



FACULTAD DE INGENIERÍA
ESCUELA DE INGENIERÍA CIVIL MECÁNICA

**DISEÑO DE UNA PLANTILLA ORTOPÉDICA MEDIANTE
IMPRESIÓN 3D, QUE PERMITA CORREGIR LA PISADA,
UTILIZANDO MEDICIONES BAROPOMÉTRICAS DEL
FOOTSCAN**

**MEMORIA PARA OPTAR AL TÍTULO DE
INGENIERO CIVIL MECÁNICO**

PROF. GUÍA: Dr.-Ing. Gonzalo Pincheira

Daniel González Silva

CURICÓ - CHILE

2021

CONSTANCIA

La Dirección del Sistema de Bibliotecas a través de su encargado Biblioteca Campus Curicó certifica que el autor del siguiente trabajo de titulación ha firmado su autorización para la reproducción en forma total o parcial e ilimitada del mismo.



Two circular stamps and signatures are present. The left stamp is blue and contains the text "UNIVERSIDAD DE TALCA", "DIRECCIÓN", "SISTEMA DE BIBLIOTECAS". A signature is written over it. The right stamp is grey and contains the text "UNIVERSIDAD DE TALCA", "SISTEMA DE BIBLIOTECAS", "CAMPUS CURICO". A signature is written over it.

Curicó, 2022

AGRADECIMIENTOS

En primer lugar, quiero agradecer a mi familia, padres y hermano por su apoyo y compañía en todo ámbito, ellos fueron mi sostén.

En segundo lugar, agradecer a todo el plantel de profesores de Ing, civil mecánica de la UTAL, pues siempre tuvieron la mejor disposición, buen trato y tino para entregarme las herramientas que me permitieron formar de la mejor manera.

También quiero agradecer a mi tutor Profesor Gonzalo Pincheira, pues con su gran disposición, vocación, apoyo y sabiduría, logro conducirme para tener un correcto desempeño en el desarrollo de esta investigación.

En cuarto lugar, agradecer a Don Patricio González por entregar y apoyarme con su tiempo conocimiento y con parte de su trabajo que permitieron que este trabajo llegara a buen puerto.

De igual forma agradecer al Profesor Diego Gormaz quien me proporciono todas las herramientas para generar los aspectos formales, de escritura y organización para el desarrollo de esta memoria científica.

Por último, agradecer a mi polola Paula por contenerme, apoyarme y ayudarme siempre cuando necesite.

DEDICATORIA

Dedicado a mis padres

Juan González y María Silva

Y a mi hermano

Juan Fco González

Todo lo que soy es gracias a ustedes

RESUMEN

Aun cuando el ámbito de la podología ha evolucionado a grandes pasos con el desarrollo de las plataformas baropométricas, conociéndose de forma cada vez más precisa las presiones que se generan en las diferentes zonas del pie y que además cada vez se han ido utilizando materiales más ad hoc, como lo son las espumas antibacterianas aun su confección sigue siendo artesanal sin generar una correlación entre las propiedades mecánicas de los materiales y los informes entregados por estas plataformas.

En el presente trabajo se realizó un estudio de las propiedades mecánicas de diferentes materiales a través de pruebas mecánicas de compresión, para generar una correcta correlación con los informes entregados por Footscan que permitieron generar un diseño de plantilla correctora a través de diferentes densidades de relleno en 13 diferentes zonas del pie para su posterior confección a través de la impresión 3D.

Si bien se genera un diseño de plantilla ortopédica este es preliminar, el cual puede ser optimizado de diferentes formas como los es, a través del uso de plantillas instrumentadas, la combinación de diferentes materiales, pruebas mecánicas para determinar la durabilidad de estas o a través de scanner 3D que permiten un diseño totalmente personalizado.

ABSTRACT

Even though the field of podiatry has evolved in great strides with the development of baropometric platforms that leads to knowing more and more precisely the pressures that are generated in the different areas of the foot and that more suitable materials have also been used, such as antibacterial foams, their manufacture continues to be handmade. In other words, it has not been possible to make a correlation between the mechanical properties of the materials and the reports delivered by these platforms.

In this particular project, a study of the mechanical properties of a variety of materials it was done by means of compression mechanics tests to generate a correct correlation between the data delivered by Footscan which allowed to create a corrective insole design through different filling densities in 13 different areas of the foot for subsequent fabrication through 3D printing.

Although, an orthopedic insole design is generated, this study is preliminary which means that it can be optimized in different ways such as the use of instrumented insoles, the combination of different materials, mechanical tests to determine their durability or through 3D scanner that allow a totally personalized design.

INDICE GENERAL DE CONTENIDO

AGRADECIMIENTOS	ii
DEDICATORIA	iii
RESUMEN	iv
ABSTRACT.....	v
CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN	1
1.1 ANTECEDENTES Y MOTIVACIÓN.....	2
1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA.....	3
1.3 SOLUCIÓN PROPUESTA	3
1.4 OBJETIVOS	4
1.4.1 Objetivo general	4
1.4.2 Objetivos específicos.....	4
1.5 ALCANCES DEL PROYECTO	4
1.6 METODOLOGÍAS Y HERRAMIENTAS UTILIZADAS.....	5
1.7 RESULTADOS ESPERADOS.....	8
1.8 ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA ESCRITA	9
CAPITULO 2. MARCO TEÓRICO	10
2.1. FISIOLÓGÍA DEL PIE	11
2.1.1 El pie.....	11
2.1.2 Estructura del pie	11
2.1.3 Movimientos del pie	12
2.2 CICLO DE MARCHA.....	14
2.2.1 La marcha humana.....	14
2.2.2 Ciclo de marcha	14
2.2.3 Etapas del ciclo de marcha	14
2.2.4 Parámetros del ciclo de marcha	16
2.3 TRANSTORNOS FISIOLÓGICOS Y ANATÓMICOS DEL PIE.....	17
2.4 BAROPOMETRIA	22
2.4.1 Plataforma Footscan	22
2.5 ORTESIS PLANTARES	24
2.5.1 Tipos de ortesis plantares según las funciones terapéuticas.....	24
2.5.2 Tipos de plantillas ortopédicas según la patología del pie	25

2.6	MATERIALES PARA LA CONFECCIÓN DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS	26
2.6	PROPIEDADES DE LOS POLÍMEROS	28
2.7.1	Histéresis de los polímeros.....	28
2.7.2	Resiliencia	29
2.7.4	Dureza	30
2.7.5	Densidad.....	30
2.7.6	Restitución.....	30
2.7.7	Esfuerzo deformación	30
CAPITULO 3. ENSAYO MECÁNICO.....		32
3.1	MATERIALES	33
3.2	PRUEBA Y PROBETAS	34
3.3	TRATAMIENTO DE DATOS Y CURVA MODELO.....	34
3.4	RESULTADOS MECÁNICOS	35
3.4.1	Material Fflex (Marca Recreus)	35
3.4.2	Material Mdflex (Marca Cooper 3D)	37
3.4.3	Sakata (Sakata 3D Filaments).....	39
3.4.4	Falfa (Filoalfa 3D).....	40
3.5	RESUMEN PROPIEDADES MECÁNICAS DETERMINADAS	42
CAPITULO 4. DESARROLLO DE LA PROBLEMÁTICA		43
4.1.1	Análisis 2D	44
4.1.2	Análisis Sondas	44
4.1.3	Tamaño de la huella.....	45
4.1.4	Análisis Footscan presiones.....	46
4.2	MATERIAL SELECCIONADO	46
4.3	DISEÑO DE PLANTILLA UTILIZANDO MANUFACTURA ADITIVA	48
4.3.1	División de zonas de plantillas ortopédicas.....	48
4.3.2	Plantilla Base	49
4.3.3	Correlación resultados de Footscan y material seleccionado	51
4.4	Impresión de plantilla	52
4.5	APLICACIÓN	53
CAPITULO 5: ANALISIS DE RESULTADO.....		61
5.1	DIVISIÓN DE ZONAS	62

5.2	INDEPENDENCIA DE LOS DEDOS DEL PIE AL TIPO DE PISADA	63
5.3	INFLUENCIA DEL COLOR DE FILAMENTO EN LAS PROPIEDADES DE DISEÑO	64
5.4	INSERCIÓN DE SOPORTE DE TALÓN PARA PLANTILLAS ORTOPÉDICAS	64
5.5	MATERIAL OPTIMO PARA EL DISEÑO DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS	65
5.6	DISEÑO DE PLANTILLA	66
5.7	RESUMEN RESULTADOS	67
CAPITULO 6: CONCLUSION		68
6.1	CONCLUSION.....	69
Bibliografía.....		72
ANEXOS		76
Anexo 1: Ejes generados por el software 1 sobre el punto medio del pie		76
Anexo 2: Posicionamiento de cajas de rellenos		77
Anexo 3: Excel tamaño y posicionamiento cajas modificadoras.....		77
Anexo 4: Determinación Módulo de Young.....		78
Anexo 5: Presiones máximas en la zona del talón		79
Anexo 6: Diseño de inserción de talón		79
Anexo 7: Apoyo arco longitudinal.....		80

INDICE DE FIGURAS

Figura 1. Vista lateral estructura ósea del pie. Fuente: Netter, 2014.....	12
Figura 2. Planos del pie. Fuente: Mi Bienestar, 2020.....	13
Figura 3. Ciclo de marcha humana. Fuente: Gabel R.H, Brand R.A, 1994	16
Figura 4. Pie plano. Fuente: MAYO CLINIC, 2020	17
Figura 5. Pie cavo. Fuente: Podoactiva, 2020.	18
Figura 6. Pie valgo. Fuente: Clinica San Roman, 2020.....	19
Figura 7. Pie equino. Fuente: Carignano, 2011.	19
Figura 8. Pie zambo. Fuente: Fisioonline, 2020.....	20
Figura 9. Pie varo. Fuente: Bodyhelp, 2018.....	21
Figura 10. Pie aducto. Fuente: Héctor Almeida Merino, 2020.....	21
Figura 11. análisis 2D de footscan. Fuente: Sporthesis, 2020.....	23
Figura 12. Análisis presión por zona. Fuente: ORTOPEDIA BOSTON, 2016.	24
Figura 13. Resiliencia de los polímeros. Fuente: Area Tecnologica, 2020.....	29
Figura 14. Curva Esfuerzo vs Deformación Fflex Azul 20% de relleno. Fuente: Elaboración Propia.....	35
Figura 15. Comportamiento Fflex naranja en un 20, 30 y 40% de relleno. fuente: Elaboración Propia.	36
Figura 16.Comparativa Fflex azul en un 20, 30 y 40% de relleno. fuente: Elaboración Propia.....	36
Figura 17. Gráfica Esfuerzo vs deformación Fflex naranja y azul. Fuente: Elaboración Propia.....	37
Figura 18. Comparativa Mdflex gris en un 20, 30 y 40% de relleno. Fuente: Elaboración Propia.....	38
Figura 19.Comparativa Mdflex rojo en un 20, 30 y 40% de relleno. Fuente: Elaboración Propia.....	38
Figura 20. Gráfica Esfuerzo vs deformación Mdflex gris y rojo. Fuente: Elaboración Propia.....	39
Figura 21. Comparativa Sakata rojo en un 20, 30 y 40% de relleno. Fuente: Elaboración Propia.....	39
Figura 22. Comparativa Falfa azul en un 20, 30 y 40% de relleno. Fuente: Elaboración Propia.....	40
Figura 23. Informe estático de footscan. Fuente: SCAN, 2020.....	44
Figura 24. Análisis Sondas Footscan. Fuente: SCAN, 2020.....	45
Figura 25. Informe Tamaño de huella Footscan. Fuente: SCAN, 2020.....	46
Figura 26. Gráfica esfuerzo vs Deformación rango de diseño Falfa Transparente. Fuente: Elaboración Propia.	47
Figura 27: División de plantilla ortopédica. Fuente: Elaboración Propia	49
Figura 28. Plantilla Base. Fuente: Elaboración Propia.....	50
Figura 29. Zoom zona medial. Fuente: Elaboración Propia.	50
Figura 30. Zoom zona metatarsianos. Fuente: Elaboración Propia.....	51
Figura 31. Diagrama de correlación entre mapa de presiones y pruebas mecánicas. Fuente: Elaboración Propia	52
Figura 32. Mapeado cajas modificadoras de relleno. Fuente: Elaboración Propia	53

Figura 33. Toma de presiones en estática, paciente A. Fuente: Elaboración Propia.....	54
Figura 34. Toma de presiones en dinámica, paciente A. Fuente: Elaboración Propia.	55
Figura 35. Informe 2D del paciente A. Fuente: Elaboración Propia.	55
Figura 36. Informe por sondas paciente A. Fuente: Elaboración Propia.	56
Figura 37. Tabla resultados de Informes Footscan. Fuente: Elaboración Propia.....	57
Figura 38. Porcentaje de relleno según zonas. Fuente: Elaboración Propia.....	58
Figura 39. Posicionamiento y tamaño de cajas. Fuente: Elaboración Propia.....	59
Figura 40. Generación caja modificadora talón meidal. Fuente elaboración Propia.....	59
Figura 41. Distribución de presiones en los dedos, siendo el anaranjado las zonas de mayor presiones, verde presiones medias, celeste y azul presiones mínimas. Fuente: Elaboración propia.....	62
Figura 42. Independencia del tipo de pisada en la zona de los dedos, (a) Pie izquierdo, pisada pronadora, paciente: Máximo Apablaza sesión 05-05-2017, (b) pie izquierdo, pisada supinadora, paciente: Ángel De La Torre. Fuente: Elaboración Propia.	63
Figura 43. Origen de coordenadas y ejes coordenados generados sobre la plantilla ortopédica. Fuente: Elaboración Propia.....	76
Figura 44. Posicionamiento caja de relleno Talón lateral. Fuente: Elaboración propia.	77
Figura 45: Curva Esfuerzo-Deformación, criterio del 2%. Fuente: ASTM, 1992.	78
Figura 46. Presiones máximas en la zona del talón. Fuente: Elaboración Propia.	79
Figura 47: Inserción talón, (a) pie pronador, (b) pie plano, (c) pie supinador. Fuente: Elaboración Propia.	80

INDICE DE TABLAS

Tabla 1. Propiedades mecánicas del EVA para extrusión o inyección. Fuente: Tecnología de los Plásticos, 2012.	26
Tabla 2. Propiedades materiales testeados. Fuente: Elaboración Propia.....	33
Tabla 3. Tabla resumen Propiedades mecánicas obtenidas. Fuente: Elaboración Propia.	42
Tabla 4. Rango de diseño Falfa transparente. Fuente: Elaboración Propia.	47
Tabla 5. Comparativa esfuerzos de meseta. Fuente; Elaboración Propia.	65
Tabla 6. Tabla resumen resultados obtenidos.....	67
Tabla 7. Excel de posicionamiento y tamaño de cajas modificadoras. Fuente: Elaboración Propia.....	77

CAPITULO 1. INTRODUCCIÓN

1.1 ANTECEDENTES Y MOTIVACIÓN

La problemática a tratar es el desequilibrio de la pisada lo que causa una mala distribución de las presiones plantares, como bien lo define (Libardo R, 2015) el pie es una de las partes del cuerpo sobre la que se presentan más casos de prescripción de ortesis debido principalmente a la gran variedad de afecciones pódicas que por sus síntomas y posibles complicaciones requieren manejo terapéutico correctivo. Esto también está respaldado por una medición realizada 2011 por el instituto nacional de estadísticas y censos (INEC) ecuatoriano donde indican que el 83,88% de los niños que ingresan al hospital es por alguna enfermedad congénita en los pies.

Además, se estima una creciente demanda de plantillas ortopédicas esto debido al creciente aumento de enfermedades crónicas de los pies, mayor conciencia de las personas que sufren estas enfermedades, mayor gasto médico y un crecimiento en personas que practican actividades físicas. Según un reporte entregado por Industryarc (Industryarc, 2020) para 2014 se registraron ingresos de alrededor de \$ 2.5 mil millones, y se espera que esto vaya en aumento para en 2020 llegar a ingresos de alrededor de \$ 3.5 mil millones.

Lo antes descrito nos lleva a definir las plantillas ortopédicas, la cual puede ser definida según (O & F., 2003) como: dispositivos externos que apoyan, soportan o modifican alguna función del sistema neuro-esquelético.

(PATON J. S. et al, 2012) indica que la terapia con plantillas ortopédicas es un método común para aliviar pero que la plantilla que mejor cumple este objetivo es desconocida, más aún. Si bien en la fabricación de ortesis plantares se han integrado otros tipos de materiales para la fabricación de estas, aún se sigue usando el mismo método para su fabricación, que es mediante la variación de espesores en las plantillas.

Otro punto importante que impulsa esta memoria es lo que indica (A, S, & R., 2014) las ortesis personalizadas son más efectivas para descargas de presiones que las ortesis planas prefabricadas, reduciendo notablemente las presiones de la región del talón. Permitiendo generar un adecuado soporte del pie, reducción de impacto al sistema musculo esquelético, reducción de esfuerzos cortantes y ajuste de las deformidades fijas del pie (Luis F. Puente, 2019).

Hoy en día el mayor conocimiento y avance tecnológico permite obtener plantillas con un mayor confort como lo indica (Aragones, 2017) formar un objeto con cientos de capas nos permite crear geometrías que son imposibles con el tallado normal, este hecho hace muy atractivo el additive manufacturing para la fabricación de ortesis, ya que la anatomía del pie es muy compleja y debe ser ajustada milimétricamente. Por otro lado, con el avance tecnológico existen nuevos materiales con los cuales se conforman las plantillas ortopédicas como lo son: polietileno, etileno acetato de vinilo (EVA), poliuretano, entre otros, por lo que se requiere un mayor conocimiento de las propiedades de estos materiales.

La motivación para realizar esta memoria es poder integrar la mecánica a la vida cotidiana de las personas, permitiendo a estas tener una mejor calidad de vida, entregando además un desafío de integrar la ingeniería a los temas de salud. El tema surge a partir de la necesidad de generar una correlación de los datos de presiones plantares obtenidos de los informes baropométricos de las pisadas de las personas con el diseño correcto de una plantilla ortopédica, generando una correlación de datos cuantitativo de los materiales para la confección de plantillas ortopédicas con los informes de Footscan y el método de manufactura aditiva, dejando de lado la confección artesanal y solo basada en la experiencia del ortopedista.

1.2 DESCRIPCIÓN DEL PROBLEMA

Debido a lo descrito en el punto anterior, hoy en día existen diferentes problemas que se esperan abordar en esta memoria para la generación de una plantilla ortopédica y por lo que se recurrirán a diferentes áreas de la mecánica para solucionarlos. En primer lugar y como punto central se usará la biomecánica, pues, no existe una correlación empírica entre los informes de pisada entregados por Footscan y los diseños de plantillas generados, puesto que los diseños de plantillas solo se realizan agregando más material donde existen mayores presiones. Otro ámbito de la mecánica que se integrara es el área de los materiales, debido a que las pruebas mecánicas realizadas a los materiales para plantillas ortopédicas solo hacen una diferenciación entre uno u otro en base a sus propiedades de dureza, absorción energía y durabilidad de estos materiales y no en como estos materiales se comportan con los tipos de pies o pisadas. Por último, un área que está en creciente auge y aun cuando se ha avanzado en gran medida el método de manufactura en el ámbito ortopédico hacia manufactura aditiva estas se diseñan utilizando un único material y en un solo relleno, por lo que no se ha estudiado realizar una plantilla por capas o de distintos rellenos en diferentes zonas según los requerimientos.

1.3 SOLUCIÓN PROPUESTA

Tomando en consideración la problemática antes expuesta, se propone el diseño de una plantilla ortopédica la cual genere una correlación cuantitativa entre los informes entregados por el Software FOOTSCAN y la prueba mecánica de compresión que se realizara a los materiales, permitiendo la neutralización de la pisada y por ende la redistribución de presiones, por medio de la impresión de la una plantilla que contenga zonas con diferentes densidades.

1.4 OBJETIVOS

1.4.1 Objetivo general

A continuación, se presentará el objetivo general de la memoria el cual recoge la idea principal y finalidad del trabajo de memoria a desarrollar.

“Diseñar una plantilla ortopédica que permita la neutralización de la pisada mediante manufactura aditiva”.

1.4.2 Objetivos específicos

- Realizar el estado del arte a cerca de la biomecánica del pie los tipos de deformaciones de los pies y tipos de plantillas ortopédicas.
- Caracterizar los tipos de pisada a través de los informes de Software Footscan
- Caracterizar los materiales de las plantillas ortopédicas mediante ensayos mecánicos.
- Generar una correlación entre los resultados de FOOTSCAN y los resultados obtenidos de los ensayos mecánicos.
- Diseñar una plantilla utilizando manufactura aditiva (Impresión 3D).

1.5 ALCANCES DEL PROYECTO

En cuanto a los principales alcances y restricciones se tienen:

- En cuanto a los ensayos mecánicos estos no consideran ensayos para determinar la fuerza de corte que se puede ejercer entre el pie y la plantilla ortopédica.
- En cuanto a los materiales utilizados en esta memoria estos solo consideran a los entregados por el Kinesiólogo con el cual se trabajó en este proyecto los cuales corresponden a TPU vendido comercialmente como filaflex de las siguientes marcas: Recreus, Filoalfa3d, Sakata 3D Filaments y Cooper 3D.
- La plantilla será diseñada solo en base a datos de presiones y fuerzas plantares entregadas por el software Footscan.
- El diseño de plantilla se realizará neutralizando la posición de pisada y por tanto redistribuyendo presiones.
- La plantilla permite la neutralización de la pisada solo cuando se está en uso, por lo que no es un dispositivo que solucione la deformación que sufre el pie.
- Los rellenos analizados son 20, 30, 40% los cuales fueron seleccionados arbitrariamente apoyados de investigaciones anteriores.

1.6 METODOLOGÍAS Y HERRAMIENTAS UTILIZADAS

En esta sección se expondrá la metodología, que se utilizará para llevar a cabo la presente memoria.

La metodología a llevar en esta tesis consta primero de un estudio y análisis del estado del arte de las plantillas ortopédicas seguida de ensayos mecánicos para determinar las propiedades de los materiales con los que se diseñan las plantillas ortopédicas, con esto se realizara una correlación de los resultados obtenidos de los ensayos mecánicos y los tipos de pisadas obtenidas mediante Footscan, para con esta relación generar un diseño de plantilla la cual será impresa mediante impresión 3D, para por ultimo realizar un estudio comparativo de las ventajas y desventajas que posee la plantilla diseñada.

A continuación, se expondrán las principales actividades para cumplir cada objetivo específico, así como los recursos y tiempos planteados para cumplir cada objetivo y actividad.

Realizar el estado del arte a cerca de la biomecánica del pie los tipos de deformaciones de los pies y tipos de plantillas ortopédicas.

Actividades:

- Estudio del pie humano
- Estudio del ciclo de marcha
- Conocer los sistemas de baropometría
- Estudio de los tipos de plantillas

Recursos y tiempo:

- Computador, Word, Google Scholar, Scopus, libros fisiología, tesis doctorales, Excel, buscador de Google.
- Para el desarrollo de esta fase se dispondrá de 2 meses y dos días.

