44%	93	38,11%	90	36,89%	20	8,20%
11	D	37,5	32	230	57	24,78%	147	63,91%	85	36,96%	50	21,74%	95	41,30%	93	40,43%	23	10,00%
11	I	37,5	32	231	60	25,97%	150	64,94%	87	37,66%	47	20,35%	96	41,56%	92	39,83%	21	9,09%
12	D	37,5	40	235	64	27,23%	152	64,68%	88	37,45%	39	16,60%	88	37,45%	94	40,00%	20	8,51%
12	I	37,5	40	236	72	30,51%	152	64,41%	88	37,29%	41	17,37%	90	38,14%	101	42,80%	21	8,90%
		37,11				28,21%		64,62%		35,65%		19,02%		39,56%		37,51%		8,65%
13	I	38	37	233	63	27,04%	153	65,67%	62	26,61%	53	22,75%	98	42,06%	95	40,77%	21	9,01%
13	D	38	36	238	71	29,83%	155	65,13%	86	36,13%	47	19,75%	91	38,24%	88	36,97%	22	9,24%
14	I	38	36	241	73	30,29%	155	64,32%	87	36,10%	43	17,84%	96	39,83%	96	39,83%	21	8,71%
14	D	38	37	242	61	25,21%	162	66,94%	67	27,69%	52	21,49%	95	39,26%	98	40,50%	23	9,50%
15	D	38	47	244	67	27,46%	154	63,11%	94	38,52%	57	23,36%	97	39,75%	89	36,48%	27	11,07%
15	D	38	29	245	73	29,80%	149	60,82%	68	27,76%	45	18,37%	94	38,37%	76	31,02%	21	8,57%
16	I	38	29	245	81	33,06%	150	61,22%	69	28,16%	45	18,37%	99	40,41%	76	31,02%	20	8,16%
16	I	38	47	247	70	28,34%	153	61,94%	91	36,84%	53	21,46%	98	39,68%	87	35,22%	22	8,91%
17	D	38,5	41	247	62	25,10%	161	65,18%	89	36,03%	48	19,43%	90	36,44%	90	36,44%	21	8,50%
17	D	38,5	29	249	65	26,10%	160	64,26%	70	28,11%	50	20,08%	85	34,14%	105	42,17%	20	8,03%

18	I	38,5	41	249	65	26,10%	166	66,67%	89	35,74%	50	20,08%	101	40,56%	84	33,73%	20	8,03%
18	I	38,5	29	251	52	20,72%	162	64,54%	77	30,68%	45	17,93%	95	37,85%	95	37,85%	19	7,57%
		38,17				27,42%		64,15%		32,36%		20,07%		38,88%		36,83%		8,78%
19	D	39	44	247	67	27,13%	164	66,40%	90	36,44%	43	17,41%	102	41,30%	83	33,60%	24	9,72%
19	D	39	36	249	73	29,32%	155	62,25%	85	34,14%	45	18,07%	88	35,34%	83	33,33%	19	7,63%
20	I	39	44	249	72	28,92%	159	63,86%	75	30,12%	55	22,09%	103	41,37%	79	31,73%	22	8,84%
20	D	39	51	250	62	24,80%	159	63,60%	86	34,40%	55	22,00%	94	37,60%	92	36,80%	21	8,40%
21	I	39	34	252	66	26,19%	159	63,10%	88	34,92%	47	18,65%	105	41,67%	84	33,33%	23	9,13%
21	I	39	51	254	67	26,38%	153	60,24%	90	35,43%	47	18,50%	101	39,76%	89	35,04%	23	9,06%
22	I	39	36	255	74	29,02%	160	62,75%	86	33,73%	40	15,69%	102	40,00%	79	30,98%	20	7,84%
22	D	39	34	256	66	25,78%	164	64,06%	83	32,42%	53	20,70%	101	39,45%	85	33,20%	21	8,20%
23	I	39,5	27	253	73	28,85%	170	67,19%	85	33,60%	47	18,58%	104	41,11%	81	32,02%	20	7,91%
23	D	39,5	27	254	76	29,92%	163	64,17%	77	30,31%	52	20,47%	103	40,55%	82	32,28%	23	9,06%
		39,10				27,63%		63,76%		33,55%		19,22%		39,81%		33,23%		8,58%
24	D	40	26	249	70	28,11%	155	62,25%	90	36,14%	40	16,06%	101	40,56%	97	38,96%	21	8,43%
24	D	40	41	250	76	30,40%	154	61,60%	71	28,40%	52	20,80%	101	40,40%	85	34,00%	23	9,20%
25	I	40	26	251	65	25,90%	160	63,75%	87	34,66%	38	15,14%	106	42,23%	84	33,47%	19	7,57%
25	I	40	41	254	78	30,71%	160	62,99%	81	31,89%	43	16,93%	109	42,91%	82	32,28%	23	9,06%
26	I	40	29	256	45	17,58%	167	65,23%	70	27,34%	50	19,53%	98	38,28%	82	32,03%	20	7,81%
26	D	40	29	262	48	18,32%	161	61,45%	78	29,77%	55	20,99%	100	38,17%	85	32,44%	20	7,63%

27	D	40,5	39	240	63	26,25%	151	62,92%	86	35,83%	46	19,17%	93	38,75%	118	49,17%	23	9,58%
27	I	40,5	39	246	66	26,83%	152	61,79%	90	36,59%	47	19,11%	95	38,62%	100	40,65%	24	9,76%
28	D	40,5	38	248	63	25,40%	156	62,90%	86	34,68%	53	21,37%	98	39,52%	98	39,52%	21	8,47%
28	I	40,5	29	249	67	26,91%	160	64,26%	73	29,32%	45	18,07%	102	40,96%	83	33,33%	19	7,63%
29	I	40,5	38	250	79	31,60%	152	60,80%	88	35,20%	46	18,40%	104	41,60%	93	37,20%	20	8,00%
29	D	40,5	29	251	68	27,09%	159	63,35%	76	30,28%	48	19,12%	101	40,24%	83	33,07%	19	7,57%
30	D	40,5	36	262	72	27,48%	161	61,45%	80	30,53%	54	20,61%	99	37,79%	96	36,64%	19	7,25%
30	I	40,5	36	264	70	26,52%	154	58,33%	78	29,55%	55	20,83%	96	36,36%	96	36,36%	19	7,20%
		40,29				26,36%		62,36%		32,16%		19,01%		39,74%		36,37%		8,23%
31	D	41	43	253	77	30,43%	166	65,61%	95	37,55%	48	18,97%	100	39,53%	98	38,74%	22	8,70%
31	I	41	43	255	72	28,24%	163	63,92%	97	38,04%	50	19,61%	103	40,39%	100	39,22%	20	7,84%
32	D	41	51	259	78	30,12%	160	61,78%	99	38,22%	60	23,17%	101	39,00%	99	38,22%	26	10,04%
32	I	41	30	259	82	31,66%	161	62,16%	80	30,89%	48	18,53%	110	42,47%	90	34,75%	24	9,27%
33	D	41	30	261	77	29,50%	159	60,92%	79	30,27%	55	21,07%	106	40,61%	85	32,57%	26	9,96%
33	I	41	51	268	69	25,75%	167	62,31%	89	33,21%	62	23,13%	110	41,04%	90	33,58%	27	10,07%
		41,00				29,28%		62,78%		34,70%		20,75%		40,51%		36,18%		9,31%
34	D	42	28	250	79	31,60%	165	66,00%	79	31,60%	58	23,20%	103	41,20%	87	34,80%	25	10,00%
34	I	42	28	254	85	33,46%	163	64,17%	80	31,50%	58	22,83%	113	44,49%	90	35,43%	27	10,63%
35	D	42	27	259	77	29,73%	159	61,39%	92	35,52%	55	21,24%	111	42,86%	120	46,33%	23	8,88%
35	I	42	61	264	73	27,65%	175	66,29%	102	38,64%	55	20,83%	103	39,02%	103	39,02%	22	8,33%

36	I	42	27	264	78	29,55%	160	60,61%	85	32,20%	62	23,48%	106	40,15%	120	45,45%	19	7,20%
36	D	42	61	266	65	24,44%	172	64,66%	86	32,33%	54	20,30%	104	39,10%	96	36,09%	21	7,89%
37	I	42,5	43	256	65	25,39%	165	64,45%	88	34,38%	60	23,44%	102	39,84%	100	39,06%	24	9,38%
37	D	42,5	43	260	63	24,23%	162	62,31%	84	32,31%	58	22,31%	107	41,15%	97	37,31%	24	9,23%
38	D	42,5	32	266	68	25,56%	180	67,67%	99	37,22%	52	19,55%	115	43,23%	101	37,97%	24	9,02%
38	I	42,5	32	266	68	25,56%	180	67,67%	99	37,22%	53	19,92%	120	45,11%	103	38,72%	22	8,27%
39	D	42,5	35	269	76	28,25%	169	62,83%	83	30,86%	44	16,36%	110	40,89%	100	37,17%	23	8,55%
39	I	42,5	35	271	80	29,52%	171	63,10%	100	36,90%	38	14,02%	110	40,59%	100	36,90%	20	7,38%
		42,25				27,91%		64,26%		34,22%		20,62%		41,47%		38,69%		8,73%
40	D	43	26	264	75	28,41%	164	62,12%	86	32,58%	53	20,08%	109	41,29%	95	35,98%	21	7,95%
40	I	43	26	264	75	28,41%	167	63,26%	97	36,74%	55	20,83%	103	39,02%	95	35,98%	20	7,58%
41	D	43	37	271	74	27,31%	171	63,10%	100	36,90%	45	16,61%	105	38,75%	108	39,85%	24	8,86%
41	I	43	41	275	78	28,36%	178	64,73%	100	36,36%	52	18,91%	113	41,09%	98	35,64%	24	8,73%
42	I	43	37	276	76	27,54%	181	65,58%	100	36,23%	45	16,30%	100	36,23%	110	39,86%	22	7,97%
42	D	43	41	276	78	28,26%	169	61,23%	97	35,14%	45	16,30%	105	38,04%	100	36,23%	22	7,97%
43	I	43,5	47	275	68	24,73%	177	64,36%	107	38,91%	64	23,27%	112	40,73%	97	35,27%	22	8,00%
43	D	43,5	47	277	62	22,38%	180	64,98%	97	35,02%	60	21,66%	112	40,43%	85	30,69%	21	7,58%
		43,13				26,92%		63,67%		35,99%		19,25%		39,45%		36,19%		8,08%
44	D	44	28	268	78	29,10%	177	66,04%	90	33,58%	66	24,63%	115	42,91%	115	42,91%	30	11,19%
44	D	44	38	276	63	22,83%	174	63,04%	96	34,78%	57	20,65%	122	44,20%	108	39,13%	23	8,33%

45	I	44	38	279	76	27,24%	172	61,65%	90	32,26%	55	19,71%	121	43,37%	98	35,13%	22	7,89%
45	I	44	28	279	83	29,75%	185	66,31%	96	34,41%	47	16,85%	117	41,94%	115	41,22%	25	8,96%
46	D	44	36	279	69	24,73%	183	65,59%	98	35,13%	60	21,51%	110	39,43%	100	35,84%	22	7,89%
46	I	44	36	280	74	26,43%	180	64,29%	88	31,43%	60	21,43%	118	42,14%	100	35,71%	21	7,50%
47	D	44,5	35	282	87	30,85%	176	62,41%	110	39,01%	55	19,50%	120	42,55%	100	35,46%	30	10,64%
47	I	44,5	35	285	85	29,82%	180	63,16%	100	35,09%	53	18,60%	117	41,05%	98	34,39%	31	10,88%
		44,13				27,59%		64,06%		34,46%		20,36%		42,20%		37,47%		9,16%
48	I	45	38	284	75	26,41%	180	63,38%	109	38,38%	55	19,37%	124	43,66%	100	35,21%	24	8,45%
48	D	45	38	285	84	29,47%	185	64,91%	106	37,19%	55	19,30%	119	41,75%	100	35,09%	30	10,53%
49	D	45	62	285	65	22,81%	174	61,05%	86	30,18%	60	21,05%	103	36,14%	106	37,19%	17	5,96%
49	I	45	62	287	65	22,65%	180	62,72%	100	34,84%	55	19,16%	104	36,24%	105	36,59%	19	6,62%
50	D	46	59	289	75	25,95%	187	64,71%	92	31,83%	57	19,72%	120	41,52%	104	35,99%	27	9,34%
50	I	46	59	291	85	29,21%	184	63,23%	111	38,14%	54	18,56%	131	45,02%	100	34,36%	24	8,25%
		45,33				26,08%		63,33%		35,10%		19,53%		40,72%		35,74%		8,19%

