



**UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN  
FACULTAD DE INGENIERÍA  
DEPARTAMENTO DE INGENIERÍA ELÉCTRICA**



## **DISEÑO AUTOMATIZADO DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS PARA IMPRESIÓN 3D**

**POR**

**Fernando Esteban Sánchez Antivil**

Informe de Memoria de Título presentada a la Facultad de Ingeniería de la Universidad de Concepción  
para optar al título profesional de Ingeniero Civil Biomédico

Profesor Guía  
Esteban Pino Quiroga

Agosto 2024  
Concepción (Chile)

© 2024 Fernando Esteban Sánchez Antivil

© 2024 Fernando Esteban Sánchez Antivil

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento.

## **Agradecimientos**

A mi familia, por darme su amor incondicional durante todo este viaje. Por las palabras de ánimo y cariño que fueron abrazos cálidos a la distancia.

A mis amigos, con los cuales comparto invaluable recuerdos que me llenan de alegría el alma. Fueron la energía y fortaleza en los días que más lo necesitaba.

A mi vida, Mariana, la persona más importante y que más amo en este mundo. Mi gratitud hacia ti es infinita. No solo por este logro, sino por cada momento que hemos vivido y cada desafío que hemos superado juntos. Eres el pilar que me ha sostenido en los días más difíciles, la fuerza que me inspira a superarme cada día y mi fiel compañera en esta travesía.

Finalmente, a todos los profesionales que generosamente compartieron su ayuda, guía y conocimientos, mi más profundo agradecimiento. Han sido verdaderos ejemplos a seguir y su apoyo ha sido invaluable

## Resumen

El presente trabajo desarrolla un sistema de diseño de plantillas ortopédicas personalizadas utilizando tecnologías como la impresión 3D y el modelado paramétrico. La motivación principal es agilizar el proceso de diseño mediante impresoras 3D y materiales flexibles para el calzado.

Se concluye que las plantillas ortopédicas son eficaces para corregir diversas patologías. Se analiza la viabilidad del software de modelado paramétrico Rhino 8, junto con el plug-in Grasshopper, para diseñar plantillas, evaluando sus herramientas. Además, se estudia la selección de materiales y métodos de diseño aplicados a la impresión de plantillas.

Las técnicas de diseño se centran en la creación de plantillas a partir de la geometría del paciente, garantizando precisión anatómica y capacidad de modificabilidad. Se diseñan elementos que permiten un modelado tridimensional completo, con parámetros predefinidos que facilitan la personalización según las necesidades de cada paciente.

Finalmente, las plantillas se imprimen usando elastómero termoplástico (TPE), un material flexible y adecuado para el calzado, y se evalúan por especialistas, concluyendo que son apropiadas para su uso como plantillas ortopédicas.

## **Abstract**

This work develops a system for designing custom orthotic insoles using technologies such as 3D printing and parametric modeling. The main motivation is to streamline the design process using 3D printers and flexible materials for footwear.

It is concluded that orthotic insoles are effective in correcting various pathologies. The feasibility of the parametric modeling software Rhino 8, along with the Grasshopper plug-in, is analyzed for designing insoles, evaluating its tools. Additionally, the selection of materials and design methods applied to the printing of insoles is studied.

The design techniques focus on creating insoles based on the patient's geometry, ensuring anatomical precision and modifiability. Various elements are designed to allow complete three-dimensional modeling, with predefined parameters that facilitate customization according to each patient's needs.

Finally, the insoles are printed using thermoplastic elastomer (TPE), a flexible material suitable for footwear, and evaluated by specialists, concluding that they are appropriate for use as orthotic insoles.

# Tabla de contenidos

ÍNDICE DE TABLAS.....	VIII
ÍNDICE DE FIGURAS .....	IX
<b>CAPÍTULO 1. INTRODUCCIÓN.....</b>	<b>1</b>
1.1 INTRODUCCIÓN GENERAL.....	1
1.2 OBJETIVOS .....	2
1.2.1 <i>Objetivo general</i> .....	2
1.2.2 <i>Objetivos específicos</i> .....	2
1.3 ALCANCE Y LIMITACIONES .....	2
1.4 METODOLOGÍA.....	2
1.5 TEMARIO .....	4
<b>CAPÍTULO 2. MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>5</b>
2.1 INTRODUCCIÓN .....	5
2.2 LA BIOMECÁNICA DEL PIE .....	5
2.3 LA MARCHA HUMANA .....	8
2.3.1 <i>El ciclo de la marcha</i> .....	8
2.3.2 <i>Fases del ciclo de la marcha</i> .....	9
2.4 PATOLOGÍAS MÁS COMUNES DEL PIE .....	11
2.4.1 <i>Pie cavo</i> .....	11
2.4.2 <i>Pie plano</i> .....	12
2.4.3 <i>Juanetes</i> .....	13
2.4.4 <i>Hallux Rigidus</i> .....	14
2.5 TIPOS DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS Y SU FUNCIÓN.....	16
2.6 DISEÑO DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS .....	17
2.6.1 <i>Elementos</i> .....	17
2.7 DISEÑO AUTOMATIZADO 3D .....	20
2.7.1 <i>Rhino 8</i> .....	21
2.8 FABRICACIÓN DE PLANTILLAS CON IMPRESIÓN 3D .....	22

2.8.1	<i>Elastómeros termoplásticos</i> .....	23
2.9	DISCUSIÓN .....	24
<b>CAPÍTULO 3. DESARROLLO DEL ALGORITMO</b> .....		<b>25</b>
3.1	CONSIDERACIONES DE DISEÑO .....	25
3.2	SILUETA .....	25
3.3	BARRA RETROCAPITAL .....	28
3.4	ARCO LONGITUDINAL MEDIAL .....	29
3.5	CUÑAS SUPINADORAS Y PRONADORAS DEL RETROPIÉ Y ANTEPIE .....	31
3.6	TALONERA .....	33
3.7	REALCE .....	34
3.8	MODELO TRIDIMENSIONAL .....	35
3.9	DISCUSIÓN .....	36
<b>CAPÍTULO 4. IMPRESIÓN DEL MODELO TRIDIMENSIONAL</b> .....		<b>37</b>
4.1	MODELOS DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS .....	37
4.2	IMPRESIÓN DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS .....	39
4.3	RETROALIMENTACIÓN DEL ESPECIALISTA .....	42
4.4	DISCUSIÓN .....	43
<b>CAPÍTULO 5. CONCLUSIONES</b> .....		<b>44</b>
5.1	CONCLUSIÓN .....	44
<b>GLOSARIO</b> .....		<b>46</b>
<b>REFERENCIAS</b> .....		<b>47</b>
<b>ANEXO A. ALGORITMO DE DISEÑO PARAMÉTRICO</b> .....		<b>53</b>

# Índice de Tablas

3-1	Porcentajes de las medidas según Longitud Total. . . . .	27
4-2	Medidas con Longitud Total de 235 [mm]. . . . .	38

# Índice de Figuras

1.1	Esquema de metodología de trabajo. . . . .	3
2.1	La bóveda plantar. . . . .	6
2.2	Vista dorsal de pie con sus tres puntos de apoyo e impresión plantar. . . . .	7
2.3	Arco interno y arco externo. . . . .	8
2.4	Fases en el ciclo de la marcha . . . . .	10
2.5	Pie normal y pie cavo . . . . .	12
2.6	Pie normal y pie plano . . . . .	13
2.7	Pie con juanete o Hallux Abducto Valgus . . . . .	14
2.8	Pie con movilidad limitada, función normal y deformidad rígida o Hallux Rigidus . . . . .	16
2.9	Barra retrocapital . . . . .	17
2.10	Apoyo retrocapital . . . . .	18
2.11	Hemicúpula interna . . . . .	18
2.12	Banda pronadora total . . . . .	18
2.13	Cuña supinadora posterior . . . . .	19
2.14	Cuña pronadora posterior . . . . .	19
2.15	Cubeta talonera . . . . .	19
2.16	Talonera . . . . .	20
3.1	Diseño esquemático de la plantilla ortopédica . . . . .	26
3.2	Horma entregada por especialista clínico. . . . .	27
3.3	Distintas perspectivas de una barra retrocapital. . . . .	28
3.4	Distintas configuraciones de la barra retrocapital . . . . .	29
3.5	Distintas perspectivas del arco longitudinal medial. . . . .	30
3.6	Arcos longitudinales con distintos puntos referenciales. . . . .	30
3.7	Distintas perspectivas de la cuña supinadora del retropié. . . . .	31
3.8	Distintas perspectivas de la cuña supinadora del antepié. . . . .	32
3.9	Cuña supinadora y pronadora del retropié . . . . .	32
3.10	Cuña supinadora y pronadora del antepié . . . . .	33

	x
3.11 Distintas perspectivas de la talonera. . . . .	34
3.12 Taloneras con distintos puntos referenciales . . . . .	34
3.13 Distintas perspectivas del realce. . . . .	35
4.1 Receta ortopédica entregada por fisiatra. . . . .	37
4.2 Modelos tridimensionales de la plantilla ortopédica. . . . .	38
4.3 Mallado del modelo tridimensional de la plantilla ortopédica. . . . .	39
4.4 Modelos de plantillas ortopédicas impresas en TPU. . . . .	40
4.5 Plantillas ortopédicas impresas en TPE según receta. . . . .	41
4.6 Plantilla ortopédica en balanza digital. . . . .	41
A.1 Algoritmo completo . . . . .	50
A.2 Configuración de parámetros para la plantilla ortopédica según receta. . . . .	52

## Capítulo 1. Introducción

---

### 1.1 Introducción general

La fabricación y diseño de plantillas ortopédicas personalizadas es un campo crucial en la atención de la salud, ya que estas soluciones desempeñan un papel fundamental en la mejora de la calidad de vida de las personas con problemas de salud relacionados a la marcha humana. Sin embargo, el proceso tradicional de diseño y fabricación de plantillas ortopédicas puede ser costoso, laborioso y a menudo depende en gran medida de la experiencia del profesional.

En respuesta a estos desafíos, la automatización en el diseño de plantillas ortopédicas ha emergido como un área de investigación y desarrollo en crecimiento. Esta tendencia se apoya en la aplicación de tecnologías como la impresión 3D y la captura de datos biométricos avanzados, lo que ha permitido la creación de plantillas personalizadas de manera más eficiente y precisa.

La utilización de programas de modelado 3D automático ha revolucionado la forma en que se diseñan las plantillas ortopédicas. Estos programas pueden tomar los datos de presión plantar y otros parámetros biométricos del paciente y generar modelos tridimensionales precisos de la estructura del pie. Esto permite una personalización aún más precisa de las plantillas, teniendo en cuenta no solo la forma del pie, sino también su movimiento y carga durante la marcha.

La impresión 3D ha desempeñado un papel esencial en la evolución del diseño automatizado de plantillas ortopédicas. Esta tecnología permite la fabricación de las plantillas de manera rápida y altamente personalizada, utilizando materiales que pueden adaptarse a las necesidades específicas de cada paciente. Además, ofrece la flexibilidad de crear estructuras de soporte y amortiguación de forma más eficiente, lo que no solo reduce los costos de producción, sino que también garantiza una mayor comodidad y funcionalidad para los usuarios finales.

Con esto en mente, se propone implementar esta tecnología para la automatización en el diseño de órtesis plantares, teniendo en cuenta parámetros específicos de cada paciente.

## **1.2 Objetivos**

### **1.2.1 Objetivo general**

Realizar sistema de diseño automatizado 3D de plantillas ortopédicas para su fabricación en impresión 3D con material flexible.

### **1.2.2 Objetivos específicos**

- Crear un sistema de diseño automatizado en el software de modelado 3D Rhino 8 a partir de la receta ortopédica.
- Imprimir el modelo diseñado en el software mediante impresión 3D.
- Validar plantillas mediante especialista.

## **1.3 Alcance y limitaciones**

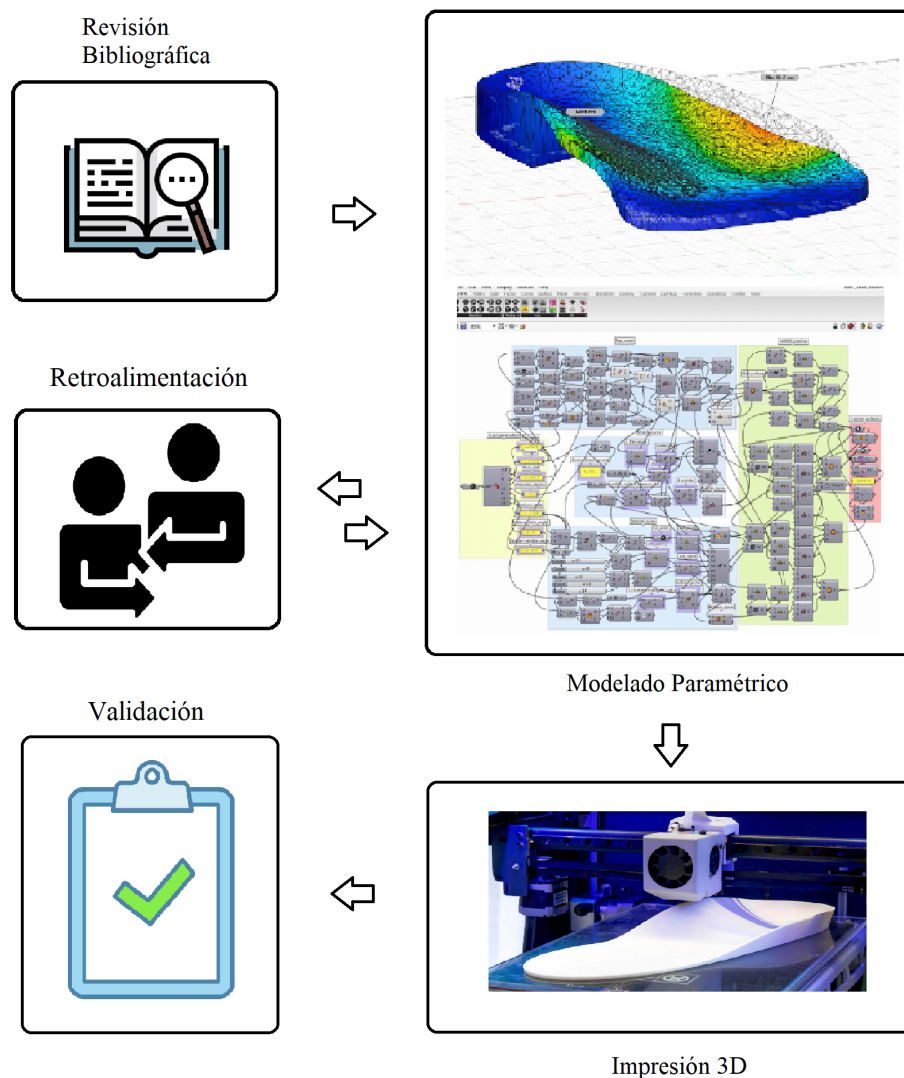
- Solo se considerarán la fabricación de las plantillas según la receta entregada por el especialista clínico.
- El proceso de validación y material recopilado con respecto a las plantillas depende de terceros, por lo que existe la posibilidad de que no contribuyan de manera adecuada a la realización del proyecto, limitando la validez clínica y modelos de plantillas según receta.
- La disponibilidad de materiales y equipamiento para la impresión de las plantillas se limita en la cantidad de recursos que haya y el tiempo del personal encargado.

## **1.4 Metodología**

La metodología (Fig. 1.1) desarrollada en este trabajo se estructuró de manera integral, iniciando por un análisis del estado del arte con respecto a la biomecánica del pie, la marcha humana, patologías relacionadas con el pie, tipos de plantillas ortopédicas, software de diseño automático y fabricación aditiva para plantillas ortopédicas. Mediante esta recopilación de información, se proporcionó el fundamento

necesario para el desarrollo del algoritmo, integrando elementos ortésicos específicos de manera paramétrica según medidas específicas y anatomía del paciente.

Una vez completado el modelo paramétrico de la plantilla, se procedió a validar su funcionalidad y precisión mediante la retroalimentación de un especialista clínico. Esta retroalimentación permitió ajustar y optimizar el algoritmo, mejorando la efectividad del diseño. Posteriormente, se realizó la fabricación del modelo tridimensional de la plantilla ortopédica, utilizando elastómero termoplástico o TPE. Finalmente, se llevó a cabo una evaluación del diseño finalizado mediante especialistas clínicos.