Resultados esperados:

- Estudio de la composición del pie, músculos que lo componen, estructura ósea y su función específica, y los ligamentos que permiten el movimiento del pie, extensión de dos páginas.
- Estudio de los movimientos que efectúa el pie, tanto en el plano sagital, transverso y frontal, extensión una página y media.
- Categorización de los tipos de pisadas y las deformaciones del pie, informando de que trata la deformidad y sus principales tratamientos,
- Estudio del ciclo de marcha, describiendo las fases y duración de estas.
- Categorización de las diferentes técnicas para medir presiones. Poniendo énfasis en Footscand describiendo los informes que esta entrega. Extensión 2 páginas.

Capítulo 1. introducción

- Identificación de las diferentes plantillas existentes en el mercado de acuerdo a la deformidad como al tipo de pisada.
- Estudio de los materiales utilizados para la confección de plantillas ortopédicas, así como de sus principales propiedades, E

Caracterizar los materiales de las plantillas ortopédicas mediante ensayos mecánicos

Actividades:

- Realizar ensayos mecánicos de las probetas
- Tratar datos obtenidos de los ensayos
- Analizar los resultados obtenidos

Recursos y tiempo:

- Computador, Planilla Excel, Word, herramientas estadísticas de Excel, muestras poliuretano, Banco de prueba Universal.
- Tiempo determinado para el desarrollo de esta fase es de 2 meses y una semana.

Resultados esperados:

- Definición de las pruebas necesarias para caracterizar el material y generar el correcto diseño.
- Obtención de una planilla excel con datos de esfuerzos vs deformación con su debida corrección y tratamiento para generar un promedio de las diferentes pruebas.
- Estudio y análisis de las diferencias principales de los diferentes materiales analizados en las pruebas.

Caracterizar los tipos de pisada a través de los informes de Software Footscan

Actividades:

- Estudiar la completa gama de informes que entrega Footscan
- Relacionar los informes de presiones plantares con los tipos de pisadas
- Conocer través de los informes de Footscan del rango de presiones que genera el pie humano.

Recursos y tiempo:

- Computador, informes clínicos, Footscan, Excel, Word, computador.
- Para cumplir este objetivo se requerirá de 3 semanas.

Resultados esperados:

- Reconocer las zonas del pie donde se generan mayores presiones. Media página.

Capítulo 1. introducción

- Generación de un rango de presiones a tratar.
- Selección de los informes de Footscan que serán utilizados para el diseño de la plantilla correctiva.

Realizar una correlación entre los resultados de FOOTSCAN y los resultados obtenidos de los ensayos mecánicos.

Actividades:

- Relacionar los resultados obtenidos mediante los ensayos con los informes del tipo de pisada.
- Generar un modelo de corrección de la pisada
- Discriminar entre los diferentes materiales analizados y su rango de relleno

Recursos y tiempo:

- Word, Excel, computador, Footscan. Zoom.
- Para completar este objetivo estima un tiempo de duración de 1 mes.

Resultados esperados:

- Selección de un material y rango de relleno para generar un diseño de plantilla correctiva.
- Generación de una plantilla base que permita el sostén de los diferentes tipos de pisadas.
- Generación de un mapa de la plantilla con las diferentes zonas y espesores de las zonas.

Diseñar una plantilla utilizando manufactura aditiva (Impresión 3D).

Actividades:

- Diseño de plantillas para posterior impresión.
- Fase de impresiones de diseño de plantillas.
- Análisis de los resultados de las plantillas impresas.

Recursos y tiempo:

- Computador, informes clínicos, Footscan, Excel, Word, impresora 3D, computador.
- Para cumplir este objetivo se requerirá de 1 mes.

Resultados esperados:

- Generación diseño general de plantilla según tipo de pisada. Dividiendo la plantilla en las diferentes zonas de densidad.

- Desarrollo estructural de la plantilla de acuerdo al tamaño de la huella plantar.
- Obtención de conclusiones para la corrección del diseño.

1.7 RESULTADOS ESPERADOS

Como primer resultado se tiene un informe científico, con este informe se quiere el diseño de una plantilla ortopédica que en primera instancia pueda corregir los problemas de postura corporal y además aliviar los síntomas provocados por las malformaciones de supinación y pronación además de pie plano.

Respondiendo al primer objetivo se espera obtener un estudio y una concepción de la composición del pie, su estructura ósea y los músculos presentes en este, además se busca conocer los movimientos que efectúa el pie, como también categorizar los tipos de pisadas, conocer las malformaciones del pie, examinar el ciclo de marcha, las etapas, una evaluación de los parámetros que intervienen en el ciclo de marcha, conocer tipos de plataformas baropométricas y los informes que estas entregan además de conocer los materiales con lo que se fabrican las plantillas ortopédicas sus principales ventajas y desventajas como también los tipos de plantillas existentes. .

Para categorizar los materiales disponibles para la confección de plantillas ortopédicas se espera primeramente conocer los principales materiales que son utilizados hoy en día para la confección de plantillas, realizar pruebas a estos materiales, para conocer las propiedades y características de los diferentes materiales que permitan generar una mejora a las plantillas ya existentes.

Por otro lado, se estudiarán los tipos de técnicas para medir las presiones plantares haciendo énfasis en Footscan conocer los análisis y gráficos que entregan esta plataforma y así realizar una correlación entre el material previamente caracterizado y los diagramas de presiones obtenidos de Footscan con el fin de neutralizar la pisada.

Por último, se espera generar un diseño estructural de la plantilla computacionalmente que luego será replicado a través de manufactura aditiva obteniendo una pieza sólida, robusta, sin costuras y ergonómica.

1.8 ORGANIZACIÓN DE LA MEMORIA ESCRITA

En el presente apartado se expondrá la estructura general que presentará la memoria, indicando los temas medulares presentes en cada capítulo.

En el capítulo I se expondrán una visión general de la memoria ya sea los antecedentes, motivación, la descripción del problema, objetivos, alcances, restricciones, planteamiento del problema, etc. Con el fin de generar una comprensión general de la temática tratada. En cuanto al capítulo II el cual corresponde al estado del arte del problema, en donde se exhibirá toda la información existente y necesaria para generar una solución, primero se discutirá todo lo atinente a la fisiología y movimientos del pie, luego se habla del ciclo de marcha, deformaciones y tipos de pisada, para dar paso al sistema del cual se obtendrán las presiones plantares (Footscan), para finalizar con los tipos de materiales utilizados en las plantillas ortopédicas y sus propiedades principales. Para continuar con el diseño de las plantillas ortopédicas en el capítulo III se caracterizarán los diferentes materiales con los que se diseñan las ortesis plantares, donde primero se entregaran datos del tipo de ensayo realizado y las condiciones de ensayo, luego se entregaran las curvas esfuerzo deformaciones generadas por cada ensayo, para luego culminar este apartado informando las principales propiedades y datos que sean importante resaltar. Luego en capítulo IV se presentarán los informes de Footscan de los casos de estudios a analizar, para correlacionarlos con los datos obtenidos en el apartado anterior y generar una propuesta solución, la cual al culminar este capítulo será impresa a través de impresión 3D. Por ultimo y para finalizar esta memoria en el capítulo V este diseño de plantilla generado se realizará la discusión de las características más importantes que salieron a la luz en esta memoria, dado estos datos recabados se presentaran algunas propuestas futuras y por último en el capítulo VI se realizara la conclusión de la memoria.

CAPITULO 2. MARCO TEÓRICO

2.1. FISIOLÓGÍA DEL PIE

2.1.1 El pie

El pie, eslabón más distal de la extremidad inferior, sirve para conectar el organismo con el medio que lo rodea, es la base de la sustentación del aparato locomotor y tiene la capacidad gracias a su peculiar biomecánica, de convertirse en una estructura rígida o flexible en función de la necesidad para las que es requerido y las características del terreno en que se mueve (Voegeli, 2003), manteniendo el equilibrio y soportando el peso del todo el cuerpo.

2.1.2 Estructura del pie

Huesos del pie: los huesos del pie se pueden dividir en tres grupos estos son tarso, metatarso y falanges.

El tarso está compuesto por 7 huesos cortos e irregulares. El calcáneo se proyecta por detrás de la articulación del tobillo para formar la estructura esquelética del talón (Richard L. Drake, 2015), es el encargado de soportar la mayor parte de la tensión que se adquiere al andar. El astrágalo situado sobre el calcáneo y este articulado con la tibia y el peroné formando la articulación del tobillo, además de articularse con el navicular en la zona medial del pie. Cuboides, llamado así por su forma de cubo irregular, se encuentra en la parte lateral del pie tras el 5° metatarsiano, está articulado en su parte posterior con el calcáneo y en su parte delantera con la base de los metatarsianos (Ambuloteguí) (Richard L. Drake, 2015) (Keith L. Moore, 2013). El Escafoides, corresponde a un hueso plano el cual se encuentra entre el astrágalo y los tres huesos cuneiformes, posee una cavidad tendinosa la cual es la encargada de sostener y formar el arco longitudinal del pie. Los Cuneiformes, es un grupo de tres huesos, el cuneiforme lateral, intermedio y medial, los cuales están articulados entre sí y por los tres metatarsianos 1°, 2° Y 3° (Richard L. Drake, 2015).

Metatarso: formado por 5 huesos paralelos llamados metatarsianos. Los cuales se enumeran del 1 al 5 desde el dedo gordo el cual corresponde al 1° metatarsiano hasta el dedo pequeño el cual corresponde al 5° metatarsiano. Los metatarsianos cuentan con una base proximal, cuerpo y una cabeza distal y se articulan desde la base del tarso y por delante con las falanges (Ambuloteguí).

Falanges: corresponden a los huesos de los dedos. Cada dedo posee tres falanges una proximal también llamada falange, la segunda medial o falangina y la tercera distal o falangeta, excepto el dedo gordo que solo posee falange proximal y distal (Ambuloteguí) (Richard L. Drake, 2015).

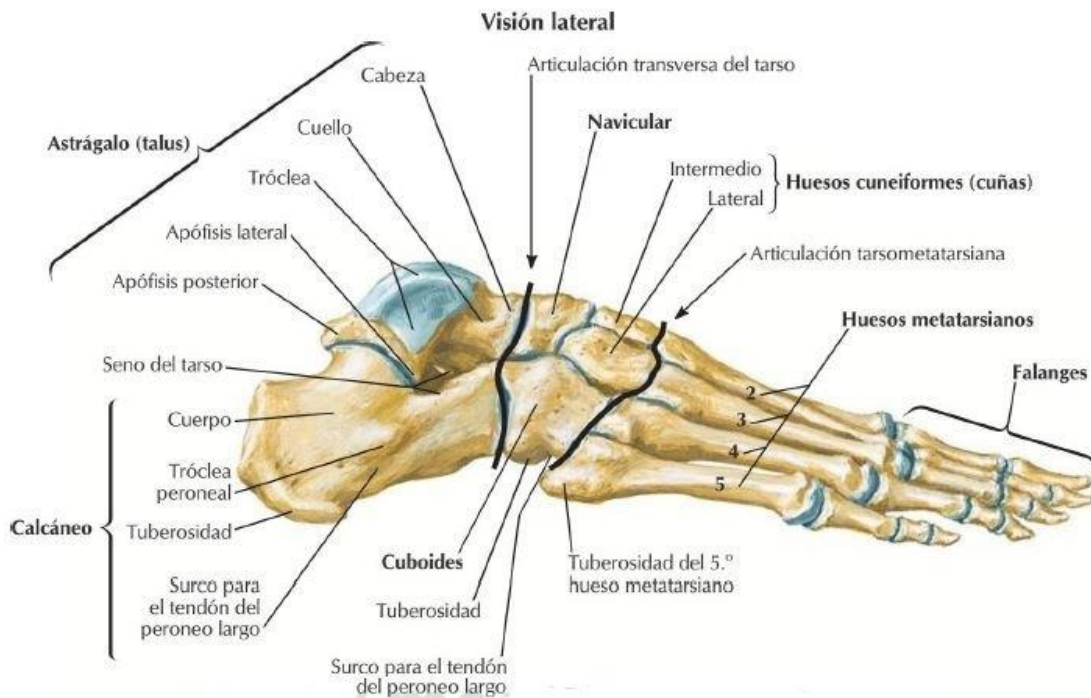


Figura 1. Vista lateral estructura ósea del pie. Fuente: Netter, 2014

- **Músculos del pie**

El pie está compuesto por 20 músculos, de los 20 músculos individuales del pie, 14 se localizan en la cara plantar, 2 en la dorsal y 4 tienen una posición intermedia (Keith L. Moore, 2013).

Se pueden clasificar de acuerdo con su origen en músculos intrínsecos y músculos extrínsecos. Músculos intrínsecos, corresponden a los músculos que poseen origen y terminación en el mismo pie. Permiten la flexión, extensión aducción y abducción de los dedos del pie. Músculos extrínsecos, son aquellos que se poseen su base en la pierna y finalizan en el pie. Estos permiten los movimientos de flexión plantar, flexión dorsal inversión y eversion del pie.

2.1.3 Movimientos del pie

Antes de conocer los trastornos del pie humano se hace necesario conocer los movimientos que presenta el pie, para eso antes definiremos los planos anatómicos a los cuales se hará referencia más adelante.

- **Plano sagital**

Es el plano vertical que divide al cuerpo en dos mitades, mitad derecha e izquierda.

Capítulo 2. Marco Teórico

- Plano transverso

Corresponde al plano perpendicular al plano sagital, el cual divide el cuerpo en dos superior e inferior.

- Plano frontal

Está formado por los planos sagital y transverso siendo perpendicular a ellos, dividiendo en cuerpo en parte ventral o anterior y dorsal o posterior.

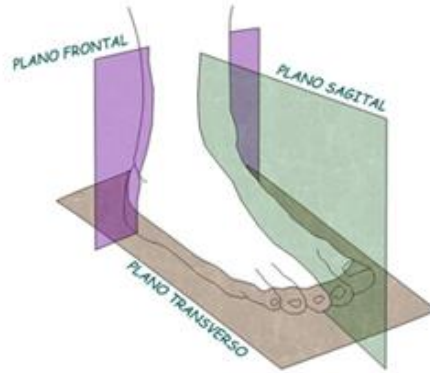


Figura 2. Planos del pie. Fuente: Mi Bienestar, 2020.

Luego de definidos los planos, se definirá los movimientos del pie.

En el plano sagital se tiene la flexión plantar, también conocida como extensión del pie, es lo movimiento que discurre en plano sagital y durante el cual la zona dorsal del pie, o parte de él, se aleja de la tibia (Muñoz, 2006), y por otro lado se tiene la flexión dorsal del pie correspondiendo al movimiento contrario a la flexión plantar, en el cual la zona distal del pie se acerca a la tibia.

En el plano frontal se tiene la inversión del pie que representa al movimiento donde el pie o parte de él se inclina enfrentándose al plano sagital, lo que genera una elevación del arco interno del pie mientras que el arco longitudinal externo baja y por otro lado está la eversión del pie, siendo el movimiento contrario a la inversión del pie, corresponde al giro hacia afuera del pie o parte de él.

Con respecto al plano trasverso esta la aducción del pie corresponde al movimiento en el que la parte distal del pie se desplaza o aproxima hacia la línea media del cuerpo (Muñoz, 2006), aquí la zona del antepié se desvía hacia afuera, el movimiento contrario a la aducción es la abducción del pie, en este movimiento la parte distal o parte de ella se aproxima hacia la línea media del cuerpo, dicho de otras palabras la zona del antepié se desvía hacia adentro.

Es raro que algunos de estos movimientos se generen de manera pura, sino que se genera una combinación de movimientos en los tres planos destacando la supinación y pronación.

La supinación no es un movimiento puro del pie con respecto a un plano, por lo que es un movimiento en los tres planos, corresponde a una combinación de inversión de la articulación subastragalina, flexión plantar de la articulación del tobillo y aducción de la articulación mediotarsiana. Lo que corresponde a un movimiento de rotación externa cuando el pie se pone en contacto con el piso.

La pronación corresponde a la suma de tres movimientos, donde existe una eversión de la articulación subastragalina, abducción de la articulación transversal tarsal y dorsiflexión del tobillo. Dicho en otras palabras, es el movimiento del pie rotando hacia adentro cuando entra en contacto con el nivel del piso.

2.2 CICLO DE MARCHA

2.2.1 La marcha humana

La marcha es la forma de desplazamiento en posición bípeda propia del ser humano en la que se suceden apoyos bipodales y monopodales y requiere un proceso de desarrollo y automatización (José H. Osorio, 2013).

Por otro lado, la locomoción 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 (Luna, 1999).

En el acto de caminar existen dos requisitos básicos que cualquier tipo de marcha bípeda debe cumplir, aun cuando esté distorsionada por cualquier inhabilidad física: 1) El mantenimiento de las fuerzas de reacción del piso sobre la extremidad de soporte y 2) El movimiento periódico de cada pierna desde una posición de apoyo a otra, en la dirección del movimiento (Contreras, 2012).

EL estudio de la marcha humana se realiza a través de tres aplicaciones: un análisis fisiológico, un análisis computacional y también se puede realizar un análisis robótico.

2.2.2 Ciclo de marcha

El ciclo de marcha comienza cuando un pie contacta el suelo y termina con el contacto del mismo pie con el suelo. En el ciclo de marcha se distinguen dos fases: la fase de apoyo y la fase de oscilación. La fase apoyo comienza con el contacto inicial y finaliza con el despegue del antepié. La fase de oscilación transcurre desde el instante de despegue del antepié hasta el siguiente contacto con el suelo (Ramón Gómez, 2004). En general la fase de apoyo representa el 60% del ciclo de marcha mientras que el 40% corresponde a la fase oscilación.

2.2.3 Etapas del ciclo de marcha

Dentro de estas dos grandes fases se pueden identificar subfases, donde en la fase de apoyo se pueden distinguir 5 subfases, mientras que la fase de oscilación cuenta con 3.

- FASE DE APOYO

La fase de apoyo está compuesta de 5 subfases, las cuales serán presentadas a continuación

Fase contacto inicial: corresponde a la toma de contacto del pie con el suelo, más específicamente del contacto del talón con el suelo. Constituye una fase muy corta de aproximadamente 2% del total del ciclo y el objetivo de esta fase es posicionar de manera correcta el pie al iniciar el contacto con el piso (Perry, 1992).

Fase inicial del apoyo o de respuesta a la carga: Esta fase se caracteriza por el contacto de la zona anterior del pie con el suelo, representa a un 10% del ciclo. El objetivo de esta fase es mantener una progresión suave del movimiento (Ramón Gómez, 2004) (Perry, 1992).

Fase media del apoyo: Corresponde a un 20% del ciclo de marcha, en esta fase se produce la progresión del cuerpo, sobre el pie estacionario, conservando la estabilidad del pie y del tronco del cuerpo. Además, se produce el despegue del miembro contralateral, encontrándose el cuerpo en apoyo monopodal (M.F. Lara Romero, 1996).

Fase final del apoyo: Ocurre con el despegue del talón del suelo y representa al 20% del ciclo de marcha. En esta fase se posee como objetivo proporcionar aceleración para generar una longitud correcta de zancada, esta aceleración se produce por el paso hacia adelante del centro de masa del cuerpo debido a la acción del tríceps y la caída hacia adelante del tronco (Luna, 1999) (Ramón Gómez, 2004).

Fase previa a la oscilación: esta fase tiene su inicio cuando el miembro opuesto entra en contacto con el suelo lo que genera la segunda fase de doble apoyo, representado un 10% del ciclo de marcha, esta fase termina cuando los dedos se despegan del suelo. Aquí el centro de presiones plantares se desplaza a la zona media de la planta (Sanz).

- FASE DE OSCILACIÓN

Compuestas de tres subfases, presentadas a continuación.

Fase inicial de la oscilación: 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 (Ramón Gómez, 2004) (Sanz).

Fase media de la oscilación: 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 (Perry, 1992).

Fase final de la oscilación: 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 (Ramón Gómez, 2004) (M.F. Lara Romero, 1996).

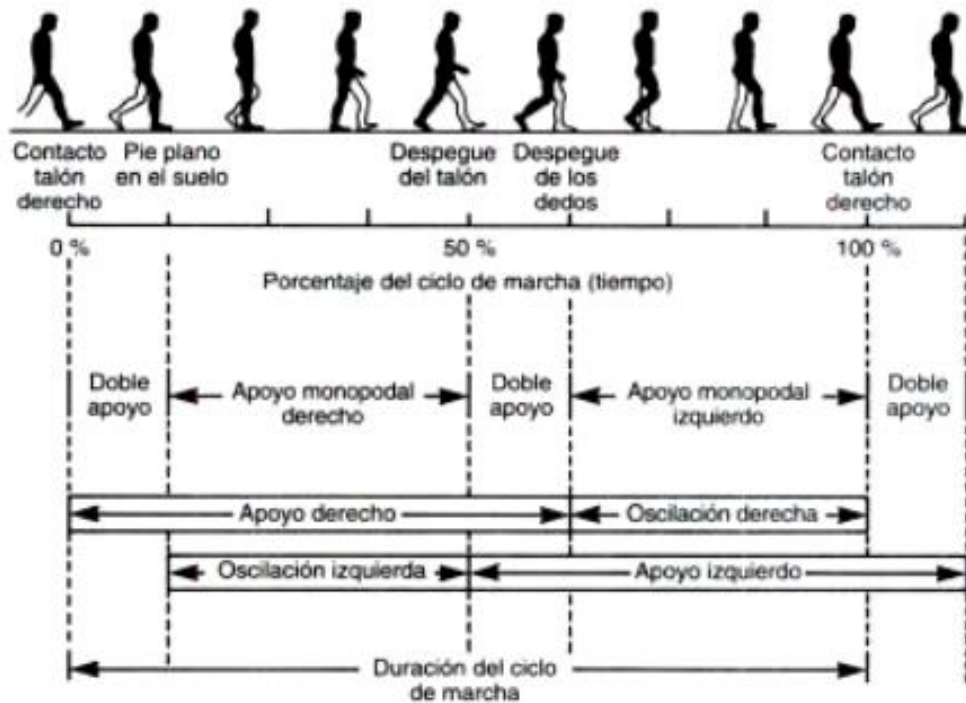


Figura 3. Ciclo de marcha humana. Fuente: Gabel R.H, Brand R.A, 1994

2.2.4 Parámetros del ciclo de marcha

1. Velocidad de la marcha

Representa la distancia generalmente en metros o kilómetros por unidad de tiempo. Como norma general esta velocidad varía entre 2 a 4 km/h (Ramón Gómez, 2004) (Sanz).

2. Cadencia de la marcha

Corresponde a la cantidad de pasos que se dan por unidad de tiempo. La cadencia representa el ritmo que mantiene la persona para ahorrar energía. Comúnmente la cadencia es mayor para personas de menor estatura que de mayor estatura. En condiciones normales se dan 90 pasos por minuto (Ramón Gómez, 2004) (Luna, 1999).

3. Longitud de Zancada

Representa a la distancia lineal entre dos contactos con el nivel suelo de la misma extremidad o pie, en promedio es del orden de 165cm (Ramón Gómez, 2004) (Sanz).

4. Longitud de paso

Representa a la distancia lineal entre los pies cuando ambos se encuentran tocando el piso o sea cuando la persona está en doble apoyo, generalmente esta distancia comprende entre 74cm a 85cm (Sanz).