	DIST. INICIO ARCO	% SOBRE LONGITUD	DIST. FINAL ARCO	% SOBRE LONGITUD	DIST. ESCAFOIDES	% SOBRE LONGITUD	ALT. ESCAFOIDES	% SOBRE LONGITUD	DIST. ALTO EMPEINE	% SOBRE LONGITUD	ALT EMPEINE	% SOBRE LONGITUD	ALTHALLUX	% SOBRE LONGITUD
MÍNIMO		17,58%		60,61%		26,61%		14,02%		36,14%		30,69%	17	0
MÁXIMO		33,75%		66,94%		39,15%		24,63%		45,11%		35,27%	31	14
DIF/2		8,09%		3,17%		6,27%		5,30%		4,48%		40,43%		

RESULTADOS TODOS LO USUARIOS	DIST. INICIO ARCO	% SOBRE LONGITUD	DIST. FINAL ARCO	% SOBRE LONGITUD	DIST. ESCAFOIDES	% SOBRE LONGITUD	ALT. ESCAFOIDES	% SOBRE LONGITUD	DIST. ALTO EMPEINE	% SOBRE LONGITUD	ALT EMPEINE	% SOBRE LONGITUD	ALTHALLUX	% SOBRE LONGITUD
Promedio	70,04	27,54%	162,23	63,74%	86,68	34,02%	50,07	19,66%	101,84	39,96%	93,11	36,59%	21,90	8,61%
Desviación Estándar		2,86%		1,88%		3,21%		2,19%		2,34%		3,42%		0,98%

RESULTADO MUJERES	DIST. INICIO ARCO	% SOBRE LONGITUD	DIST. FINAL ARCO	% SOBRE LONGITUD	DIST. ESCAFOIDES	% SOBRE LONGITUD	ALT. ESCAFOIDES	% SOBRE LONGITUD	DIST. ALTO EMPEINE	% SOBRE LONGITUD	ALT EMPEINE	% SOBRE LONGITUD	ALTHALLUX	% SOBRE LONGITUD
Promedio		26,77%		63,90%		32,60%		19,51%		39,01		35,25%		8,44%
Desviación Estándar		2,44%		0,49%		2,35%		0,43%		0,98%		2,16%		0,45%

RESULTADO HOMBRES	DIST. INICIO ARCO	% SOBRE LONGIT UD	DIST. FINAL ARCO	% SOBRE LONGIT UD	DIS T. ESC AFO IDE S	% SOBRE LONGIT UD	ALTU RA ESCA FOIDE S	% SOBRE LONGIT UD	DISTAN CIA ALTO EMPEIN E	% SOBRE LONGIT UD	ALT. EMPEIN E	% SOBRE LONGIT UD	ALTH ALLU X	% SOBRE LONGIT UD
Promedio		27,62%		63,33%		34,63%		19,89%		40,70%		37,02%		8,65%
Desviación Estándar		1,08%		0,89%		0,88%		0,79%		1,01%		1,16%		0,51%

ANEXO VIII: Base de datos y resultados del escáner 3D

SEXO	TALLA	LONG.TOTAL	DIST.INICIO ALI	DIST.FINAL.ALI	ALT.ESCAFOIDES	DIST. ALTO. ESCAFO	ALT.EMPEINE	ALT. HALLUX
M	36	226,0	72,6	161,4	46	64,0	69,3	21,4
M	37	234,5	70,8	171,8	32	72,6	56,5	20,6
M	37	235,6	67,1	168,8	45	65,1	67,0	19,2
M	37	235,7	69,9	168,6	41	72,0	67,9	19,6
M	37	233,0	70,9	172,7	41	68,9	65,8	21,1
M	37	234,9	72,7	175,5	40	67,4	64,0	19,2
M	37	235,2	68,6	163,1	42	70,8	64,6	25,1
M	37	233,7	68,4	174,6	38	70,8	65,6	25,4
M	37	235,8	67,7	168,1	38	73,9	66,4	20,9
M	37	233,2	68,5	167,3	38	67,4	70,7	20,7
M	37	235,0	66,1	170,5	39	63,5	65,5	19,7
M	38	237,7	66,8	171,7	40	71,8	68,0	23,0
M	38	238,7	59,0	177,0	31	62,4	58,3	27,2
M	38	241,6	63,9	173,1	38	64,7	62,4	18,4

M	38	242,2	71,4	178,9	35	67,8	63,8	20,2
M	38	238,7	67,2	178,7	43	68,1	69,8	24,1
M	38	236,9	74,1	171,6	44	73,4	65,2	18,9
M	38	240,3	67,1	173,6	32	68,7	62,2	21,2
M	38	241,9	57,4	172,8	39	61,7	65,0	21,3
M	38	241,0	71,3	172,6	39	75,6	67,7	19,4
M	38	242,9	75,1	175,9	39	80,2	61,4	20,1
M	38	239,0	70,0	172,5	35	70,3	64,4	21,8
M	38	240,9	71,0	176,0	38	67,4	62,1	22,0
M	38	238,5	90,2	172,8	38	76,0	68,5	23,4
M	38	237,0	72,0	174,5	39	76,0	62,3	24,4
M	38	240,5	70,2	177,7	39	69,2	63,4	24,8
M	38	239,7	73,9	180,6	44	68,1	72,7	21,4
M	38	240,0	58,1	176,6	40	69,7	62,6	19,3
M	38	239,7	58,6	174,0	48	68,2	67,9	20,8
M	39	249,6	58,1	179,0	45	74,7	64,3	19,1
M	39	244,5	55,0	182,1	41	64,2	60,0	20,4

M	39	247,3	79,7	174,5	40	81,4	64,4	24,0
M	39	248,6	68,1	183,1	34	68,5	61,6	19,0
M	39	246,1	70,0	179,0	40	78,2	64,3	23,4
M	39	245,6	69,1	177,1	37	81,9	60,8	23,8
M	39	247,3	64,7	177,2	40	73,1	64,9	23,0
M	39	247,8	55,6	180,4	30	68,1	59,9	21,2
M	39	249,1	72,1	180,5	44	67,4	67,9	19,8
M	39	249,5	57,2	184,9	41	66,4	60,6	19,3
M	39	244,3	73,9	176,8	44	67,2	61,5	19,3
M	39	243,5	67,6	178,8	39	68,9	62,8	17,4
M	39	244,0	70,7	177,3	35	70,7	59,3	20,3
M	39	245,7	58,6	181,3	35	69,7	60,3	21,9
M	40	250,7	62,1	185,7	39	77,9	65,3	22,3
M	40	253,0	63,6	184,9	36	65,4	62,8	20,2
M	40	255,2	66,2	186,5	26	72,0	59,8	23,2
M	40	255,1	63,8	186,7	34	79,7	61,8	23,2
M	41	257,6	66,9	189,4	44	72,3	68,2	20,7

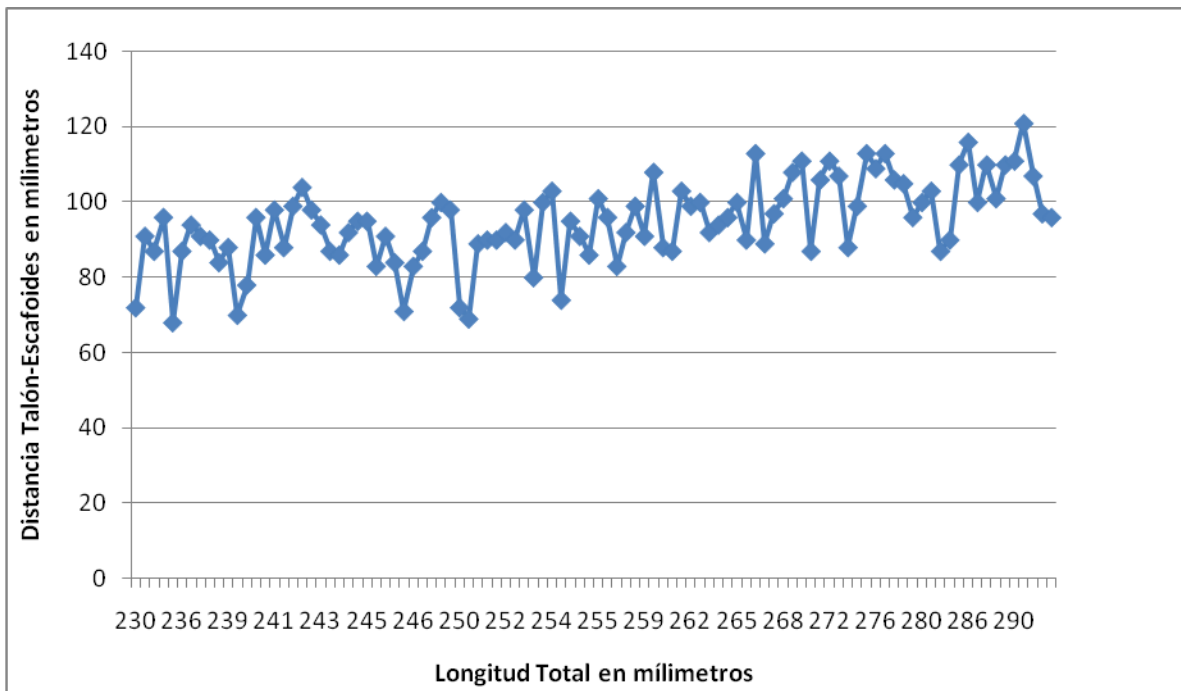
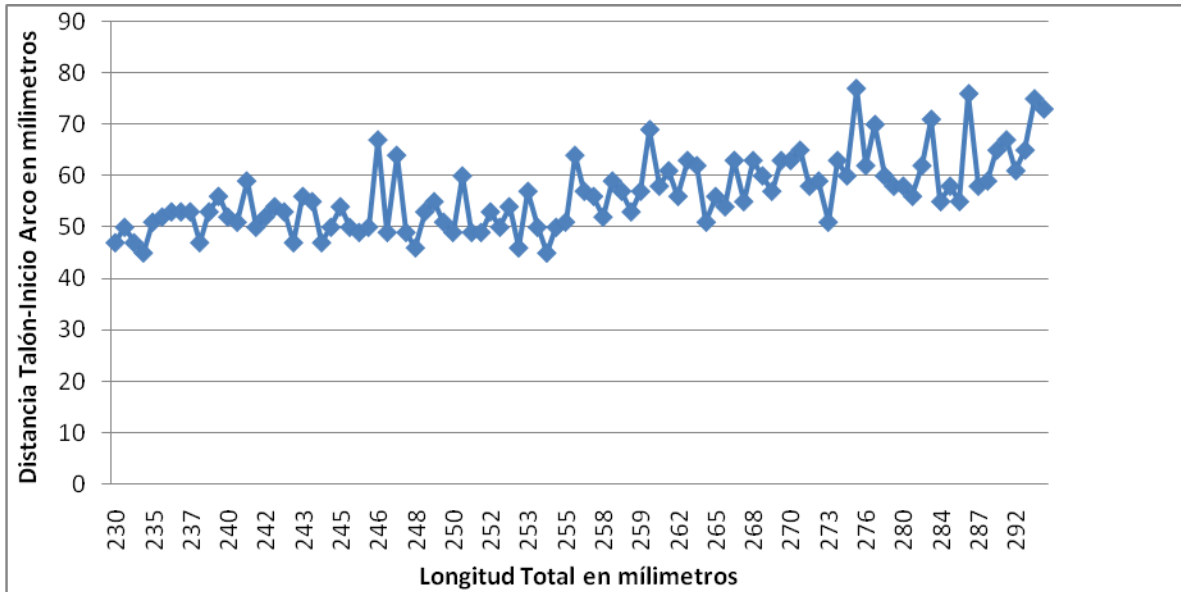
H	42	264,0	63,5	194,6	49	64,3	68,5	24,3
H	42	266,5	59,3	192,5	39	56,5	72,7	25,5
H	42	265,8	61,4	192,4	56	62,4	78,8	24,3
H	42	264,1	62,8	191,8	47	63,8	71,8	18,5
H	42	265,7	64,8	194,8	51	67,0	74,7	26,6
H	42	264,0	66,2	194,5	45	69,8	64,7	19,6
H	42	268,8	62,0	201,5	42	65,3	67,8	24,1
H	42	265,3	58,0	195,2	40	65,2	65,1	19,1
H	42	267,9	61,9	191,7	35	65,0	68,1	21,1
H	42	269,8	58,8	194,7	51	61,4	68,7	21,6
H	42	266,7	66,4	191,0	49	68,2	81,4	32,4
H	42	264,5	58,5	187,5	46	64,6	68,9	22,3
H	42	264,1	70,2	195,8	42	70,7	70,8	25,1
H	42	266,4	58,0	196,7	40	59,9	73,9	26,2
H	42	266,6	66,9	193,5	44	61,8	73,1	22,0
H	42	264,6	62,3	199,3	47	68,5	79,7	23,2
H	42	268,6	58,0	199,4	35	63,4	64,0	23,7