**Figura 1.1:** Esquema de metodología a seguir.

## 1.5 Temario

- **Capítulo 1. Introducción:** Introducción de manera general indicando la metodología, objetivos y alcances del proyecto.
- **Capítulo 2. Marco Teórico:** En esta sección se tiene el marco teórico, en el cual se proporciona un contexto integral sobre diversos aspectos relevantes, que incluyen la biomecánica del pie y la marcha humana, las patologías asociadas, la variedad de plantillas ortopédicas y sus componentes de diseño, así como las técnicas objetivas de análisis de la marcha. Además, se aborda el uso de programas de diseño 3D y la tecnología de impresión 3D en la fabricación de plantillas ortopédicas, así como materiales tentativos para la fabricación aditiva.
- **Capítulo 3. Desarrollo del algoritmo:** En esta sección se expone la técnica de diseño y el algoritmo empleado en la elaboración del modelo tridimensional, detallando los elementos que la componen.
- **Capítulo 4. Impresión del modelo tridimensional:** En esta sección se exponen los modelos de plantillas ortopédicas realizadas junto a la retroalimentación del especialista.
- **Capítulo 5. Conclusiones:** En esta sección se analizan los resultados finales, concluyendo que el algoritmo es efectivo para diseñar plantillas ortopédicas específicas según parámetros previamente definidos.

## Capítulo 2. Marco Teórico

---

### 2.1 Introducción

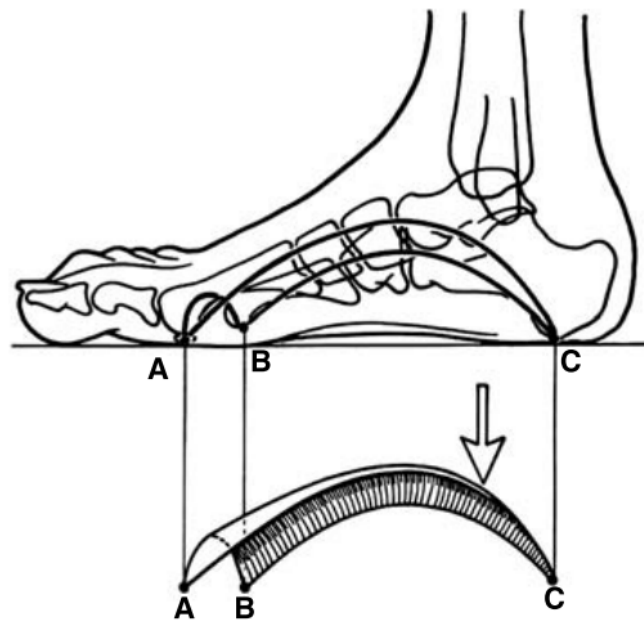
En esta sección, se presenta un análisis que abarca desde los fundamentos de la biomecánica del pie y la marcha humana hasta las patologías ortopédicas asociadas. Se examinan los diversos tipos de plantillas ortopédicas y los elementos que las componen, con énfasis en su diseño y aplicación clínica. Además, se analiza el empleo de herramientas de diseño 3D y tecnologías de impresión 3D en el desarrollo y fabricación de plantillas ortopédicas. Finalmente, se estudian los diversos materiales involucrados en la fabricación aditiva.

### 2.2 La biomecánica del pie

El pie humano es una estructura anatómica notable, compuesta por 28 huesos, 55 articulaciones, una compleja red de ligamentos y varios músculos diferentes [1]. Este diseño anatómico fue creado específicamente para satisfacer las diversas necesidades de soporte y movilidad del cuerpo humano, así como para permitir movimientos complejos de manera más sencilla. Dentro de las funciones esenciales del pie tenemos que:

- **Motora:** Ayuda en el movimiento al generar la energía necesaria para caminar, correr y saltar. La coordinación de los músculos y articulaciones permite la realización de movimientos dinámicos en el pie.
- **Equilibrio:** La estabilidad se logra mayormente a través de la articulación del tobillo, los huesos metatarsianos y los ligamentos laterales en el antepié, que actúan como estabilizadores. Estos componentes trabajan juntos para preservar la estabilidad al estar parado y llevar a cabo actividades que demandan equilibrio.
- **Amortiguadora:** Mientras corres, el pie experimenta impactos significativos que son reducidos gracias a su capacidad de absorber la presión. A 12 [km/h], el pie toca el suelo durante aproximadamente 0.25 segundos. Durante este breve periodo, un individuo de 70 [kg] puede soportar fuerzas de alrededor de 110 toneladas al caminar 1,500 metros, demostrando la capacidad única del pie para absorber y distribuir pesos [2] [3].

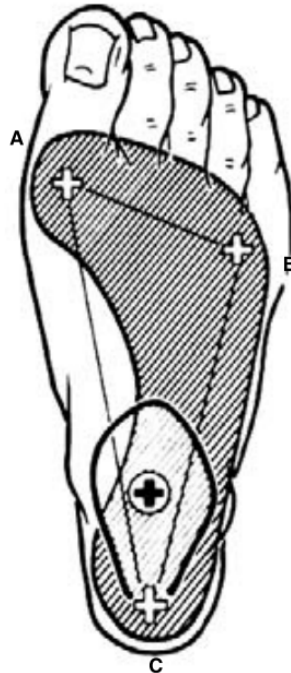
El pie se puede dividir en tres unidades anatómico-funcionales: El retropié, compuesto por el astrágalo que se articula con el calcáneo y forma la articulación subastragalina (punto de apoyo posterior). El mediopié está compuesto por el escafoides, que se conecta con la cabeza del astrágalo, el cuboides que se conecta con el escafoides y las bases de los metatarsianos. El área del pie que consiste en los cinco huesos metatarsianos y sus falanges correspondientes: proximales, medias y distales que forman los diversos rayos del antepié. La disposición de los huesos en el pie forma una bóveda (Fig. 2.1 y 2.2) en el centro que proporciona resistencia y soporte gracias al trípode podálico. Este arco no es un triángulo equilátero perfecto pero se puede comparar porque sus puntos de apoyo están en contacto con el suelo formando una impresión o huella plantar. Sus puntos de referencia son la parte frontal del primer metatarsiano, la parte frontal del quinto metatarsiano y el hueso del talón. De estos puntos se originan tres arcos: el externo, el transverso o anterior y el interno o longitudinal, siendo este último el más largo, alto y relevante desde el punto de vista estático y dinámico, y el único visible clínicamente [4].



**Figura 2.1:** La bóveda plantar. [4].

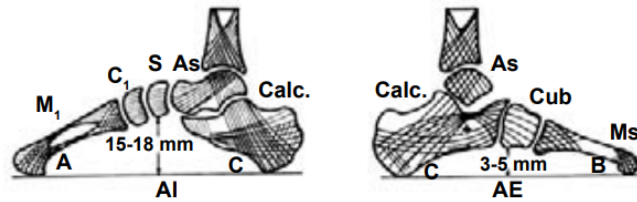
El arco longitudinal o interno (Fig. 2.3) está formado por cinco huesos: el primer metatarsiano, que apoya solo en su cabeza; la primera cuña sin contacto con el suelo; el escafoides tarsal, clave en la bóveda plantar con una elevación de 15 a 18 [mm]; el astrágalo, distribuye impulsos desde la pierna; y el calcáneo, descansa en el suelo por su extremo posterior. El borde exterior abarca tres huesos: el quinto metatarsiano soporta el peso delantero, el cuboides queda suspendido sin tocar el suelo, y el calcáneo con sus protuberancias posteriores sirve de apoyo atrás. Este arco es más duro que el arco interno, lo que facilita la transmisión del impulso motor del tríceps sural, principalmente gracias al ligamento cal-

cáneocuboideo plantar que evita que las articulaciones se abran bajo el peso corporal. El arco anterior o transverso se apoya en las cabezas del primer y quinto metatarsiano, lo que hace que las cabezas de los otros tres metatarsianos generalmente no toquen el suelo. No obstante, en diversos trastornos donde hay un desequilibrio entre los músculos intrínsecos del pie, se produce la caída de este arco, lo que favorece la presencia de los dedos en martillo y la formación de callosidades plantares con distintos niveles de dolor.



**Figura 2.2:** Vista dorsal de pie con sus tres puntos de apoyo. Área sombreada indica la zona de contacto del pie con el suelo (impresión plantar) [4].

El patrón de las trabéculas óseas indica cómo se transmiten los impulsos mecánicos: unas van de arriba abajo y hacia atrás desde la cortical anterior de la tibia hacia el estribo posterior del arco, mientras que otras van de arriba abajo y hacia adelante desde la cortical posterior de la tibia hacia el primer metatarsiano.



**Figura 2.3:** Arco interno (AI) y arco externo (AE), [4].

Los ligamentos articulares en el pie son responsables de mantener unidos los huesos y proporcionar soporte a los arcos. Los ligamentos proporcionan estabilidad estática, mientras que los músculos generan estabilidad dinámica al ofrecer resistencia y movimiento. Si se logra la igualdad entre las fuerzas evertoras y las invertoras, el pie mantendrá un equilibrio adecuado y conservará la altura fisiológica de sus arcos. El pie también cumple otras tareas además de caminar, como agarrarse al suelo, patear, trotar, cargar peso, empujar, correr, saltar, sentir, y más [5] [6].

## 2.3 La marcha humana

La marcha bípeda es un método de movimiento distintivo en los seres humanos que los distingue de otras especies animales. Esta ha sido analizada desde tiempos remotos, desde Aristóteles, Hipócrates, Galeno y Leonardo Da Vinci [7], esto debido a que es tan esencial para el ser humano como el hablar o respirar. La marcha humana se puede definir como una serie de movimientos alternantes, rítmicos, de las extremidades y del tronco que determinan un desplazamiento hacia adelante del centro de gravedad [8]. Se presentan dos condiciones fundamentales que deben cumplirse en cualquier forma de marcha bípeda, incluso si se ve afectada de alguna u otra forma. Estas condiciones son: 1) mantener las fuerzas de reacción del suelo en la extremidad de apoyo y 2) llevar a cabo un movimiento periódico de cada pierna desde una posición de apoyo a otra en la dirección del desplazamiento. De esta forma, con cada paso las velocidades del cuerpo aumentan y disminuyen ligeramente, el cuerpo se eleva y desciende unos pocos centímetros y oscila levemente de un lado a otro [9].

### 2.3.1 El ciclo de la marcha

A medida que el cuerpo avanza, una extremidad actúa como fuente de soporte mientras que la otra extremidad avanza hacia un nuevo punto de apoyo. Luego, las extremidades intercambian sus roles. Esta

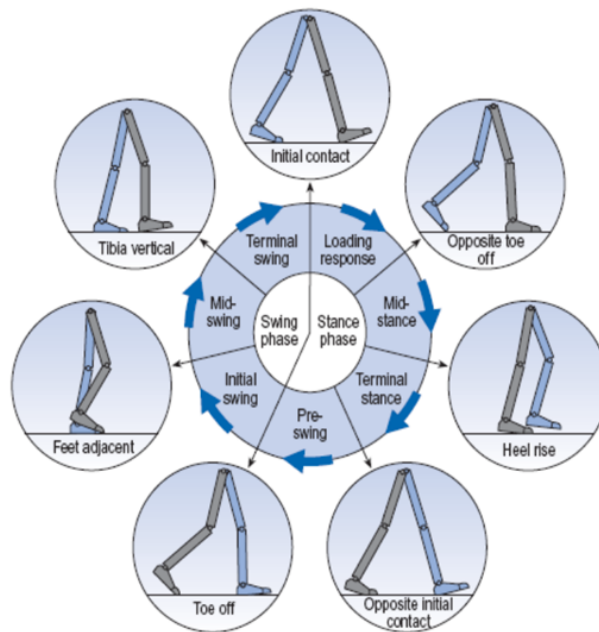
serie de eventos se repite en cada extremidad con un tiempo recíproco hasta que se alcanza el destino de la persona. Una sola secuencia de estas funciones realizada por una extremidad se llama ciclo de marcha [10].

Las personas normales inician el contacto con el suelo con el talón. Cada ciclo de marcha se divide en dos períodos, el de soporte y el de balanceo, también conocidos como fases de la marcha. El término "soporte" se utiliza para designar el período completo durante el cual el pie está en el suelo. El soporte comienza con el contacto inicial y supone un 60 % del total del ciclo. La palabra "balanceo" se aplica al tiempo en que el pie está en el aire para avanzar la extremidad. El balanceo comienza cuando el pie se levanta del suelo (despegue de los dedos), abarca un 40 % restante del ciclo de la marcha. Por lo tanto, el ciclo de marcha puede definirse como el lapso de tiempo que transcurre entre dos eventos repetitivos consecutivos durante el proceso de caminata [11].

### 2.3.2 Fases del ciclo de la marcha

- Fase de apoyo [10]:
  - Contacto inicial (0 – 2 %): En esta etapa el pie establece su primer contacto con el suelo, específicamente a través del talón.
  - Respuesta de carga (2 – 10 %): Esta fase se caracteriza por el contacto de la parte anterior del pie con el suelo.
  - Apoyo medio (10 – 30 %): Esta fase implica la progresión del cuerpo sobre el pie que está en contacto con el suelo, manteniendo la estabilidad del pie y del tronco. Además, se produce el despegue del miembro opuesto, lo que lleva al cuerpo a estar en un soporte monopodal.
  - Apoyo final (30 – 50 %): Esta fase ocurre cuando el talón se despegue del suelo. Su objetivo es proporcionar aceleración para lograr una longitud de zancada adecuada. Esta aceleración se genera a través del avance del centro de masa del cuerpo y la inclinación hacia adelante del tronco gracias a la acción del tríceps.
  - Prebalanceo (50 – 60 %): Esta fase comienza cuando el miembro contrario hace contacto con el suelo, dando lugar a la segunda fase de doble apoyo. Termina cuando los dedos se despegan del suelo. Durante esta etapa, el centro de presión plantar se desplaza hacia la zona media de la planta del pie.
  
- Fase de oscilación [10]:

- Balanceo inicial (60 – 73 %): En esta fase se requiere generar una separación con el piso y comienza con el despegue del antepié. En esta fase solo actúan fuerzas de peso, gravedad o fuerzas de inercia.
- Balanceo medio (73 – 87 %): Esta fase corresponde a un periodo en el cual se mantiene la elevación del pie con respecto al piso, es un periodo de oscilación donde existe una actividad muscular muy reducida. En esta fase los movimientos tanto de la cadera y la rodilla son producto de fuerzas inerciales y gravitatorias.
- Balanceo final (87 – 100 %): En esta fase se produce la desaceleración de la pierna que está en fase oscilante con el objetivo de preparar correctamente el pie para establecer el contacto con el suelo. Cabe destacar que la posición con la que el pie enfrenta el suelo en esta fase es muy importante, pues un mal posicionamiento generaría elevados momentos de inversión o eversión.



**Figura 2.4:** Fases en el ciclo de la marcha [10].

## 2.4 Patologías más comunes del pie

### 2.4.1 Pie cavo

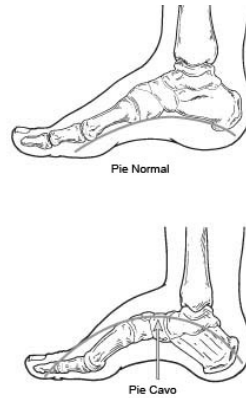
El pie cavo es una condición caracterizada por un arco muy alto en el pie. Esta elevación del arco provoca que al estar de pie o caminar, se concentre una cantidad excesiva de peso en la parte delantera de la planta del pie y en el talón [12]. El pie cavo puede manifestarse con diversos signos y síntomas, incluyendo dolor e inestabilidad, y puede desarrollarse en cualquier etapa de la vida, afectando uno o ambos pies. Los principales signos y síntomas del pie cavo incluyen:

- Elevación pronunciada del arco, visible incluso al estar de pie.
- Posibles deformidades de los dedos del pie, como dedos en martillo o dedos en garra.
- Formación de callosidades en la parte delantera de la planta del pie, en los lados o en el talón.
- Dolor al ponerse de pie o caminar.

Inestabilidad en el pie debido a una inclinación hacia adentro del talón, lo que puede aumentar el riesgo de torceduras de tobillo.

En algunos casos, las personas con pie cavo pueden experimentar una caída del pie, que se caracteriza por una debilidad en los músculos del pie y el tobillo, lo que provoca un arrastre del pie al caminar. La caída del pie suele ser un indicio de una enfermedad neurológica subyacente. El tratamiento no quirúrgico del pie cavo puede comprender las siguientes opciones:

- Dispositivos ortopédicos: Los dispositivos ortopédicos personalizados que se insertan en el calzado son beneficiosos ya que proporcionan estabilidad y amortiguación al pie.
- Modificaciones del calzado: Utilizar zapatos con una horma alta para dar soporte al tobillo y con tacones ligeramente más anchos en la parte inferior para añadir estabilidad.
- Ortesis: Para mantener la estabilidad del pie y el tobillo. Las ortesis también son útiles para abordar la caída del pie.