5. Ángulo del paso

Comprende al ángulo que forma el pie con el eje longitudinal en el nivel suelo, en condiciones normales este ángulo es de 5 a 7° (Ramón Gómez, 2004).

2.3 TRANSTORNOS FISIOLÓGICOS Y ANATÓMICOS DEL PIE

- Pie plano

Corresponde a cuando el pie posee una bóveda plantar baja o nula, creando un área de máximo contacto de la planta del pie con el suelo, el retropié presenta una deformidad en valgo y el antepié se encuentra abducido (Muñoz, 2006) (Keith L. Moore, 2013).

Si bien el pie plano por lo general no causa grandes dolores, puede generar problemas en los tobillos y las rodillas, generando intenso dolor en el talón y la zona próxima al arco. Si no existe dolor no se debe atender el pie plano, pero si existe este se trata con dispositivos ortopédicos que sostengan el arco, ejercicios de estiramiento y fisioterapia, ahora bien, la cirugía no es recomendable como tratamiento para el pie plano en casos extremos se realiza y en casos donde existe algún otro trastorno del pie que acompañe al pie plano.



Figura 4. Pie plano. Fuente: MAYO CLINIC, 2020

- Pie cavo

Es el pie que presenta un aumento anormal de la altura de la bóveda plantar en el mediopié por flexión acentuada de los metatarsianos (Muñoz, 2006).

Algunos de los problemas que este tipo de pie presenta es una alta tensión y contractura dolorosa en la zona plantar, durezas en las cabezas de los metatarsianos y problemas con el calzado debido a una prominencia de la zona media del pie, además existe una disminución de la superficie de contacto de la pisada lo que genera una mayor carga en la zona del antepié.

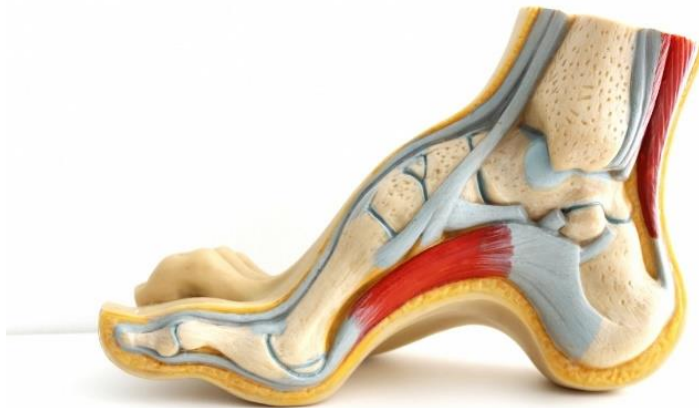


Figura 5. Pie cavo. Fuente: Podoactiva, 2020.

- Pie valgo

Corresponde a una deformación en el cual la zona del retropié se encuentra en posición de eversión, mientras que la zona distal del pie se encuentra en eversión y abducción, lo que genera que el talón se gire hacia afuera (Keith L. Moore, 2013) (Muñoz, 2006) (Gago).

Los principales síntomas de los pies valgos es el dolor en la zona del arco y por sobre todo en el talón acompañada de una hinchazón en el área interna del tobillo, además, puede generar un aplanamiento de los pies.

El tratamiento de los pies valgos en primera instancia es ortopédico acompañado de ejercicios fisioterapéuticos y en casos más extremos requieren cirugía.



Figura 6. Pie valgo. Fuente: Clinica San Roman, 2020.

- Pie equino

Es una deformidad del pie humano, el cual se caracteriza por una flexión plantar permanente del pie (Muñoz, 2006).

Si bien esta deformación se puede detectar a simple vista, no es una deformación dolorosa, pero causa gran discapacidad a la hora de realizar los desplazamientos.

Existen dos tratamientos para la corrección de este tipo de pie uno es mediante estiramientos y uso de yesos que deben reponerse constantemente y por otro lado una cirugía que consiste en el estiramiento del tendón de Aquiles.



Figura 7. Pie equino. Fuente: Carignano, 2011.

Capítulo 2. Marco Teórico

- Pie zambo

Se llama pie zambo (también llamado pie equino-varo congénito, al pie equino, con un antepié en aducción y un retropié en varo y supinado (Gago).

Este tipo de deformación no es conocida hasta que el niño comienza a dar sus primeros pasos, si esta anomalía no es tratada genera graves problema incluso puede llegar a la incapacidad de caminar.

El tratamiento de este tipo de pies es a través de botas correctoras y férulas, tratamiento conocido como método de Ponseti, si el tratamiento no quirúrgico no logra corregir la malformación se debe recurrir a la cirugía.



Figura 8. Pie zambo. Fuente: Fisioonline, 2020

- Pie varo

Es la deformidad del pie en la que el talón (retropié) está invertido y la parte distal del pie se encuentra en aducción e inversión, siendo los límites la dorsiflexión normal (Muñoz, 2006), apoyándose el borde externo de los dedos anular y meñique, en algunos casos incluso la punta de los dedos llega a tocarse.

Este tipo de pies puede causar dolores en la zona plantar e hinchazón y durezas en el borde exterior del pie.

Puede tratarse con tratamientos fisioterapéuticos y ortesis, en casos extremos requieren de una cirugía.



Figura 9. Pie varo. Fuente: Bodyhelp, 2018.

- Pie aducto

Es una deformación que afecta solo a la zona anterior del pie, donde existe una desviación de los metatarsianos los cuales se encuentran en varo y no existiendo ninguna desviación del retropié (Muñoz, 2006).

Esta deformación puede generar displacia en la cadera, incomodidad en el uso de calzados, y ciertas callosidades en la zona del antepié.

Si es detectado a temprana edad el tratamiento suele constar con simples ejercicios, de lo contrario se precisa el uso de ortesis y en casos graves la operación.



Figura 10. Pie aducto. Fuente: Héctor Almeida Merino, 2020.

2.4 BAROPOMETRIA

Para realizar un correcto diagnóstico y tratamiento de los diferentes tipos de pies es necesario realizar la medición de las presiones plantares, con la cual se conocen las distribuciones de las cargas ejercidas por todas zonas de la planta del pie.

Existen tres métodos para conocer las presiones plantares, están los cualitativos, los cuantitativos y semicuantitativos.

Los métodos cualitativos son muy utilizados, debido ante todo a su bajo costo; se basan en el estudio visual por parte de un examinador de la interacción del pie con el suelo (Christian A. Díaz, Andrés Torres, José I. Ramírez, Luisa F. García, Natalia Álvarez, 2006), dentro de estos métodos están el podoscopio, el plantograma y fotograma, cabe destacar que estos métodos son muy inexactos y requieren de una gran experiencia y habilidad por parte del médico tratante.

En cuanto a los métodos semicuantitativos corresponden a aquellos donde se dan valores a los datos obtenidos cualitativamente mediante técnicas digitales de procesamiento de imágenes.

Por último, se tienen los métodos cuantitativos, los cuales transforman señales obtenidas de sensores electromecánicos a valores de presión, por ultrasonido o basados en video, dentro de estos métodos están los podómetros, plantillas instrumentadas y las plataformas de fuerzas donde destaca la Footscan.

2.4.1 Plataforma Footscan

Las plataformas Footscan permiten realizar un análisis completo del pie, la cual mide la presión plantar utilizando una matriz X-Y de sensores sensibles de presión resistivos que se escanean secuencialmente. El sistema registra los datos de la presión cuando el sujeto está de pie o camina sobre la plataforma (SCAN, 2020), permitiendo realizar un análisis estático tanto en apoyo bipodal como monopodal, además de poder realizar un análisis dinámico del ciclo de marcha.

Para realizar un análisis a través de Footscan primero se pide al paciente realizar un apoyo monopodal de ambos pies sobre la plataforma para realizar un análisis de balance y estabilidad, luego se toma las presiones estáticamente en apoyo bipodal y por último se realiza un análisis dinámico donde se pide al paciente caminar sobre la plataforma realizando varias pasadas hasta que este logra estabilizar su ciclo de marcha.

En cuanto a los resultados Footscan entrega los siguientes informes:

- Fotograma de la superficie plantar en tamaño real: consta de una fotografía de la superficie plantar a escala 1:1 la cual está acompañada de un escáner del cada pie en 3D, entregando las dimensiones del ancho de la huella como su largo.
- Estático: se entregan los resultados medidos en forma estática en apoyo bipodal, entregándose la distribución de la fuerza dividiendo la medición en cuatro cuadrantes.

Capítulo 2. Marco Teórico

- Equilibrio: entrega valores máximos de presión registrados en ambos pies en apoyo monopodal, además entrega la línea de centro de equilibrio e información sobre el centro de presión.
- Estándar: proporciona los valores de presión en el ciclo de marcha, lo que quiere decir en un análisis dinámico, mostrando además el centro de presiones y los ejes del pie.
- Numérico: entrega las presiones del pie en valor numérico en (N/cm^2) para cada sensor indicado con una cuadrícula.
- Desplazamiento: muestra una secuencia de las presiones ejercidas por los pies en el ciclo de marcha desde el contacto del talón con los sensores hasta el apoyo de los dedos al continuar la marcha, entregando el tiempo en milisegundos.
- Presión por zona: presenta graficas de las presiones ejercidas por cada zona del pie cuando se realiza el análisis dinámico, presentando un gráfico de presiones vs tiempo, además este grafico se puede obtener en fuerza vs tiempo.
- Análisis 3D: entrega un análisis 3D presentando los picos de presiones durante la marcha.

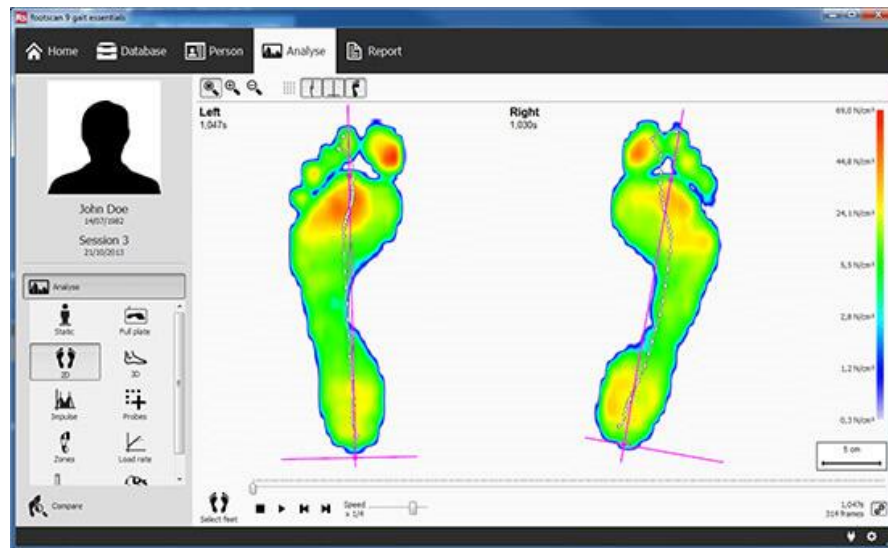


Figura 11. análisis 2D de footscan. Fuente: Sporthesis, 2020.

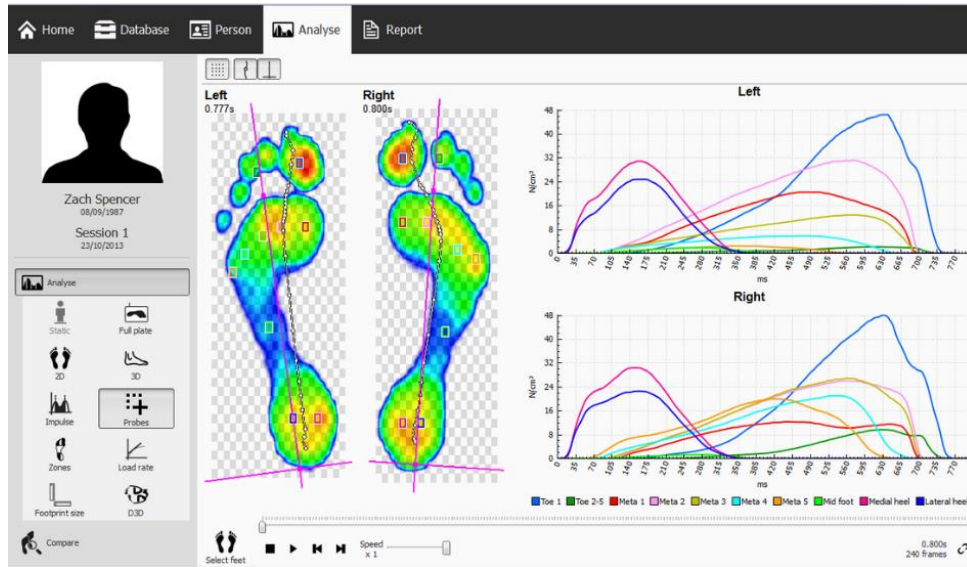


Figura 12. Análisis presión por zona. Fuente: ORTOPEDIA BOSTON, 2016.

Cabe señalar que la escala de colores va desde el azul el cual indica la presión mínima hasta un rojo la cual muestra las zonas de mayor presión.

2.5 ORTESIS PLANTARES

Las ortesis se pueden definir como dispositivos de aplicación externa que se utiliza para modificar las características estructurales y funcionales de los sistemas neuromuscular y esquelético, estos dispositivos poseen diferentes propósitos dentro de los que destacan mejorar la movilidad la agilidad o el funcionamiento del usuario, aliviar dolor, restaurar la estética, proteger las articulaciones, prevenir y corregir deformidades, y prevenir las deficiencias secundarias (Organización Mundial De La Salud, 2017).

Las ortesis plantares se pueden definir como un dispositivo ortopédico para promover la integridad de las articulaciones del pie y el miembro inferior, resistiendo la fuerza de reacción del suelo que causa el movimiento anormal del esqueleto durante la fase de apoyo de la marcha (O. Cohí, 2003). Dentro de los principales beneficios que presentan las plantillas ortopédicas están el reducir las molestias al caminar, mejorar la alineación del cuerpo, redistribuir el peso del cuerpo, favorecer una correcta pisada y optimizar el despegue del pie (Arturo Eyries, s.f.).

2.5.1 Tipos de ortesis plantares según las funciones terapéuticas

Según los objetivos terapéuticos para los cuales están diseñadas se pueden dividir en plantillas de realineación, plantillas de descargas o distribución de presiones o mixtas.

Capítulo 2. Marco Teórico

- Plantillas de realineación

Poseen como objetivo prevenir las atrofiás musculares y las deformidades existentes en el pie. La realineación de los pies se obtiene mediante la forma de la plantilla y las propiedades del material con el cual se conforman estas, compensando la deformidad al reestablecer los ejes normales del pie, aumentando la movilidad y capacidad de la marcha (O. Cohí, 2003). Pueden ser rígidas construida de polipropileno, resinas, fibra de vidrio o kevlar, o pueden ser semirrígidas construidas en polietileno, fibra de carbono o espumas.

- Plantillas de descargas

Su objetivo es distribuir correctamente las presiones plantares y reestablecer el apoyo horizontal sobre el suelo. Facilitando la bipedestación y la marcha normal. Evitando los puntos de sobrecarga, las fuerzas de cizallamiento y amortiguar la fuerza de reacción del suelo durante el apoyo del pie (O. Cohí, 2003). Los materiales usados para la confección de este tipo de plantillas de densidad blanda o semiblanda dentro de los que destacan el plastazote, elastómeros y termoplásticos.

- Plantillas mixtas

Son una combinación de las plantillas anteriormente mencionadas. Combinando densidades blandas y rígidas. Las densidades rígidas permiten disminuir o eliminar la movilidad del pie entregando alivio y desapareciendo el dolor. Por otro lado, las densidades blandas o flexibles permiten la movilidad de las articulaciones cuando estas se mueven al caminar permitiendo la correcta adaptación del pie a los cambios morfológicos que se producen durante la marcha humana (O. Cohí, 2003) (Falcó, 2020). Dentro de estas plantillas están las plantillas blandas con refuerzo en el soporte o con altas densidades, las semirrígidas y rígidas con elementos blandos de descarga, sobre la superficie rígida.

2.5.2 Tipos de plantillas ortopédicas según la patología del pie

- Plantillas para pies cavos

Los pies cavos tienen como cualidad poseer un arco del pie demasiado profundo es por esto que las plantillas este tipo de pie deben poseer un soporte en el área del arco longitudinal, una almohadilla de descarga en la zona del talón y un refuerzo en la zona de los dedos para corregir loa dedos en aducción (inova, 2020) (Todoparaelcalzadoonline, 2020).

- Plantillas para pies planos

Como ya se definió antes el pie plano corresponde al aplanamiento del arco longitudinal, debido a esto que las plantillas deben poseer soporte en la zona del arco longitudinal y amortiguación en el talón para absorber los impactos al caminar y evitar posibles espolones (Todoparaelcalzadoonline, 2020) (inova, 2020).

- Plantillas para pies supinadores

La pisada supinadora se caracteriza por que la mayor parte del peso del cuerpo es soportada por la zona exterior del pie. Las plantillas para este tipo de pisadas deben poseer gran amortiguación ya que este tipo de pisada es muy susceptible a las lesiones además debe poseer un refuerzo en la zona externa del pie con el fin de generar una neutralización en la pisada (inova, 2020).

- Plantillas para pies pronadores

La pronación como antes fue descrita es contraria a la supinación, caracterizándose por soportar el peso generado por el cuerpo con la zona interna de los pies, por ende, las plantillas para pies pronadores deben poseer una elevación en la zona del talón para ayudar que el pie no se mueva de su lugar además de poseer un refuerzo en la zona interna del pie con el fin de equilibrar la pisada (inova, 2020).

2.6 MATERIALES PARA LA CONFECCIÓN DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS

- EVA

Etilen vinil acetato (EVA) corresponde a un copolímero del etileno y el acetato de vinilo. Debido a sus propiedades de suavidad y flexibilidad es cercano a la familia de los elastómeros, pero puede ser procesado como un termoplástico, por lo que es llamado elastómero termoplástico. Posee un porcentaje de peso de entre 10 a 40% de acetato de vinilo, a medida que aumenta este porcentaje aumenta la flexibilidad la resistencia al impacto y aumenta la transparencia. Presenta resistencia al impacto a bajas temperaturas, resistencia a la fractura por estrés, buenas características antideslizantes, capacidad anti vibratoria, excelente memoria elástica e inodoro, otra característica que a mayor densidad o “más dura” entrega mayor soporte mecánico, mientras que a menor dureza entrega una función de más amortiguación (Todo en polimeros, 2017) (Tecnología de los Plásticos, 2012) (Biomech Consulting).

Capítulo 2. Marco Teórico

Propiedad	Método	Unidad	Valor
Contenido de VA	-	%	16
Densidad	ASTM D792	g/cm ³	0,937
MFI	ASTM D1238	g/10min.	1,5
Resistencia a la tracción	ASTM D638	Kg/cm ²	170
Alargamiento a la rotura	ASTM D638	%	700
Fragilidad en frío	ASTM D746	°C/F50	<-76
Punto de ablandamiento Vicat	ASTM D1525	°C	67
Punto de fusión	ASTM D3418	°C	89
Dureza Shore A	ASTM D2240	-	37

- Porón

Corresponde a una espuma de Poliuretano, presenta una alta capacidad de impactos y retorno del impulso rápido. Debido a su gran versatilidad es usado en diferentes productos, en cuanto al uso en calzado, es usado para bases de apoyo, plantillas y forros para calcetines (Rogers Corporation, 2004).

Dentro de sus características técnicas más destacables están la gran amortiguación y absorción de impactos, baja deformación remanente, alta absorción de energía, durable, lavable y resistencia al crecimiento de bacterias y hongos. Sus principales usos son para conseguir un máximo confort, debido a su gran capacidad de amortiguación es usado como adición, se usa como adicional o forro superior con la salvedad de que no debe estar en contacto directo con la piel, además, genera calor con la fricción.

- Polietileno (PE)

Es el polímero más simple por lo que es barato y se produce en grandes magnitudes, se obtiene de la polimerización del etileno a altas presiones, presenta una densidad de entre 0,91-0,925 gr/cm^3 (Girón, 2005). Este polímero termoplástico posee las características de ser ligero, lavable, alta resistencia a la tracción, a la ruptura, buena corrección biomecánica, discretamente elástico y parcialmente cristalino. Se suele usar en patologías con deformidad asociada, puesto que este material se deforma con el uso y recupera su forma cuando no se está usando (Biomech Consulting).

- Polipropileno natural

Es un termoplástico, cuya estructura es similar a la del polietileno solo que presenta un grupo metilo unido a un carbono, este grupo extra le permite tener mejores propiedades tanto mecánicas como térmicas que el etileno. Dentro de sus principales características están: es un material muy ligero cuya densidad varía entre los 0,895 y 0,95 gr/cm^3 , estructura

cristalina, alto punto de fusión (160°), baja absorción de humedad, altamente resistente a la corrosión, alta deformidad remanente y una alta resistencia a la tensión y compresión (Tecnología de los Plásticos, 2012) (Curiosoando, 2018).

Su uso habitual en el ámbito de calzado es indicado en patologías donde se pretenda realizar una corrección/compensación biomecánica significativa como por ejemplo en patologías infantiles donde se necesita mayor control y corrección (Biomech Consulting).

- Poliuretano

El poliuretano corresponde a la reacción química de química de isocianatos y alcoholes polihídricos. Su nombre lo debe a que la cadena principal está unida a enlaces de uretanos, es un polímero termoestable muy versátil el cual puede ser elastómero, formar fibras, puede ser pintura o adhesivo. Las propiedades físicas y mecánicas de este compuesto dependen de la cantidad de poros presente en la espuma, como también, de su grado de reticulación (Tecnología de los Plásticos, 2012).

Las principales propiedades de este compuestos son: Los pesos volumétricos más usuales se hallan comprendidos entre 30 y 100 kg/m³, resistencia a la tracción entre 3 y 10 (Kp./cm²), Resistencia a la compresión entre 1,5 y 9 (Kp./cm²), resistencia al cizallamiento entre 1 y 5 (Kp./cm²), Módulo de elasticidad entre 40 y 200 (Kp./cm²).

Su uso común es en pacientes en los que se pretende realizar dispersión de presiones plantares. Su gran capacidad de amortiguación, entre otras características, lo hacen idóneo en tratamientos de pacientes con pie diabético, así como en pacientes geriátricos. Su efecto correctivo/fuerza mecánica es menor que el de otros materiales (Biomech Consulting).

2.6 PROPIEDADES DE LOS POLÍMEROS

Los plásticos se encuentran sometidos a diferentes estados de carga en sus distintas aplicaciones, por lo que la selección del material adecuado para cada una de ellas se basa, entre otras consideraciones, en sus propiedades mecánicas. Las propiedades mecánicas de los polímeros dependen, fundamentalmente, de su composición, estructura y condiciones de procesado. (M Beltrán).

2.7.1 Histéresis de los polímeros

La histéresis en los polímeros se puede definir como la diferencia entre la energía total suministrada a un sistema para producir una deformación y la energía restituida. Es denominada también como fricción interna de los elastómeros, e indica la conversión de energía mecánica a energía térmica, cuando se produce la carga y descarga, por lo que mientras más blando sea el elastómero menor será su capacidad para absorber energía mecánica, cabe destacar que la conversión de energía mecánica a energía térmica es menor a medida que aumenta la temperatura (mexpolimeros, 2020).