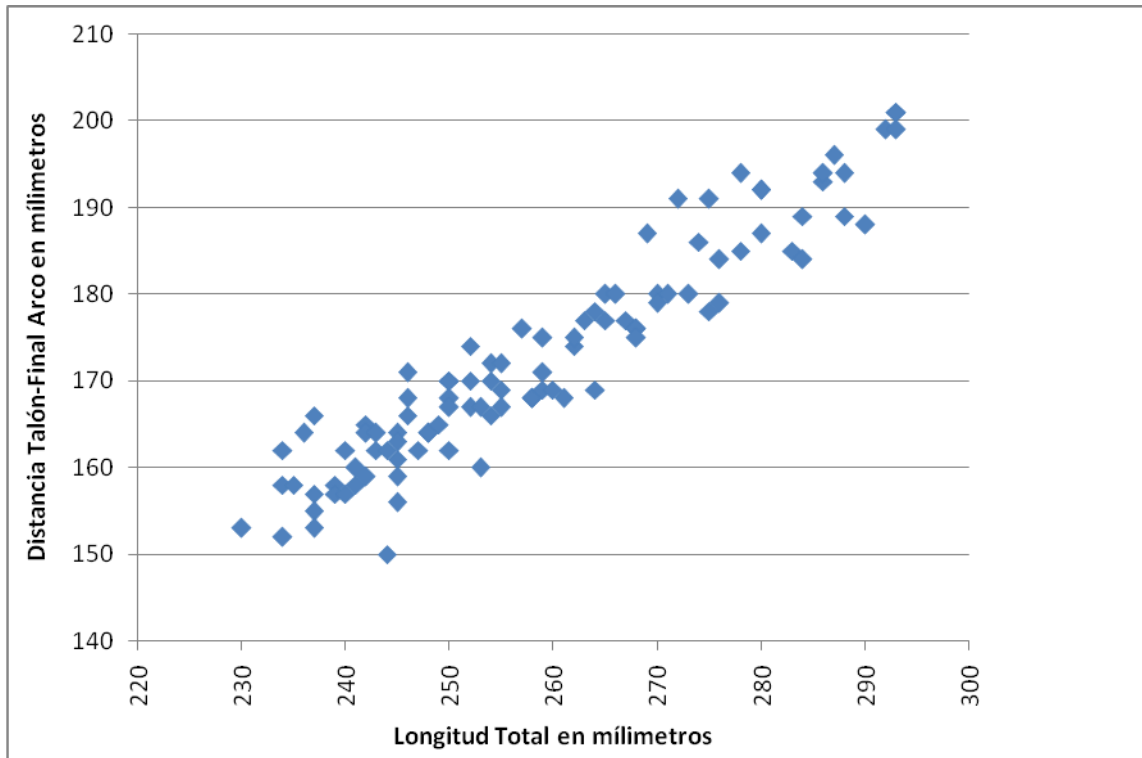
H	42	266,8	64,0	194,5	39	62,8	66,4	22,0
H	42	266,5	52,6	192,8	34	60,3	68,9	25,0
H	42	268,0	70,9	190,9	44	68,5	68,1	23,8
H	43	274,0	65,7	205,2	40	68,0	69,3	25,0
H	43	273,9	55,1	202,8	44	58,3	73,2	25,7
H	43	276,1	64,6	200,5	32	60,0	62,4	21,7
H	43	270,0	58,1	200,2	46	64,4	72,0	23,1
H	43	270,2	64,2	195,9	47	67,7	77,9	23,5
H	43	275,2	55,5	198,3	53	61,6	73,4	23,0
H	43	271,1	66,8	199,0	30	65,8	61,7	21,6
H	43	275,3	59,6	204,5	48	64,0	75,6	24,5
H	43	276,4	63,8	202,7	46	60,8	72,3	28,0
H	43	270,6	64,5	197,5	42	65,6	67,4	22,8
H	43	272,7	56,5	199,5	51	64,4	78,2	25,3
H	43	274,0	60,9	201,1	53	64,9	81,9	26,1
H	43	274,6	63,5	197,9	34	62,1	70,8	25,1
H	43	275,1	59,1	197,2	40	65,5	67,4	22,0

H	43	276,3	65,0	200,1	40	69,3	67,4	18,9
H	43	270,8	57,8	196,9	35	60,6	68,1	21,8
H	43	270,3	59,0	200,2	35	62,3	63,5	26,0
H	43	273,0	64,0	205,0	43	59,3	76,0	23,2
H	43	272,4	65,5	190,8	39	62,6	69,2	23,9
H	43	271,4	67,1	199,8	35	67,9	67,2	23,2
H	43	272,7	75,2	199,1	43	73,2	69,7	22,2
H	44	278,4	64,5	202,9	45	67,9	72,6	23,6
H	44	279,9	51,2	211,5	36	62,2	64,2	21,1
H	44	277,6	65,4	202,3	42	64,3	68,5	21,2
H	44	279,8	62,9	201,6	61	62,8	80,2	25,5
H	44	281,6	57,4	209,5	40	66,4	65,4	22,7
H	44	279,4	57,9	204,6	40	59,8	70,3	22,8
H	44	276,8	62,4	201,6	43	67,9	72,0	25,2
H	44	278,7	61,3	199,7	52	61,5	67,4	21,3
H	44	278,0	74,9	208,2	50	72,7	76,0	23,7
H	44	281,7	61,2	207,0	41	69,3	70,7	25,0

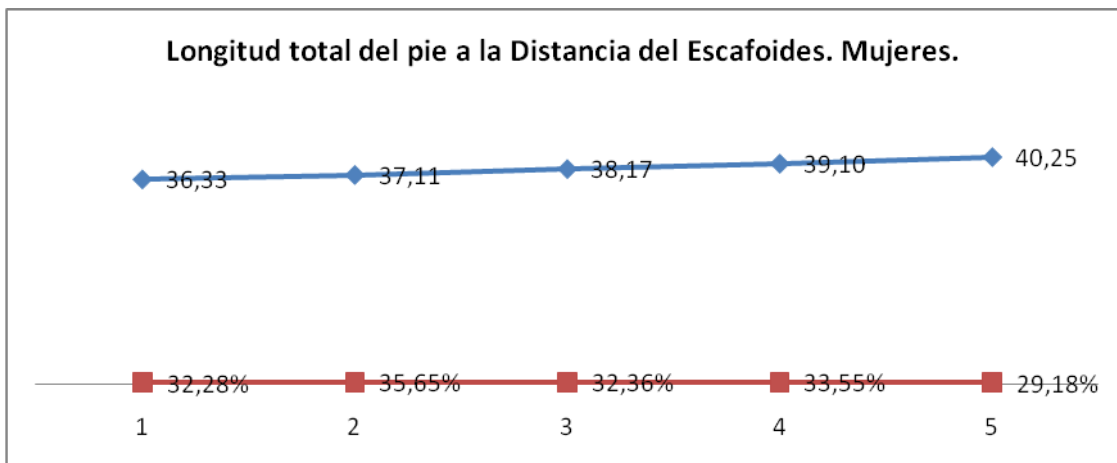
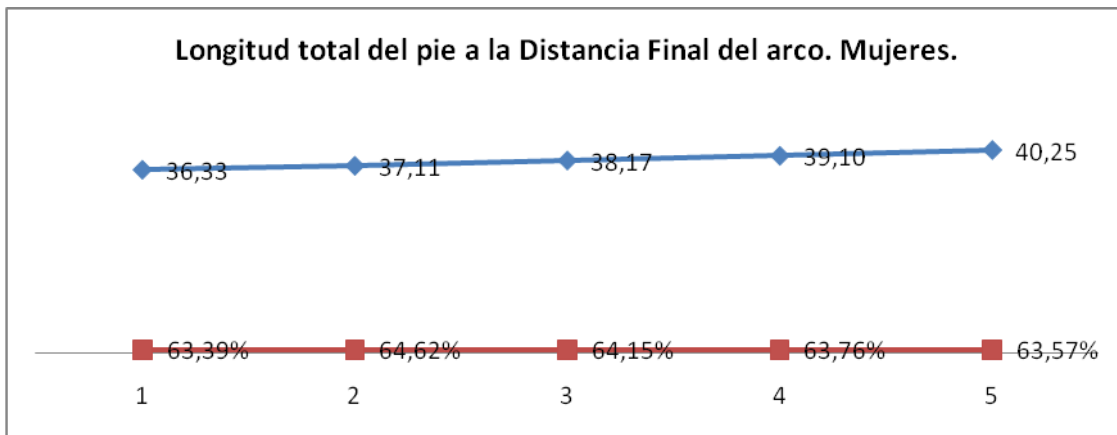
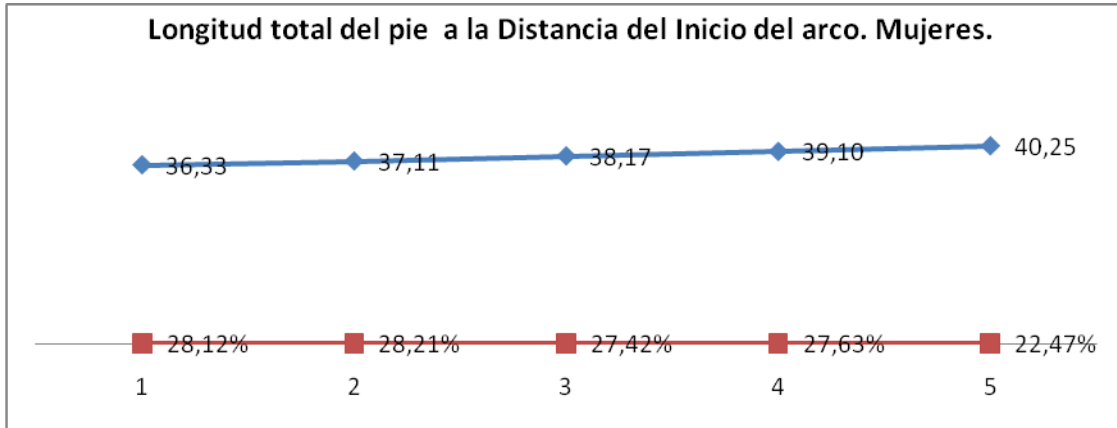
H	44	282,3	65,0	209,9	43	72,7	68,2	24,1
H	44	278,4	72,2	204,2	48	78,8	69,7	24,8
PROMEDIO MUJER		242,0	67,6= 27,93%	176,2=72,8%	39=16,11%	70,5=29,13%	64,226,52%	21,4=8,84%
PROMEDIO HOMBRES		272,0	62,5=22,97%	198,9=73,12%	43	65,0=23,89%	70,7	23,5
PROMEDIO TOTAL		257,5	65,0=25,24%	188,0=73%	41	67,6=26,25%	67,6	22,5