**Figura 2.5:** Pie normal y pie cavo [12].

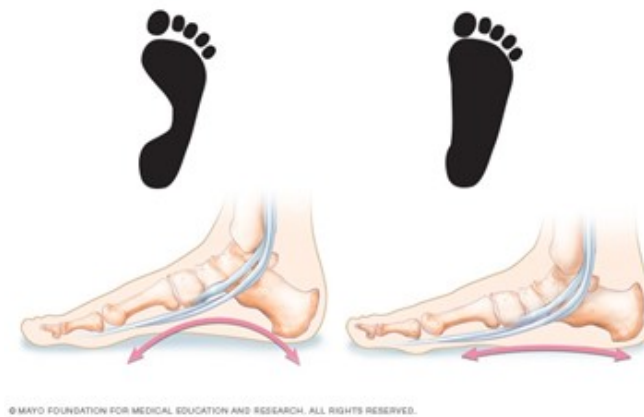
## 2.4.2 Pie plano

Es una condición que se caracteriza por una alteración en la forma del pie, donde no se presenta un arco normal al estar de pie debido a la laxitud de los tendones [13]. Es normal en bebés y niños pequeños, a medida que los niños crecen, los tejidos se tensan y forman un arco. Sin embargo, en algunas personas este arco nunca se desarrolla debido a condiciones hereditarias como el síndrome de Ehlers-Danlos o el síndrome de Marfan.

El envejecimiento, las lesiones o una enfermedad pueden causar daño a los tendones y provocar que se desarrolle pie plano en una persona a quien ya se le han formado los arcos. Los síntomas en los adultos pueden incluir pies arqueados o cansados después de períodos prolongados estando de pie o practicando deportes. Los pacientes que hayan tenido pie plano durante mucho tiempo pueden desarrollar cambios en la apariencia, flexibilidad de los dedos o dolor en los dedos deformados.

Los pies planos en un niño o adulto no necesitan tratamiento si no están causando dolor o problemas para caminar. Si se presenta dolor debido a los pies planos flexibles, se puede optar por el uso de soportes de arco (dispositivo ortopédico), estiramientos de las pantorrillas para mejorar la flexibilidad o zapatos especiales diseñados para proporcionar un mejor soporte y comodidad.

Los pies planos en adultos mayores se pueden tratar con analgésicos, dispositivos ortopédicos y algunas veces cirugía.



**Figura 2.6:** En un pie normal, el arco deja una huella similar a la que se representa a la izquierda, mientras que un pie plano suele dejar una huella como la que se representa en la imagen de la derecha. [13].

### 2.4.3 Juanetes

Los juanetes, también conocidos como Hallux Valgus o Hallux Abducto Valgus, es una deformidad del pie caracterizada por una curva en el lado del dedo gordo, causada por cambios en la estructura ósea en la parte anterior del pie [14]. El dedo gordo se desvía hacia el segundo dedo en lugar de apuntar hacia adelante, lo que provoca una desalineación de los huesos y la formación de la "protuberancia". Este problema es progresivo y empeora con el tiempo a medida que los huesos se modifican gradualmente. Los síntomas comunes asociados con los juanetes:

- Dolor o molestia en la zona afectada.
- Inflamación y enrojecimiento alrededor del juanete.
- Sensación de ardor en la zona afectada.
- A veces, entumecimiento en el dedo gordo.

Una deformidad del juanete se puede diagnosticar y controlar mediante evaluaciones médicas periódicas y radiografías para determinar la progresión de la deformidad y reducir el riesgo de daño a las articulaciones. En cuanto a los tratamientos, se pueden considerar diversas opciones:

- Cambio de calzado: Usar zapatos con punta más ancha y evitar zapatos puntiagudos o de tacón alto puede reducir las molestias.

- Almohadillas: Colocar almohadillas sobre el área del juanete puede minimizar el dolor y se pueden obtener a través de un cirujano podiátrico o adquirirlas en una farmacia.
- Modificación de actividades: Evitar actividades que causen dolor en los juanetes, como permanecer de pie durante largos períodos, puede reducir la incomodidad.
- Medicación: Los medicamentos antiinflamatorios no esteroides (NSAID), como el ibuprofeno, pueden ayudar a reducir el dolor y la inflamación.
- Aplicación de hielo: Utilizar una bolsa de hielo varias veces al día puede ayudar a reducir la inflamación y el dolor.
- Terapia de inyección: En casos de inflamación de la bursa (saco de fluidos alrededor de las articulaciones), se pueden considerar inyecciones de corticoesteroides, aunque rara vez se utilizan en el tratamiento de los juanetes.
- Dispositivos ortopédicos: Un médico especializado en pie y tobillo puede recomendar dispositivos ortopédicos para proporcionar apoyo adicional y alivio.



**Figura 2.7:** Pie con juanete o Hallux Abducto Valgus [14].

#### 2.4.4 Hallux Rigidus

El Hallux Rigidus es una anomalía que impacta la articulación en la parte inferior del dedo gordo del pie. Esta condición se identifica por provocar molestias y rigidez en el dedo gordo, lo que eventualmente

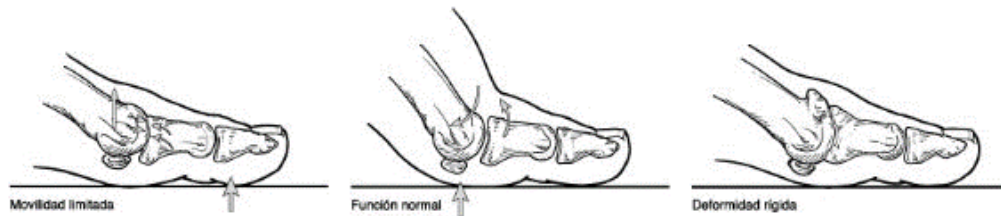
limita la flexibilidad de ese dedo. [15]. La palabra "Hallux" se refiere al dedo gordo, mientras que "Rigidus" denota la rigidez que impide el movimiento. En esencia, el Hallux Rigidus es una forma de artritis degenerativa que puede provocar molestias e incluso discapacidad.

Los síntomas iniciales incluyen dolor y rigidez del dedo gordo al caminar, estar de pie o inclinarse, y este dolor puede agravarse en condiciones de frío o humedad. Además, se experimenta dificultad para realizar ciertas actividades y puede haber hinchazón e inflamación alrededor de la articulación.

A medida que la enfermedad progresa, pueden surgir síntomas adicionales, como dolor constante incluso en reposo, desarrollo de espolones en el hueso que dificultan el uso de calzado, y dolor en otras partes del cuerpo, como la cadera, rodilla o parte baja de la espalda debido a cambios en la forma de caminar.

El tratamiento temprano es fundamental para prevenir o retrasar la necesidad de cirugía en el futuro. Para casos moderados de Hallux Rigidus, se pueden considerar varias opciones de tratamiento, que incluyen:

- **Modificaciones del calzado:** Usar calzado con punta ancha para reducir la presión sobre el dedo. El calzado con suelas rígidas o arqueadas en la punta también puede ser recomendado.
- **Dispositivos ortopédicos:** Los dispositivos ortopédicos personalizados pueden mejorar la función del pie y aliviar los síntomas.
- **Medicación:** Los medicamentos antiinflamatorios no esteroideos (NSAID), como el ibuprofeno, pueden ayudar a reducir el dolor y la inflamación.
- **Terapia de inyección:** Las inyecciones de corticosteroides pueden ser efectivas para reducir la inflamación y el dolor en la articulación afectada.
- **Terapia física:** La terapia con ultrasonido y otras terapias físicas pueden proporcionar alivio temporal y mejorar la función del pie.



**Figura 2.8:** Pie con movilidad limitada, función normal y deformidad rígida o Hallux Rigidus [15].

## 2.5 Tipos de plantillas ortopédicas y su función

En ortopedia, las ortesis se pueden clasificar según su función en el cuidado de la salud. Estas categorías son esenciales para garantizar un tratamiento adecuado y mejorar la calidad de vida de los pacientes [16]. Estas son las principales categorías de plantillas:

- **Plantillas Correctoras:** Estas plantillas están diseñadas para corregir la forma del pie. Por lo tanto, generalmente se prescriben para niños, ya que sus pies están en proceso de formación y es más factible influir en su desarrollo. Las plantillas correctoras contribuyen a rectificar la forma del pie y a asegurar un correcto funcionamiento biomecánico. Su uso durante el período de crecimiento puede mejorar la forma final del pie en comparación con si no se hubieran utilizado.
- **Plantillas Terapéuticas:** Las plantillas terapéuticas se emplean para modificar la pisada y prevenir o tratar patologías específicas o alteraciones biomecánicas. Por ejemplo, se utilizan para prevenir la artrosis o reducir su progresión, corregir una huella plana o evitar la presión sobre áreas ulceradas del pie. Estas plantillas se adaptan a las necesidades médicas del paciente y pueden ser una parte fundamental de su tratamiento.
- **Plantillas Acomodativas o ajustables:** A diferencia de las plantillas correctoras, las acomodativas no buscan modificar la forma del pie, sino acomodar el pie del paciente para prevenir lesiones. Están diseñadas para personas con afecciones médicas específicas como diabetes, rigidez o inmovilidad de los pies, así como algunas afecciones vasculares y neurológicas. Su función principal es proporcionar comodidad y reducir el riesgo de complicaciones relacionadas con el pie.

Es importante destacar que el tratamiento no se limita únicamente al uso de plantillas ortopédicas. Normalmente, se complementa con pautas que deben seguir los pacientes para garantizar la efectividad

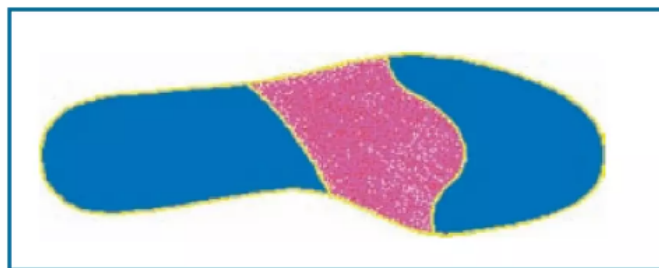
de las ortesis plantares. Estas pautas incluyen ejercicios de estiramiento y fortalecimiento para ayudar a mejorar la función del pie y optimizar los resultados del tratamiento.

## 2.6 Diseño de plantillas ortopédicas

Con respecto a la confección de una plantilla ortopédica, una de las consideraciones más importantes es la selección de los diversos elementos que componen y modifican la marcha.

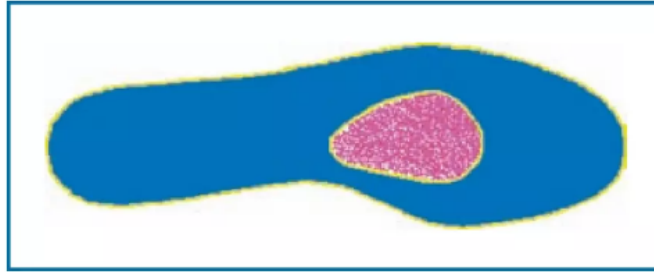
### 2.6.1 Elementos

- Barra retrocapital (Fig. 2.9): Este elemento ortésico se coloca estratégicamente justo detrás de las cabezas metatarsianas para aliviar la presión sobre las articulaciones metatarsofalángicas. Su diseño puede ser básico o incluir características adicionales como alerones laterales o una expansión en el centro. Es esencial en el tratamiento de las metatarsalgias, ya que distribuye las cargas y proporciona soporte adecuado [17].



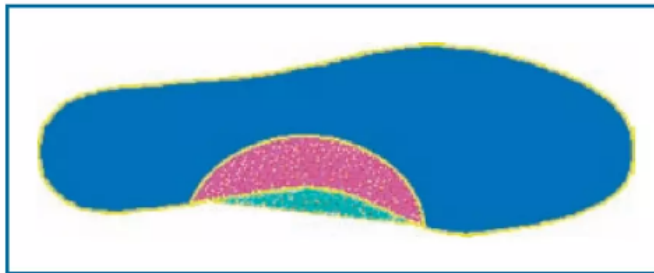
**Figura 2.9:** Barra retrocapital [17].

- Apoyo retrocapital (Fig. 2.10): El elemento retrocapital se posiciona en el centro y ejerce su acción principalmente en el segundo y tercer metatarsianos. Es especialmente útil en el tratamiento ortésico del síndrome de Morton [17].



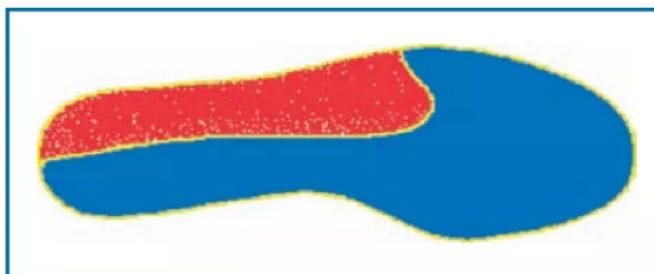
**Figura 2.10:** Apoyo retrocapital [17].

- Hemicúpula interna (Fig. 2.11): Esta ortesis, colocada en la parte media del pie, ayuda a reducir la hiperpronación y se emplea en el tratamiento de afecciones del tibial posterior, como el pie plano del adulto o la artrosis de Lisfranc, entre otras [17].



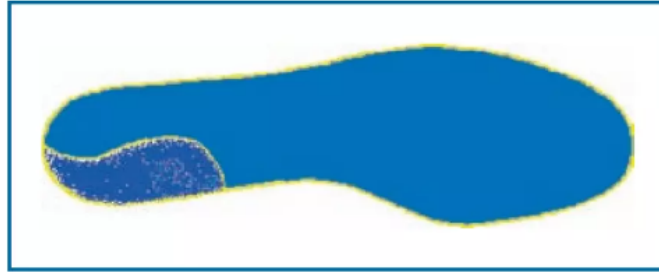
**Figura 2.11:** Hemicúpula interna [17].

- Banda pronadora total (Fig. 2.12): Esta ortesis se coloca en la parte lateral del pie para contrarrestar la inversión del mismo. Además de su uso en la corrección de la inversión del pie, también se emplea como medida preventiva contra los esguinces de tobillo [17].



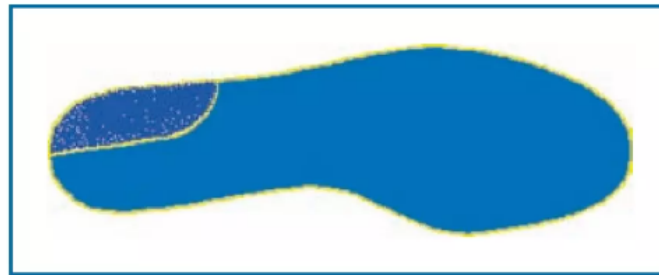
**Figura 2.12:** Banda pronadora total [17].

- Cuña supinadora posterior (Fig. 2.13): Esta ortesis se posiciona debajo de la parte media del calcáneo y se utiliza para tratar el valgo calcáneo [17].



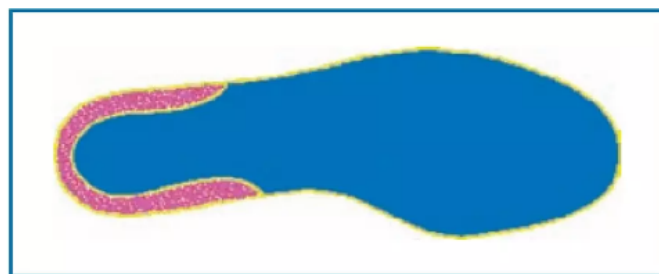
**Figura 2.13:** Cuña supinadora posterior [17].

- Cuña pronadora posterior (Fig. 2.14): Esta ortesis se coloca debajo de la parte lateral del calcáneo y se utiliza para tratar el varo calcáneo [17].



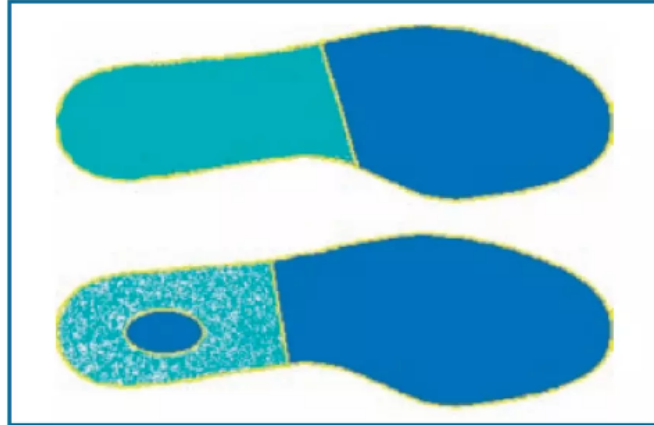
**Figura 2.14:** Cuña pronadora posterior [17].