2.7.2 Resiliencia

La resiliencia se define como la capacidad que poseen los materiales de acumular energía elástica antes de volverse viscosos o entrar en régimen de fluencia. Definido de otra manera es la capacidad que posee un material para absorber energía en deformación elástica y de entregar esta energía cuando se deja de aplicar la carga (Moreno, 2006).

El módulo de resiliencia se define como sigue:

$$U_r = \int_0^{\epsilon_y} \bar{\sigma} \cdot d\bar{\epsilon}$$

En general para la confección de plantillas ortopédicas se requiere un material que posea una baja resiliencia y por tanto una alta amortiguación, absorbiendo la mayor magnitud de energía cinética transmitida desde el sistema musculoesquelético después de su transformación en energía de deformación (Joanne Paton, 2007)

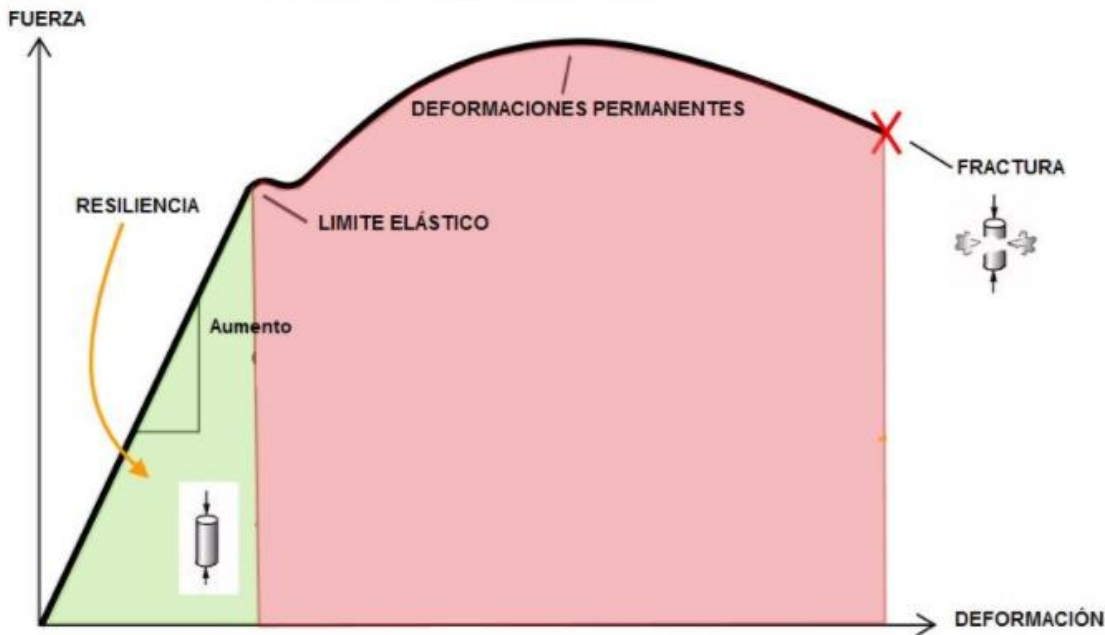


Figura 13. Resiliencia de los polímeros. Fuente: Area Tecnologica, 2020.

2.7.3 Fatiga de los polímeros

La falla por fatiga se produce cuando un material se ve sometido a cargas cíclicas las que generan la ruptura del material, siendo estos esfuerzos menores a los esfuerzos de fluencia. La falla por fatiga se debe a la formación y propagación de una grieta. Se puede visualizar o subdividir en tres fases: la primera fase es la formación de una microgrieta, la segunda fase la cual es la propagación de la grieta y la última fase que es la fractura súbita y frágil (Richard G. Budynas). En el caso de los polímeros la fatiga está íntimamente relacionada con la durabilidad y la prueba de fatiga para plantillas ortopédicas consiste en cargar un émbolo

durante 25.000 ciclos a una fuerza de 350 Kpa a una frecuencia de 1 Hz, esto dado una persona que da 45 pasos por minuto durante 20 minutos al día, 30 días al mes durante un período de 4 meses (Joanne Paton, 2007).

2.7.4 Dureza

La dureza se define como la resistencia de un material a la deformación plástica localizada. Los ensayos para cuantificar la dureza consisten en un pequeño penetrador que es forzado sobre una superficie del material a ensayar en condiciones controladas de carga y velocidad de aplicación de la carga. En estos ensayos se mide la profundidad o tamaño de la huella resultante, lo cual se relaciona con un número de dureza; cuanto más blando es el material, mayor y más profunda es la huella, y menor es el número de dureza. Entre los ensayos más usados para determinar la dureza de los materiales están ensayos de Rockwell, Brinell y Rockwell (Callister, 2007). La dureza es una característica principal de cualquier suela, entre suela o plantilla de espuma, ya que se relaciona con la facilidad de flexión y el efecto de amortiguación (Moumita Mukherjee, 2021).

2.7.5 Densidad

Corresponde a la masa por unidad de volumen. En el caso de los materiales ortopédicos para plantillas la densidad está relacionada con la comodidad, durabilidad y soporte, puesto que mientras mayor densidad presente el material mayor resistencia a la sollicitación de la carga existirá. (Callister, 2007) (Moumita Mukherjee, 2021).

2.7.6 Restitución

Corresponde a la velocidad con que un material recupera su forma original al dejar de recibir una carga. También se le denomina recuperación, y se distinguen materiales de recuperación lenta, media o rápida (Carrasco, 2015). Las pruebas para determinar la restitución de las plantillas son las de compresión set, la cual está basada en la prueba ASTM D-395-89, y consta de colocar una muestra en una prensa presionándola hasta un 75% de su grosor original, luego pasado 22 horas la muestra se saca de la prensa y se mide nuevamente su espesor 30 minutos luego de haberla sacado de la prensa, relacionando el espesor original con este último medido (Alvaro Mata, 2001).

2.7.7 Esfuerzo deformación

El esfuerzo es la capacidad que tiene un cuerpo para reaccionar a la aplicación de una determinada fuerza cambiando o perdiendo su forma, es decir, el alargamiento u acortamiento de un material que se produce por efecto de las acciones exteriores llamados esfuerzos. Existen diferentes tipos de esfuerzos de aplastamiento o compresión, de alargamiento o tracción, al giro o torsión, al deslizamiento de capas de un material o cizalla, y a la flexión. Existen tres tipos de deformaciones, la deformación elástica donde tras la aplicación de una fuerza estos materiales recuperan sus características originales; es decir, la deformación instantánea producida por la carga es recuperable (vuelve a su forma original al

Capítulo 2. Marco Teórico

cesar la carga) siguiendo la ley de Hooke, la deformación plástica a Aquí existe irreversibilidad; aunque se retiren las fuerzas bajo las cuales se produjeron deformaciones elásticas, el sólido no vuelve exactamente al estado termodinámico y de deformación que tenía antes de la aplicación de las mismas y las deformaciones viscosas donde la deformidad no es instantánea, es decir, la deformación como respuesta a un esfuerzo aplicada depende del tiempo (Carrasco, 2015). Para los materiales de plantillas ortopédicas las pruebas para determinar su curva esfuerzo deformación es la prueba de compresión determinada por la prueba ASTM D 575-88 (Alvaro Mata, 2001).

CAPITULO 3. ENSAYO MECÁNICO

3.1 MATERIALES

Los materiales que fueron testeados pertenecen a TPU el cual pertenece a la familia de los poliuretanos, correspondiendo a un poliuretano termoplástico, siendo un elastómero con una gran flexibilidad, además al ser de celda abierta posee una gran absorción de impactos (Lubrizol, 2021). En cuanto a las marcas analizadas se encuentra Recreus, Filoalfa3D, Cooper y Sakata.

Siendo los materiales testeados los siguientes:

- Filoalfa médium Shore 90A ([Documentación](#))
- Recreus Filaflex 82A ([Documentación](#))
- Cooper 3D Mdflex TPU 98A ([Documentación](#))
- Sakata 3D Filaments ([Documentación](#))

Las propiedades principales de los materiales quedan listadas a continuación en la Tabla 2.

Tabla 2. Propiedades materiales testeados. Fuente: Elaboración Propia

	Materiales			
Proveedor	Filo alfa	Recreus	Mdflex	Sakata
Denominación	Medium	Filaflex 82A	Mdflex TPU 98A	X-920
Dureza	Shore 90A	Shore 85A	Shore 98A	-
Densidad	1,24 g/cm ³	1,12 g/cm ³	1.16 g/cm ³	1,36 a 1,4 g/cm ³
Alargamiento a la ruptura	600%	650%	450%	480-570 %
Resistencia a la tracción a la ruptura	55 Mpa	45 Mpa	50 Mpa	25 Mpa
Tensión al 20% de alargamiento	6 Mpa	2.5 Mpa	-	-
Tensión al 100% de alargamiento	9 Mpa	6 Mpa	-	-
Tensión al 300% de alargamiento	13 Mpa	10 Mpa	-	-
Resistencia al desgarre	95 N/mm	70 N/mm	-	-
Compresión ajustada a temperatura ambiente	25%	25%	-	-
Compresión ajustada a 70 ° C	45%	45%	-	-

3.2 PRUEBA Y PROBETAS

La prueba para caracterizar los materiales fue la prueba de compresión en la cual se obtiene la curva esfuerzo deformación la que permitirá conocer cuál será la respuesta en compresión de la plantilla ante una determinada presión ejercida por el pie.

En cuanto a la máquina de ensayo esta corresponde al modelo Z005 de la marca Zwich Roell, permitiendo realizar ensayos de flexión, tracción o compresión. Posee como características principales: fuerza máxima de prueba de 5kN, velocidad máxima de cruceta de 30000 mm/min y una resolución de desplazamiento de 0,041 micrómetros (Indian Institute of Technology Kanpur, 2021).

Para la realización de estas pruebas se seguirá el ensayo D 575-88 (ASTM, 1992), utilizando un banco de prueba Universal, con una celda de carga de 100 kg a una velocidad de 30mm/min, hasta que las crucetas se tocan o se generara la ruptura del material. En este caso se siguió el método a de la norma antes señalada ensayando las probetas hasta un 60% de deformación, puesto que llegado a este punto ya se está lejos de nuestros puntos de interés.

Las muestras corresponden a cilindros de espesor de 6,26 mm y un diámetro de 28,6 mm, siendo preparadas de muestras de cada material y en tres diferentes rellenos los cuales son 20,30 y 40 % de relleno. Cabe destacar que, en cuanto a las muestras estas fueron generadas a base del mismo STL, en la misma impresora 3D, con el mismo tipo de relleno (lineal) y por la misma persona, evitando así errores aleatorios.

3.3 TRATAMIENTO DE DATOS Y CURVA MODELO

Antes de presentar los resultados mecánicos se mostrará la curva generada y el proceder para obtener las propiedades mecánicas.

De las pruebas mecánicas se obtuvo el % de deformación vs fuerza. Primero estos datos fueron tratados eliminando la primera zona de inestabilidad, la cual es generada por el acomodo de la cruceta de la máquina de prueba sobre el material. Luego se procedió a determinar el esfuerzo, dividiendo la fuerza por el área de la muestra, obteniéndose así las gráficas esfuerzo vs deformación como la presentada en la figura 14.

Estas gráficas presentan tres zonas marcadas debido a la naturaleza elástica del material. Primero se tiene una zona lineal de donde se obtuvo el módulo de Young (Anexo 4), Posteriormente se tiene una zona prácticamente plana, donde el material presenta mayor estabilidad, presentándose grandes deformaciones a esfuerzos prácticamente constantes, esta zona es de gran importancia, este esfuerzo constante de aquí en adelante será llamado esfuerzo de meseta, el cual será una propiedad importante para el diseño de plantilla. Por último, se tiene una zona de aumento de esfuerzo y deformación prácticamente constante.

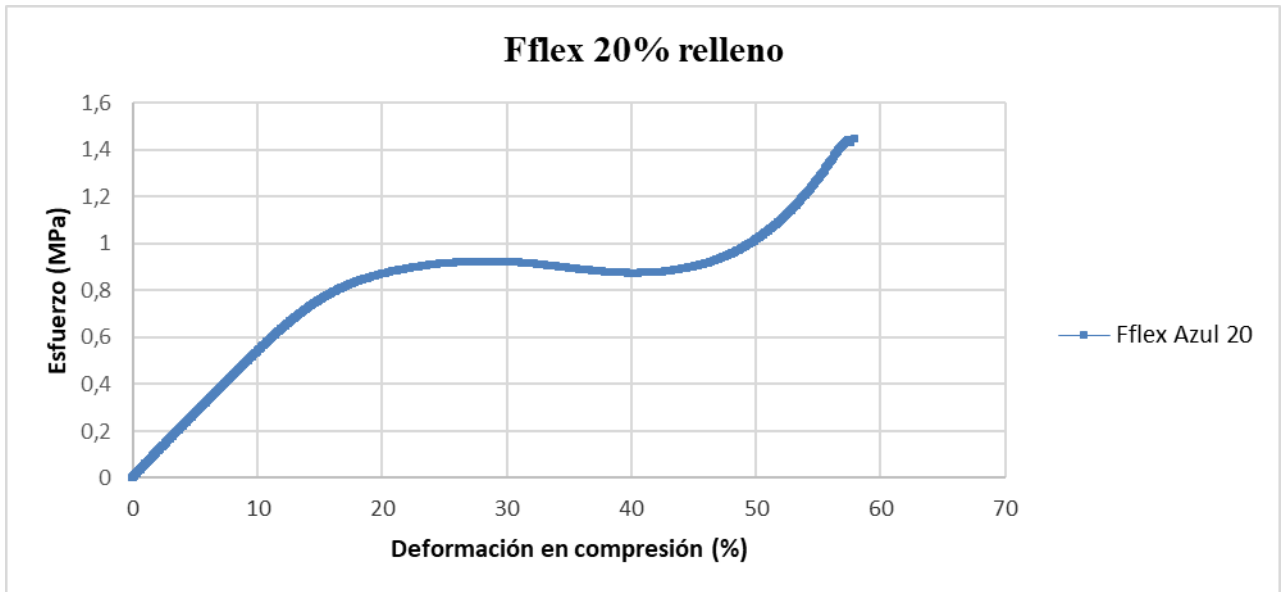


Figura 14. Curva Esfuerzo vs Deformación Fflex Azul 20% de relleno. Fuente: Elaboración Propia

3.4 RESULTADOS MECÁNICOS

A continuación, se presentan los resultados mecánicos obtenidos, siendo presentados de acuerdo a la marca analizada en sus diferentes porcentajes de relleno y coloración.

3.4.1 Material Fflex (Marca Recreus)

En cuanto al Fflex naranja (Figura 15) resulto ser el material menos rígido en su 20% de relleno, presentando un módulo de elasticidad de 3,32 Mpa, variando en menos de 0,7 Mpa, para rigidizarse rápidamente para llegar a 7,79 Mpa en un 40% de relleno. Por otro lado, si bien, también presento el menor esfuerzo de meseta de 0,493 Mpa, aumento apreciablemente pasando de 1,35 Mpa para el 30% de relleno, hasta llegar a 3,4 Mpa a 40% de relleno, siendo este un rango medio, comparado con los materiales menos rígidos (Fflex y Falfa).

Por otro lado, el Fflex azul (Figura 16) presento un rango de módulo de elasticidad que va desde los 4,9 Mpa hasta 10,4 Mpa en el rango de densidades estudiado, siendo el material que presenta la mayor rigidez entre el grupo de materiales menos rígidos. En cuanto a su esfuerzo de meseta, va desde los 0,84 para un 20%, 2,16 para un 30% y 4,6 Mpa para un 40% de relleno, lo que denota una gran diferencia entre los tres rellenos estudiados.

Por otro lado, se observa que si bien el Fflex naranja y azul presentan similar comportamiento (Figura 15 y Figura 16). Sin embargo, se aprecia como el Fflex azul es más rígido que el Fflex naranja, aun cuando ambos filamentos corresponden a la misma marca y al mismo filamento (Figura 17).

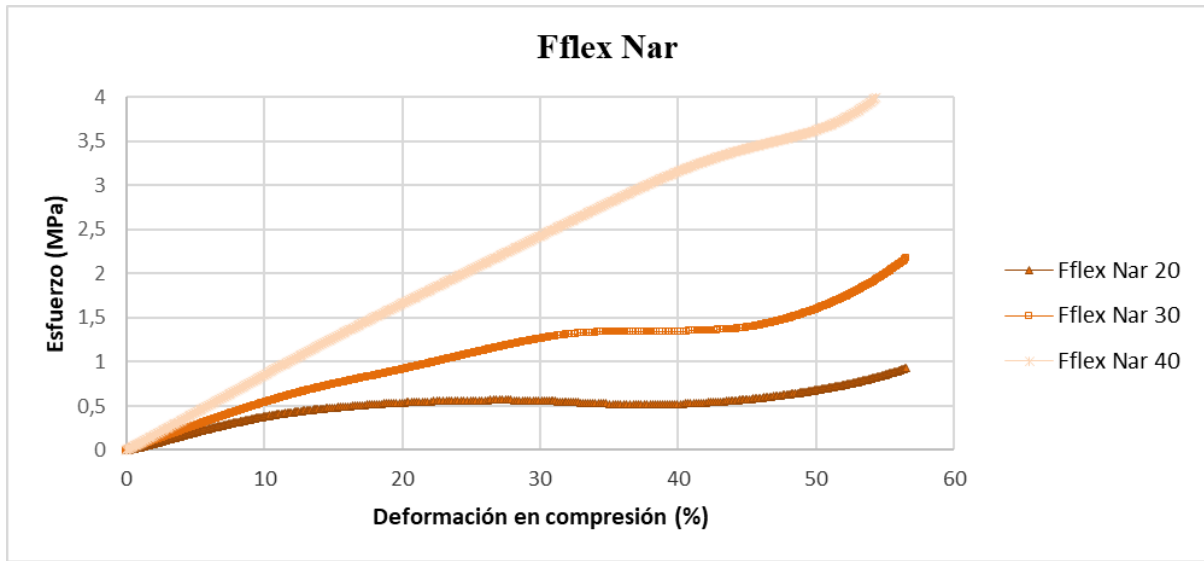


Figura 15. Comportamiento Fflex naranja en un 20, 30 y 40% de relleno. fuente: Elaboración Propia.

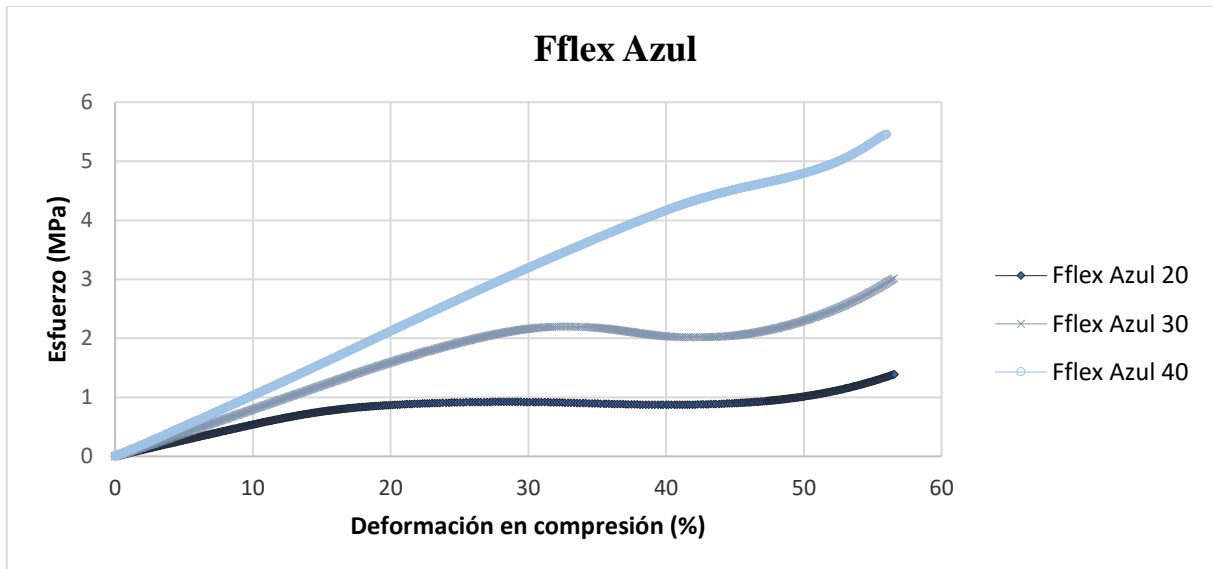


Figura 16. Comparativa Fflex azul en un 20, 30 y 40% de relleno. fuente: Elaboración Propia.

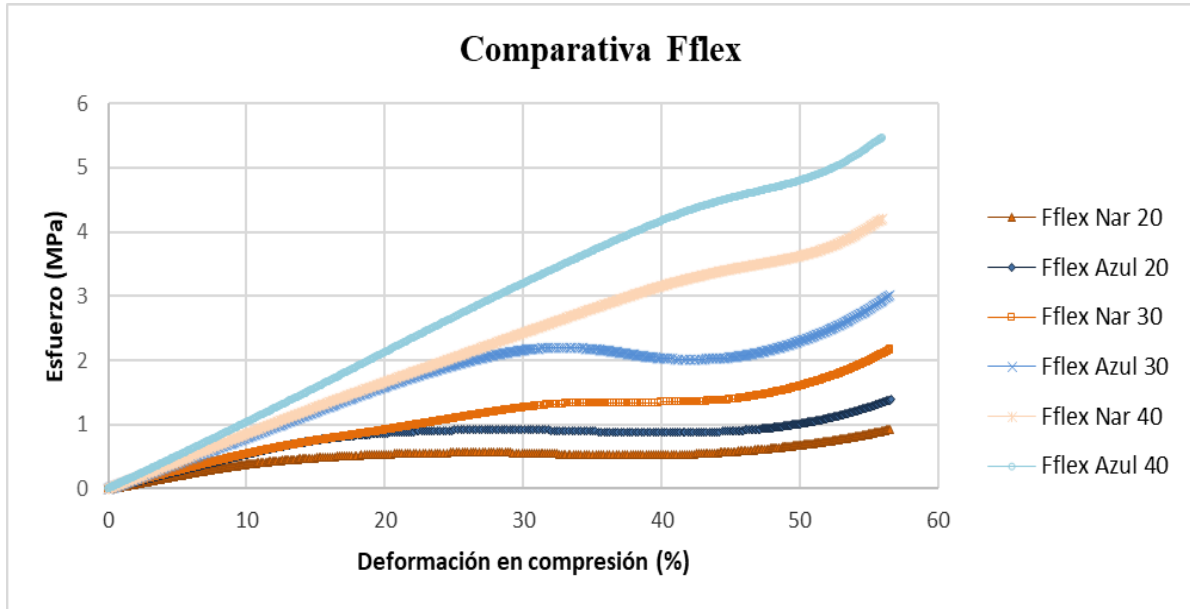


Figura 17. Gráfica Esfuerzo vs deformación Fflex naranjo y azul. Fuente: Elaboración Propia.