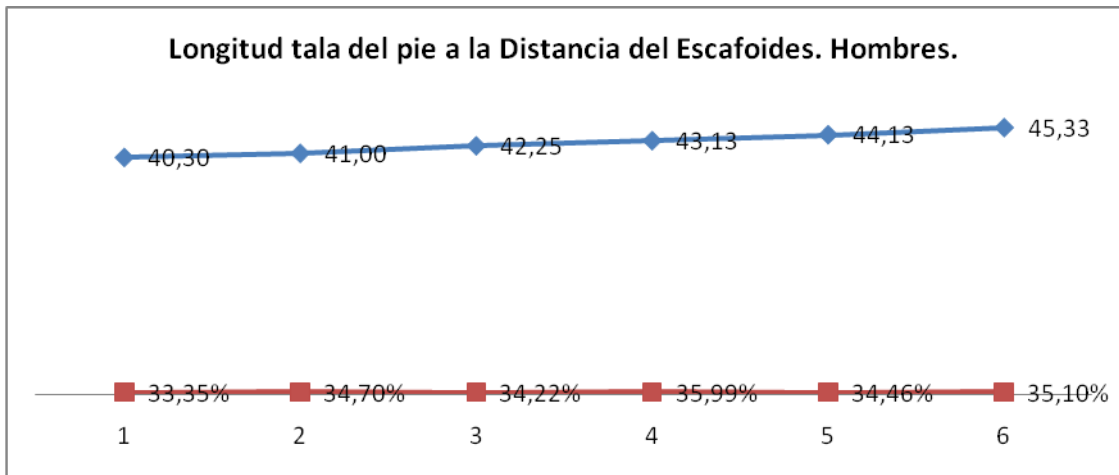
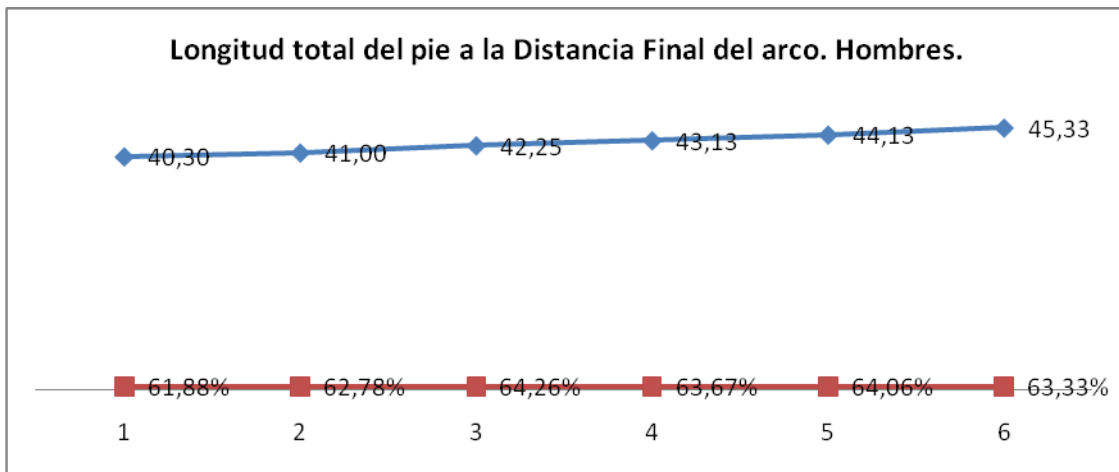
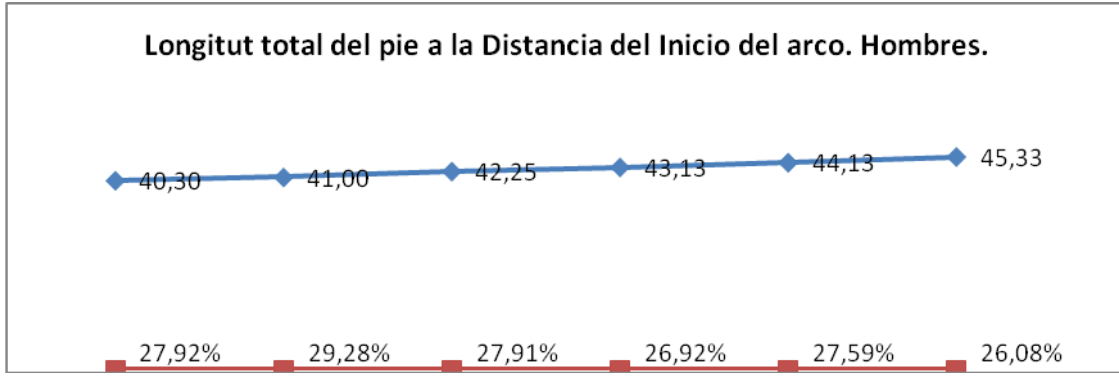
ANEXO IX: Estadística de las variables de pedigráfica.



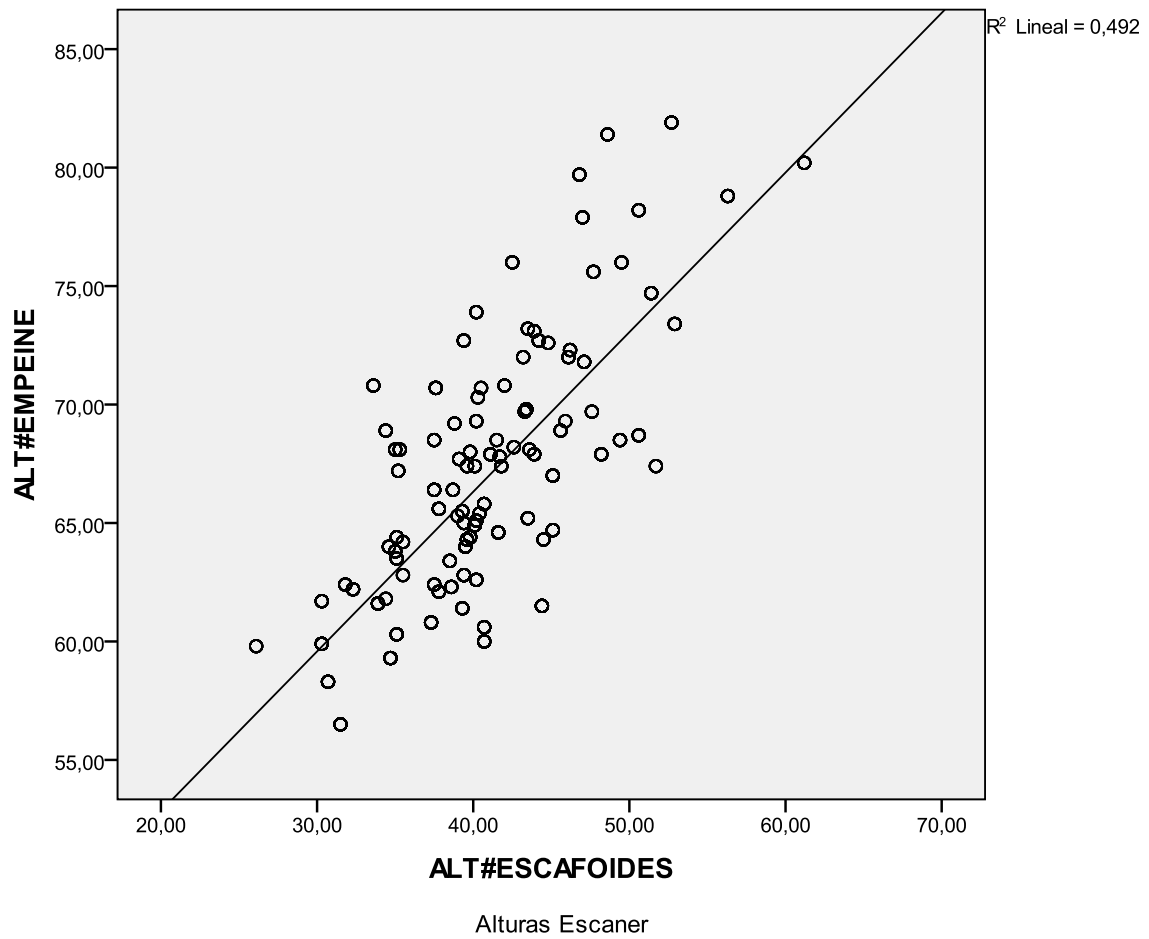


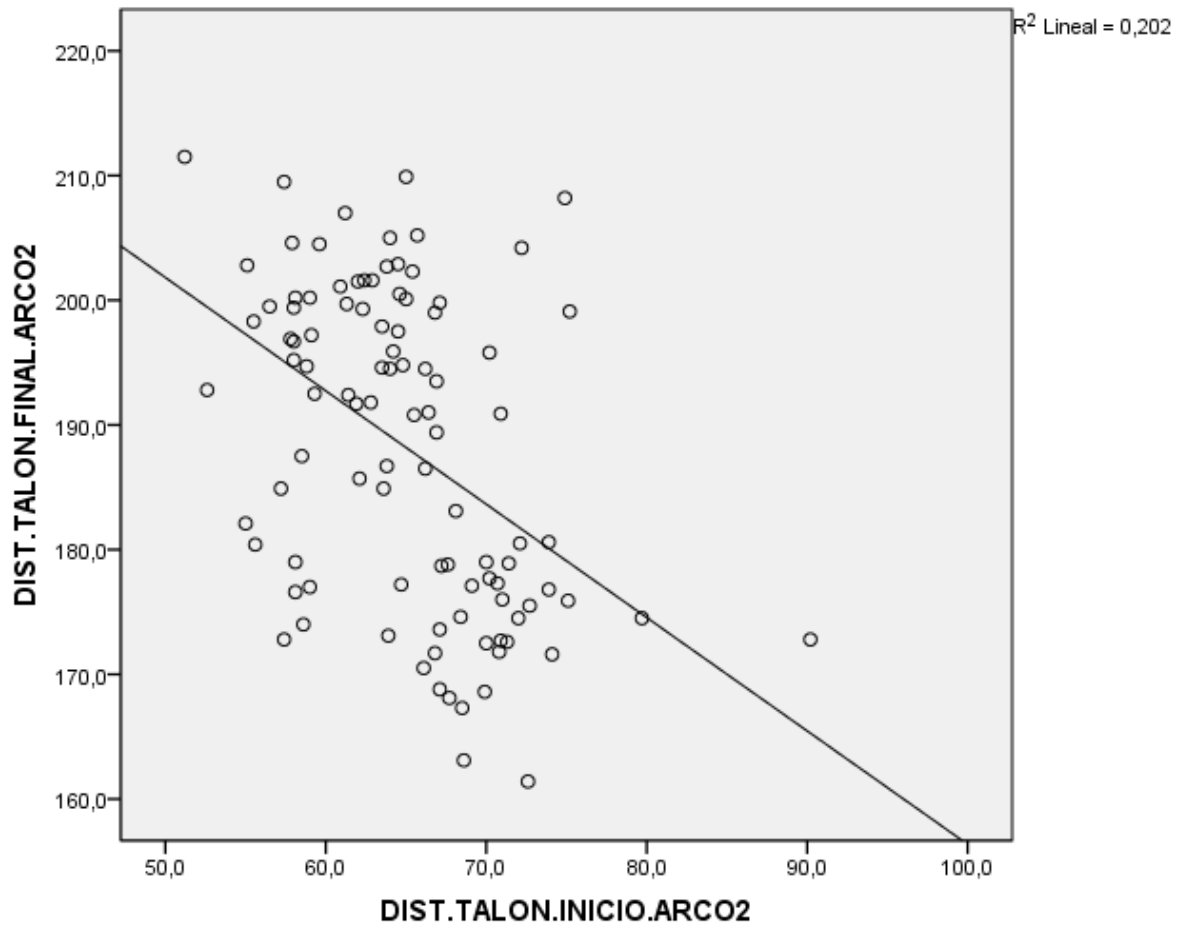
ANEXO X: Estadística de las variables podometría

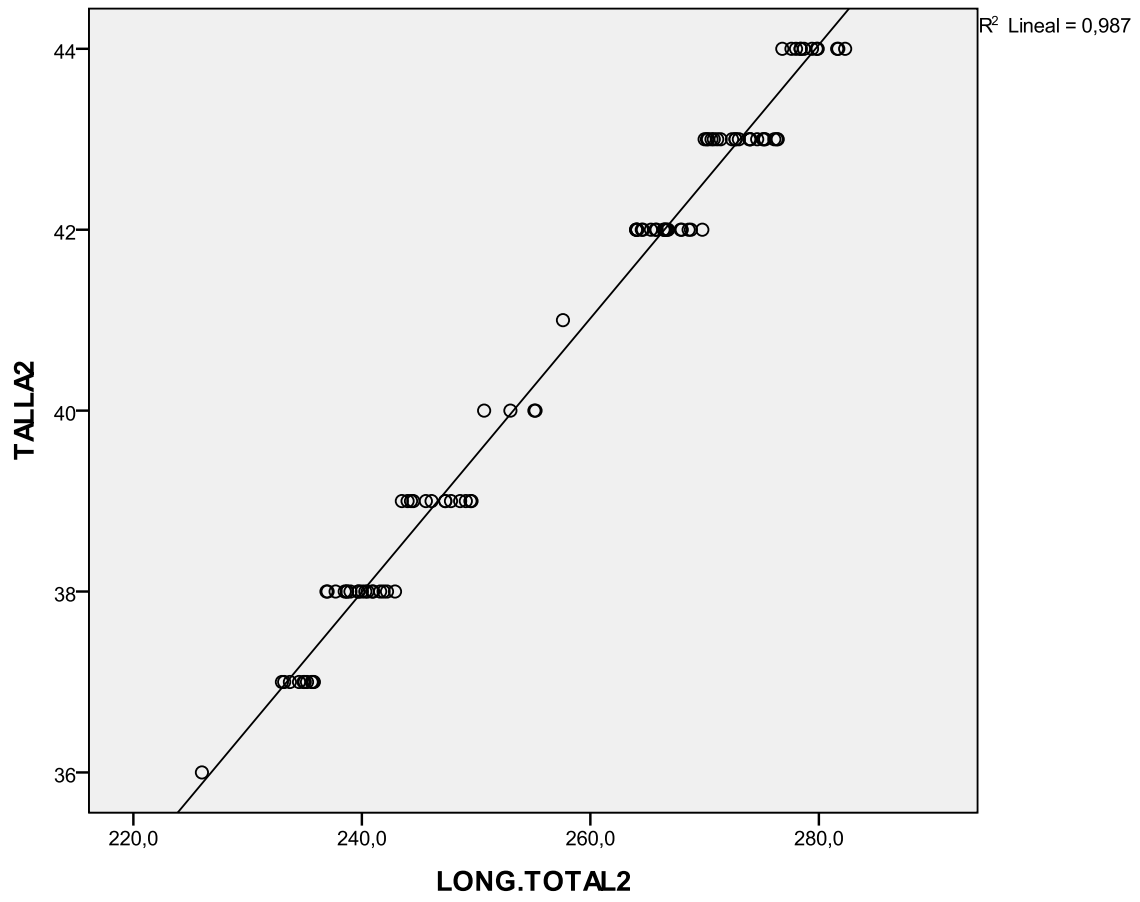




ANEXO XI: Estadística variables escáner 3D.