- Cubeta talonera o anillo de Schwartz (Fig. 2.15): Este elemento de estabilización transversal del calcáneo es comúnmente utilizado en personas mayores para estabilizar la parte posterior del pie. Puede combinarse con una cuña supinadora o pronadora según sea necesario [17].



**Figura 2.15:** Cubeta talonera [17].

- Talonera o realce (Fig. 2.16): Este elemento puede ser utilizado tanto para amortiguar como para elevar [17].



**Figura 2.16:** Taloneral [17].

Es importante señalar que no todos los componentes de una plantilla ortopédica siguen un estándar, lo que significa que ciertos especialistas pueden optar por no emplear algunos elementos en el tratamiento de una misma patología. Además, existen estudios que respaldan la incorporación de ciertos elementos adicionales en función de la investigación clínica y biomecánica.

## 2.7 Diseño automatizado 3D

La tecnología de diseño 3D automatizado ha revolucionado por completo la forma en que concebimos y creamos objetos, productos y sistemas en la actualidad. Este enfoque innovador combina la potencia del Diseño Asistido por Computadora (CAD) con la automatización avanzada para agilizar y mejorar significativamente el proceso de diseño. El diseño 3D automatizado está transformando industrias tan diversas como la manufactura, la arquitectura, la medicina, entre otras, ofreciendo ventajas que van desde la aceleración de la innovación hasta la personalización en distintos ámbitos. A medida que avanzamos hacia una era cada vez más digital, el diseño 3D automatizado se vuelve una herramienta indispensable para buscar una mayor eficacia y eficiencia a la hora de desarrollar modelos.

En la actualidad, ya se han demostrado la eficiencia de estos modelos en el ámbito de órtesis plantares [18]. Sin embargo, solo unos pocos papers se dedican a este campo, por lo que las soluciones disponibles no se adaptan a las necesidades específicas en el ámbito clínico. Las órtesis plantares personalizadas son especialmente importante para los pacientes diabéticos, para quienes sería posible imprimir plantillas personalizadas, optimizando la distribución de la presión plantar aplicando propiedades estructurales y funcional a la plantilla [19].

### 2.7.1 Rhino 8

Rhino 8 es un software de modelado 3D que permite crear, editar, analizar, documentar, renderizar, animar y traducir una amplia variedad de geometrías, incluyendo curvas NURBS, superficies y sólidos, así como geometría de subdivisión, nubes de puntos y mallas poligonales [20]. No tiene restricciones en cuanto a complejidad, grado o tamaño de los diseños, excepto las limitaciones de hardware del computador. Entre sus características destacadas se incluyen:

- Herramientas de modelado 3D de forma libre ilimitadas, que generalmente se encuentran en productos mucho más costosos.
- Precisión necesaria para el diseño, prototipado, ingeniería, análisis y fabricación de una amplia gama de productos, desde aviación hasta joyería.
- Compatibilidad con la mayoría de los programas de diseño, dibujo, ingeniería, prototipado, análisis, renderizado, animación e ilustración.
- Capacidad para leer y reparar mallas y archivos IGES complicados.
- Accesibilidad, ya que es fácil de aprender y utilizar, lo que permite centrarse en el diseño y la visualización sin preocuparse por la complejidad del software.
- Rendimiento rápido, incluso en computadoras portátiles estándar, sin necesidad de hardware especializado.
- Plataforma de desarrollo que admite cientos de productos 3D especializados.
- Costo accesible, ya que no requiere hardware costoso, tiene una curva de aprendizaje corta y un precio asequible, sin cuotas de mantenimiento.

Dentro de esta plataforma se encuentra Grasshopper, un editor de algoritmos gráficos que se integra en Rhino y no requiere conocimientos de programación ni scripting. Permite a desarrolladores y diseñadores crear algoritmos de generación sin necesidad de escribir código. Algunas de las razones para utilizar GrassHopper son:

- Automatización: A diferencia de otros softwares como AutoCAD, donde dibujar líneas perpendiculares implica copiarlas y pegarlas varias veces, Grasshopper simplifica este proceso. Al ser un

software automatizado, puedes crear un flujo de trabajo más fluido, lo que permite un proceso más rápido para elementos de diseño repetitivos. También puedes guardar los datos existentes y usarlos en otros proyectos.

- **Tareas recurrentes:** Puedes crear módulos personalizados para realizar diversas tareas. Los módulos funcionan como variables donde puedes proporcionar diferentes entradas y salidas, evitando perder tiempo en repeticiones.
- **Disponibilidad de módulos:** Facilita el acceso a los módulos creados por otros diseñadores y utilizarlos para diseño propio.
- **Velocidad:** Trabajar dentro de este software requiere menos tiempo. Si se tiene un modelo paramétrico básico listo, se puede cambiar sus variables en cuestión de minutos.

## 2.8 Fabricación de plantillas con impresión 3D

Una amplia gama de materiales tradicionalmente se ha utilizado en la producción de plantillas para zapatos. Propiedades como la dureza, resistencia a la tracción, rigidez, flexibilidad y permeabilidad dependen directamente del material constituyente y han sido objeto de algunos estudios [21] [22]. En la producción de plantillas en los últimos años, el Etileno-vinil acetato (EVA) ha sido uno de los materiales más utilizados. Se trata de un polímero termoestable que se encuentra en láminas de diversos tamaños y espesores. Es común que el bloque de material a utilizar conste de dos zonas con diferentes densidades de material. El área de mayor densidad se utiliza para producir la parte trasera de la plantilla, ya que se caracteriza por una mayor dureza y proporciona mayor estabilidad al área del talón. El área menos rígida se utiliza para fresar la parte delantera, ya que el área metatarsal requiere una mayor eficiencia en la absorción de impactos [23].

La fabricación aditiva es una tecnología que permite convertir datos de modelos sólidos virtuales en objetos físicos agregando material en capas sucesivas. Esto simplifica el ciclo de producción y facilita la creación de prototipos de alta calidad en cuestión de horas, así como la fabricación de productos personalizados o series de producción cortas. La tecnología de impresión 3D deposita capas de material una encima de la otra para crear un objeto físico [24].

Las ventajas de la fabricación aditiva incluyen la capacidad de crear formas complejas, utilizar combinaciones de materiales para proporcionar nuevas propiedades, diseñar estructuras jerárquicas en múltiples escalas y agregar geometrías que otorgan funcionalidades adicionales a los productos. Estas ventajas ha-

cen que la fabricación aditiva sea altamente competitiva en términos de respuesta rápida a las demandas cambiantes del mercado y la creciente necesidad de personalización de productos.

Sin embargo, la fabricación aditiva también tiene limitaciones, como la necesidad de evitar colisiones entre la boquilla y la pieza debido a la orientación de esta y la necesidad de minimizar las variaciones en la altura del material depositado causadas por la aceleración o desaceleración de la boquilla.

Una de las técnicas de fabricación aditiva más populares es la impresión 3D por Modelado por Deposición Fundida o Fused Deposition Modeling (FDM). Este proceso implica calentar y extruir un filamento termoplástico, que se deposita capa tras capa para crear objetos tridimensionales. La difusión de esta técnica se ha acelerado debido a la expiración de la patente de FDM y el desarrollo de máquinas de bajo costo por parte de numerosas empresas.

Los filamentos de impresión 3D pueden tener diferentes grados de rigidez, siendo comunes materiales tanto rígidos como flexibles. Algunos ejemplos de materiales rígidos incluyen a el Ácido Poliláctico (PLA) y el Acrilonitrilo Butadieno Estireno (FDM). Por otro lado, existen materiales flexibles como el Poliuretano termoplástico (TPU) y el Elastómero Termoplástico (TPE).

El proceso de impresión comienza con la preparación del archivo utilizando un software de impresión, que posiciona el objeto, calcula las capas y la trayectoria de la boquilla. Sin embargo, la mayoría de las herramientas de software no tienen en cuenta las estructuras internas en el cálculo de las capas, lo que limita las posibilidades funcionales de los objetos impresos [24].

### **2.8.1 Elastómeros termoplásticos**

Los elastómeros termoplásticos (TPE) son materiales que mezclan las características tanto del caucho como del plástico. Se destaca por su capacidad de ser flexible y de ajustarse a diversas formas y usos. Son muy resistentes a la abrasión, lo que los hace duraderos contra el desgaste. También son flexibles, lo que les permite volver a su forma original después de ser deformados [25].

Una de las principales ventajas del TPE es su habilidad para conservar la flexibilidad en diferentes temperaturas, lo que los convierte en una opción ideal para usos que necesitan mantener su forma en distintas condiciones. Además, cuentan con una excelente resistencia al desgarro [26], lo que los convierte en la opción perfecta para artículos sometidos a tensiones mecánicas.

En lo que respecta al proceso de fabricación, los TPE pueden ser formados a través de diferentes

técnicas, como la inyección, la compresión, la extrusión y otros procesos específicos [26]. Esto les permite ser empleados en diferentes productos, desde artículos de consumo hasta componentes industriales, donde se necesita flexibilidad y resistencia mecánica.

## **2.9 Discusión**

Con la información recopilada en el análisis bibliográfico, es imperativo destacar la importancia de la salud de la marcha humana en la vida cotidiana. Aunque existan afecciones que limiten ciertos movimientos o el desplazamiento de una persona, existen formas de tratarlas. En este contexto, las plantillas ortopédicas no solo son útiles en muchos casos, sino que el análisis de estas puede proporcionar una visión más objetiva del estado de un paciente y su progreso hacia una mejor calidad de vida. El diseño automatizado de plantillas ortopédicas se ha abordado en estudios recientes, pero se ha centrado principalmente en su manufactura [18]. Sin embargo, existe un espacio valioso para explorar y desarrollar aún más las capacidades del diseño automatizado en términos de optimización de la forma y la función de las plantillas ortopédicas para adaptarse mejor a las necesidades individuales de los pacientes, así también como los materiales involucrados en la confección de estas.

## Capítulo 3. Desarrollo del algoritmo

---

En este capítulo se expone la técnica de diseño y el algoritmo empleado en la elaboración del modelo tridimensional de la plantilla ortopédica. Se detallan y representan los componentes que integran la plantilla, junto con sus respectivos esquemas.

### 3.1 Consideraciones de diseño

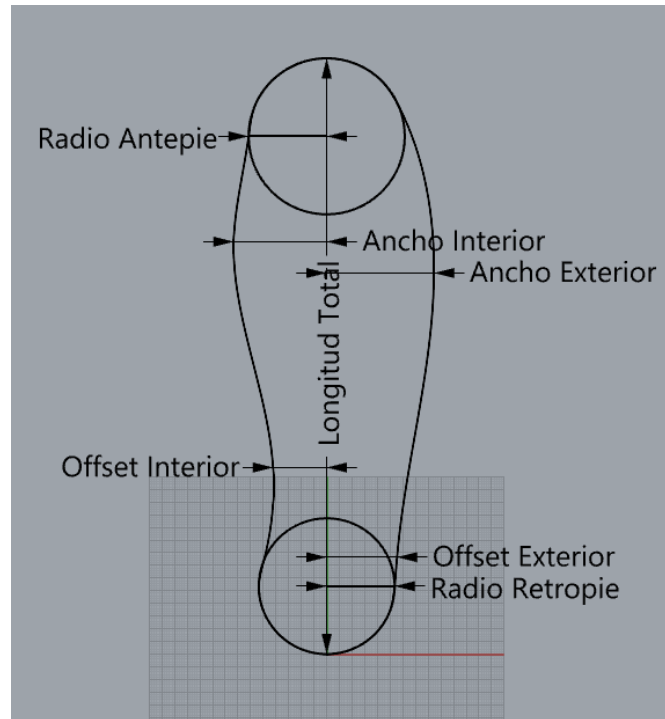
Con la información recopilada sobre las plantillas ortopédicas y las observaciones por parte de especialistas, se consideraron los siguientes elementos ortésicos para su integración en el algoritmo: barra retrocapital, arco longitudinal, cuña supinadora y pronadora del retropié y antepié, talonera y realce del retropié.

Para modificar estos elementos se utilizaron diversos parámetros que contemplan puntos de referencias anatómicos en milímetros de manera personalizada, lo cual asegura que la plantilla se adapte adecuadamente a las características particulares de la estructura del pie de cada paciente. Esta elección de parámetros, aunque limita cada elemento dentro de un rango definido, debe permitir combinar las características de los distintos elementos ortésicos, lo cual resulta en una amplia variedad de configuraciones posibles dentro del algoritmo.

El resultado final debe ser un modelo tridimensional que integre todos los elementos de manera cohesiva para asegurar la comodidad del paciente y efectividad del modelo.

### 3.2 Silueta

Para comenzar a diseñar la plantilla ortopédica, se bosqueja una silueta mediante puntos referenciales utilizando el plug-in Grasshopper. Así, las medidas utilizadas abarcan parámetros como el offset interior y exterior, un ancho interior y exterior, un radio para el retropié y antepié, además de la longitud total de la plantilla (Fig. 3.1).



**Figura 3.1:** Diseño esquemático de la plantilla ortopédica.

Con el fin de facilitar una manipulación más intuitiva y eficiente por parte del usuario, se adoptaron medidas en base a un porcentaje de la longitud total de la plantilla utilizando como referencia una horma entregada por uno de los especialistas entrevistados (Fig. 3.2). Determinando los diversos porcentajes con respecto a la longitud total según la Tabla 3-1.



**Figura 3.2:** Horma entregada por especialista clínico.

**Tabla 3-1:** Porcentajes de las medidas según Longitud Total.

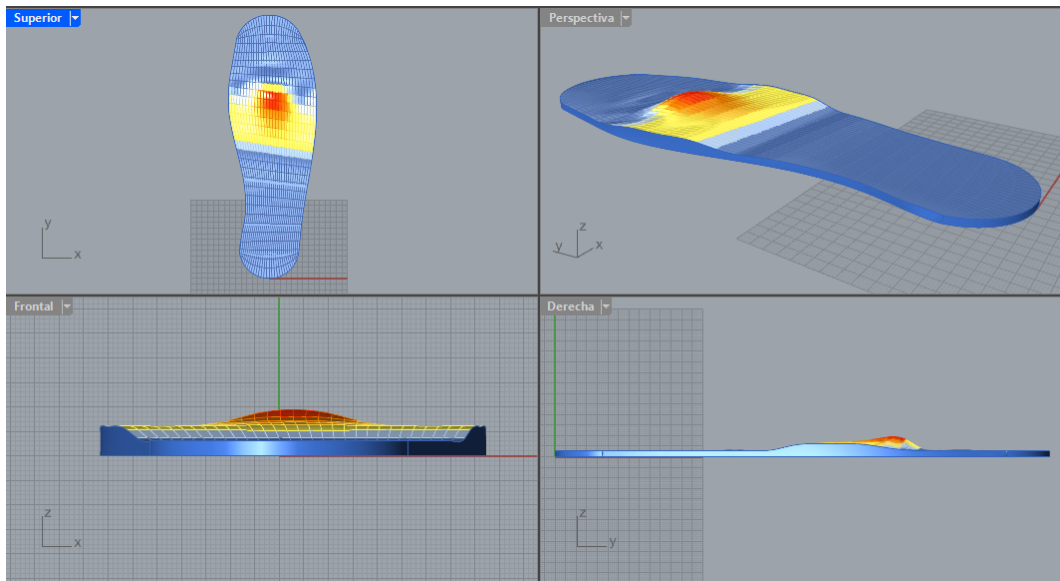
<b>Medidas</b>	<b>Longitud en eje X (%)</b>	<b>Longitud en eje Y (%)</b>
Offset interior	9 %	31.32 %
Offset exterior	11.8 %	16.27 %
Radio Antepie	13.1 %	13.1 %
Radio Retropie	11.4 %	11.4 %
Ancho interior	15.6 %	69.18 %
Ancho exterior	18 %	63.94 %
Largo Total	0	100 %

**Fuente:** Elaboración propia.

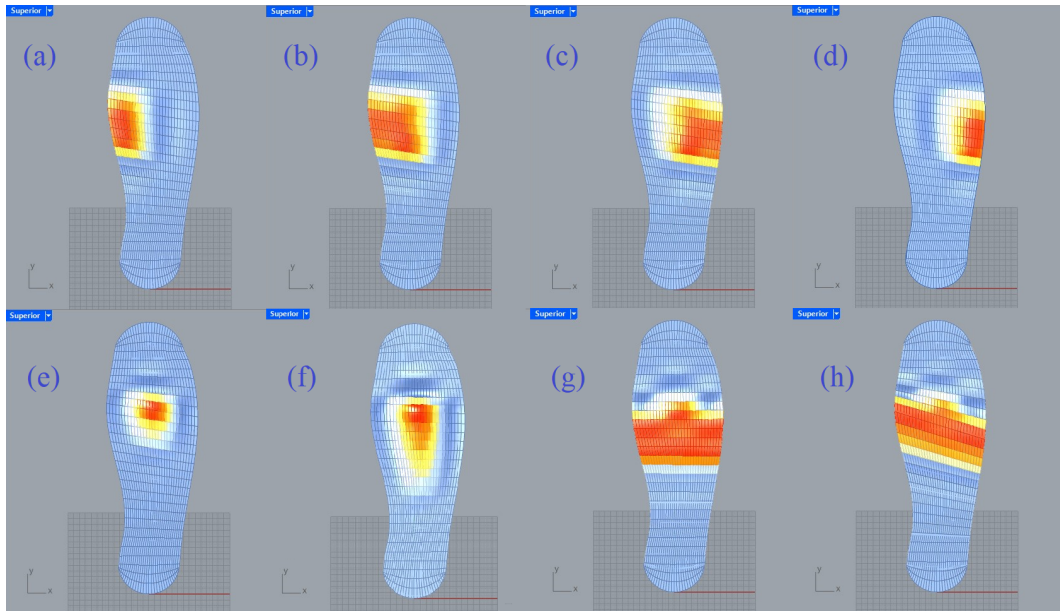
Finalmente, se propuso dividir la silueta y crear una matriz de puntos la cual será modificada tridimensionalmente. Cada punto de la matriz podrá ser ajustado y manipulado de acuerdo con el tipo de elemento ortésico definido.