3.4.2 Material Mdflex (Marca Cooper 3D)

De los materiales testeados este presenta la mayor rigidez y los esfuerzos de meseta más elevados. Si tomamos en cuenta el Mdflex gris este presenta esfuerzos de meseta de 3,3 Mpa en su menor relleno de 20% y en un 30 y 40% de relleno 7 Mpa (Figura 18). Analizando el Mdflex rojo se tienen esfuerzos de meseta de 3,34 a 7 Mpa y módulos de Young de 13 y 24,1 Mpa en el rango de relleno estudiado (Figura 19).

Por otro lado, si analizamos el comportamiento del material en sus dos colores (Figura 20), se observa que su comportamiento es semejante, por lo que este material no se ve afectado al color de filamento utilizado. Además, este material en su 30 y 40% se rigidiza tanto que su zona de estabilidad se hace mínima.

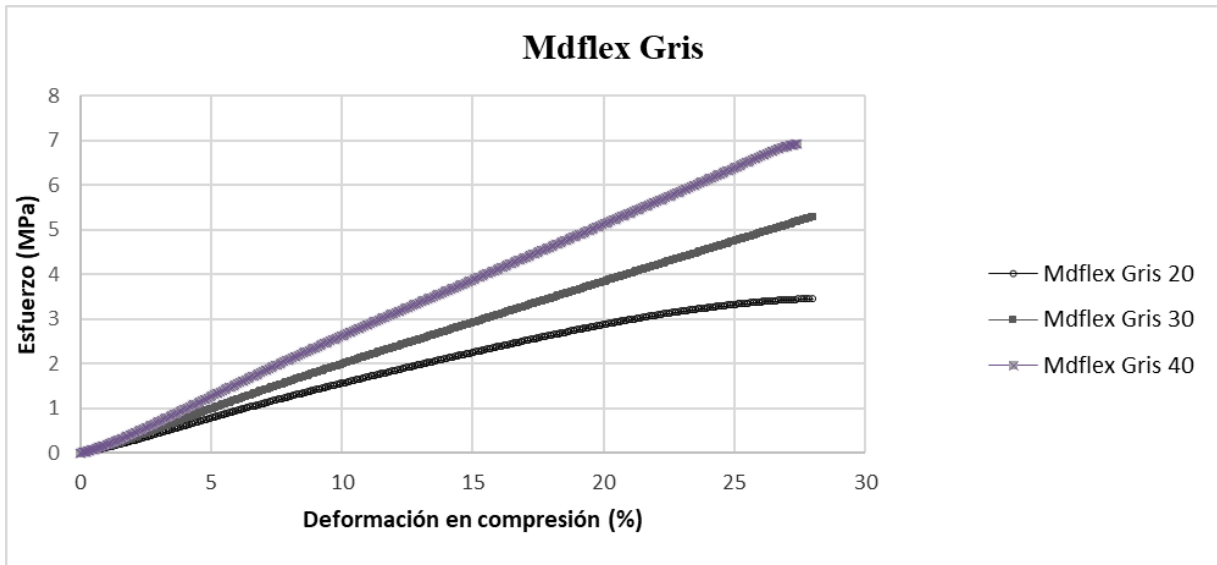


Figura 18. Comparativa Mdflex gris en un 20, 30 y 40% de relleno. Fuente: Elaboración Propia

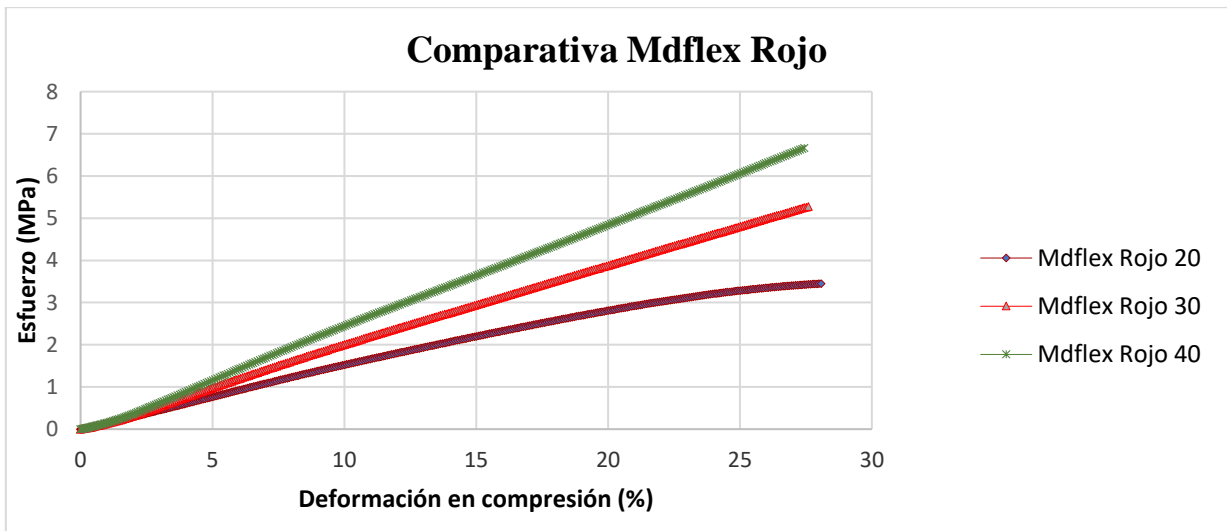


Figura 19. Comparativa Mdflex rojo en un 20, 30 y 40% de relleno. Fuente: Elaboración Propia

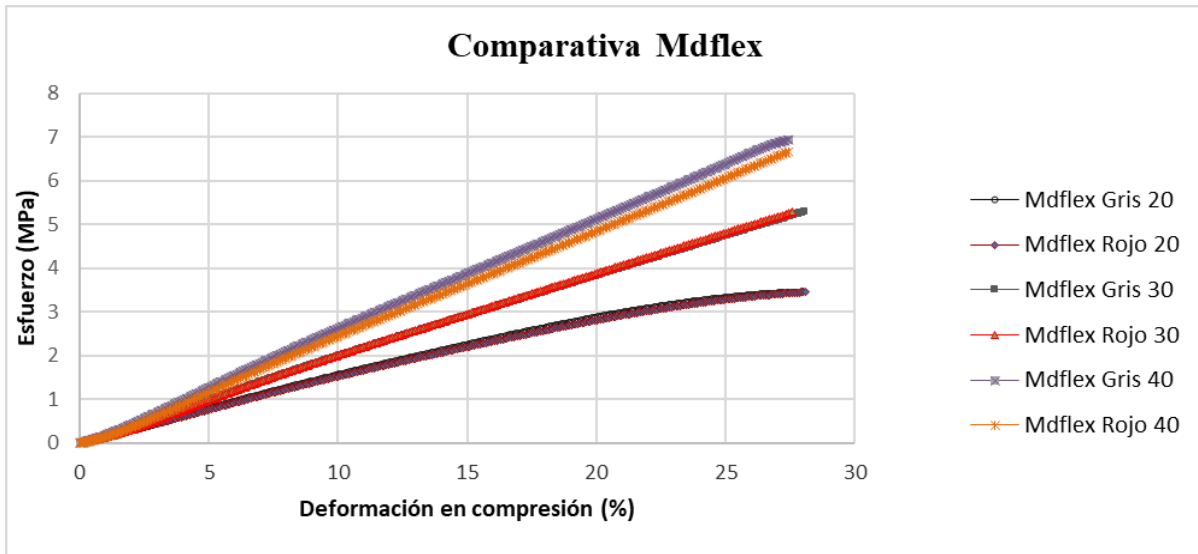


Figura 20. Gráfica Esfuerzo vs deformación Mdflex gris y rojo. Fuente: Elaboración Propia.

3.4.3 Sakata (Sakata 3D Filaments)

Este es el único material que se contaba con un solo color para muestrear (Figura 21). Si bien, presento ser uno de los materiales más rígidos en conjunto con el Mdflex presentando módulos de Young de 14,3 Mpa para un 20%, 19,7 Mpa para un 30% y 22,8 Mpa para un 40% de relleno, presento esfuerzos de meseta no tan elevados, entre un 2,1 a 4,3 Mpa lo que comparado con el resto de los materiales se encuentra en un rango medio. Por último, otro punto observado mientras se realizaba la prueba de este material es que su restitución era mucho más lenta que el resto de los materiales.

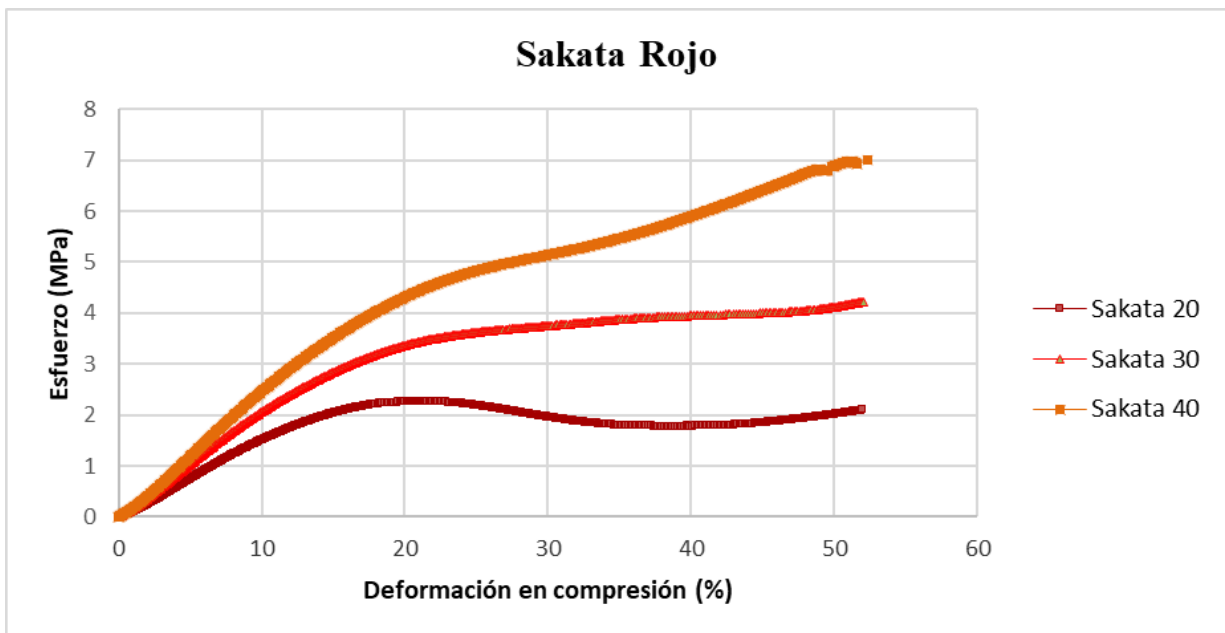


Figura 21. Comparativa Sakata rojo en un 20, 30 y 40% de relleno. Fuente: Elaboración Propia

3.4.4 Falfa (Filoalfa 3D)

Para el caso del Falfa azul como se puede observar en la figura 22 presenta cierta anomalía. Pues en el rango de 20 a 30% de relleno el material se rigidiza como era de esperar aumentando su módulo de Young de 5,6 a 7,7 Mpa en un 30% de relleno, además, aumentando su esfuerzo de meseta de 1,02 para un 20% a 2,16 Mpa para un 30% de relleno. Pero, para un 40% de relleno presenta un descenso de rigidez siendo de 5,99 Mpa su módulo de Young y un descenso en su esfuerzo de meseta siendo de 0,91 Mpa, lo que es un comportamiento contrario a lo esperado.

Por otro lado, tomando en cuenta el Falfa transparente (Figura 23) corresponde al material que más uniforme se presentó. Puesto que, su aumento de rigidez vario en menos de 3 Mpa, presentando un rango que va desde los 4,2 a 6,78 Mpa. Además, su esfuerzo de meseta presento la menor variabilidad de 0,812 Mpa, partiendo desde los 0,544 y llegando a 1,36 Mpa para un 40% de relleno.

Como se puede observar (Figura 24) estos filamentos presentan diferente rigidez aun cuando ambos filamentos son del mismo material y de la misma marca siendo el Falfa azul más rígido que el Falfa transparente.

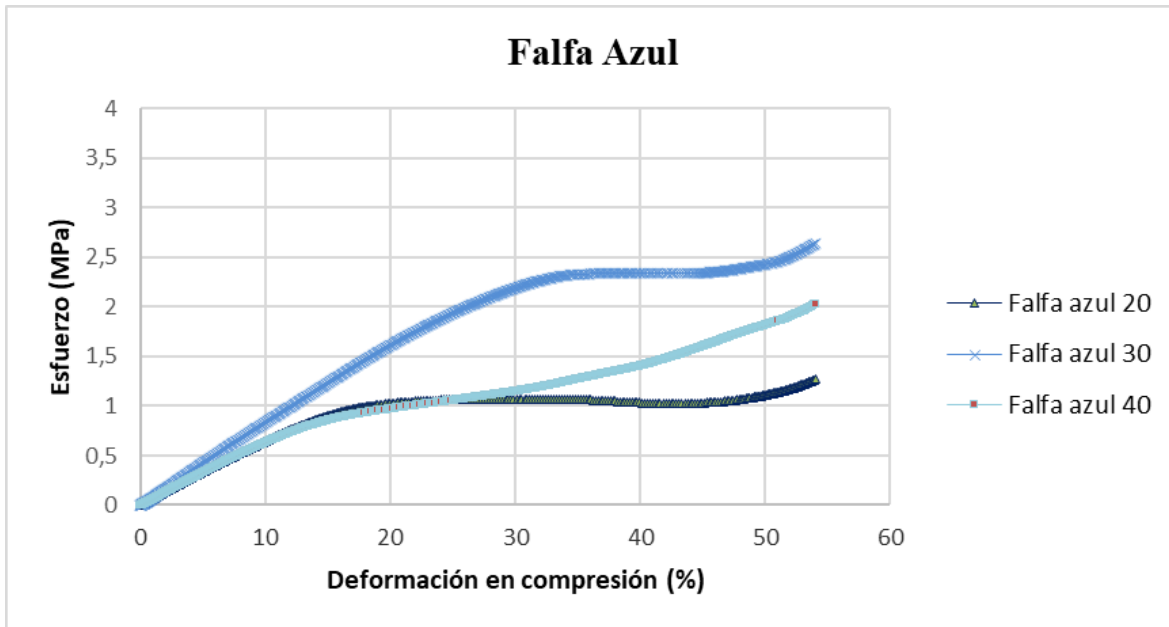


Figura 22. Comparativa Falfo azul en un 20, 30 y 40% de relleno. Fuente: Elaboración Propia

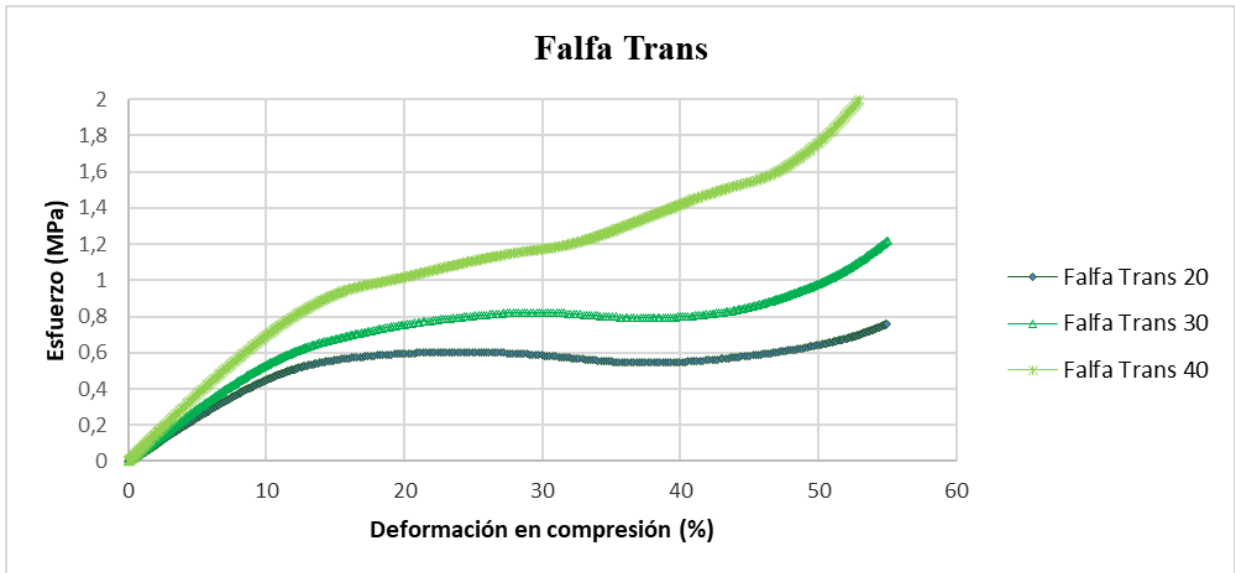


Figura 23 Comparativa Falfa Transparente en un 20, 30 y 40% de relleno. Fuente: Elaboración Propia

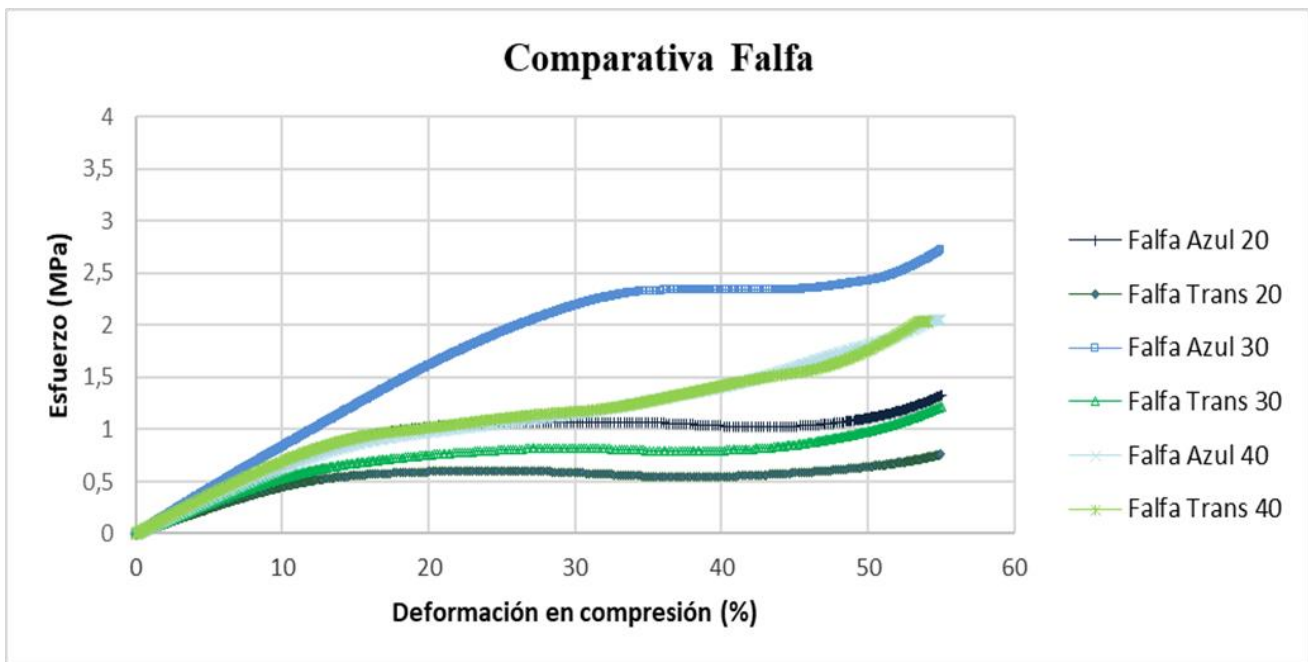


Figura 24. Gráfica Esfuerzo vs deformación Falfa Azul y Transparente. Fuente: Elaboración Propia

3.5 RESUMEN PROPIEDADES MECÁNICAS DETERMINADAS

De los resultados se puede desprender como era de esperar que a medida el porcentaje de relleno aumenta, la rigidez por tanto el módulo de elasticidad aumentaba, además, entre los materiales Fflex y Falfa los módulos se mantienen en un rango similares que van desde los 3 a 7 Mpa, exceptuando Fflex en azul donde aumenta significativamente entre 4,96 a 10 Mpa. Por otro lado, se tienen materiales bastante más rígidos que lo antes mencionados, como lo es Sakata y Mdflex, presentando módulos de Young que van desde los 13,9 a 25.6 Mpa, por ejemplo para generar un 10% de desplazamiento en un porcentaje de 20% de relleno se requiere un esfuerzo de 1,4 Mpa. Además, estos materiales presentan esfuerzos de meseta mucho altos, exceptuando al Sakata que tiene un rango de 2 a 4.2 Mpa con aumentos sostenidos de aproximadamente 1 Mpa entre porcentaje de relleno.

A continuación, en la tabla 3 se presentan un resumen de todos los datos obtenidos.

Tabla 3. Tabla resumen Propiedades mecánicas obtenidas. Fuente: Elaboración Propia.

Material	Módulo elástico (Mpa)	Esfuerzo meseta (Mpa)
Fflex Nar 20	3,324	0,493
Fflex Nar 30	4,019	1,351
Fflex Nar 40	7,793	3,417
Fflex Azul 20	4,956	0,841
Fflex Azul 30	7,478	2,168
Fflex Azul 40	10,406	4,600
Falfa Azul 20	5,630	1,012
Falfa Azul 30	7,662	2,186
Falfa Azul 40	5,998	0,914
Falfa Trans 20	4,228	0,549
Falfa Trans 30	5,324	0,640
Falfa Trans 40	6,775	1,360
Mdflex gris 20	13,927	3,306
Mdflex gris 30	18,889	6,858
Mdflex gris 40	25,630	6,981
Mdflex rojo 20	13,645	3,336
Mdflex rojo 30	19,018	7,001
Mdflex rojo 40	24,199	6,906
Sakata 20	14,319	2,148
Sakata 30	19,710	3,047
Sakata 40	22,831	4,364

CAPITULO 4. DESARROLLO DE LA PROBLEMÁTICA

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

4.1 INFORMES DE FOOTSCAN

Para generar el correcto diseño de la plantilla ortopédica lo primero es generar un encasillamiento de diferentes casos o tipos de pisadas. Lo cual se realizará a través del software Footscan antes descrito en el capítulo 2. Por esto que se tomaran 3 informes generados por Footscan.

4.1.1 Análisis 2D

De este análisis se obtendrá la presión máxima y mínima en N/cm^2 de la pisada en bipedestación. Además, permite conocer como es el reparto de las presiones en las diferentes zonas del pie, como también se puede visualizar cuan alejada esta la pisada del centro de gravedad (Figura 23). Si bien las 13 zonas no están claramente definidas si se pueden reconocer con una simple visualización y además con la ayuda de un kinesiólogo.