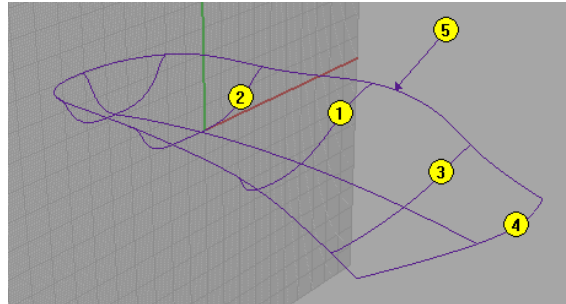




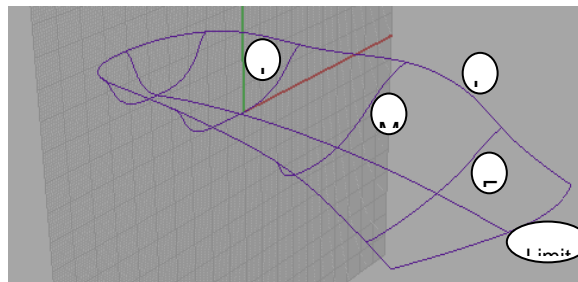
ANEXO XII: Unificación de nombres para las variables digitales.

Todas las secciones pasan a denominarse con letras en lugar de con números:

Denominación original:



Denominación final:



1. Sección de la altura máxima del soporte de arco (Sección M)
2. Sección de inicio del soporte de arco (Sección I)
3. Sección final del soporte de arco (Sección F)
4. Límite de la plantilla (Sección Límite)
5. Curva 3D del límite superior o longitudinal (Sección L)

Todos los puntos contenidos en la curva longitudinal (L) son extremos de las secciones en la dirección perpendicular, por tanto en la nomenclatura los números también pasan a convertirse en letras:

Original	Final	Original
L_h2	L_hI	I_y5p (I_y5p_esc)
L_h4	L_hF	F_y5p (F_y5p_esc)
L_h4-50	L_hF50	
L_h4-75	L_hF75	
L_ps3	L_psM	

En las tablas de datos de cada sección transversal (M, I, y F) los puntos que se nombran en la tabla anterior, es decir, sus extremos superiores, han sido denominados utilizando el número 5. Para unificar códigos, se cambiará la denominación a la que aparece en la tabla anterior, quedando los nombres de los puntos en cuestión con la nomenclatura que aparece en la tercera columna.

HOMBRES T43 AA LP

Posición de las secciones

Se propone situar la **sección de inicio del arco (I)** a 45 mm de la sección de altura máxima del arco.

Se propone situar la **sección de final de arco (F)** a 45 mm de la sección de altura máxima del arco.

La sección que define **la cazoleta** se situará a 30 mm del punto más prominente del talón.

Sección media del arco (M)

Rango posición de la sección (LpsM):

Min: 90 mm

Max: 125 mm

No se divide en dos grupos. A continuación se muestran las fórmulas necesarias para calcular las variables de la plantilla:

PASO 1: Calcular x_{1p} situando las secciones del pie a partir del punto de inicio del pie obtenido con la intersección de un plano a 1.8 mm del suelo.

PARAMETRO	FORMULA	
M_{x1p}	$30.002 + 0.405 * M_{x6pie} + 1.518 * M_{y4pie}$	$R_c^2 = 0.781$

Rango:

Min: 32 mm

Max: 60 mm

PASO 2: Reconstrucción de la curva de la plantilla situando las secciones tanto del pie como de la plantilla a partir de x_{1p} .

PARAMETRO	FORMULA	
M_{y4p}	$0.282 + 0.262 * M_{y5p}$	$R^2 = 0.729$
M_{y3p}	$0.230 + 0.571 * M_{y5p}$	$R_c^2 = 0.930$
M_{y2p}	$0.019 + 0.828 * M_{y5p}$	$R_c^2 = 0.985$
M_{y5p}	$11.687 + 0.918 * M_{y2pie}$	$R_c^2 = 0.908$

Sección longitudinal del arco

PARAMETRO	FORMULA	
L_{hl}	$5.352 + 0.389 * M_{y5p} + 0.043 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.962$
L_{hF}	$15.362 + 0.624 * M_{y5p} - 0.157 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.915$
L_{hF50}	$10.039 + 0.317 * M_{y5p} - 0.099 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.826$
L_{hF75}	$5.700 + 0.158 * M_{y5p} - 0.055 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.758$

Sección inicial del arco (I)

PASO 1: Calcular x_{1p} situando las secciones del pie a partir del punto de inicio del pie obtenido con la intersección de un plano a 1.8 mm del suelo.

PARAMETRO	FORMULA	
I_{x1p}	$9.083 + 0.175 * L_{pM} + 0.315 * I_{x6pie}$	$R_c^2 = 0.291$

PASO 2: Reconstrucción de la curva de la plantilla situando las secciones tanto del pie como de la plantilla a partir de x_{1p} .

PARAMETRO	FORMULA	
I_{y4p}	$-0.112 + 0.115 * L_{hl} + 0.009 * I_{y3pie}$	$R^2 = 0.272$
I_{y3p}	$1.139 + 0.363 * L_{hl} + 0.029 * I_{y3pie}$	$R_c^2 = 0.368$
I_{y2p}	$2.066 + 0.637 * L_{hl}$	$R_c^2 = 0.717$

Sección final del arco

PASO 1: Calcular x_{1p} situando las secciones del pie a partir del punto de inicio del pie obtenido con la intersección de un plano a 1.8 mm del suelo.

PARÁMETRO	FORMULA	
F_{x1p}	$28.463 + 0.356 * F_{x6pie} + 0.782 * F_{y2pie}$	$R_c^2 = 0.764$

PASO 2: Reconstrucción de la curva de la plantilla situando las secciones tanto del pie como de la plantilla a partir de x_{1p} .

PARÁMETRO	FORMULA	
F_{y4p}	$-1.512 + 0.180 * L_{hF} + 0.186 * F_{y4pie} + 0.126 * F_{y3pie} + 0.013 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.873$
F_{y3p}	$0.313 + 0.5079 * L_{hF} + 0.161 * F_{y3pie}$	$R_c^2 = 0.951$
F_{y2p}	$0.139 + 0.792 * L_{hF} + 0.135 * F_{y3pie} - 0.112 * F_{y4pie}$	$R_c^2 = 0.988$

MUJERES TALLA 38**Posición de las secciones**

Se propone situar la **sección de inicio del arco (I)** a 31 mm de la sección de altura máxima del arco.

Se propone situar la **sección de final de arco (F)** a 31 mm de la sección de altura máxima del arco.

La sección que define **la cazoleta** se situará a **26 mm** del punto más prominente del talón.

Sección media del arco (M)

Rango posición de la sección (LpsM):

Min: 88mm

Max: 103mm

No se divide en dos grupos. A continuación se muestran las fórmulas necesarias para calcular las variables de la plantilla:

PASO 1: Calcular x1p situando las secciones del pie a partir del punto de inicio del pie obtenido con la intersección de un plano a 1.8 mm del suelo.

PARAMETRO	FORMULA	
M_x1p	$30.289 + 0.453 * M_{x6pie}$	$R_c^2 = 0.537$

Rango:

Min: 35 mm

Max: 45 mm

PASO 2: Reconstrucción de la curva de la plantilla situando las secciones tanto del pie como de la plantilla a partir de x1p.

PARAMETRO	FORMULA	
M_y4p	$2.142 + 0.331 * M_{y5p} - 0.059 * M_{x1p}$	$R^2 = 0.824$
M_y3p	$0.569 + 0.595 * M_{y5p}$	$R_c^2 = 0.954$
M_y2p	$0.264 + 0.840 * M_{y5p}$	$R_c^2 = 0.991$
M_y5p	$-0.135 - 0.333 * M_{x1p} - 0.728 * M_{x6pie} + 2.639 * M_{y2pie} + 1.121 * M_{y3pie}$	$R_c^2 = 0.801$

Sección longitudinal del arco

PARAMETRO	FORMULA	
L_hl	$-2.030 + 0.711 * M_{y5p} + 0.053 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.979$
L_hF	$17.570 + 0.647 * M_{y5p} - 0.175 * L_{psM}$	$R_c^2 = 0.966$

Sección inicial del arco (I)

PASO 1: Calcular x1p situando las secciones del pie a partir del punto de inicio del pie obtenido con la intersección de un plano a 1.8 mm del suelo.

PARAMETRO	FORMULA	
I_x1p	$22.307 + 0.983 * I_{x6pie}$	$R_c^2 = 0.585$

PASO 2: Reconstrucción de la curva de la plantilla situando las secciones tanto del pie como de la plantilla a partir de x1p.

PARAMETRO	FORMULA	
I_y4p	$-0.166 + 0.273 * L_{hl}$	$R^2 = 0.768$
I_y3p	$0.290 + 0.561 * L_{hl}$	$R_c^2 = 0.932$
I_y2p	$0.439 + 0.803 * L_{hl}$	$R_c^2 = 0.990$

Sección final del arco

PASO 1: Calcular x_{1p} situando las secciones del pie a partir del punto de inicio del pie obtenido con la intersección de un plano a 1.8 mm del suelo.

PARÁMETRO	FORMULA	
F_{x1p}	$22.562 + 0.953 * F_{x6pie} - 1.716 * F_{y4pie}$	$R_c^2 = 0.724$

PASO 2: Reconstrucción de la curva de la plantilla situando las secciones tanto del pie como de la plantilla a partir de x_{1p} .

PARÁMETRO	FORMULA	
F_{y4p}	$2.642 + 0.297 * L_{hF} - 0.103 * F_{x1p} + 0.091 * F_{x6pie} - 0.134 * F_{y2pie}$	$R_c^2 = 0.779$
F_{y3p}	$0.604 + 0.566 * L_{hF} + 0.308 * F_{y4pie}$	$R_c^2 = 0.898$
F_{y2p}	$0.665 + 0.811 * L_{hF}$	$R_c^2 = 0.920$

ANEXO XIII Test de confort inicial.**TEST DE CONFORT INICIAL****P1.** Indique la talla de calzado que utiliza habitualmente:

Hombre: 41 42 43 44 Otra
talla:_____

Mujer: 36 37 38 39 Otra
talla:_____

Confort térmico**P2.** ¿Habitualmente cómo le parece que tiene los pies?

Muy fríos Algo fríos Neutral Algo calientes
Muy calientes

P3. ¿Sufre de pies fríos? Sí No**P4.** ¿Le sudan habitualmente los pies?

Mucho Un poco Nada

**Las siguientes preguntas se realizan con una plantilla de muestra en mano para mostrar los elementos descritos.*

Preferencia inicial plantilla personalizada**P5.** ¿Qué preferencia tiene con respecto al soporte del arco?