### 3.3 Barra retrocapital

Para realizar una barra retrocapital (Fig. 3.3) que sea adaptable a la anatomía del paciente, se realizó una redefinición de una sección de la matriz de puntos según cuatro puntos referenciales situados en las paredes laterales de la silueta. Estos puntos varían con respecto a un porcentaje de la longitud total de la silueta. Con estos cuatro puntos se puede delimitar el área de la barra respecto a su grosor o inclinación (Fig. 3.4). Además, se divide el área resultante en tres secciones iguales, las cuales poseen un parámetro de altura independiente de cada una (interior, soporte y exterior) que varían entre 0 a 9 [mm]. Para realizar la distintiva forma de la barra retrocapital, a la sección del soporte se le agrega un punto extra en dirección al antepié, logrando una elevación más pronunciada en la zona de los metatarsos 2 y 3. De esta manera, las configuraciones posibles se limitan a siete parámetros distintos que alteran la forma y volumen de la barra retrocapital según sea necesario.



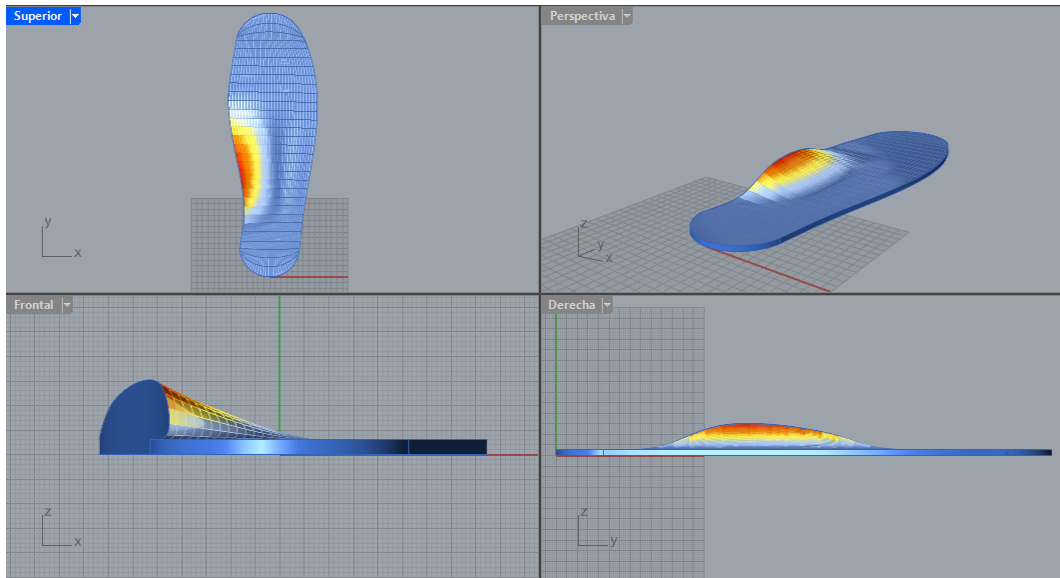
**Figura 3.3:** Distintas perspectivas de una barra retrocapital con altura interior y exterior de 3 [mm] y altura del soporte de 6 [mm]; largo inferior izquierdo, largo superior izquierdo, largo inferior derecho y largo superior derecho de 55 %, 70 %, 50 %, y 65 % de la longitud total de la plantilla.



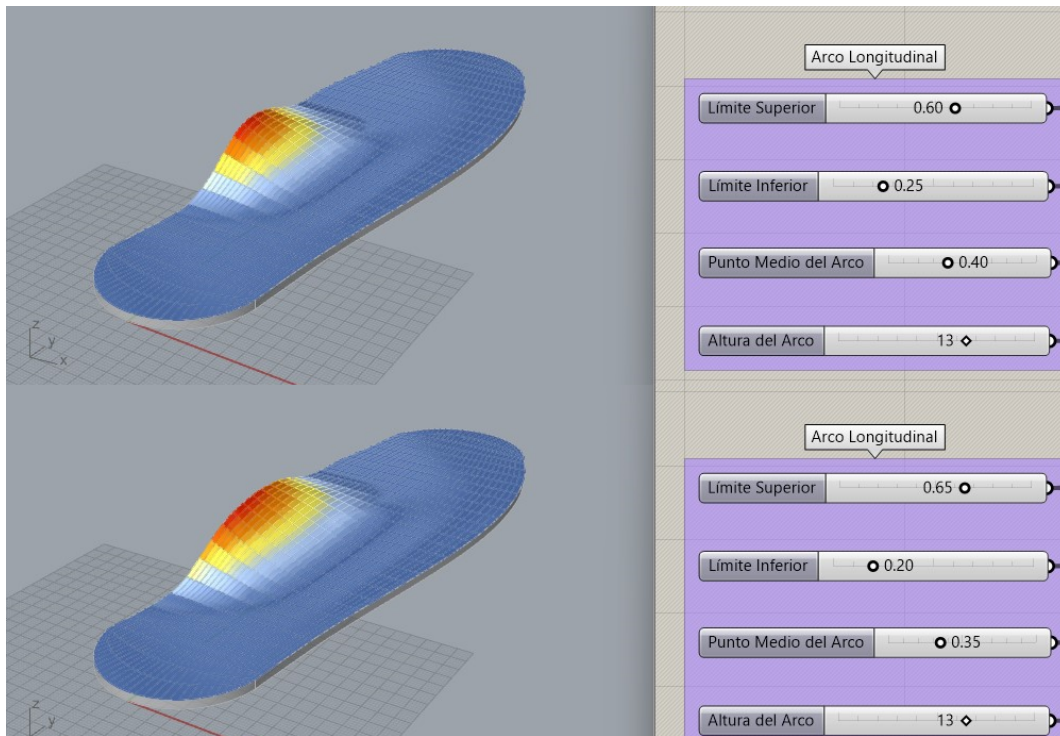
**Figura 3.4:** (a), (b), (c), (d) y (e), representan las distintas configuraciones cuando las diversas alturas varían según valores de 0 y 3 [mm] de altura. Por otro lado, las figuras (f), (g) y (h) representan las variaciones de los cuatro puntos referenciales y alturas de 3 [mm].

### 3.4 Arco longitudinal medial

Para realizar un arco longitudinal medial (Fig. 3.5), se utilizaron tres puntos referenciales según un porcentaje de la longitud total de la silueta, de manera que tenga dos puntos de apoyo y un punto de altura máxima con valores entre 0 y 20 [mm]. Se emplearon tres superficies distintas para ajustar la matriz de puntos configurada anteriormente por la barra retrocapital, delimitando el área del arco longitudinal hasta el medio de la silueta. Por lo tanto, la configuración de los cuatro parámetros no solo modifica los soportes y la altura máxima, sino también el volumen total del arco longitudinal (Fig. 3.6).



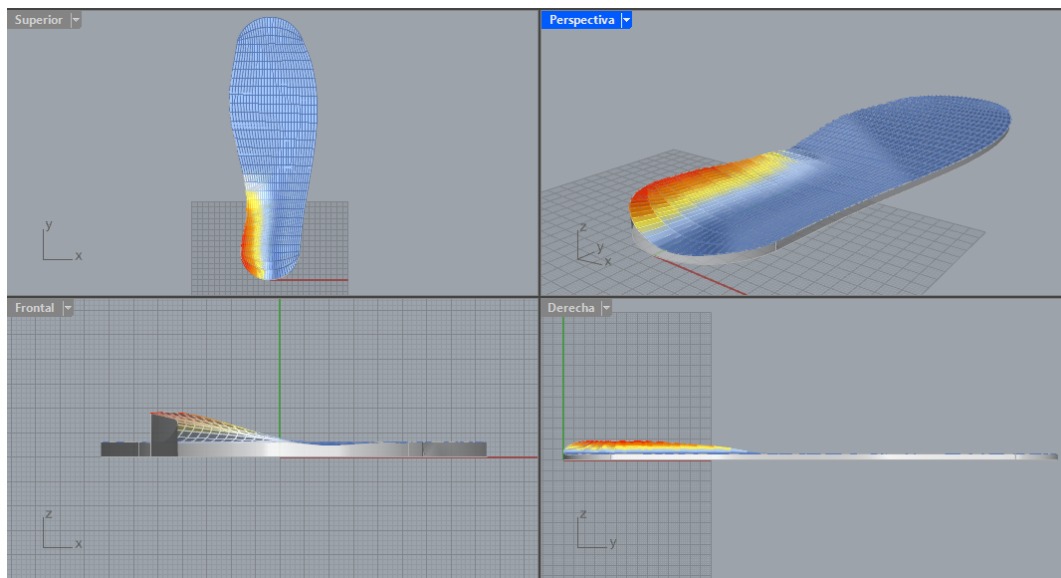
**Figura 3.5:** Distintas perspectivas del arco longitudinal medial con altura de 13 [mm]; límite superior, punto medio del arco y límite inferior de 60 %, 40 % y 25 % de la longitud total de la plantilla.



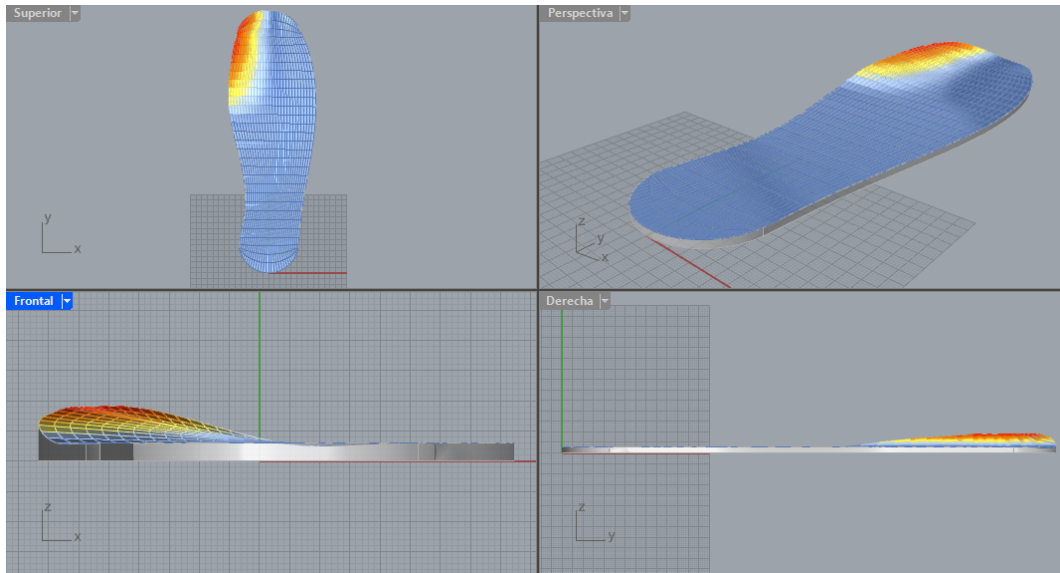
**Figura 3.6:** Arcos longitudinales de 13 [mm] de altura y con distintos puntos referenciales.

### 3.5 Cuñas supinadoras y pronadoras del retropié y antepié

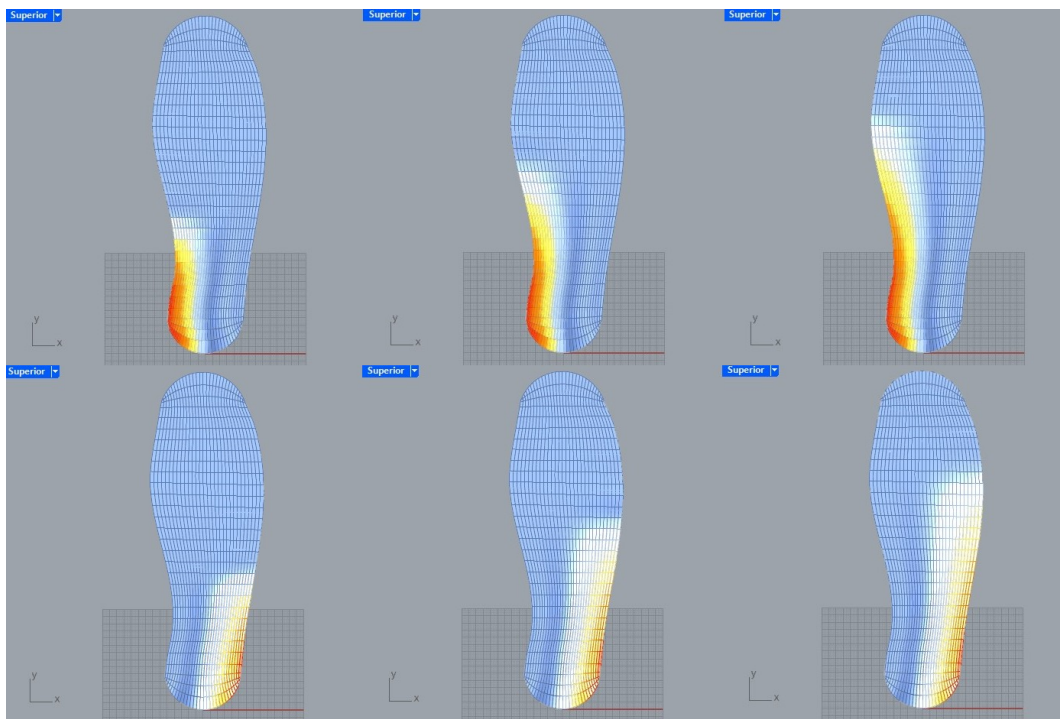
Para realizar las cuñas, ya sea del antepié o retropié (Fig. 3.7, 3.8), se consideró que parten desde el límite inferior o superior, dependiendo del caso, y terminan en un punto referencial determinado por un porcentaje de la longitud total de la plantilla. Además, la altura debe decrecer de manera lineal entre 0 y 15 [mm] para la comodidad del paciente. De esta manera, se configura para que las cuñas abarquen la mitad de la plantilla, desde el interior o exterior hacia el medio, y desde la parte inferior o superior hasta el punto referencial (Fig. 3.9, 3.10). Finalmente, con la configuración realizada se delimita un área en la cual la matriz de puntos será atraída y modificada.