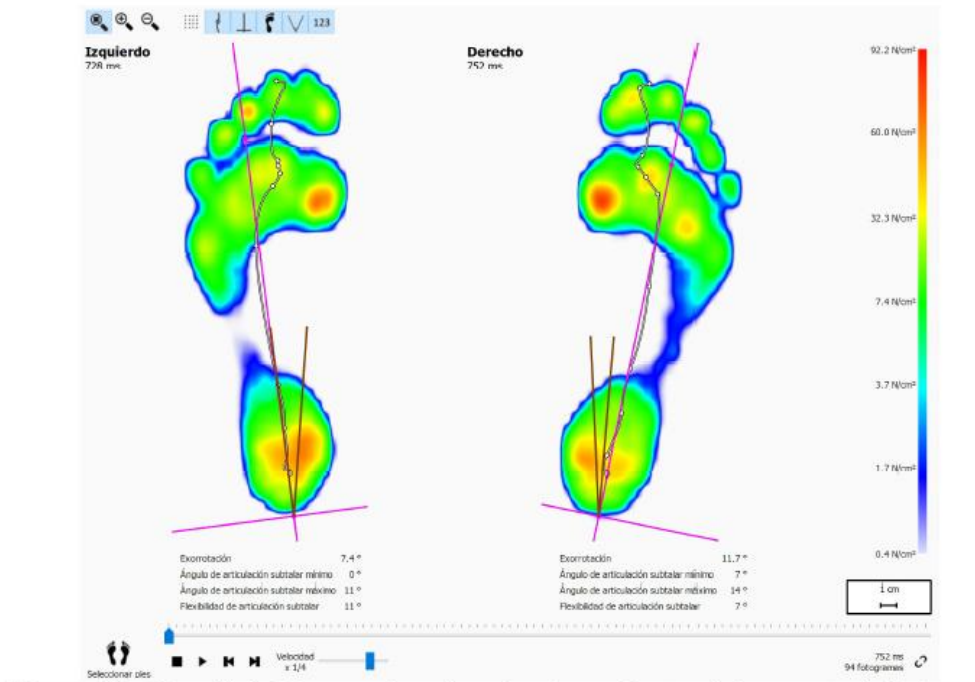


Figura 23. Informe estático de footscan. Fuente: SCAN, 2020

4.1.2 Análisis Sondas

Este análisis entrega la presión máxima de las 10 diferentes zonas, así como su comportamiento (Figura 24). Pero además al ser personalizable permite mover estos puntos

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

de presión los cuales se dispondrán del modo de conocer las presiones máximas y mínimas de las 13 zonas indicadas con anterioridad.

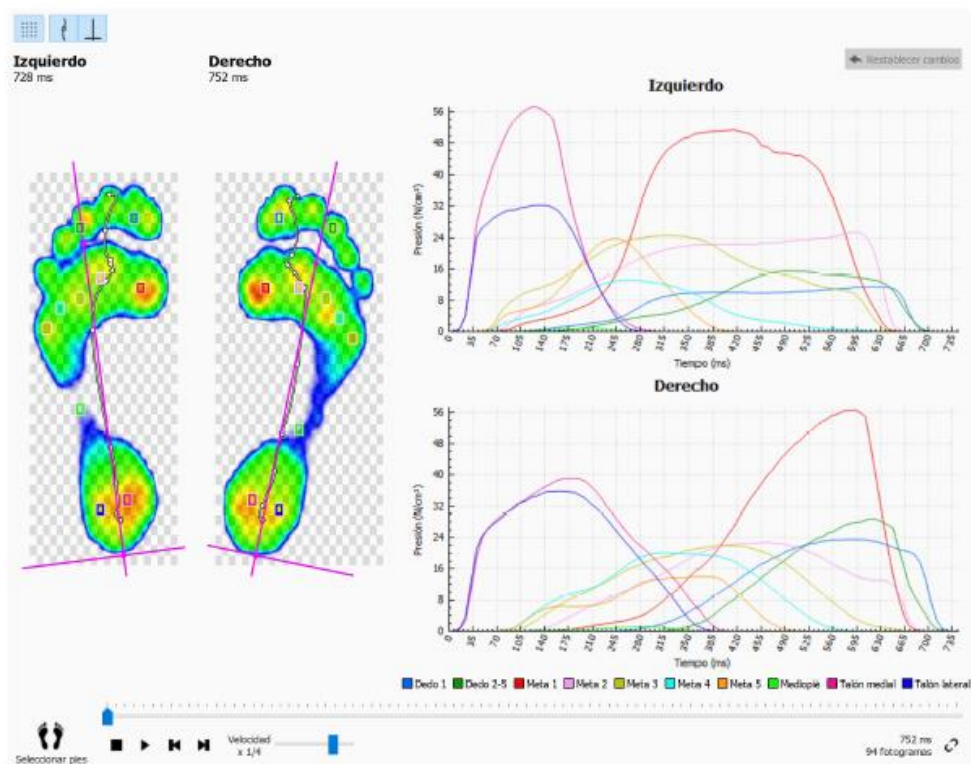


Figura 24. Análisis Sondas Footscan. Fuente: SCAN, 2020.

4.1.3 Tamaño de la huella

Este análisis permitirá determinar el ancho y largo del pie para la generación personalizada de la plantilla (Figura 25).

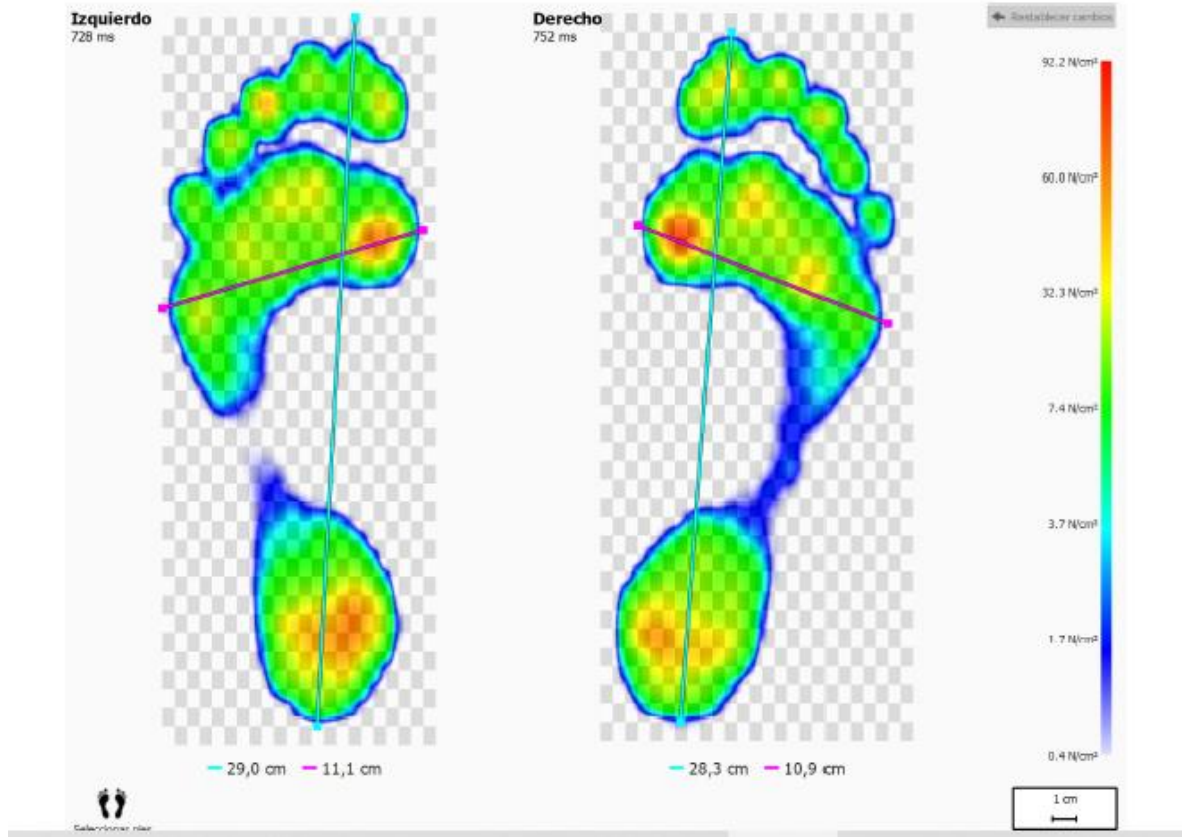


Figura 25. Informe Tamaño de huella Footscan. Fuente: SCAN, 2020.

4.1.4 Análisis Footscan presiones

Tal como lo indican algunos autores en diversos trabajos (C Leber, 1986) (Luis F. Puente, 2019) (A. Martínez Nova, 2007) y de los diferentes informes entregados por don Patricio González se observaron presiones medias alrededor de los 0,2 Mpa, generándose un rango de presiones que van desde los 0,01 hasta los 0,95 Mpa. En cuanto a las presiones máximas estas varían según el paciente y la forma en que el pie toma contacto con el piso, pero como norma general las presiones máximas se presentan en la zona del talón, cabeza de los metatarsianos y dedo gordo (Carrasco, 2015), y van según lo obtenido de Footscan desde los 0,2 a los 0,9 Mpa.

4.2 MATERIAL SELECCIONADO

Finalmente, el material seleccionado es el Falfa transparente pues este nos entrega un rango más amplio de diseño, puesto que, como ya se presentó antes esta entrega esfuerzos de meseta de 0,5 a 1,3 Mpa en su rango de rellenos estudiado (Sección 3.4.4). Para generar un rango

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

más amplio de diseño se realizaron extrapolaciones generándose curvas promedio de 10, 12,5, 15 ,17,5, 22,5, 25, 27,5, 32,5, 35 y 37,5% de relleno lo que nos entrega un rango de densidades de trabajo de 10 a 40% de relleno (Figura 26).

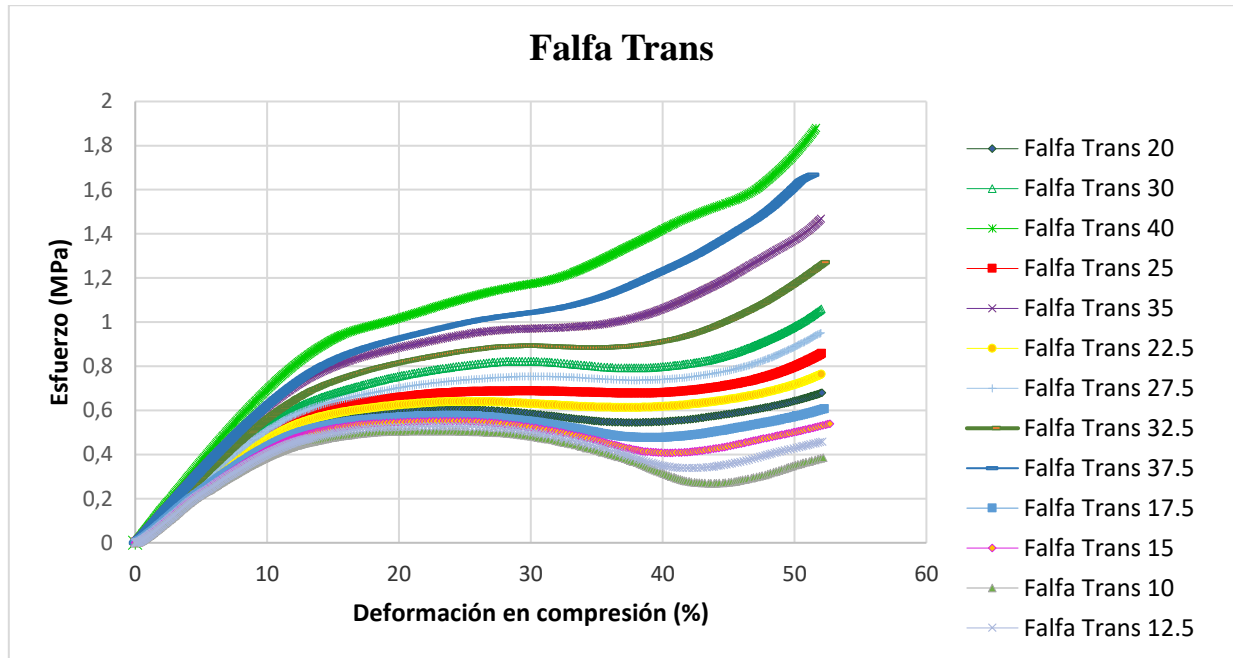


Figura 26. Gráfica esfuerzo vs Deformación rango de diseño Falfa Transparente. Fuente: Elaboración Propia.

Por lo tanto, se obtiene un rango más amplio de módulos de Young que van desde los 4,16 a los 7,07 Mpa y un rango de esfuerzos de meseta de los 0,26 a 1,2 Mpa. Además, de la figura 27 se puede ver como este esfuerzo de meseta varía dentro de un rango mismo, en una misma curva, lo que nos genera el rango de diseño a utilizar que por ejemplo para un 10% de relleno cubre presiones máximas desde 0,26 a 0,33 Mpa (Tabla 4).

Tabla 4. Rango de diseño Falfa transparente. Fuente: Elaboración Propia.

Material	Módulo De Young (Mpa)	Máximo Esfuerzo de meseta	Minimo Esfuerzo de meseta (Mpa)	Máximo % deformación	Minimo % deformación
Falfa Trans 10	4,160	0,26	0,33	44,3	49,7
Falfa Trans 12.5	4,260	0,33	0,41	42,7	48,9
Falfa Trans 15	4,360	0,41	0,47	40,6	47,9
Falfa Trans 17.5	4,510	0,47	0,54	39,6	47,8
Falfa Trans 20	4,713	0,54	0,62	37,7	48,5
Falfa Trans22.5	4,850	0,62	0,66	19,0	45,6
Falfa Trans 25	4,990	0,66	0,70	19,5	42,5
Falfa Trans 27.5	5,020	0,70	0,75	20,8	41,3
Falfa trans 30	5,324	0,75	0,82	21,4	40,5
Falfa Trans 32.5	6,060	0,82	0,90	21,5	38,7
Falfa Trans 35	6,390	0,90	1,00	22,4	36,4
Falfa Trans 37.5	6,470	1,02	1,10	26,7	34,7
Falfa trans 40	7,070	1,10	1,20	27,3	32,1

4.3 DISEÑO DE PLANTILLA UTILIZANDO MANUFACTURA ADITIVA

4.3.1 División de zonas de plantillas ortopédicas

Lo primero es reconocer las zonas de interés de la planta del pie, por esto la plantilla se dividirá en 12 zonas (Figura 28). Siguiendo el método de Hernández Corvo, la plantilla se dividirá en tres zonas idénticas excluyendo los dedos y las cuales corresponderán a la zona del antepié que corresponde a la zona de los metatarsos, la zona medial, y del retropié que corresponde a la zona del talón. Además, se tiene que la zona de los dedos corresponde de entre un 20 a un 23% del largo total del pie por lo que el pie queda dividido en el siguiente porcentaje, 22% zona de los dedos, y 26% las zonas restantes, valen decir, zona del antepié, medio pie y retropié. Por otro lado, las zonas tanto del retropié como de la zona medial se dividieron según la línea central del pie, la cual va desde el punto medio del talón hasta el segundo dedo del pie. En cuanto a los metatarsos estos quedan divididos con respecto al ancho del pie en un 35% el metatarso 1, 25% el metatarso 2 y un 15% los metatarsianos del 3 al 5. Por último, el dedo gordo cubre el 35% del ancho de la pisada y un 65% el resto de los dedos (P. R. Cavanagh, 1987) (Ramírez, 2017) (Ortokab, 2021).

Por lo tanto, las zonas son las siguientes:

Zona 1: Talón medial

Zona 2: Talón lateral

Zona 3: Medio pie medial

Zona 4: Medio pie lateral

Zona 5: Metatarsiano 1

Zona 6: Metatarsiano 2

Zona 7: Metatarsiano 3

Zona 8: Metatarsiano 4

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

Zona 9: Metatarsiano 5

Zona 10: Dedo gordo

Zona 11: Dedos 2 y 3.

Zona 12: Dedos 4 y 5.

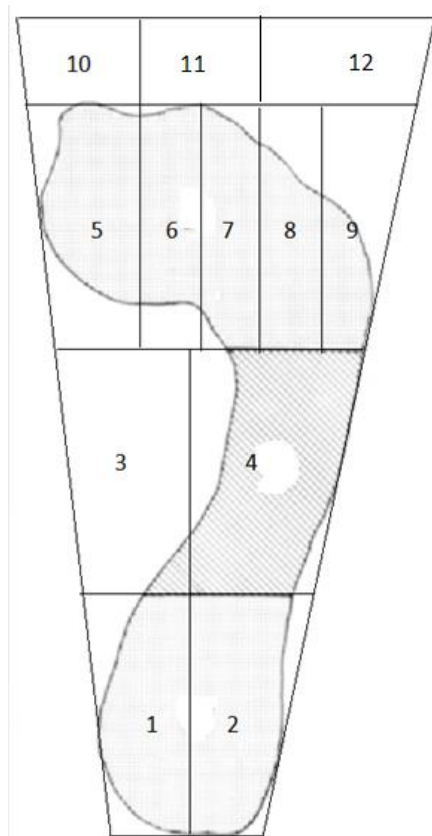


Figura 27: División de plantilla ortopédica. Fuente: Elaboración Propia

Un punto importante como ya se ha dicho es la zona del talón debido a que es una de las zonas donde se generan mayores presiones (Chao Xu, 2017), es por esto que se generará una zona 13 el cual corresponderá a una inserción que dependerá del tipo de pie, esto debido a que las presiones no se pueden localizar solo en la zona del talón medial (zona 1) o talón lateral (zona 2), quedando repartida entre estas zonas (Anexo 5). Por lo tanto, si la pisada es supinadora esta inserción quedara con su centro zona 2 y si es pronadora su centro estará en la zona 1, por último, si la pisada es plana el centro de la inserción estará en medio la zona 1 y 2 (Anexo 6).

4.3.2 Plantilla Base

Un punto importante para la generación de plantillas correctoras es la forma de la plantilla base (Figura 28), la cual debe tener como finalidad generar un soporte total de todas las zonas de la planta del pie, además de ser anatómica. Debido a esto la plantilla base debe ser

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

personalizada al tipo de pisada del paciente. Entre las zonas de mayor importancia está el apoyo del arco longitudinal (Figura 29), el cual varía según el tipo de pisada, en altura y posición (Anexo 7). El segundo punto de importancia es el apoyo de los metatarsos (Figura 30) debido a la gran carga de presiones generadas en este sector.

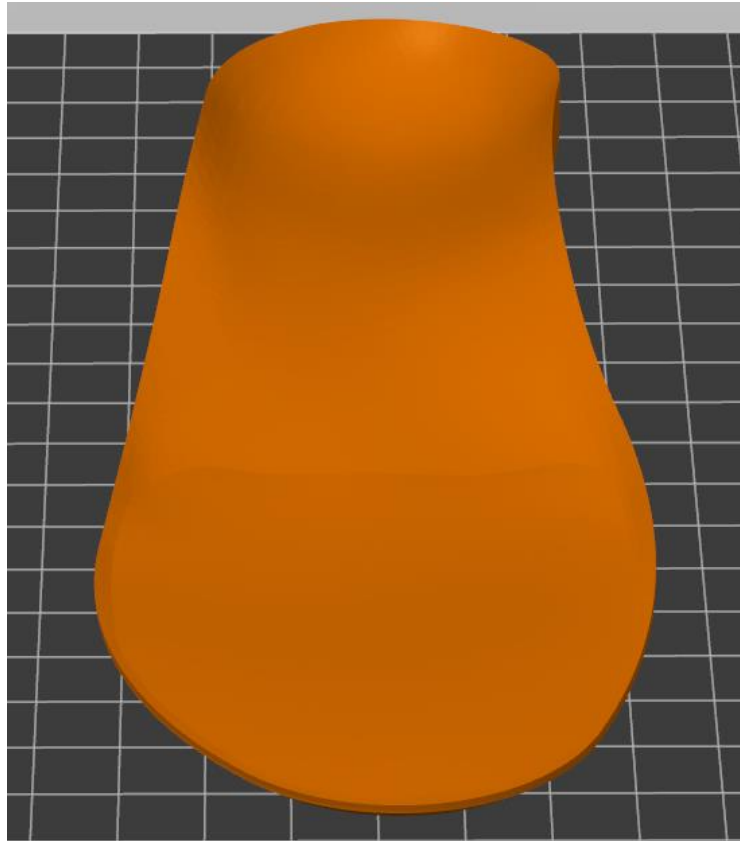


Figura 28. Plantilla Base. Fuente: Elaboración Propia, en base a Software Prusa Slicer.

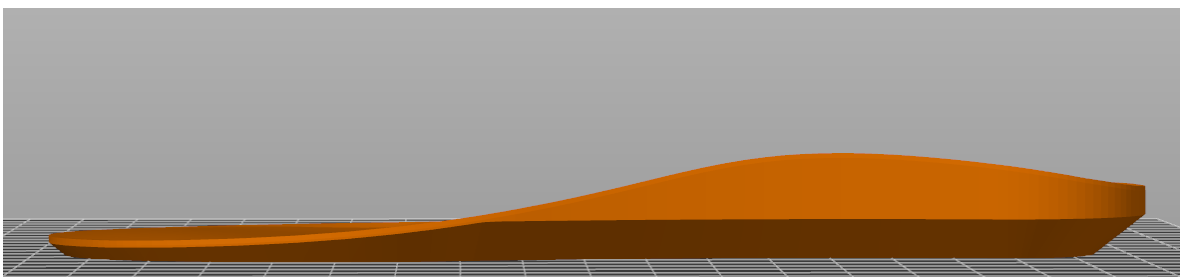


Figura 29. Zoom zona medial. Fuente: Elaboración Propia, en base a Software Prusa Slicer.

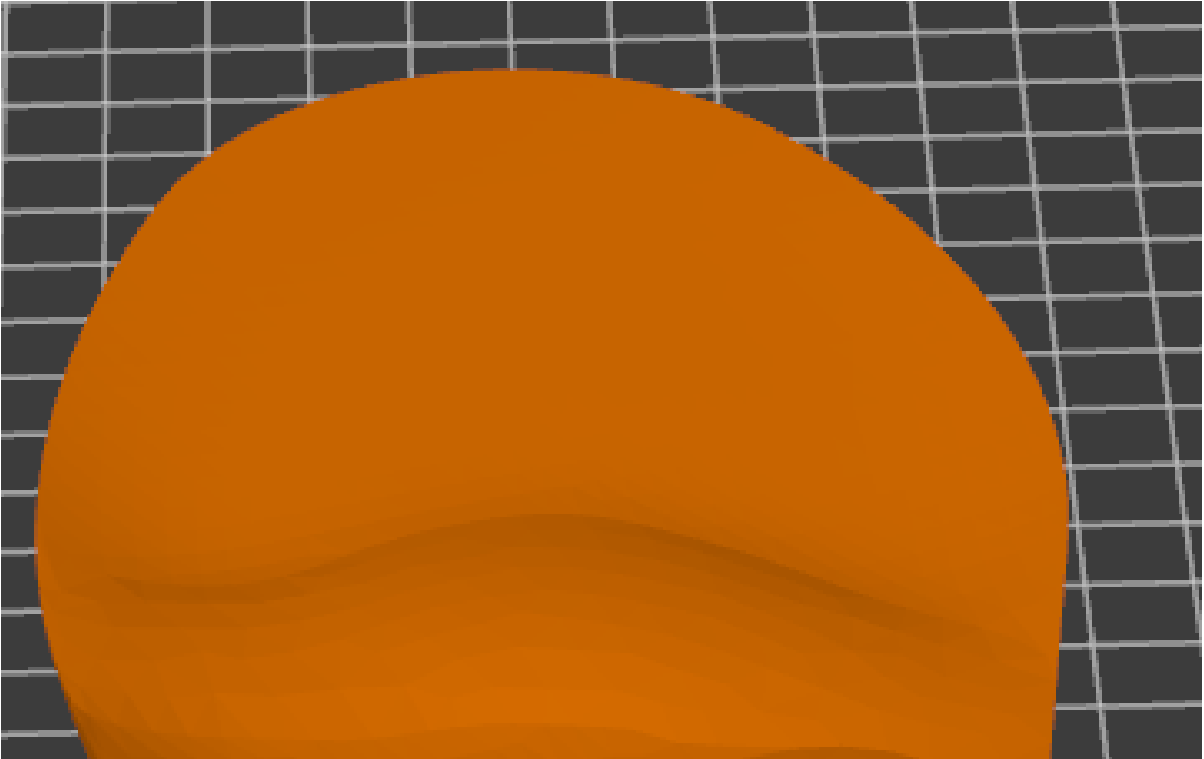


Figura 30. Zoom zona metatarsianos. Fuente: Elaboración Propia, en base a software Prusa Slicer.