Me gusta percibirlo poco Me gusta percibirlo algo Me
gusta percibirlo mucho

P6. ¿Qué preferencia tiene con respecto a la cazoleta?

Me gusta poco envolvente Me gusta algo envolvente Me
gusta muy envolvente

P7. ¿Qué preferencia tiene con respecto al inserto de talón?

- Me gusta sin inserto Me gusta algo amortiguador Me gusta muy amortiguador

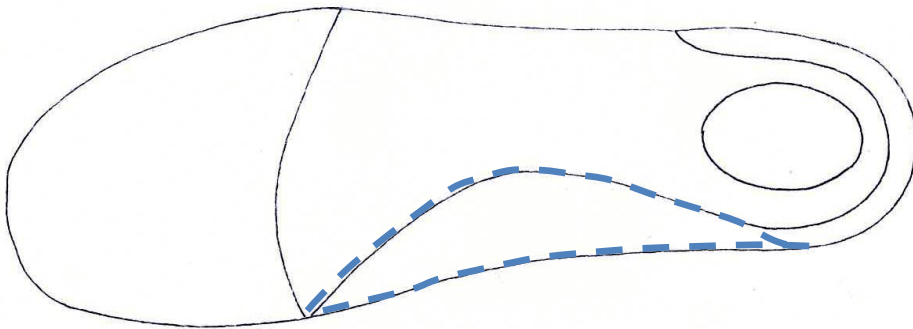
P8. ¿Qué preferencia tiene con respecto a la plantilla en general?

- Me gusta poco ajustada Me gusta algo ajustada Me gusta muy ajustada

*Las siguientes preguntas se responderán por pie, **lza.** refiriéndose al pie izquierdo y **Der.** al pie derecho.*

Confort de la plantilla por zonas

ARCO



P21. ¿Percibe el soporte del arco?

lza. Si No

Der. Si No

P22. ¿Le incomoda percibir el soporte del arco?

lza. Si No

Der. Si No

P23. ¿Si lo percibe qué opina de su posición en la parte delantera?

zq. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

Der. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

P24. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasada Igual Más adelantada

Der. Más atrasada Igual Más adelantada

P25. ¿Y su posición en la parte trasera?

Izq. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

Der. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

P26. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasada Igual Más adelantada

Der. Más atrasada Igual Más adelantada

P27. ¿Qué opina sobre su anchura?

Izq. Muy ancha Algo ancha Neutral Algo estrecha Muy estrecha

Der. Muy ancha Algo ancha Neutral Algo estrecha Muy estrecha

P28. ¿Cómo preferiría esta anchura?

Izq. Más ancha Igual Más estrecha

Der. Más ancha Igual Más estrecha

P29. ¿Qué opina sobre la altura del arco?

Izq. Muy baja Algo baja Neutral Algo alta Muy alta

Der. Muy baja Algo baja Neutral Algo alta Muy alta

P30. ¿Cómo preferiría esta altura?

zq. Más baja Igual Más alta

Der. Más baja Igual Más alta

P31. ¿Qué opina sobre el material en el soporte del arco?

Izq. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

Der. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

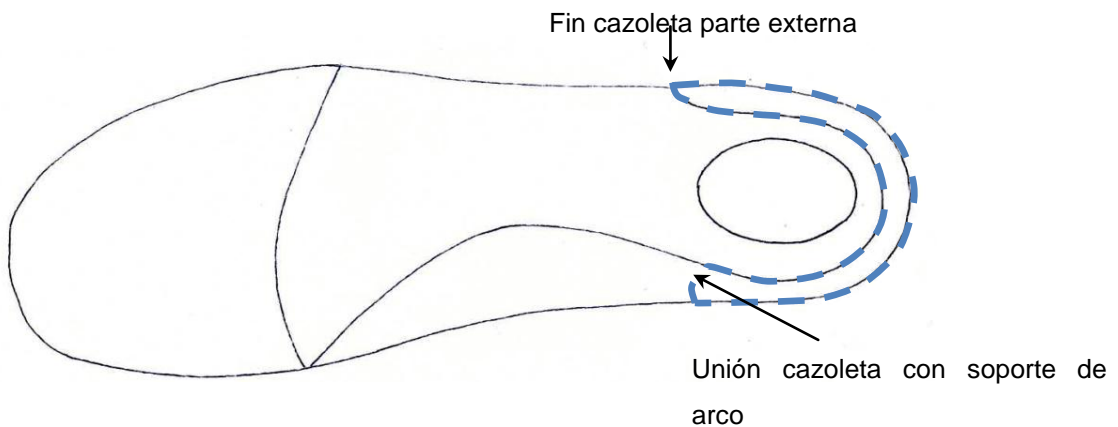
P32. ¿Cómo preferiría este material?

Izq. Más blando Igual Más duro

Der. Más blando Igual Más duro

P33. Si le incomoda o molesta el soporte del arco en alguna zona previamente no descrita, por favor marque la zona en la imagen y describa su percepción y preferencia.

Cazoleta



P34. ¿Percibe la cazoleta?

Izq. Si No

Der. Si No

P35. ¿Le incomoda percibir La cazoleta?

Izq. Si No

Der. Si No

P36. ¿Si lo percibe que opina de su posición?

Izq. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada.

Der. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada.

P37. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasada Igual Más adelantada

Der. Más atrasada Igual Más adelantada

P38. ¿Qué opina sobre el ajuste?

Izq. Muy ancho Algo ancho Neutral Algo estrecho Muy estrecho

Der. Muy ancho Algo ancho Neutral Algo estrecho Muy estrecho

P39. ¿Cómo preferiría este ajuste?

Izq. Más ancho Igual Más estrecho

Der. Más ancho Igual Más estrecho

P40. ¿Qué opina sobre la altura de la cazoleta?

Izq. Muy baja Algo baja Neutral Algo alta Muy alta

Der. Muy baja Algo baja Neutral Algo alta Muy alta

P41. ¿Cómo preferiría esta altura?

Izq. Más baja Igual Más alta

Der. Más baja Igual Más alta

P42. ¿Percibe la unión entre la cazoleta con el soporte del arco?

Izq. Si No

Der. Si No

P43. ¿Le incomoda percibir esta unión?

Izq. Si No

Der. Si No

P44. ¿Si lo percibe que opina de la unión entre cazoleta y soporte de arco?

Izq. Muy brusca Algo brusca Neutral Algo suave
 Muy suave

Der. Muy brusca Algo brusca Neutral Algo suave
 Muy suave

P45. ¿Percibe el final de la cazoleta por la parte externa de la plantilla?

Izq. Si No

Der. Si No

P46. ¿Le incomoda percibir este final?

Izq. Si No

Der. Si No

P47. ¿Si lo percibe que opina de su posición?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P48. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasada Igual Más adelantada

Der. Más atrasada Igual Más adelantada

P49. ¿Qué opina sobre el material en la cazoleta?

Izq. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

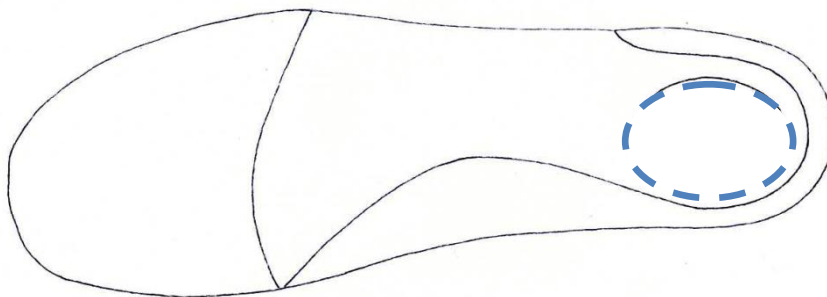
Der. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

P50. ¿Cómo preferiría este material?

Izq. Más blando Igual Más duro

Der. Más blando Igual Más duro

Inserto de talón



P51. ¿Percibe el inserto de talón?

Izq. Si No

Der. Si No

P52. ¿Le incomoda percibir el inserto en el talón?

Izq. Si No

Der. Si No

P53. ¿Qué opina de su posición?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado

Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P54. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasado Igual Más adelantado

Der. Más atrasado Igual Más adelantado

P55. ¿Qué opina de su anchura?

Izq. Muy ancho Algo ancho Neutral Algo estrecho
 Muy estrecho

Der. Muy ancho Algo ancho Neutral Algo estrecho
 Muy estrecho

P56. ¿Cómo preferiría esta anchura?

Izq. Más ancho Igual Más estrecho

Der. Más ancho Igual Más estrecho

P57. ¿Qué opina sobre el impacto del talón? Es el golpe que produce el talón al pisar con el suelo al principio del paso.

Izq. Muy fuerte Algo fuerte Neutral Algo suave Muy suave

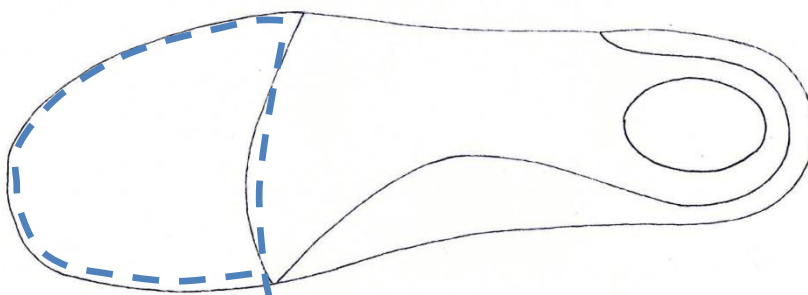
Der. Muy fuerte Algo fuerte Neutral Algo suave Muy suave

P58. ¿Cómo preferiría que fuese este impacto?

Izq. Más fuerte Igual Más suave

Der. Más fuerte Igual Más suave

Apoyo sub-capital



P59. ¿Percibe algún escalón entre la plantilla semirrígida y la parte delantera?

Izq. Sí No

Der. Sí No

P60. ¿En caso de que lo perciba, le incomoda?

Izq. Sí No

Der. Sí No

P61. ¿Qué opina de la posición del borde en la parte interna?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P62. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasado Igual Más adelantado

Der. Más atrasado Igual Más adelantado

P63. ¿Qué opina de la posición del borde en el centro?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P64. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasado Igual Más adelantado

Der. Más atrasado Igual Más adelantado

P65. ¿Qué opina de la posición del borde en la parte externa?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P66. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasado Igual Más adelantado

Der. Más atrasado Igual Más adelantado

P67. ¿Qué opina del material en la parte delantera de la plantilla?

Izq. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

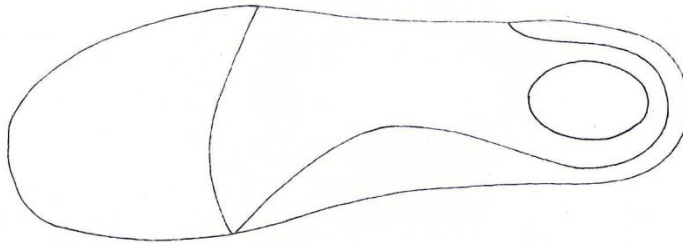
Der. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

P68. ¿Cómo preferiría este material?