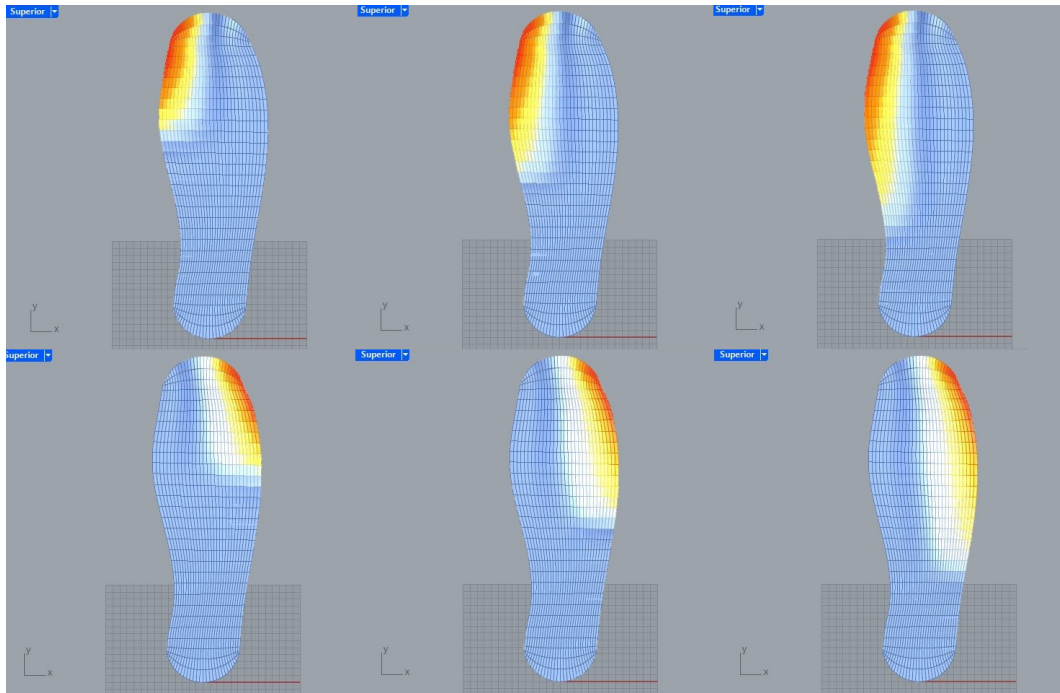
**Figura 3.7:** Distintas perspectivas de la cuña supinadora del retropié con 6 [mm] de altura; límite superior del 40 % de la longitud total de la plantilla.



**Figura 3.8:** Distintas perspectivas de la cuña supinadora del antepié con 6 [mm] de altura; límite inferior del 60 % de la longitud total de la plantilla.



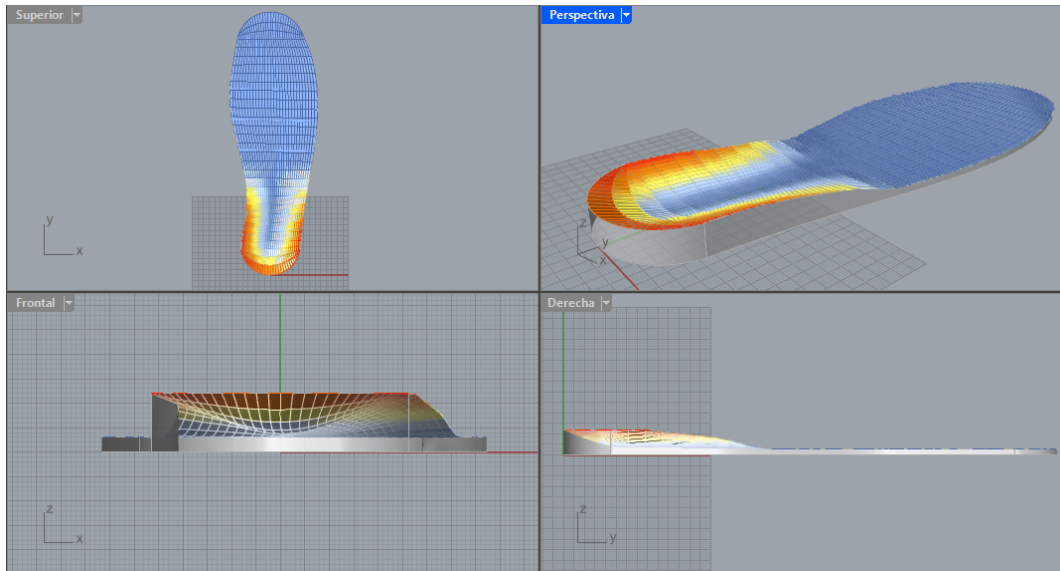
**Figura 3.9:** Cuña supinadora y pronadora del retropié con límites superiores de 40 %, 55 % y 70 % de la longitud total de la plantilla.



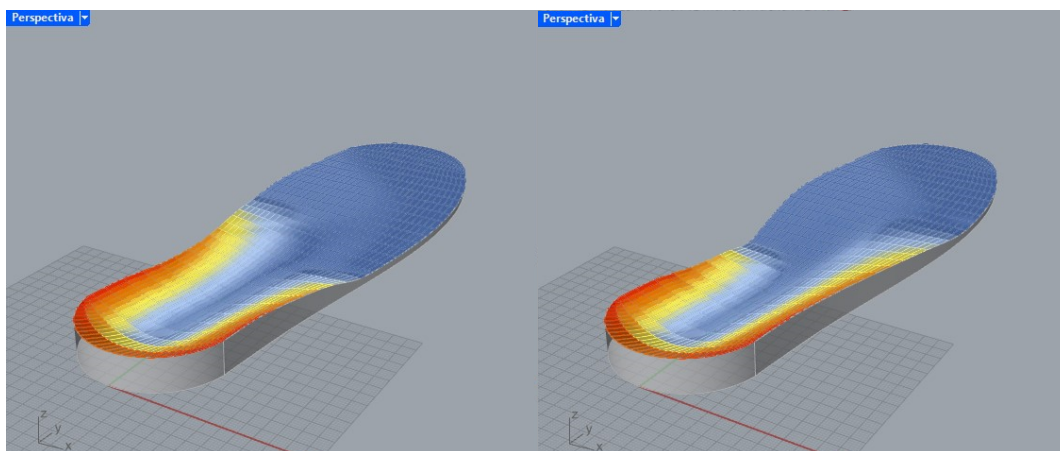
**Figura 3.10:** Cuña supinadora y pronadora del antepié con límites inferiores de 60 %, 45 % y 30 % de la longitud total de la plantilla.

### 3.6 Talonera

Para asegurar que la talonera (Fig. 3.11) cumpla su función adecuadamente, se configura su altura máxima en la parte posterior del talón y se utiliza el mismo principio que las cuñas del retropié. De esta manera, se garantiza que las partes exteriores del pie soporten el peso del retropié, aliviando la carga en el interior del talón. Finalmente, la talonera cuenta con un parámetro booleano que se establece en “true” cuando está activada y en “false” cuando está desactivada, un parámetro de altura y puntos referenciales utilizados del mismo modo que las cuñas del retropié (Fig. 3.12).



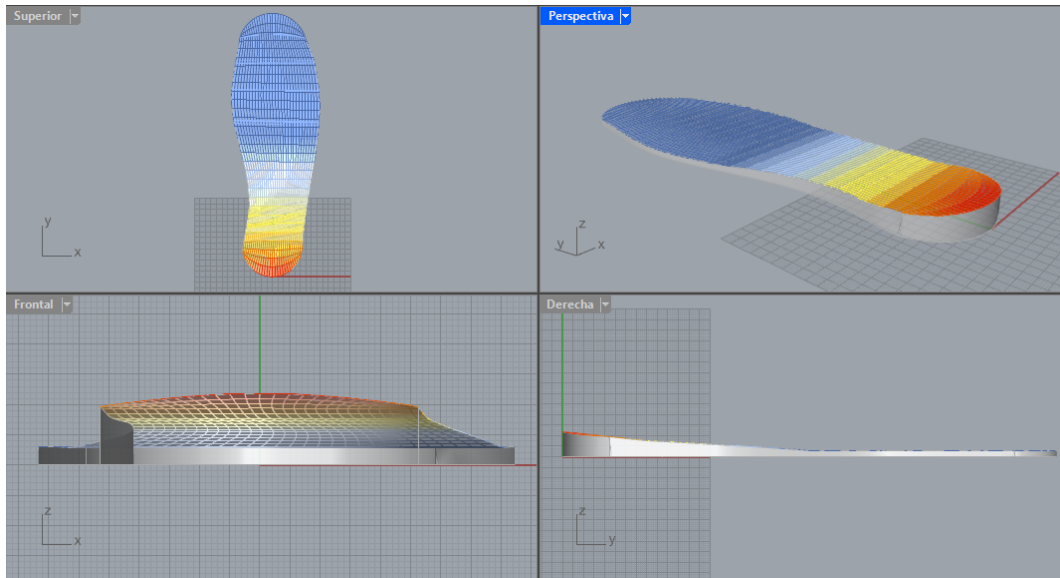
**Figura 3.11:** Distintas perspectivas de la talonera con 9 [mm] de altura y puntos referenciales de 40 % de la longitud total de la plantilla.



**Figura 3.12:** Taloneras con altura de 9 [mm] y puntos referenciales que varían entre 40 % y 60 % de la longitud total de la plantilla.

### 3.7 Realce

Para realizar el realce (Fig. 3.13) de la plantilla, es importante asegurarse de que los elementos previamente agregados mantengan su forma. Para ello, se eleva la matriz de puntos desde la zona posterior de la plantilla hasta la zona del mediopié, según un parámetro de altura que decrece de manera lineal y uniforme dentro del rango especificado.



**Figura 3.13:** Distintas perspectivas del realce con 9 [mm] de altura.

### 3.8 Modelo tridimensional

Para transformar estos elementos en un objeto sólido tridimensional en Grasshopper, se utilizan Boundary Representation (BREP), que es una forma estándar de representar geometría en modelos 3D. El BREP describe los límites de un objeto mediante una colección de caras, aristas y vértices que delimitan su forma.

En este caso específico, se delimita la plantilla utilizando una superficie compleja conformada por varias curvas obtenidas mediante la interpolación de una matriz de puntos. Esta superficie se genera utilizando el comando “Loft”, que permite crear una transición suave entre las curvas seleccionadas.

La matriz de puntos original, con coordenadas Z en 0, sirve como base para la plantilla ortopédica. La superficie compleja resultante, ajustada por diversos parámetros, se posiciona a una altura de 3 [mm] sobre la superficie base. Finalmente, se emplea nuevamente el comando “Loft” para crear una superficie que combine las dos superficies anteriores en un único BREP. Finalmente, se utiliza el comando “mirror” para obtener la plantilla del pie izquierdo.

Es importante tener en cuenta que al desarrollar el algoritmo completamente en Grasshopper, no se dispone de un elemento manipulable directamente en Rhino. Para lograr esto, es necesario “plasmarse”

el componente correspondiente, utilizando la función “Bake”, en este caso, el BREP compuesto de las superficies complejas de cada modelo, convirtiendo el modelo de un estado paramétrico y dinámico a un estado estático y editable en el entorno de Rhino. Finalmente, para obtener un modelo tridimensional listo para imprimir, hay que exportar el modelo en formato .obj.

### **3.9 Discusión**

El diseño de plantillas ortopédicas mediante modelado paramétrico, resuelve un problema bastante habitual en la fabricación de plantillas, la estandarización. Ya que según los especialistas entrevistados, no existe un consenso sobre la mejor configuración de elementos ortésicos para tratar una misma patología y mucho menos en la forma de fabricarlas. De esta forma, un algoritmo de modelado tridimensional que contenga un gran repertorio de elementos ortésicos serviría como base para estandarizar los procesos de manera más personalizada.

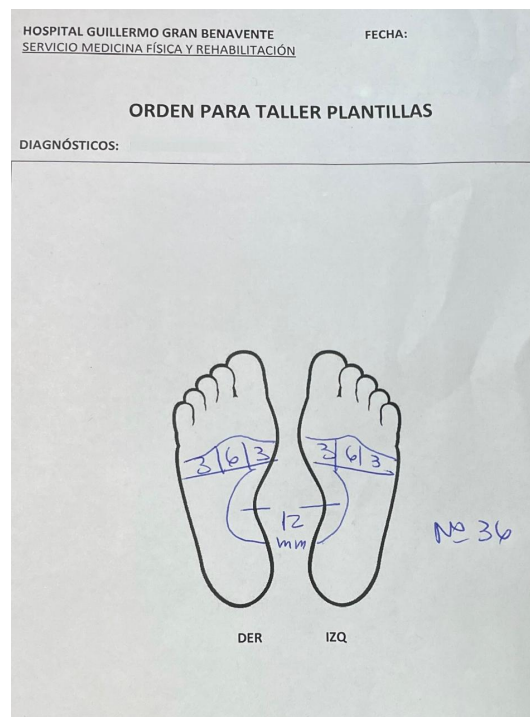
Por lo tanto, este algoritmo pretende facilitar la manufactura de plantillas ortopédicas mediante modelos que ofrezcan soluciones cómodas y eficientes para personalizar y adaptarlas de manera precisa a las necesidades específicas de cada paciente.

## Capítulo 4. Impresión del modelo tridimensional

En este capítulo se exponen los modelos de plantillas ortopédicas resultantes según receta ortopédica para su revisión por parte del especialista, junto con la retroalimentación correspondiente. Se destaca la importancia del material en la elaboración de la plantilla y las características del mismo.

### 4.1 Modelos de plantillas ortopédicas

Una vez terminado el algoritmo, se presentó a un equipo de fisiatras y ortesistas del Hospital Guillermo Grant Benavente de Concepción (HGGB) para obtener retroalimentación e imprimir las plantillas según receta ortopédica emitida por una de las fisiatras (Fig. 4.1).



**Figura 4.1:** Receta ortopédica entregada por fisiatra.

De este modo, se utilizan los siguientes parámetros para configurar el modelo: Longitud total de 235 [mm]; barra retrocapital con largo inferior izquierdo de 55 %, largo superior izquierdo de 70 %, largo inferior derecho de 50 %, largo superior derecho de 65 %, altura exterior supinadora y pronadora de 3

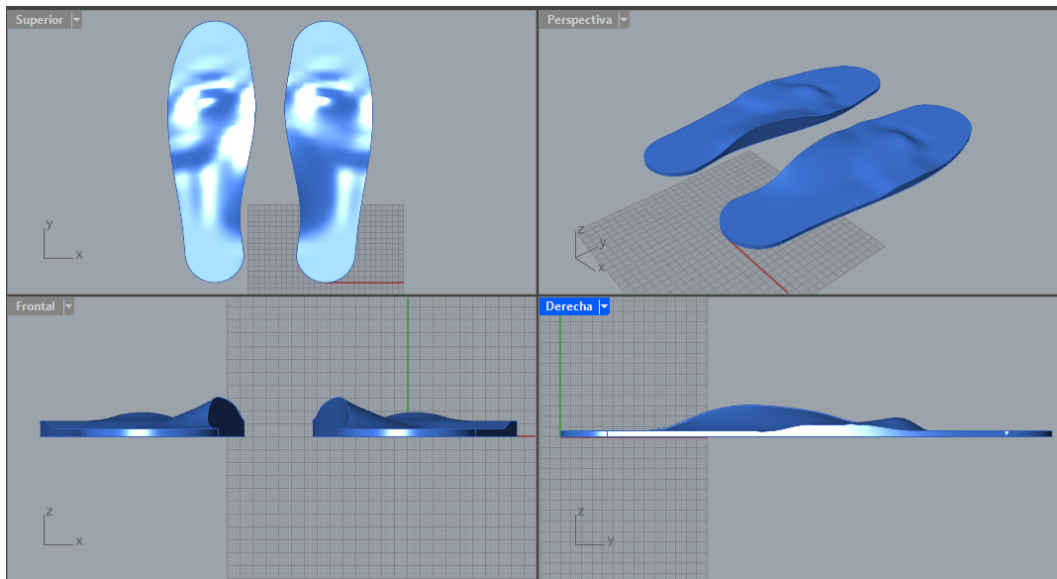
[mm] y altura de soporte interior de 6 [mm]; arco longitudinal con límite superior de 65 %, límite inferior de 20 %, punto medio del arco de 35 % y altura del arco de 12 [mm]. Con valores referenciales dados por un pie normal. Finalmente, se obtiene una silueta con los valores vistos en la Tabla 4-2.