4.3.3 Correlación resultados de Footscan y material seleccionado

Como se ha descrito anteriormente el diseño de plantilla depende del tipo de pisada y lo principal es la neutralización de la pisada para esto se tomarán dos conceptos. Por un lado, el diseño de plantilla base con el fin de generar un soporte del pie y por otro lado la neutralización de las presiones generadas.

Para lograr la redistribución de presiones se realizará a través de las impresiones de diferentes densidades en las 13 zonas antes descritas (Sección 3.4.1), lo que conlleva a una correlación entre los resultados de los informes de Footscan y los resultados de las pruebas mecánicas (Figura 31) basado en la tabla el cual posee las propiedades del material seleccionado.

Lo primero que se debe realizar es tomar las zonas de presiones máximas las cuales corresponden a las presiones que sobrepasan el umbral de los 0,26 Mpa. Para estas zonas se debe seleccionar el relleno más blando posible y por tanto el que mayor desplazamiento genere (Alvaro Mata, 2001). Para esto, se tomarán los rangos de esfuerzos de meseta presentados en la fila 3 y 4 de la tabla 4.

Lo segundo que se debe realizar es identificar las zonas de menores presiones las cuales corresponden a las presiones que se encuentran bajo el umbral de 0,03 Mpa. Para estas zonas se requiere el material que genere el mayor sostén posible y por tanto que menos desplazamiento entregue (Alvaro Mata, 2001), para lo cual se realiza de acuerdo con el módulo de Young.

Por último, un punto importante es la redistribución en la zona de los dedos puesto que esta zona es independiente del tipo de pisada. Para esto se realizará la redistribución desde el dedo gordo a los dedos 4 y 5, colocando el material más blando en la zona 10 correspondiente al dedo gordo, un relleno intermedio en la zona 11 correspondiente a los dedos 2 y 3, por último, el material más rígido generando mayor sostén en la zona 12, correspondiente a los dedos 4 y 5.

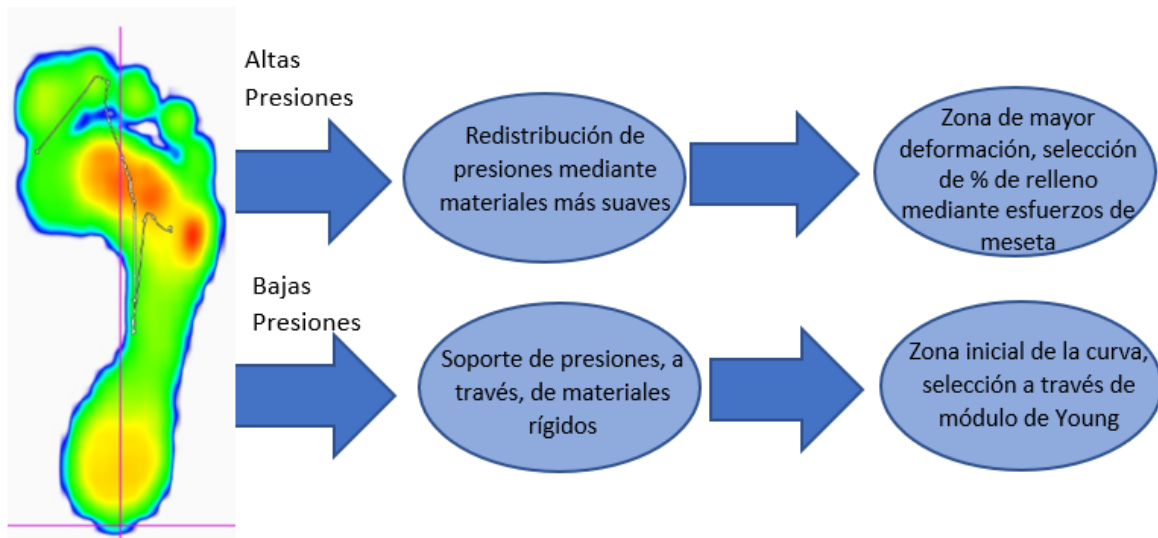


Figura 31. Diagrama de correlación entre mapa de presiones y pruebas mecánicas. Fuente: Elaboración Propia

4.4 Impresión de plantilla

Luego de tener el diseño de plantilla ajustada y personaliza al tipo de pie se generará la subdivisión de esta en las zonas antes indicadas en el Sección 4.3.1. Para esto se hará uso del software PrusaSlicer, dentro de esta y una vez importada la plantilla base, se generarán 12 cajas llamadas modificadores en el programa. Primero se debe tener el largo de plantilla y el ancho de esta. Luego con esta información, el programa nos genera automáticamente el punto de origen en el centro de esta, tomando como ejes coordenados; el eje y en el largo de la plantilla, el eje x al ancho y el eje z al espesor (Anexo 1). Para la correcta posición de estas cajas se debe definir el tamaño de las cajas de acuerdo con las posiciones de estas, tomándolas

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

desde el centro como el origen y ubicándolas según el punto origen de la plantilla (Anexo 2). Para la generación automatizada de la división de cualquier plantilla se generó un archivo Excel donde los requisitos de entrada únicamente son los datos del largo y ancho de la plantilla entregando los datos de tamaño y posición de los modificadores (Anexo 3). Además, el diseño de plantilla podrá tener una inserción plantar que dependerá del tipo de pisada si es pronadora o supinadora.

A continuación, en la figura 32 se presenta el mapeado final de cajas modificadoras de porcentaje de relleno sobre la plantilla.

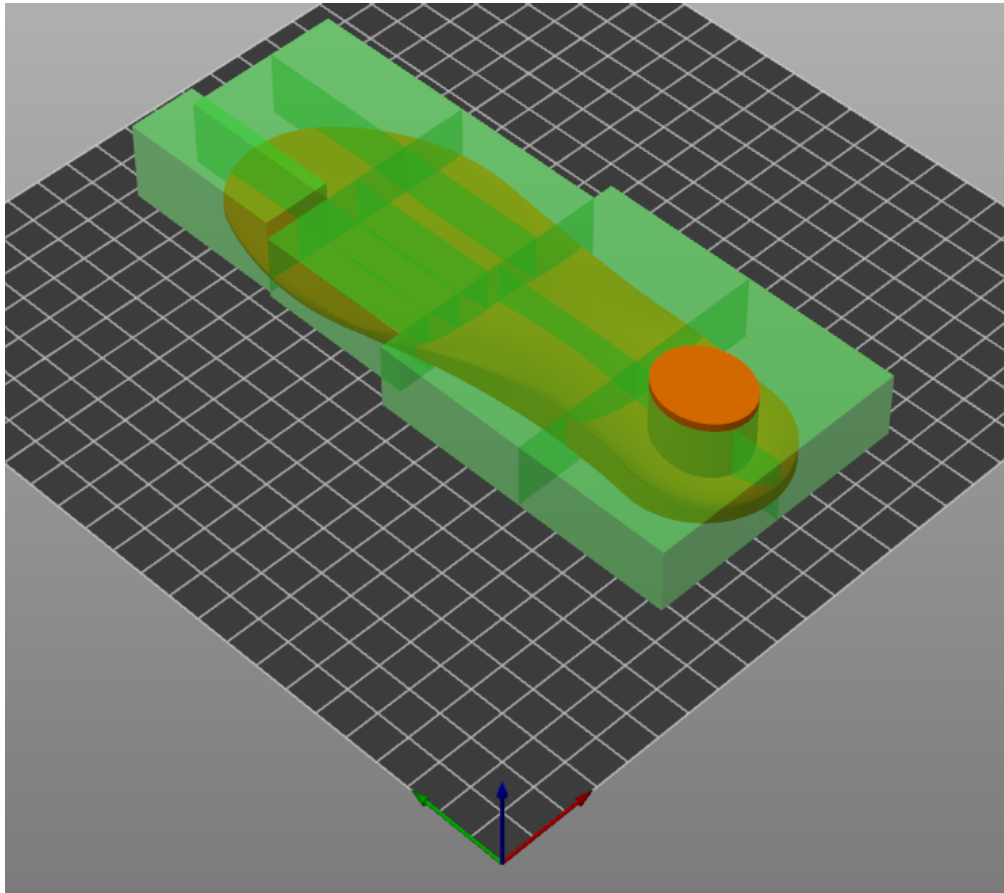


Figura 32. Mapeado cajas modificadoras de relleno. Fuente: Elaboración Propi, en base a software Prusa Slicer.

4.5 APLICACIÓN

En el presente apartado se dará un ejemplo de aplicación de la solución de diseño entregada en este trabajo, para esto se tomará un paciente llamado paciente A. En cuanto a los datos de presiones del paciente estos fueron tomados a través del software Footscan en el centro kinésico Patricio González y fueron tomados por Kinesiólogo Patricio González.

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

Para el caso de ejemplo se tomará el pie derecho del paciente A, siendo análogo el procedimiento para ambos pies, quedando como sigue:

1. Luego de tomado los antecedentes personales, se procede a tomar los datos de entrada del paciente para ser ingresados a Footscan los cuales son peso y talla de pie. En este caso el peso fue de 87 Kg y talla de zapato de 43 EU dando un tamaño de 286,7 mm.
2. Luego se procede a tomar el examen a través de Footscan tomando primero los datos en estática del paciente (Figura 35).



Figura 33. Toma de presiones en estática, paciente A. Fuente: Elaboración Propia.

3. Prosiguiendo, se toman los datos en dinámica. Para esto primero se pide al paciente que acomode su marcha a la plataforma, para que pise con todo el pie sobre esta. Una vez acomodado y normalizada la marcha se toman los datos de cada pie (Figura 34).



Figura 34. Toma de presiones en dinámica, paciente A. Fuente: Elaboración Propia.

4. Se toman los informes para el procesado de datos.

- Informe en 2D

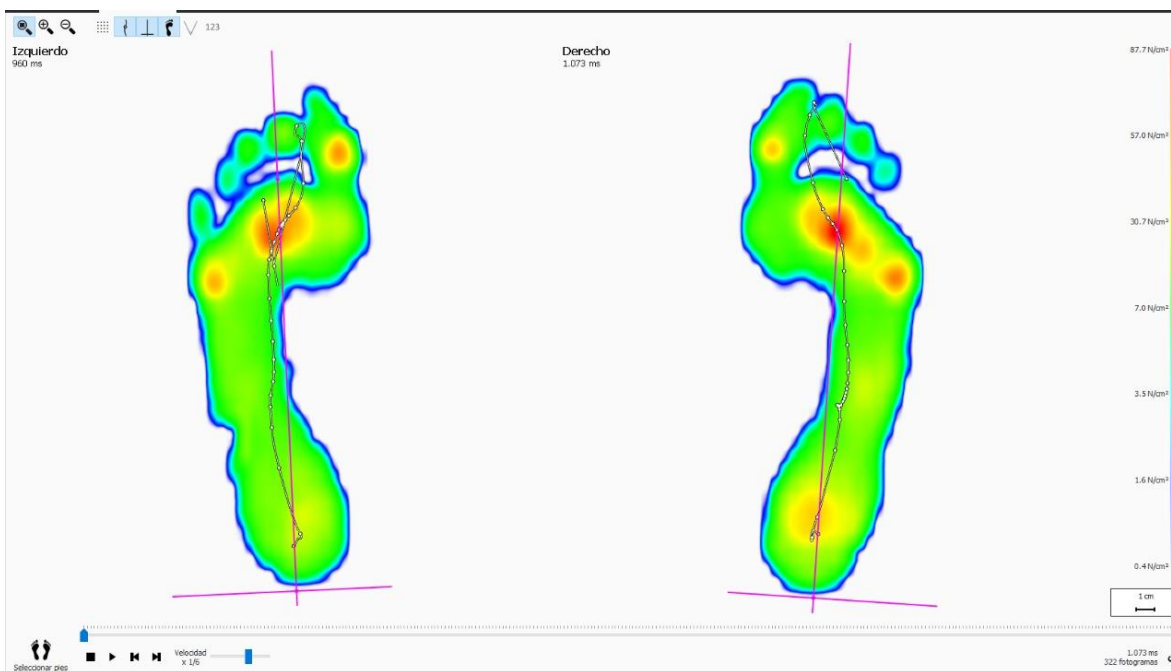


Figura 35. Informe 2D del paciente A. Fuente: Elaboración Propia, en base a software Footscan.

- Informe por sondas

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

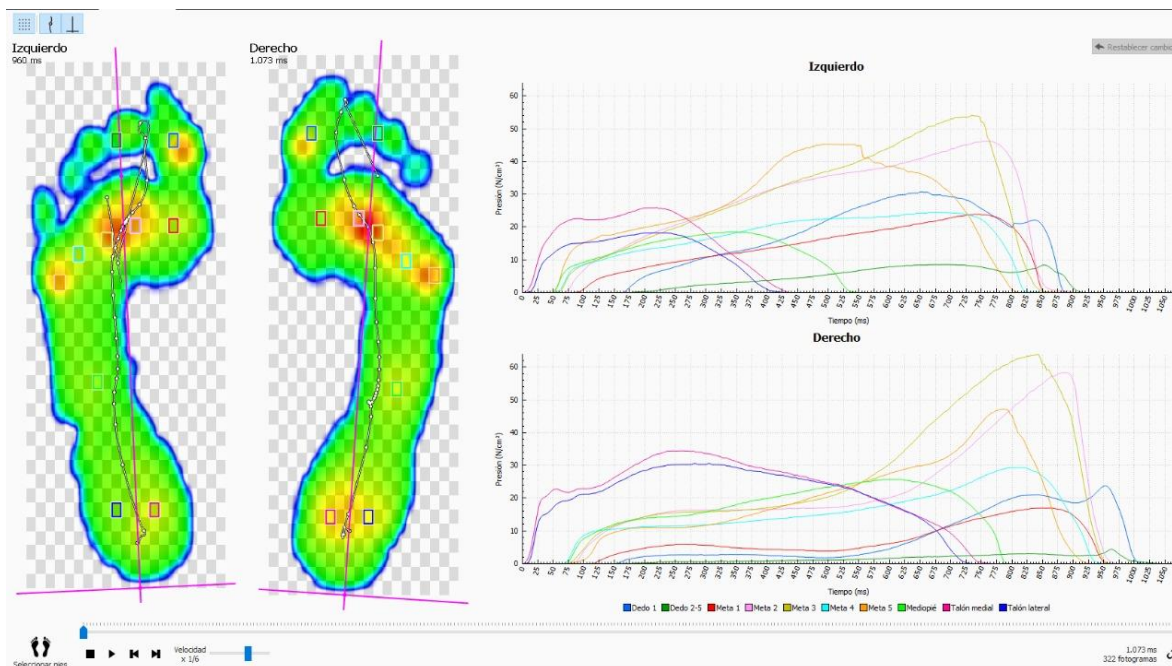


Figura 36. Informe por sondas paciente A. Fuente: Elaboración Propia, en base a software Footscan.

- Informe tamaño de huella

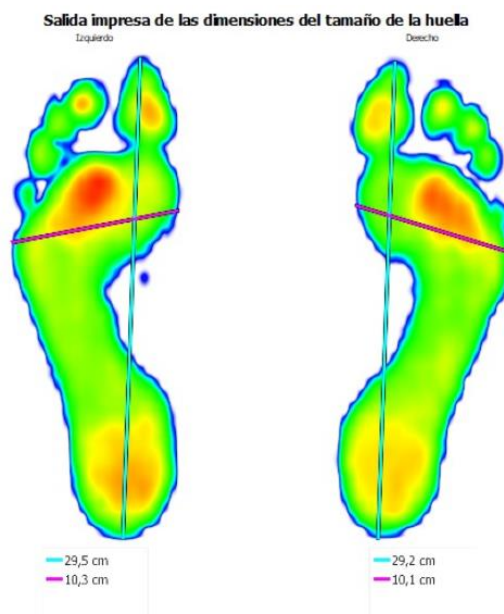


Figura 37. Informe tamaño de huella. Fuente: Elaboración Propia, en base a software Footscan.

5. Selección de plantilla base. De acuerdo, con el tipo de pisada es la selección de la plantilla base. Para este caso debido y de acuerdo con los informes de Footscan, la plantilla base corresponde a una pisada supinadora.

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

- De los informes de Footscan se toman los datos de presiones de las 13 zonas indicadas, luego se ponderan, dando como resultado los datos de la tabla 38.

Figura 38. Tabla resultados de Informes Footscan. Fuente: Elaboración Propia

Pie Derecho			
Zonas/Informes	2D(Mpa)	Sondas (Mpa)	Promedio (Mpa)
1	0,07	0,07	0,07
2	0,07	0,07	0,07
3	0	0	0,00
4	0,307	0,24	0,27
5	0,07	0,18	0,13
6	0,57	0,54	0,56
7	0,877	0,64	0,76
8	0,57	0,48	0,53
9	0,57	0,305	0,44
10	0,31	0,25	0,28
11	0,07	0,07	0,07
12	0,016	0,04	0,03
inserción talón	0,307	0,36	0,33

- Luego de establecer las presiones máximas se procesa a generar la redistribución de estas, para lo cual se sigue la sección 4.3.3. Requiriéndose una redistribución de la zona de los metatarsianos, talón y dedo gordo.
- Selección del porcentaje de relleno. Para esto se debe seleccionar primero el relleno de las zonas de presiones máximas. Siendo las zonas de presiones máximas las zonas 4, 6, 7, 8, 9, 10 y la inserción del talón, eligiendo según el rango de esfuerzos de meseta de la tabla 3. Las zonas mínimas corresponden a las zonas 12 y 3, generándose el mayor sostén posible por tanto el mayor relleno posible que es de 30%. Para las zonas medias como lo son las zonas 1, 2, 4, 5 y 11 se requiere un relleno medio entre el mínimo de relleno (10%) y el máximo (30%), insertándose un 20% de relleno salvo la zona 1 que debido al tipo de pisada requiere un mayor relleno (30%) para generar la neutralización de la pisada (Figura 39).

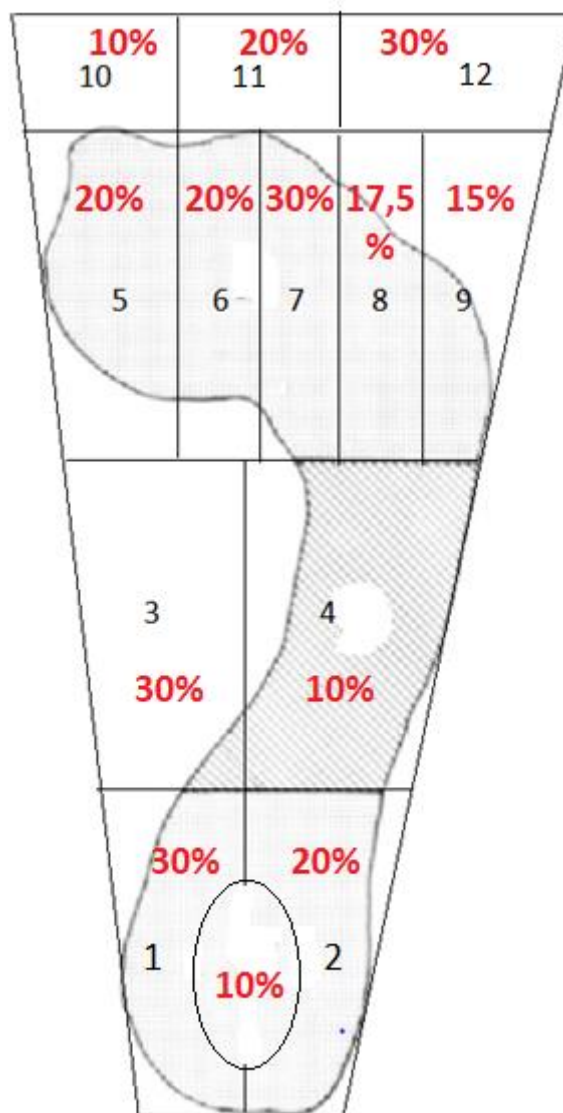


Figura 39. Porcentaje de relleno según zonas. Fuente: Elaboración Propia

9. Prosiguiendo, se realiza la división de las zonas de acuerdo al ancho y largo del pie, para generar las cajas de división de rellenos en el software Prusa Slicer. Ayudados de un subprograma en el software Excel cuyos parámetros de entrada son el largo y ancho de pie se obtiene el tamaño y posicionamiento de las cajas para la división del pie (Figura 40).

Capítulo 4. Desarrollo de la problemática

Medidas del pie	Pie Derecho mm	Zonas	Tamaño			Posicionamiento		
			largo de zonas (Y)	ancho (X)	Espesor (Z)	Y	x	Z
Largo	292	TL	75,92	60	20	-108,04	30,00	0
Ancho en los metatarsianos	101	TM	75,92	60	20	-108,04	-30,00	0
Tipo de pie (1 Si es supinadora 2 pronación, 3 pie plano)								
		1 MF L	75,92	60	20	-32,12	30,00	0
		MFM	75,92	60	20	-32,12	-30	0
		M1	75,92	30,30	20	43,80	-35,35	0
		M2	75,92	25,25	20	43,80	-7,58	0
		M3	75,92	15,15	20	43,80	12,63	0
		M4	75,92	15,15	20	43,80	27,78	0
		M5	75,92	15,15	20	43,80	42,93	0
		DG	50	30,3	20	106,76	-35,35	0
		dedos 2 y3	50	40,40	20	106,76	0,00	0
		dedo 4 y 5	50	30,30	20	106,76	35,35	0
		Inserción Talón	45,552	36	20	-103,04	-4,00	0

Figura 40. Posicionamiento y tamaño de cajas. Fuente: Elaboración Propia

10. Por último, queda realizar la generación de cajas en el software Prusa Slicer para su posterior impresión. Lo primero es exportar la plantilla base, luego se genera las cajas modificadoras, para esto se va a edición >> añadir modificador y se selecciona caja o cilindro para la inserción del talón (Figura 41). Luego se modifica el relleno de caja que para el caso de la zona 1 (talón medial) sería de un 30%, repitiéndose este procedimiento en las diferentes zonas para obtener el producto final (Figura 42).