Izq. Más blando Igual Más duro

Der. Más blando Igual Más duro

Plantilla en general



P69. ¿Qué opina sobre el material de la plantilla en general

Izq. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

Der. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

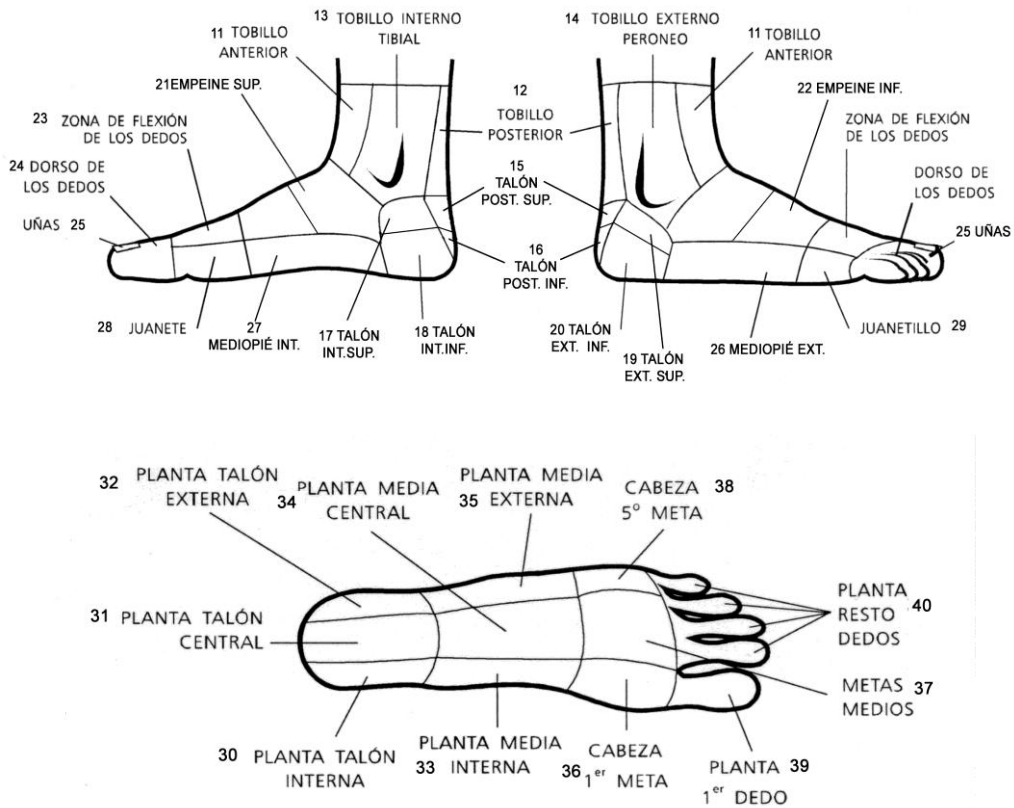
P70. ¿Cómo preferiría este material?

Izq. Más blando Igual Más duro

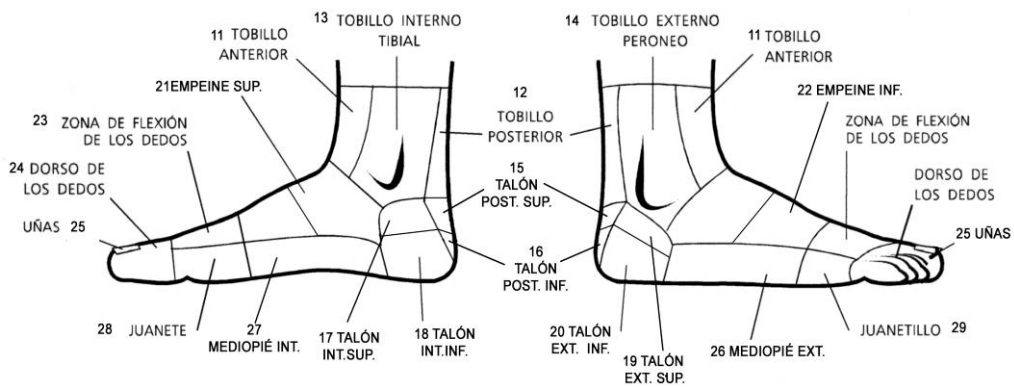
Der. Más blando Igual Más duro

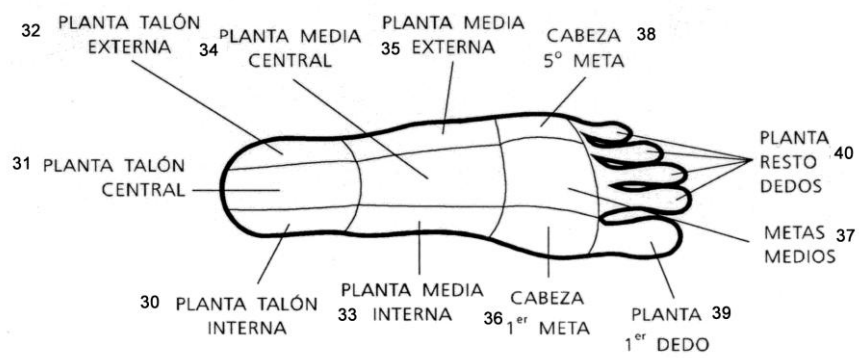
P71. Indique por favor en las imágenes siguientes de los pies, las zonas que le produzcan alguna molestia y el grado de esta, de 1 algo de molestia a 5 extrema molestia.

Pie Izquierdo



Pie Derecho





P72. ¿Qué opina del confort de la plantilla que lleva el calzado en general?

- Extremadamente incómodo
 Muy incómodo
 Algo incómodo
 Neutral
 Algo cómodo
 Bastante cómodo
 Extremadamente cómodo

P73. ¿Tiene algún comentario que hacer acerca de esta plantilla?

ANEXO XIV actividad diaria: Diario de sensaciones durante el uso.**DIARIO DE SENSACIONES DURANTE EL USO**

Le rogamos que ponga atención a las sensaciones y/o molestias percibidas en el día y las anote. De este modo podremos tener en cuenta la evolución de la plantilla en el tiempo.

Desarrollo del diario de sensaciones:

DÍA 1. Indique las sensaciones que percibe en los pies. (COMODIDAD, PRESIÓN, FATIGA, DESCANSO, DOLOR, MULLIDEZ, FRESCURA, CALIDEZ, SENSACIÓN DE ENVOLVER, SENSACIÓN EN EL ARCO,...)

DÍA 2. Indique las sensaciones que percibe en los pies. (COMODIDAD, PRESIÓN, FATIGA, DESCANSO, DOLOR, MULLIDEZ, FRESCURA, CALIDEZ, SENSACIÓN DE ENVOLVER, SENSACIÓN EN EL ARCO,...)

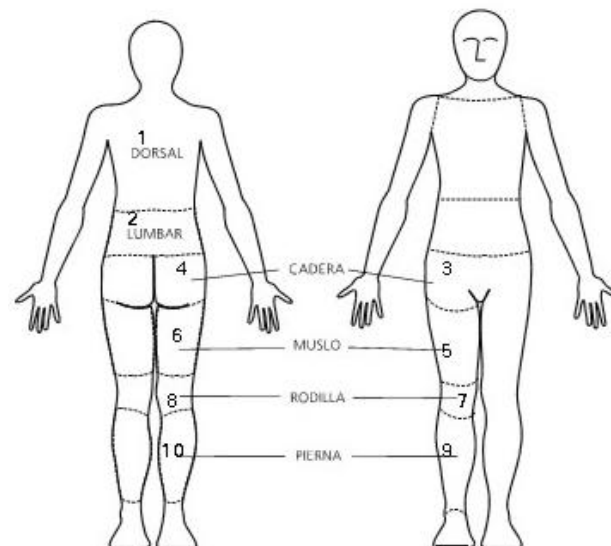
DÍA 3. Indique las sensaciones que percibe en los pies. (COMODIDAD, PRESIÓN, FATIGA, DESCANSO, DOLOR, MULLIDEZ, FRESCURA, CALIDEZ, SENSACIÓN DE ENVOLVER, SENSACIÓN EN EL ARCO,...)

ANEXO XV: Test de confort final.**TEST DE CONFORT FINAL**

**Las siguientes preguntas se realizarán mientras que el usuario sigue con el calzado del ensayo puesto y responderá a las molestias percibidas en ese mismo instante.*

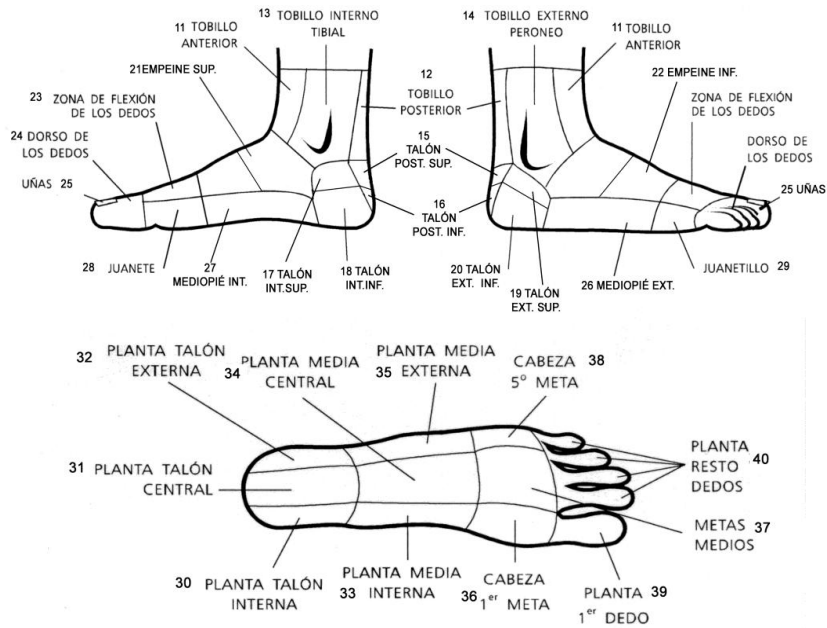
Test de confort por zonas del cuerpo

- P1.** Indique por favor en la siguiente imagen del cuerpo las zonas que le produzcan alguna molestia y el grado de esta, de 1 algo de molestia a 5 extrema molestia.

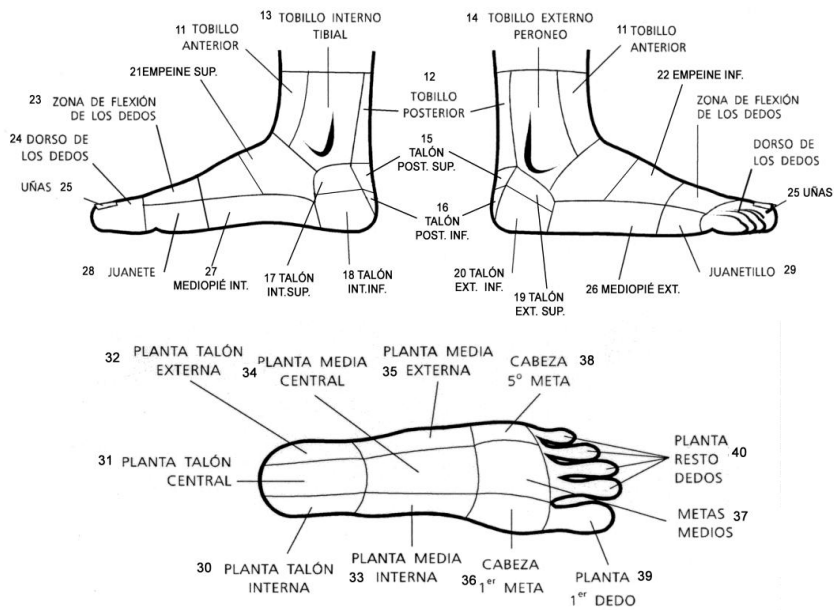


- P2.** Indique por favor en las siguientes imágenes de los pies las zonas que le produzcan alguna molestia y el grado de esta, de 1 algo de molestia a 5 extrema molestia.

Pie Izquierdo

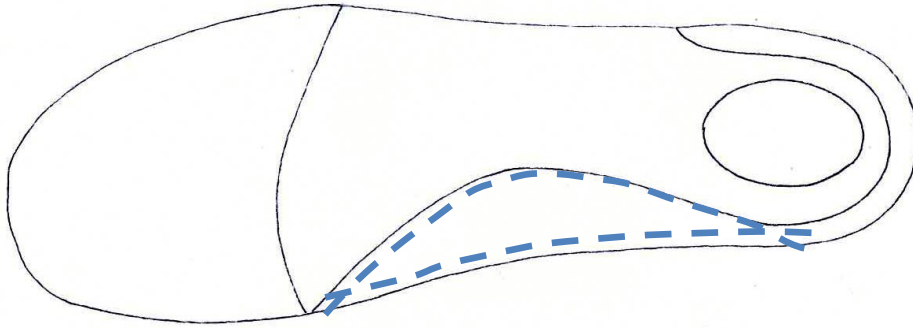


Pie Derecho



Confort plantilla

Arco



P50. ¿Percibe el soporte del arco?

Izq. Si No **Der.** Si No

P51. ¿Le incomoda percibir el soporte del arco?

Izq. Si No

Der. Si No

P52. ¿Si lo percibe qué opina de su posición en la parte delantera?

Izq. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

Der. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

P53. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasada Igual Más adelantada

Der. Más atrasada Igual Más adelantada

P54. ¿Y su posición en la parte trasera?

Izq. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

Der. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

P55. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasada Igual Más adelantada

Der. Más atrasada Igual Más adelantada

P56. ¿Qué opina sobre su anchura?