**Tabla 4-2:** Medidas con Longitud Total de 235 [mm].

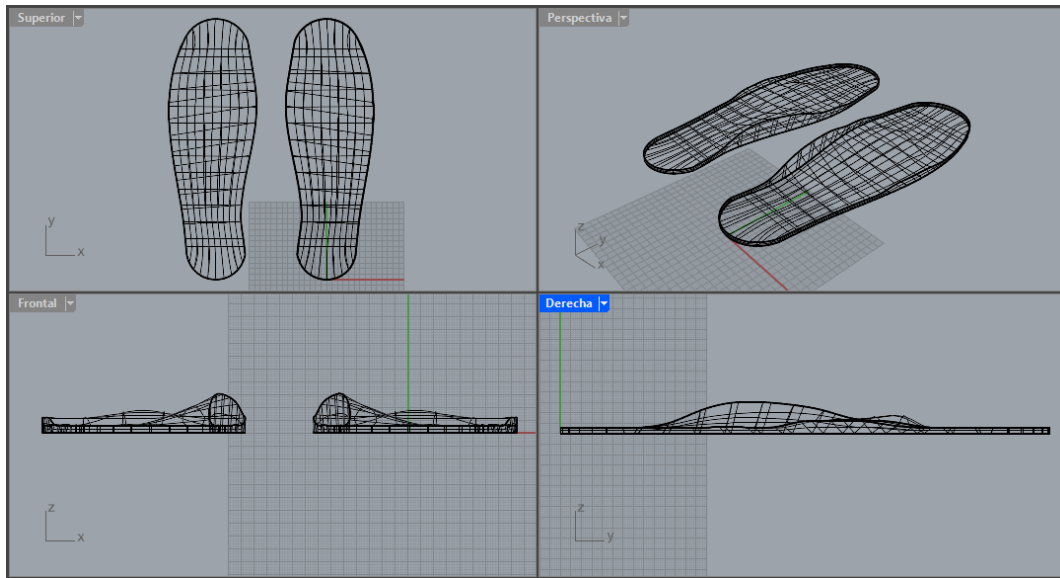
Medidas	Longitud en eje X [mm]	Longitud en eje Y [mm]
Offset interior	21.15 [mm]	73.59495 [mm]
Offset exterior	27.73 [mm]	38.2392 [mm]
Radio Antepie	30.785 [mm]	30.785 [mm]
Radio Retropie	26.78 [mm]	26.78 [mm]
Ancho interior	36.66 [mm]	162.6435 [mm]
Ancho exterior	42.3 [mm]	150.29895 [mm]

**Fuente:** Elaboración propia.

De este modo, los modelos paramétricos resultantes (Fig. 4.2) se plasman en Rhino obteniendo un mallado que representa fielmente la geometría de la plantilla ortopédica (Fig. 4.3). Posteriormente, los modelos son exportados en formato .obj, permitiendo su transición del entorno virtual al mundo físico.



**Figura 4.2:** Modelos tridimensionales de la plantilla ortopédica.



**Figura 4.3:** Mallado del modelo tridimensional de la plantilla ortopédica.

## 4.2 Impresión de plantillas ortopédicas

Para proseguir con la impresión del modelo final, hay que tener en cuenta el tipo de material que se va a usar. En este caso, se opta por utilizar TPE, más específicamente el filamento TPE-83A. Este filamento posee una dureza Shore más baja, por lo que obtiene una mayor flexibilidad y elasticidad, permitiendo estirar y curvar más fácilmente. Aunque por otro lado, son un poco más complicados de imprimir que los filamentos más rígidos, por lo que se recomienda bajar la velocidad de impresión [27].

En cuanto a su uso en plantillas ortopédicas, se detallan sus características y adecuaciones para este propósito según la información entregada por la Hoja de Datos de Seguridad del Material (MSDS) [28]:

- **Compatibilidad con la piel:** el TPE es generalmente bien tolerado por la piel, aunque se menciona que la exposición prolongada puede causar sequedad o dermatitis. Es recomendable asegurarse de que las plantillas ortopédicas se usen con calcetines para minimizar el contacto prolongado directo con la piel.
- **Uso en calzado:** adecuado debido a su flexibilidad y elasticidad, que proporcionan una buena amortiguación y soporte. Este material también tiene una buena resistencia a la abrasión, lo que lo hace duradero para el uso diario.
- **Propiedades físicas:** altamente flexible y elástico, lo que permite que se adapte a la forma del pie

y proporciona comodidad en la marcha; tiene una densidad de  $1.14 \text{ g/m}^3$  a  $25^\circ\text{C}$  lo que lo hace ligero; tiene un punto de fusión entre  $180\text{-}200^\circ\text{C}$  adecuado para impresión.

- Seguridad: según el exámen toxicológico presentado no presenta indicios de ser cancerígeno ni es considerado peligroso. Por otro lado, se considera ligeramente peligroso para el agua y al ser inflamable se deben tomar precauciones y alejarlo de fuentes de ignición.
- Manipulación y almacenamiento: mantenerse en lugar fresco y seco, y alejado de agentes oxidantes.

Además, este filamento en particular se caracteriza por una sensación delicada y suave en la mano, posee una baja fricción en la superficie y tiene una buena durabilidad.

Previamente, se habían diseñado unos modelos de plantillas ortopédicas con un prototipo de algoritmo con el objetivo de ser evaluado y obtener la retroalimentación de los especialistas. Este poseía limitaciones con respecto a los parámetros que definían los elementos ortésicos. Este prototipo sirvió como modelo base para imprimir y probar el material disponible en el laboratorio, el TPU. Este material, que comparte características con el TPE, es más duro y resistente a la abrasión, lo que lo hace adecuado para productos que requieren durabilidad y alta resistencia mecánica. Finalmente, como resultado se obtuvieron plantillas ortopédicas con porcentajes de relleno o “infill” de 20 %, 40 % y 60 % (Fig. 4.4).



**Figura 4.4:** Modelos de plantillas ortopédicas impresas en TPU con infill de (1) 20 %, (2) 40 % y (3) 60 %.

Finalmente, se procede con la impresión del nuevo modelo mediante la impresora K1 MAX de Creativity [29] de alta precisión teniendo en consideración que el diámetro del filamento es de  $1.75 \text{ [mm]}$ , el diámetro de la boquilla es de  $0.4 \text{ [mm]}$ , temperatura recomendada de  $230^\circ\text{C}$ , velocidad de impresión de  $55 \text{ [mm/s]}$  y que el infill tiene que tener un valor de 30 %. Como resultado, se obtienen dos plantillas

con los elementos ortésicos requeridos según receta (Fig. 4.5), las cuales se pesan mediante una balanza digital, obteniendo que cada una pesa 34 gramos (Fig. 4.6).



**Figura 4.5:** Plantillas ortopédicas impresas en TPE según receta.



**Figura 4.6:** Plantilla ortopédica en balanza digital.

Por otro lado, considerando que el costo del TPE-83A ronda los 40 dólares estadounidenses por kilo [30] y que cada plantilla con un infill de 30 % pesó 34 gramos, se puede concluir que el costo en material de cada plantilla ronda los 1.36 dólares, o alrededor de 1300 pesos chilenos. Además, dado que la impresora tardó 407 minutos en fabricar estas plantillas y tiene una potencia nominal de 350 W, el costo de producción en términos de electricidad es de 2.373 kWh para ambas plantillas. Considerando que el valor del kWh en Concepción en agosto de 2024 es de aproximadamente 141 pesos chilenos [31], el costo de electricidad para ambas plantillas es de 334 pesos chilenos. Finalmente, el costo total de cada plantilla, incluyendo el material y la electricidad, es de aproximadamente 1.467 pesos chilenos.

### **4.3 Retroalimentación del especialista**

Los modelos impresos fueron revisados por especialistas del HGGB, los cuales evaluaron la plantilla ortopédica impresa. Los primeros modelos impresos en TPU fueron bien recibidos por los especialistas, quienes los calificaron de cómodos y flexibles. Sin embargo, los elementos ortésicos resultaron ser demasiado rígidos para su uso en calzado, especialmente para personas con afecciones en el pie que necesitan aliviar las presiones plantares. De esta manera, se propuso utilizar el TPE como siguiente material de impresión. Posteriormente, mediante la receta ortopédica entregada por el especialista clínico, se imprime el nuevo modelo en TPE. Estas nuevas plantillas ortopédicas fueron ideales para el uso en calzado según diversos especialistas del HGGB, subrayando la efectividad del material utilizado, el TPE, para la fabricación de estas. El material no solo cumple con las propiedades necesarias de flexibilidad y durabilidad, sino que posee una sensación de confort y acolchado adecuado para el uso en calzado. Se destaca el gran potencial del modelo para personalizar adecuadamente la plantilla ortopédica según las necesidades del paciente y la facilidad con la cual se pueden modificar los parámetros definidos.

En esta evaluación, se revisaron la calidad de los elementos ortésicos conforme a la receta ortopédica prescrita, identificando algunos problemas menores que surgieron debido a la elección de los puntos referenciales utilizados en el diseño, especialmente en el arco longitudinal y la silueta de la plantilla. En particular, se observó que el arco longitudinal medial requería ajustes; recomendaron reducir el punto de apoyo del límite inferior y superior del arco para mejorar su efectividad y abarcar la bóveda plantar en su conjunto. Esto ya que al diseñar una plantilla ortopédica con un arco longitudinal y una barra retrocapital, se sugiere disminuir el área del arco en su zona superior para separar las zonas de estos elementos. Además, se debería incrementar proporcionalmente el área de esa zona hacia el costado, de modo que la silueta varíe su oblicuidad a medida que la altura del arco aumenta, asegurando así un mejor soporte y comodidad para el usuario. Finalmente, se modifica el algoritmo para solucionar el problema

de la oblicuidad según evaluación de especialistas.

#### 4.4 Discusión

El algoritmo de diseño de plantillas ortopédicas ha demostrado ser altamente efectivo en la producción de plantillas impresas, las cuales presentan variaciones de diseño precisas conforme a las medidas introducidas al algoritmo.

La integración de los componentes ortésicos, combinada con la precisión y adaptabilidad del algoritmo paramétrico, resulta en un modelo tridimensional que cumple con las expectativas de los especialistas. Es importante destacar que los especialistas consideran varios factores al recetar una plantilla ortopédica, ya que la incorporación de uno o varios elementos puede tener consecuencias en la biomecánica ascendente. Esto significa que se modifican los ejes estructurales del paciente, afectando su marcha. El algoritmo diseñado ofrece la libertad necesaria para que el ortesista pueda plantear una solución de manera más sencilla y efectiva para el problema del paciente.

Para recetar una plantilla ortopédica eficiente, es esencial contar con medidas anatómicas personalizadas. La anatomía individual del paciente influye significativamente en cada componente ortésico, por lo que una evaluación más adecuada y personalizada es crucial. Aunque la combinación de los elementos ortésicos proporciona una amplia variedad de posibilidades, las decisiones de diseño actuales limitan estas opciones. Por ello, se recomienda aumentar la cantidad de parámetros modificables, como ángulos, puntos de referencia y áreas de cada elemento, para mejorar la efectividad de las plantillas ortopédicas.

Utilizar el TPE como material exclusivo para imprimir plantillas ortopédicas es crucial debido a su propiedades adecuadas para el calzado, que ofrecen confort y soporte adecuados. Además, calibrar la densidad de relleno en la plantilla es fundamental para ofrecer un equilibrio entre funcionalidad y comodidad. Por otro lado, como una vista general de la costo-efectividad de la plantilla, tenemos que utiliza un 3 % del costo total del filamento, considerando que la plantilla impresa posee un relleno del 30 %. Por lo tanto, un análisis más exhaustivo podría determinar no solo su costo-efectividad, sino también evaluar aspectos como la durabilidad, contrastando estos resultados con las plantillas ortopédicas disponibles en el mercado. Finalmente, el estudio de la durabilidad del material con respecto a las distintas configuraciones del relleno es imperativo para resaltar la calidad de estas plantillas ortopédicas impresas en 3D.

## Capítulo 5. Conclusiones

---

En esta sección se presentan las conclusiones finales derivadas del análisis exhaustivo realizado, que abarca diversos aspectos fundamentales. Aquí se discuten los hallazgos clave obtenidos a partir de la evaluación detallada de los resultados, destacando tanto la efectividad de los modelos como las recomendaciones para futuras investigaciones y mejoras en el diseño.

### 5.1 Conclusión

Esta memoria de título tuvo como objetivo diseñar un modelo automatizado de plantillas ortopédicas, utilizando fabricación aditiva y validación por especialistas en el campo. Los aspectos más significativos que se destacan en este trabajo son los siguientes:

- **Algoritmo paramétrico:** la utilización de tecnologías como el diseño tridimensional mediante parámetros definidos es crucial para confeccionar elementos tan importantes y desafiantes como lo son las plantillas ortopédicas, esto debido a la gran facilidad y alta rapidez con la cual se elaboran estos modelos. Además, permite una alta capacidad de adaptabilidad y precisión, lo que permitiría obtener un producto de calidad.
- **Consideraciones de diseño:** la utilización de una matriz de puntos para representar y modificar los elementos ortésicos dentro de la plantilla ortopédica resulta eficiente debido a su alta capacidad para generar superficies complejas dentro del programa.
- **Elementos ortésicos:** la cantidad y características específicas de los elementos ortésicos utilizados dentro del algoritmo ofrecen un amplio rango de configuraciones que pueden ser utilizadas para tratar una gran variedad de patologías relacionadas con la marcha humana.
- **Material:** el TPE es crucial en la fabricación aditiva de plantillas ortopédicas debido a su flexibilidad y elasticidad, lo que lo convierte en un filamento versátil y compatible con diferentes tipos de calzado. Como paso a seguir, se sugiere explorar la utilización de diversos materiales para la confección de las plantillas, como por ejemplo una cubierta de materiales suaves como EVA u otros que ofrezcan propiedades antimicóticas y transpirables.
- **Relleno:** la impresión de plantillas ortopédicas depende en gran medida de la calidad del soporte del material y de su estructura. Este aspecto es crucial para ajustar la durabilidad, el confort, la

rigidez y la amortiguación de la plantilla. Por lo tanto, variar la distribución de este soporte puede contribuir significativamente a crear un modelo más robusto con propiedades más adecuadas a los requisitos específicos.

- Validación: la validación del diseño de plantillas ortopédicas mediante impresión tridimensional fue crucial para evaluar la viabilidad de esta, considerando la parte pragmática del modelo y valorando su utilidad en la manufactura de órtesis en su conjunto. De esta manera, es posible desarrollar un modelo mediante nuevas técnicas de diseño que integren las diversas problemáticas presentadas por los especialistas clínicos.

Como trabajo a futuro se evalúa la opinión de los especialistas clínicos con respecto a la durabilidad de la plantilla, por lo que se propone evaluar la costo-efectividad de esta y la resistencia con el uso diario. Se propone utilizar diversos porcentajes de relleno para determinar su impacto en la comodidad y efectividad. Finalmente, se propone realizar una cubierta de EVA mediante diversos adhesivos, considerando que se utiliza como material principal el TPE.

Es innegable que la implementación de un modelo automatizado de fabricación aditiva de plantillas ortopédicas supone un importante avance en el tratamiento de problemas de salud en los pies. Este método no solo aumenta la exactitud y la personalización de las plantillas, sino que también mejora su proceso de fabricación, permitiendo ajustarlas de manera precisa a las necesidades individuales de cada paciente. La confirmación de especialistas en el campo ha resultado crucial para garantizar la efectividad y viabilidad clínica de este modelo, demostrando que la utilización de diseño paramétrico y tecnologías de impresión 3D avanzadas posibilita la creación de plantillas con una precisión y adaptabilidad sin igual.

## **Glosario**

---

**BREP** Boundary Representation

**CAD** Diseño Asistido por Computadora

**EVA** Etileno-vinil acetato

**FDM** Acrilonitrilo Butadieno Estireno

**FDM** Fused Deposition Modeling

**HGGB** Hospital Guillermo Grant Benavente de Concepción

**MSDS** Hoja de Datos de Seguridad del Material

**PLA** Ácido Poliláctico

**TPE** Elastómero Termoplástico

**TPU** Poliuretano termoplástico

## Referencias

---

- [1] C. Álvarez Camarena and W. Palma Villegas, “Desarrollo y biomecánica del arco plantar,” *Volumen 6, Número 4*, pp. 215–222, Oct.-Dic. 2010.
- [2] J. Lelievre and J. Lelievre, “La cúpula plantar,” in *Patología del Pie*, 4th ed. Barcelona: Toray-Masson, 1982, pp. 35–51.
- [3] C. Mansat and C. Huertas, “El pie anatomía y biomecánica,” *L’Observatoire du Mouvement*, no. 1, pp. 1–5, 2003.
- [4] I. Kapandji, *Cuaderno de Fisiología articular*, 3rd ed. Barcelona: Toray-Masson, 1980.
- [5] R. Morrissy and S. Weinstein, *Lovell & Winter’s Pediatric Orthopaedics*, 6th ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2006.
- [6] K. Mickle, J. Steele, and B. Munro, “Is the foot structure of preschool children moderated by gender?” *J Pediatr Orthop*, vol. 28, no. 5, pp. 593–596, 2008.
- [7] S. Collado-Vázquez and J. M. Carrillo, “Balzac and human gait analysis,” *Neurologia (Barcelona, Spain)*, vol. 30, no. 4, pp. 240–246, 2015.
- [8] L. Cerda, “Evaluación del paciente con trastorno de la marcha,” *Revista Hospital Clínico Universidad de Chile*, vol. 21, pp. 326–336, 2010.
- [9] L. Contreras, “Biomechanical analysis of human gait through modelling techniques,” *Entre Ciencia e Ingeniería*, pp. 29–35, 2012.
- [10] A. Kharb, “A review of gait cycle and its parameters,” 2011.
- [11] P. J. M. Burnfield, “Gait analysis: Normal and pathological function,” *Journal of Sports Science & Medicine*, vol. 9, no. 353, 2010.
- [12] American College of Foot and Ankle Surgeons (ACFAS), “foothealthfacts,” [https://www.foothealthfacts.org/conditions/cavus-foot-\(high-arched-foot\)?lang=es-MX](https://www.foothealthfacts.org/conditions/cavus-foot-(high-arched-foot)?lang=es-MX), [Último acceso: Mayo 2024].
- [13] Biblioteca Nacional de Medicina (EE. UU.), “Pie plano,” MedlinePlus en español [Internet]. Bethesda (MD): Biblioteca Nacional de Medicina (EE. UU.) [actualizado 4/24/2023]. Pie plano; [aprox. 4

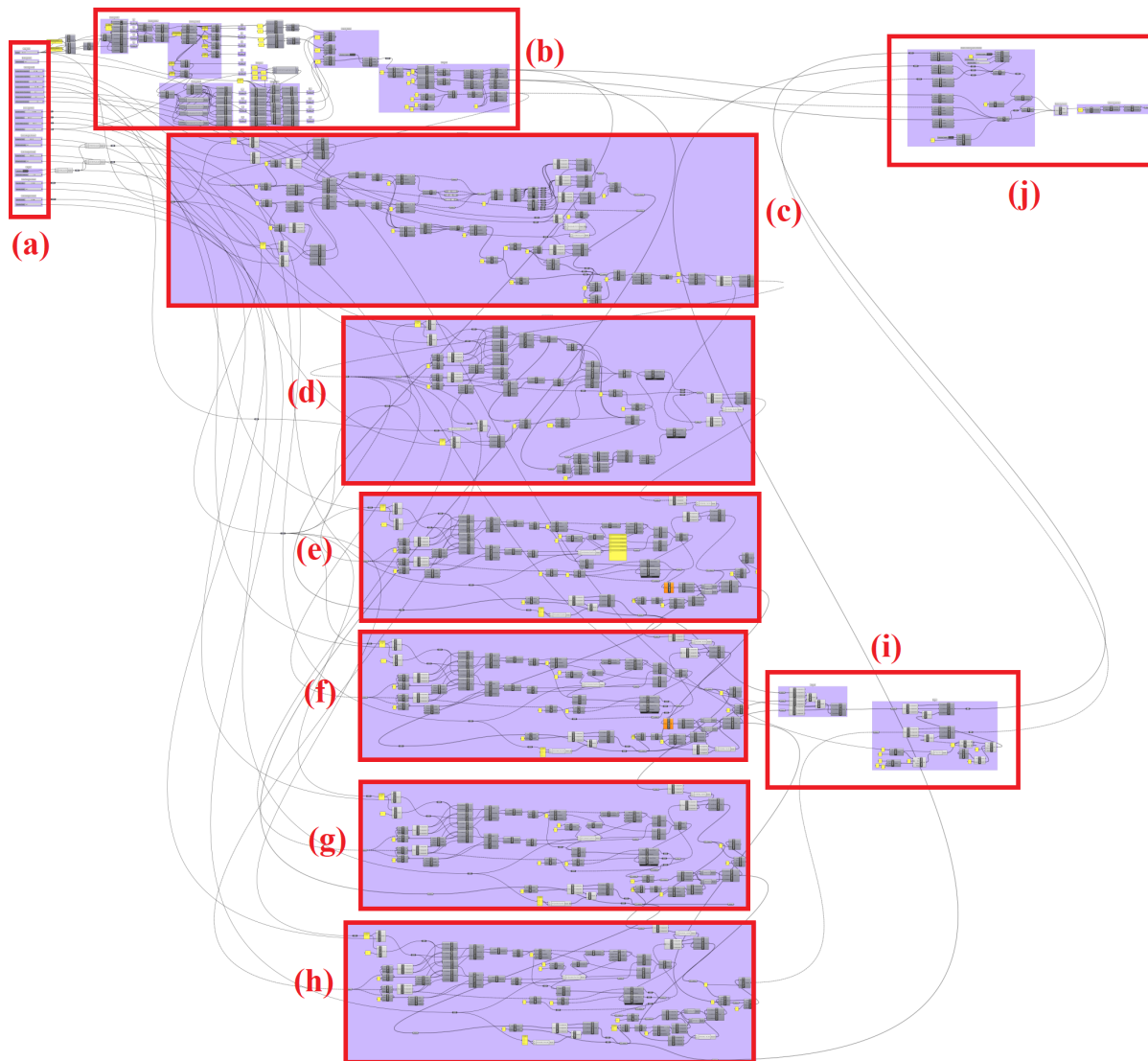
p.]. Disponible en: <https://medlineplus.gov/spanish/ency/article/001262.htm>, [Último acceso: Mayo 2024].

- [14] American College of Foot and Ankle Surgeons (ACFAS), “Juanetes (hallux abducto valgus),” [Último acceso: Mayo 2024]. [Online]. Available: <https://www.foothealthfacts.org/conditions/bunions?lang=es-MX>
- [15] American College of Foot and Ankle Surgeons (ACFAS) , “Hallux rigidus,” [Último acceso: Mayo 2024]. [Online]. Available: <https://www.foothealthfacts.org/conditions/hallux-rigidus?lang=es-MX>
- [16] Cuesta. (2020, Nov) clinicapegadas. [Último acceso: Mayo 2024]. [Online]. Available: <https://clinicapegadas.com/podologia/plantillas-ortopedicas-a-medida>
- [17] I. Herbaux and H. Blain, “Podología geriátrica,” pp. 148–150, mayo 2007.
- [18] B. L, “Foot orthosis and sensorized house slipper by 3d printing,” *Materials*, vol. 15, no. 12, 2022.
- [19] L. Tang, L. Wang, W. Bao, S. Zhu, D. Li, and C. Liu, “Functional gradient structural design of customized diabetic insoles,” *J. Mech. Behav. Biomed. Mater.*, pp. 279–287, 2019, [Último acceso: Mayo 2024].
- [20] S. Sawant. (2021, Junio 25) parametric-architecture. [Último acceso: Mayo 2024]. [Online]. Available: <https://parametric-architecture.com/grasshopper-3d-a-modeling-software-redefining-the-design-process/>
- [21] C. Leber and P. M. Evanski, “A comparison of shoe insole materials in plantar pressure relief,” *Prosthetics and Orthotics International*, pp. 135–138, 1986.
- [22] A. García, “Dynamic study of insole materials simulating real loads,” *Foot Ankle Int.*, pp. 311–323, 1994.
- [23] J. Brodsky, “Physical properties, durability, and energy-dissipation function of dual-density orthotic materials used in insoles for diabetic patients,” *Foot Ankle Int.*, vol. 28, pp. 880–889, 2007.
- [24] M. Davia-Aracil, “3d printing of functional anatomical insoles,” *Computers in Industry*, vol. 95, pp. 38–53, 2018.
- [25] T. S. Gaaz, A. B. Sulong, M. N. Akhtar, and M. R. Raza, “Morphology and tensile properties of thermoplastic polyurethane-halloysite nanotube nanocomposites,” *International Journal of Automotive and Mechanical Engineering*, vol. 12, pp. 2845–2856, 2015.

- [26] N. Waterman and M. Ashby, *Thermoplastic polyurethanes*. Elsevier Science Publishers Ltd, 1991, vol. 3, pp. 2070–2082.
- [27] I. 3D, “¿qué es la dureza shore? elige tu filamento flexible,” 2023, [Último acceso: Julio 2024]. [Online]. Available: <https://www.impresoras3d.com/que-es-la-dureza-shore-elige-tu-filamento-flexible/>
- [28] eSUN. (2024, Julio) Hoja de datos de seguridad del material (msds) del tpe-83a. [Último acceso: Julio 2024]. [Online]. Available: <https://www.esun3d.com/uploads/TPE-83A-filament-MSDS.pdf>
- [29] TodoToner. (2024, Agosto) K1 max creality. [Último acceso: Agosto 2024]. [Online]. Available: <https://www.todotoner.cl/impresoras/impresoras-3d/impresoras/k1-max>
- [30] V. R. Hironori Kondo. (2024, Agosto) The best tpe filaments – filament guide. [Último acceso: Agosto 2024]. [Online]. Available: <https://all3dp.com/2/tpe-filament-explained-and-compared/>
- [31] CGE. (2024, Agosto) Tarifas de suministro eléctrico a precio de nudo promedio de fijación. [Último acceso: Agosto 2024]. [Online]. Available: <https://www.cge.cl/informacion-comercial/tarifas-y-procesos-tarifarios/tarifa-de-suministro/>

## Anexo A. Algoritmo de diseño paramétrico.

Este anexo describe el algoritmo utilizado para el diseño automatizado de plantillas ortopédicas mediante el uso de Rhino y Grasshopper. El diseño se estructura en varias secciones que corresponden a distintas partes y funcionalidades de la plantilla ortopédica. A continuación, se presenta un diagrama del diseño (Fig. A.1) y una breve descripción de cada sección.



**Figura A.1:** Algoritmo completo. (a) Parámetros, (b) silueta, divisiones y matriz de puntos, (c) barra retrocapital, (d) arco longitudinal medial, (e) cuña supinadora del retropié, (f) cuña pronadora del retropié, (g) cuña supinadora del antepié, (h) cuña pronadora del antepié, (i) talonera y realce y (j) superficies complejas y modelo tridimensional.

- **Parámetros (a):**

Esta sección define los parámetros de entrada (Fig. A.2) que controlan las dimensiones y características de la plantilla ortopédica. Los parámetros incluyen medidas específicas del pie del paciente según el largo, puntos referenciales y alturas.

- **Silueta, Divisiones y Matriz de Puntos (b):**

Aquí se genera la silueta del pie y se realizan divisiones estratégicas para crear una matriz de puntos. Esta matriz sirve como base para las siguientes etapas del diseño, permitiendo la creación de estructuras geométricas más complejas.

- **Barra Retrocapital (c):**

La barra retrocapital es un componente que proporciona soporte adicional en la zona metatarsal del pie. En esta sección, se define su forma y posición exacta en la plantilla.

- **Arco Longitudinal Medial (d):**

Se diseña el arco longitudinal medial, una parte crucial para brindar soporte al arco del pie. Esta sección del algoritmo se encarga de modelar la curvatura y altura del arco según los parámetros establecidos.

- **Cuña Supinadora del Retropié (e):**

Aquí se incorpora una cuña que ayuda a corregir la postura del pie supinador en la región del retropié. Se define su longitud y altura.

- **Cuña Pronadora del Retropié (f):**

Similar a la sección anterior, esta parte del algoritmo se enfoca en la creación de una cuña para pies pronadores.

- **Cuña Supinadora del Antepié (g):**

Se diseña una cuña para corregir la supinación en la parte delantera del pie.

- **Cuña Pronadora del Antepié (h):**

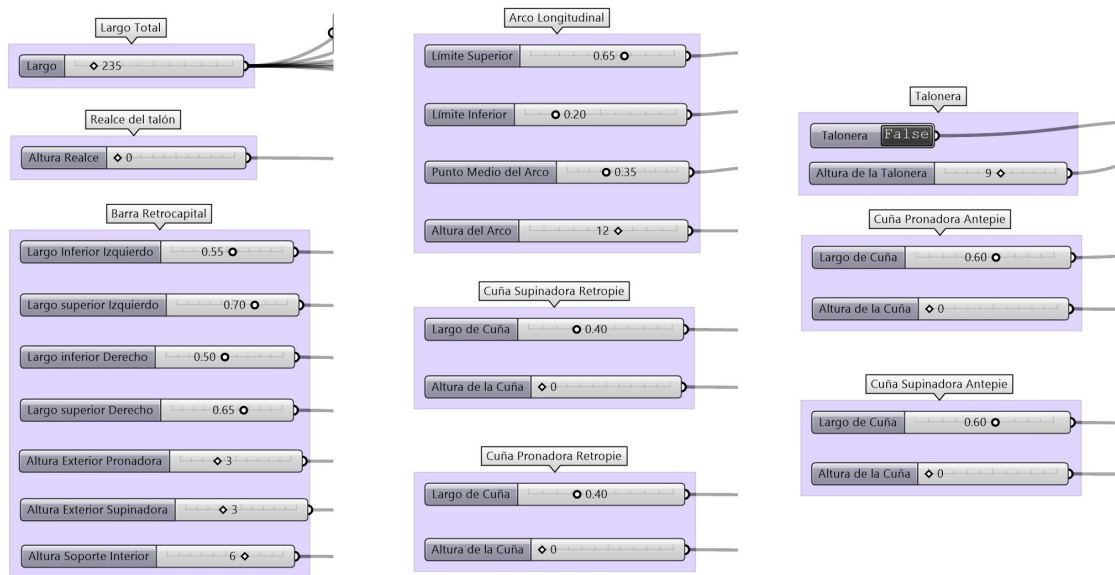
Esta sección del algoritmo modela una cuña para corregir la pronación en el antepié.

- **Talonera y Realce (i):**

Aquí se define la talonera, que proporciona amortiguación y soporte al talón. También se modela cualquier realce adicional necesario para personalizar la plantilla a las necesidades del paciente.

### ■ Superficies Complejas y Modelo Tridimensional (j):

Finalmente, se generan las superficies complejas que forman la plantilla completa. Esta sección combina todas las geometrías previamente definidas para crear el modelo tridimensional final, listo para la fabricación mediante impresión 3D.



**Figura A.2:** Configuración de parámetros para la plantilla ortopédica según receta.

De esta manera, los parámetros modificables son los siguientes:

- Largo total
- Realce del talón
- Barra retrocapital: Largo inferior izquierdo, largo superior izquierdo, largo inferior derecho, largo superior derecho, altura exterior pronadora, altura exterior supinadora, altura soporte interior.
- Arco longitudinal: límite superior, límite inferior, punto medio del arco, altura del arco.
- Cuña supinadora retropie: largo de cuña, altura de la cuña.
- Cuña pronadora retropie: largo de cuña, altura de la cuña.
- Talonera: False (sin talonera) y True (con talonera), altura de la talonera.

- Cuña pronadora antepie: largo de la cuña, altura de la cuña.
- Cuña supinadora antepie: largo de la cuña, altura de la cuña.

**UNIVERSIDAD DE CONCEPCIÓN – FACULTAD DE INGENIERÍA**  
**RESUMEN DE MEMORIA DE TÍTULO**

<b>Departamento</b>	: Departamento de Ingeniería Civil Eléctrica
<b>Carrera</b>	: Ingeniería Civil Biomédica
<b>Nombre del memorista</b>	: Fernando Esteban Sánchez Antivil
<b>Título de la memoria</b>	: Diseño automatizado de plantillas ortopédicas
para impresión 3D	
<b>Fecha de la presentación oral</b>	: 30 de Agosto, 2024
<b>Profesor(es) Guía</b>	: Esteban Pino Quiroga
<b>Profesor(es) Revisor(es)</b>	: Ana María Urra, Carlos Medina Muñoz
<b>Concepto</b>	:
<b>Calificación</b>	:

### **Resumen**

El presente trabajo desarrolla un sistema de diseño de plantillas ortopédicas personalizadas utilizando tecnologías como la impresión 3D y el modelado paramétrico. La motivación principal es agilizar el proceso de diseño mediante impresoras 3D y materiales flexibles para el calzado.

Se concluye que las plantillas ortopédicas son eficaces para corregir diversas patologías. Se analiza la viabilidad del software de modelado paramétrico Rhino 8, junto con el plug-in Grasshopper, para diseñar plantillas, evaluando sus herramientas. Además, se estudia la selección de materiales y métodos de diseño aplicados a la impresión de plantillas.

Las técnicas de diseño se centran en la creación de plantillas a partir de la geometría del paciente, garantizando precisión anatómica y capacidad de modificabilidad. Se diseñan elementos que permiten un modelado tridimensional completo, con parámetros predefinidos que facilitan la personalización según las necesidades de cada paciente.

Finalmente, las plantillas se imprimen usando elastómero termoplástico (TPE), un material flexible y adecuado para el calzado, y se evalúan por especialistas, concluyendo que son apropiadas para su uso como plantillas ortopédicas.