Izq. Muy ancha Algo ancha Neutral Algo estrecha
 Muy estrecha

Der. Muy ancha Algo ancha Neutral Algo estrecha
 Muy estrecha

P57. ¿Cómo preferiría esta anchura?

Izq. Más ancha Igual Más estrecha

Der. Más ancha Igual Más estrecha

P58. ¿Qué opina sobre la altura del arco?

Izq. Muy baja Algo baja Neutral Algo alta Muy alta

Der. Muy baja Algo baja Neutral Algo alta Muy alta

P59. ¿Cómo preferiría esta altura?

Izq. Más baja Igual Más alta

Der. Más baja Igual Más alta

P60. ¿Qué opina sobre el material en el soporte del arco?

Izq. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

Der. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

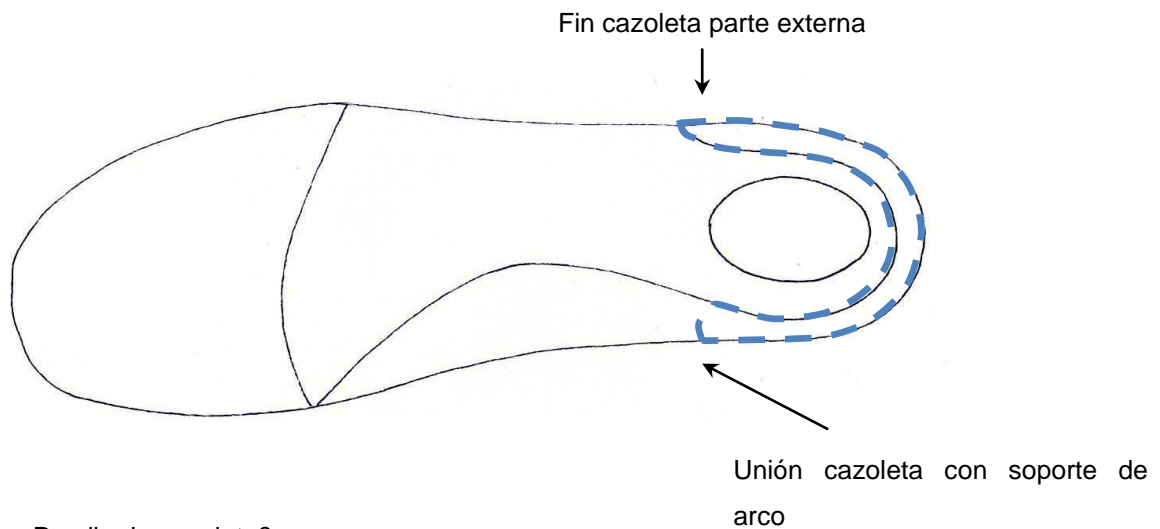
P61. ¿Cómo preferiría este material?

Izq. Más blando Igual Más duro

Der. Más blando Igual Más duro

P62. Si le incomoda o molesta el soporte del arco en alguna zona previamente no descrita, por favor marque la zona en la imagen y describa su percepción y preferencia.

Cazoleta



P63. ¿Percibe la cazoleta?

Izq. Si No

Der. Si No

P64. ¿Le incomoda percibir La cazoleta?

Izq. Si No

Der. Si No

P65. ¿Si la percibe que opina de su posición?

Izq. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

Der. Muy atrasada Algo atrasada Neutral Algo adelantada
 Muy adelantada

P66. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasada Igual Más adelantada

Der. Más atrasada Igual Más adelantada

P67. ¿Qué opina sobre el ajuste?

Izq. Muy ancho Algo ancho Neutral Algo estrecho
 Muy estrecho

Der. Muy ancho Algo ancho Neutral Algo estrecho
 Muy estrecho

P68. ¿Cómo preferiría este ajuste?

Izq. Más ancho Igual Más estrecho

Der. Más ancho Igual Más estrecho

P69. ¿Qué opina sobre la altura de la cazoleta?

Izq. Muy baja Algo baja Neutral Algo alta
 Muy alta

Der. Muy baja Algo baja Neutral Algo alta
 Muy alta

P70. ¿Cómo preferiría esta altura?

Izq. Más baja Igual Más alta

Der. Más baja Igual Más alta

P71. ¿Percibe la unión entre la cazoleta con el soporte del arco?

Izq. Si No

Der. Si No

P72. ¿Le incomoda percibir esta unión?

Izq. Si No

Der. Si No

P73. ¿Si lo percibe que opina de la unión entre cazoleta y soporte de arco?

Izq. Muy brusca Algo brusca Neutral Algo suave
 Muy suave

Der. Muy brusca Algo brusca Neutral Algo suave
 Muy suave

P74. ¿Percibe el final de la cazoleta por la parte externa de la plantilla?

Izq. Si No

Der. Si No

P75. ¿Le incomoda percibir este final?

Izq. Si No

Der. Si No

P76. ¿Si lo percibe que opina de su posición?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P77. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasada Igual Más adelantada

Der. Más atrasada Igual Más adelantada

P78. ¿Qué opina sobre el material en la cazoleta?

Izq. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro
 Muy duro

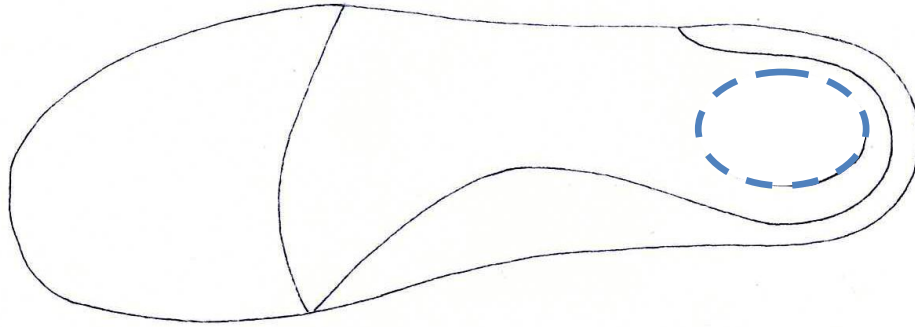
Der. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro
 Muy duro

P79. ¿Cómo preferiría este material?

Izq. Más blando Igual Más duro

Der. Más blando Igual Más duro

Inserto de talón



P80. ¿Percibe el inserto de talón?

Izq. Si No

Der. Si No

P81. ¿Le incomoda percibir el inserto en el talón?

Izq. Si No

Der. Si No

P82. ¿Qué opina de su posición?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P83. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasado Igual Más adelantado

Der. Más atrasado Igual Más adelantado

P84. ¿Qué opina de su anchura?

Izq. Muy ancho Algo ancho Neutral Algo estrecho
 Muy estrecho

Der. Muy ancho Algo ancho Neutral Algo estrecho
 Muy estrecho

P85. ¿Cómo preferiría esta anchura?

Izq. Más ancho Igual Más estrecho

Der. Más ancho Igual Más estrecho

P86. ¿Qué opina sobre el impacto del talón? Es el golpe que produce el talón al pisar con el suelo al principio del paso.

Izq. Muy fuerte Algo fuerte Neutral Algo suave Muy suave

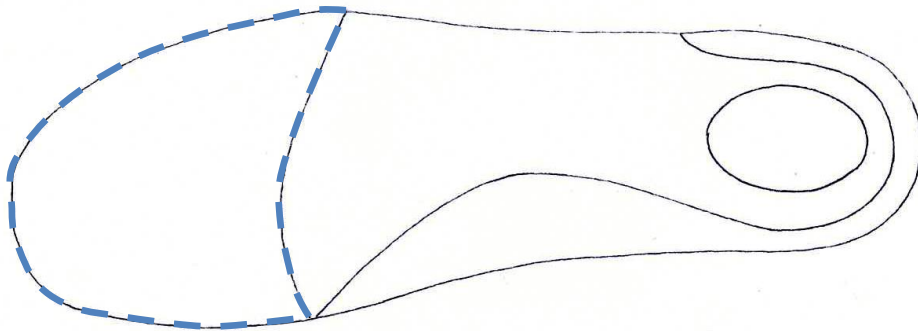
Der. Muy fuerte Algo fuerte Neutral Algo suave Muy suave

P87. ¿Cómo preferiría que fuese este impacto?

Izq. Más fuerte Igual Más suave

Der. Más fuerte Igual Más suave

Apoyo sub-capital



P88. ¿Percibe algún escalón entre la plantilla semirrígida y la parte delantera?

Izq. Si No

Der. Si No

P89. ¿En caso de que lo perciba, le incomoda?

Izq. Si No

Der. Si No

P90. ¿Qué opina de la posición del borde en la parte interna?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P91. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasado Igual Más adelantado

Der. Más atrasado Igual Más adelantado

P92. ¿Qué opina de la posición del borde en el centro?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P93. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasado Igual Más adelantado

Der. Más atrasado Igual Más adelantado

P94. ¿Qué opina de la posición del borde en la parte externa?

Izq. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

Der. Muy atrasado Algo atrasado Neutral Algo adelantado
 Muy adelantado

P95. ¿Cómo preferiría esta posición?

Izq. Más atrasado Igual Más adelantado

Der. Más atrasado Igual Más adelantado

P96. ¿Qué opina del material en la parte delantera de la plantilla?

Izq. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

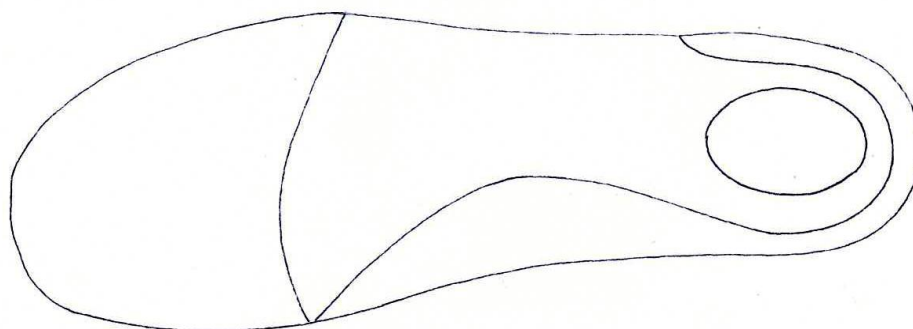
Der. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

P97. ¿Cómo preferiría este material?

Izq. Más blando Igual Más duro

Der. Más blando Igual Más duro

Plantilla en general



P98. ¿Qué opina sobre el material de la plantilla en general

Izq. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

Der. Muy blando Algo blando Neutral Algo duro Muy duro

P99. ¿Cómo preferiría este material?

Izq. Más blando Igual Más duro

Der. Más blando Igual Más duro

P100. ¿Qué opina del confort de la plantilla que lleva el calzado en general

Extremadamente incómodo Muy incómodo Algo incómodo Neutra Algo cómodo Bastante cómodo Extremadamente cómodo

P101. ¿Tiene algún comentario que hacer acerca de esta plantilla?

Confort térmico

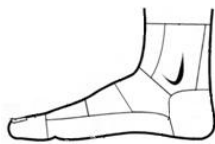
P102. ¿Le suda el pie con esta plantilla?

Nada Poco Mucho

P103. ¿Hay alguna parte del pie que le suda más que las otras en particular?

En caso afirmativo márkuelas por pie:

Pie derecho



Pie izquierdo



P104. ¿Cómo tiene los pies?

Muy fríos Algo fríos Neutral Algo calientes Muy calientes

P105. Respecto a la temperatura ¿cómo preferiría que fuese la plantilla?

Más fresco Igual Más caliente

P106. Respecto a la temperatura, ¿cómo clasificaría la sensación térmica en los pies?

- Muy incómoda. Algo incómoda Neutral Algo cómoda
 Muy cómoda

P107. ¿Qué opina de la temperatura ambiente del sitio donde se ha probado la plantilla?

- Hace frío Neutral Hace calor

**Tras quitarse los zapatos, indique por favor:*

P108. ¿Tiene el pie mojado?

- Sí No

P109. En caso afirmativo indique por pie en que zonas:

Pie derecho



Pie izquierdo



P110. ¿Tiene algún comentario adicional acerca de esta plantilla?

ANEXO XVI: Entrevista.**PERCEPCIÓN DE LA PLANTILLA (final)**

Una vez probada la plantilla, describa si cambiaría algo o si le gusta algo especialmente.

Qué ha percibido al probarse la plantilla: sensaciones en los pies (ver por zonas)

Cómo ha ido cambiando las sensaciones que le proporcionaba la plantilla estos días (adaptación, comodidad,...)

¿Qué motivos le llevarían a comprarla o no comprarla?