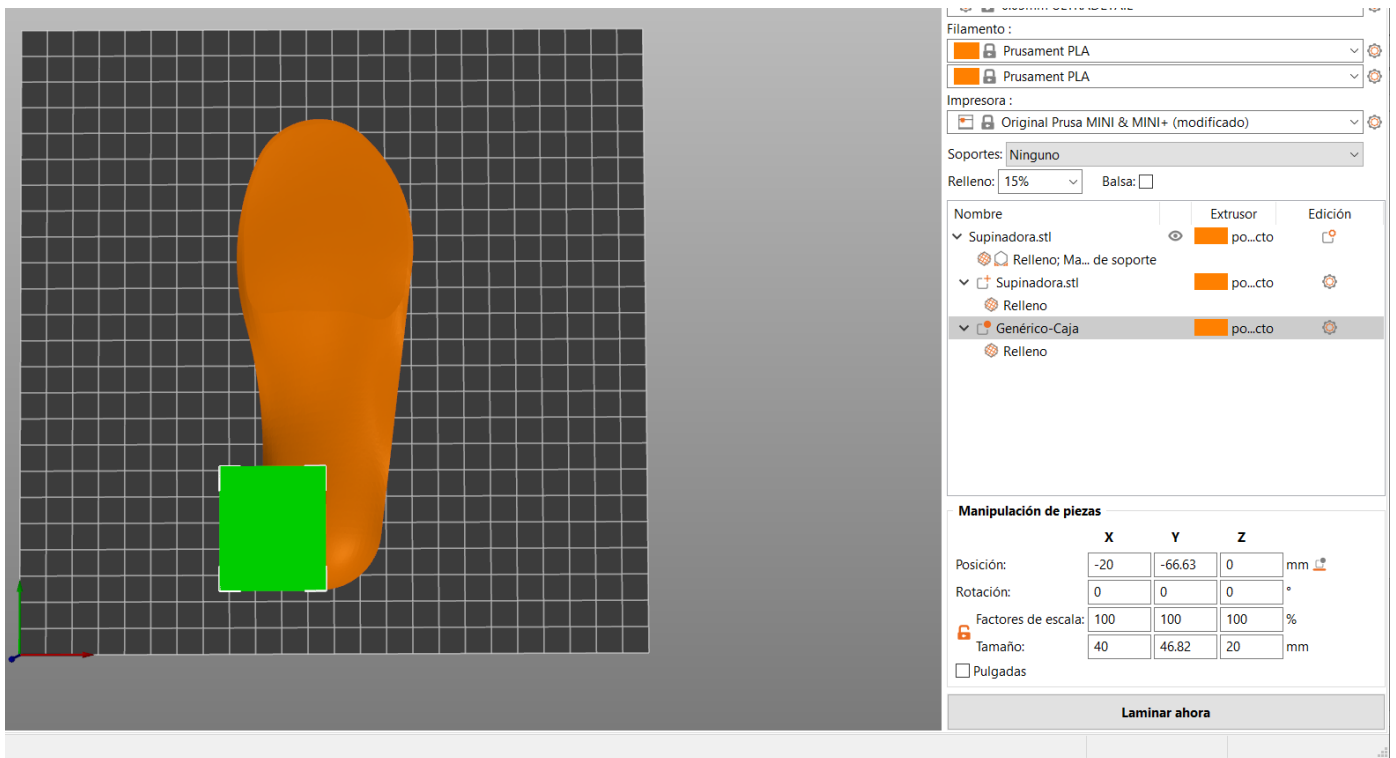


Figura 41. Generación caja modificadora talón medial. Fuente elaboración Propia, en base a software Prusa Slicer



Figura 42. Plantilla final material Falsa transparente. Fuente: Elaboración Propia.

CAPITULO 5: ANALISIS DE RESULTADO

5.1 DIVISIÓN DE ZONAS

Si bien muchos autores indican realizar una división de la huella plantar en 10 zonas (SCAN, 2020) (Ortokab, 2021) (P. R. Cavanagh, 1987). Debido a los tipos de pisadas y a la redistribución de presiones que se realizó mediante diferentes rellenos de impresión se hizo relevante generar una distribución más precisa, por lo que se generó una división de 12 zonas. Generando una división de la zona medial en dos partes iguales respecto del ancho de pisada lo que permite neutralizar la pisada tanto pronadora como supinadora. Además, se hizo necesario también la división de la zona de los dedos en tres, zona del dedo gordo, zona de los dedos 1 y 2 y por último zonas de los dedos 4 y 5. Esto debido a lo analizado de los informes de Footscan estudiados donde se tienen por lo general presiones diferentes en estas zonas (Figura 43).

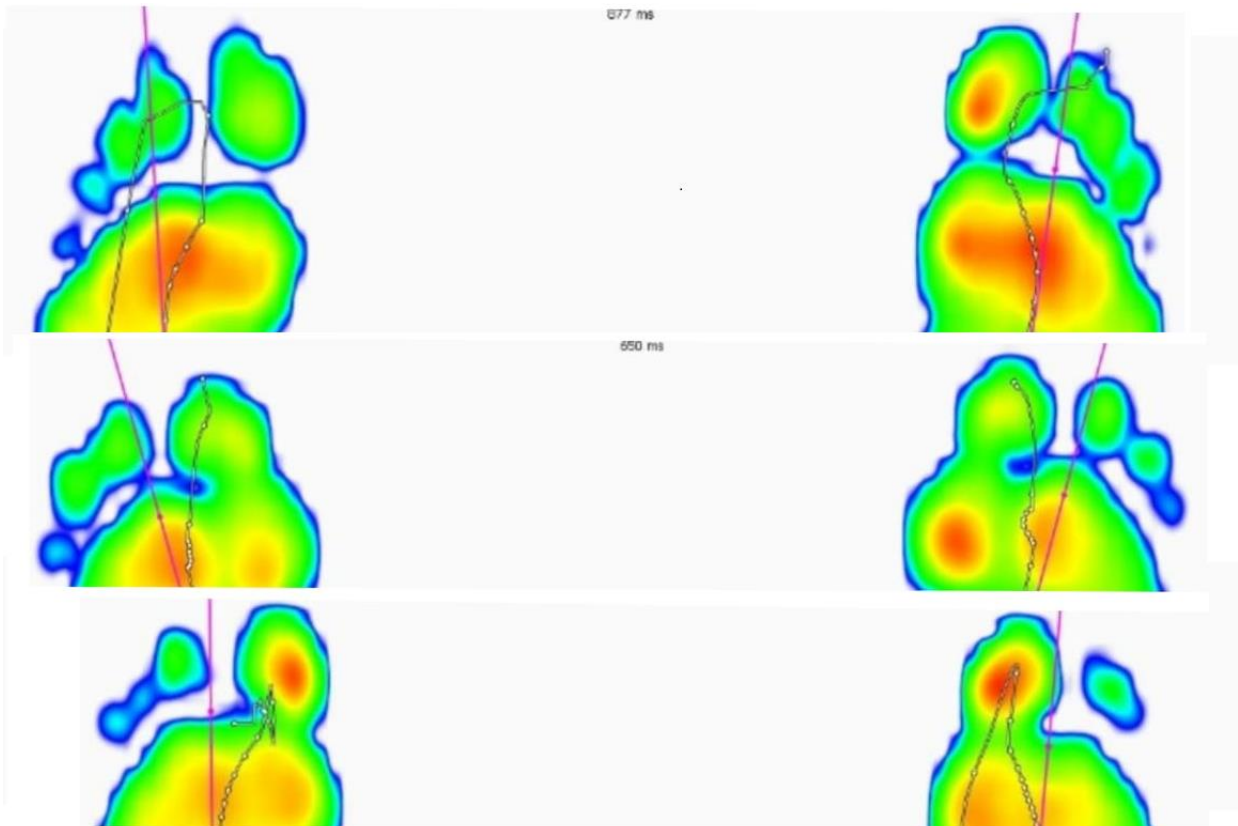


Figura 43. Distribución de presiones en los dedos, siendo el anaranjado las zonas de mayores presiones, verde presiones medias, celeste y azul presiones mínimas. Fuente: Elaboración propia, en base a informes del Software Footscan.

5.2 INDEPENDENCIA DE LOS DEDOS DEL PIE AL TIPO DE PISADA

Un punto importante, que se debe tomar en cuenta en el diseño de las ortesis plantares, es la forma en como toman contacto los dedos del pie con el nivel suelo. Como se puede apreciar de los informes de Footscan (Figura 44) existe una independencia de las presiones ejercidas por esta zona y el tipo de pisada, generándose siempre mayores presiones en la zona del dedo gordo, la cual va decreciendo hasta hacerse mínima en la zona de los dedos 4 y 5.

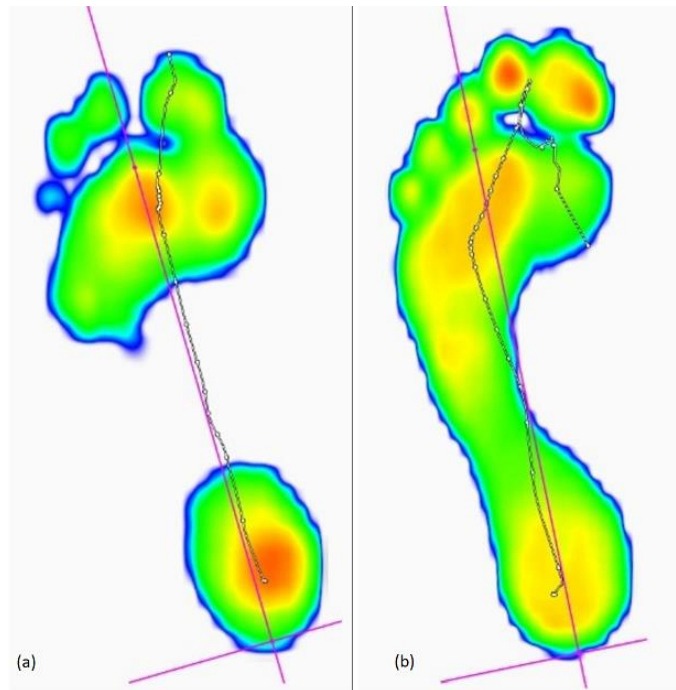


Figura 44. Independencia del tipo de pisada en la zona de los dedos, (a) Pie izquierdo, pisada pronadora, paciente: Máximo Apablaza sesión 05-05-2017, (b) pie izquierdo, pisada supinadora, paciente: Ángel De La Torre. Fuente: Elaboración Propia, en base a software Footscan.

5.3 INFLUENCIA DEL COLOR DE FILAMENTO EN LAS PROPIEDADES DE DISEÑO

De los materiales que se tienen muestras en dos coloraciones de filamento diferente Fflex y Mdflex se obtuvo un comportamiento dispar.

Por un lado, el Filaflex tanto en Fflex como en Falfa no se comportó igual en las diferentes coloraciones. El Fflex naranja demostró ser menor rígido que Fflex azul presentando un rango de rigidez expresada en módulo de Young de (3,97 a 8,16 Mpa) versus un rango (5,42 a 10,55 Mpa) de para el Fflex azul y un rango de (0,5 a 3,4 Mpa) de esfuerzos de mesetas frente a (0,8 a 4,8 Mpa) para Fflex azul (Figura 16). Además, en cuanto al Falfa transparente presento ser menos rígido que el Falfa azul con un módulo de elasticidad de (4,73 a 7,07 Mpa) versus (6,32 a 8,22 Mpa) para el Falfa azul, igualmente presento un rango de esfuerzos de meseta de (1 a 2 Mpa) versus (0,5 a 1,36 Mpa) para el Falfa azul (Figura 22). Lo que indica que para el filaflex si es importante la coloración del filamento, lo que hace este un criterio a tomar en cuenta a la hora de diseñar las plantillas ortopédicas con este tipo de filamento.

Por otro lado, para Mdflex ambas coloraciones presentaron semejantes módulos de elasticidad con un rango de (14,96 a 26 Mpa) para el Mdflex gris y para el Mdflex rojo mientras que (15,57 a 24,63 Mpa), y esfuerzos de meseta (3,3 a 6,98 Mpa) frente a un rango de (3,3 a 7 Mpa) en sus porcentajes de relleno de 20 a 40% (Figura 20). Lo que hace indistinto el color de filamento Mdflex para la confección de plantillas ortopédicas, lo que indica al menos para estas tinturas que el material es invariante para ante las tinturas, lo que para el diseño es un punto importante pues entrega una variedad más amplia de materiales para elegir lo que afecta directamente a tener mayor disponibilidad de este material.

5.4 INSERCIÓN DE SOPORTE DE TALÓN PARA PLANTILLAS ORTOPÉDICAS

Según (Chao Xu, 2017) la zona del talón es la tercera zona de mayor presión que genera la pisada humana. Es por esto, que esta es una de las zonas de gran importancia para el diseño de plantillas ortopédicas.

Dado que las presiones máximas se dan en la zona media del talón descentrándose hacia afuera si la pisada es supinadora y viceversa si la pisada es pronadora (ANEXO 5), no es posible su diseño, con la división de dos porciones iguales en la zona del talón. Por esto, se generó una inserción del talón que varía en su posicionamiento según el tipo de pisada, generando el sostén y la redistribución de estas presiones máximas.

5.5 MATERIAL OPTIMO PARA EL DISEÑO DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS

Como se indicó en el apartado 4.1.4 las presiones máximas que se generan en el pie van en un rango de 0,26 a 0,95 Mpa y de acuerdo al diseño de plantillas, las presiones máximas deben ser redistribuidas en el rango donde el material presente mayor desplazamiento posible, es por esto que es tan importante conocer el esfuerzo de meseta.

De acuerdo con los resultados obtenidos (Tabla 5), materiales como Mdflex en sus dos coloraciones y Sakata sobrepasan largamente este rango partiendo con un 20% de relleno en esfuerzos de meseta mínimo de 3 y 2 Mpa, lo cual es tres y dos veces el esfuerzo máximo requerido, lo que significa que estos materiales no permiten generar una redistribución de presiones y por tanto un diseño óptimo de plantillas ortopédicas. Además, estos materiales son sumamente rígidos presentando módulos de Young de entre 13 y 26 Mpa, comparados con Fflex y Falfa que presentan un rango de entre 3 y 10,4 Mpa.

Por otro lado, Fflex azul en un 20% de relleno entrega presiones cercanas al máximo de presiones requeridas, por lo que se podría diseñar con rellenos menores al 20%.

Para el Fflex azul permite generar un diseño óptimo de plantillas ortopédicas, para esto se debe imprimir en un rango cercano al 20% de relleno pues a este porcentaje se tiene un esfuerzo de 0,84 Mpa que es muy cercano a las presiones máximas de diseño.

En cuanto al Fflex naranja este podría ser un material de diseño puesto que con un 20% de relleno se encuentra muy cercano al rango mínimo de presiones máximas, pero presenta el inconveniente de que se rigidiza rápidamente llegando a 3,41 Mpa en un 40% de relleno lo que no permite una buena redistribución de presiones.

El material que mejores resultados entrego es el Falfa transparente entregando un rango de 0,55 a 1,35 Mpa en su rango de rellenos testado de 20 a 30%, lo que indica que se va rigidizando paulatinamente, permitiendo generar un rango de diseño muy ajustado a lo requerido (Tabla 4).

Tabla 5. Comparativa esfuerzos de meseta. Fuente; Elaboración Propia.

	Esfuerzo de meseta (Mpa)	
	Mínimo	Máximo
Fflex Naranja	0,49	3,41
Fflex Azul	0,84	4,6
Falfa Azul	1,01	2,18
Falfa Trans	0,55	1,35
Mdflex gris	3,34	6,98
Mdflex rojo	3,34	7
Sakata rojo	2,14	4,36

5.6 DISEÑO DE PLANTILLA

En cuanto al diseño de plantilla existen 2 puntos importantes que se deben presente. Por un lado, es generar un contacto total y acorde al tipo de pisada y por otro lado redistribuir estas sobrepresiones a través de materiales suaves y llevándolas a zonas de bajas presiones mediante materiales rígidos.

Además, un punto crucial es la elección de los materiales para la fabricación de las plantillas ortopédicas, puesto que afecta la eficiencia del tratamiento ortopédico para los problemas de pie indicados (Luximon, 2013). Esto queda en evidencia en los resultados obtenidos (Tabla 3) al testear los diferentes materiales, puesto que aun cuando pertenecen a la misma familia (TPU), y son impresos en un mismo porcentaje de relleno su comportamiento difiere bastante.

5.7 RESUMEN RESULTADOS

A continuación, en la tabla 6 se presenta un resumen con los principales resultados obtenidos

Tabla 6. Tabla resumen resultados obtenidos

División de zonas	Se dividió la pisada en 12 zonas, esto debido al mapeado de presiones que presentaron los resultados de los informes de Footscan, incluida una zona llamada inserción de talón.
Independencia de los dedos al tipo de pisada	Las presiones máximas estudiadas se presentaron en la zona del dedo gordo, presiones medias en los dedos 2 y 3 y presiones mínimas en la zona de los dedos 4 y 5, esto independiente de que el pie supinara o pronara.
Influencia del color de filamento en las propiedades de diseño	En el caso de Falfa y Fflex se generaron variaciones entre sus dos coloraciones estudiadas respecto de las propiedades estudiadas (Módulo de Young y esfuerzo de meseta).
Inserción de soporte de talón	Se generó una inserción en la zona del talón puesto que las presiones máximas se producen desviadas hacia un lado u otro dependiendo del tipo de pisada.
Material óptimo para el diseño de la plantilla correctora	El material óptimo corresponde al Falfa transparente en un rango de entre 10 a 40% de relleno, entregando un rango de diseño de esfuerzo de meseta 0,55 a 1,3 Mpa.
Diseño de plantilla	Para un diseño óptimo de plantilla se deben tener en cuenta dos puntos. Por un lado, el uso de una plantilla apropiada al tipo de pisada, y, por otro lado, la redistribución de presiones, lo que decanta en la selección de un material adecuado.

CAPITULO 6: CONCLUSION

6.1 CONCLUSION

En cuanto a las principales conclusiones que fueron posible obtener en el presente trabajo se encuentran:

En primer término, se obtuvo el estado del arte en el cual se encuentra la fisiología del pie, que permite comprender la estructura de este, conociendo sus músculos, huesos y movimientos que este realiza. Por otro lado, se obtuvo información del ciclo de marcha, sus parámetros y etapas que posee. Además, se expuso los trastornos fisiológicos y anatómicos del pie, los cuales permitieron conocer los tipos de pisadas y sus características. Conjuntamente a lo anterior, se estudiaron los métodos para determinar las presiones plantares, destacando el Software Footscan y los informes que este entrega. Por último, se adquirió información sobre los tipos de plantillas existentes, principales materiales utilizados para la fabricación de ortesis plantares existentes y las principales propiedades mecánicas que son relevantes para el diseño de estas. Todo esto con el fin de obtener las principales consideraciones que permitan generar un óptimo diseño de plantillas correctoras.

Segundo, mediante un desarrollo experimental se logró caracterizar diferentes materiales, a través de ensayos de compresión, dando como resultado gráficas esfuerzos deformación, obteniéndose de estas las propiedades de módulo de Young el cual permite conocer la rigidez y el esfuerzo de meseta, siendo este el esfuerzo en la zona donde el material presenta estabilidad, existiendo grandes deformaciones. Todo esto entrego como resultado dos grupos bien marcados de materiales, un más blando con esfuerzos de meseta en un rango de 0,49 a 4,6 Mpa y módulos de Young entre 3,32 a 10,4 Mpa donde se encuentran el Fflex y Falfa, y un segundo grupo más rígido con esfuerzos de meseta en un rango de 3,3 a 7 Mpa y módulos de Young entre 13,6 a 25,6 Mpa.

Tercero, se estudió los informes que entrega el Software Footscan el cual permite obtener un informe clínico del comportamiento de la pisada de los pacientes, presentando los informes: Tamaño de huella, Estático en 2D y Análisis sondas, los cuales fueron requeridos para generar el diseño de plantilla. Lo que llevo a obtener los parámetros y rangos de presiones que entregan las pisadas humanas, encontrado que las presiones máximas se encuentran en un intervalo entre 0,2 a 0,95 Mpa.

Cuarto, se seleccionó un material de acuerdo con los resultados de las presiones generadas por el pie humano estudiadas y entregadas por Footscan. Todo esto entrego como resultado el descarte de materiales como Mdflex de la marca Cooper en sus dos coloraciones y Sakata, y dejando como posible candidato Fflex en azul o naranja y Falfa en azul, dejando como material seleccionado al Falfa transparente de la marca Filoalfa 3D debido a que presenta el mejor rango de diseño para el sostén de las presiones máximas, presentado un esfuerzo de meseta entre 0,55 a 1,36 Mpa. Luego se generaron curvas extrapoladas para generar un rango de diseño definitivo que va desde 0,26 para un 10% de relleno a 1,36 Mpa en un 40% de relleno.

Capítulo 5. Conclusión

En cuarto lugar, se realizó el diseño propiamente tal de la plantilla correctora, para lo cual primero se realizó la división de la plantilla en 12 zonas de interés, más una zona llamada inserción de talón. Luego se desarrolló un plan de redistribución de acuerdo con el tipo de pisada, prosiguiendo con la presentación la plantilla base y sus principales características, luego se presentó el método de diseño para la correlación de los resultados de Footscan y los resultados mecánicos, para terminar con el proceso de modelado que permite la división de zonas a través de cajas modificadoras, para la correcta impresión de plantillas ortopédicas a través de diferentes densidades de relleno.

Cinco, se realizó el análisis de resultados ya sea de los informes entregados por Footscan conociendo las zonas de mayor interés en el diseño de una plantilla ortopédica, resultados mecánicos: influencia de color de filamento y selección de material, así como también análisis de elementos que permiten un óptimo diseño. Para finalizar con mejoras que permiten optimizar aún más el diseño de ortosis correctivas.

Este estudio permite realizar una correcta correlación entre las propiedades obtenidas de las pruebas mecánicas de los materiales y los diagnósticos tanto médicos como entregados por el Software Footscan. Si bien, se cumplió el objetivo del diseño de una plantilla correctiva mediante la impresión 3D, este es un primer diseño que puede ser optimizado a través de diferentes aristas.

Cabe destacar lo importante que es para una correcta redistribución y neutralización de la pisada el correcto diseño de una plantilla base y la debida selección del material para la confección de la plantilla.

Para finalizar, y a modo personal resulta interesante desarrollar el ámbito de la biomecánica pues permite aplicar la mecánica ya sea en sus áreas de diseño y caracterización de materiales, como en el desarrollo de esta memoria al ámbito de la salud. Pues permite contribuir a un estado de bienestar físico tan importante para el desarrollo humano.

Los objetivos propuestos en la presente memoria fueron resueltos completamente, a continuación, se presentan algunos ítems sugeridos para realizar futuras investigaciones:

- Generación de diseños de plantillas a través de scanner 3D. Esta tecnología posibilita obtener la forma en 3D del paciente a través de una sucesión de fotografías de alta definición, las cuales permiten la digitalización de la forma del. A través de este instrumento se podrá obtener la forma exacta del pie la cual puede ser trabajada a través de software de diseño para generar la plantilla con la forma del pie y que corrija la pisada (Imprimalia3D, 2021).
- Ensayos de durabilidad: Como se ha visto la selección de materiales es relevante para la fabricación y confección de plantillas ortopédicas. Es por esto por lo que sería relevante realizar más pruebas mecánicas para determinar durabilidad, ya sea pruebas de compresión set o fatiga, las cuales permitirían conocer cuando las plantillas

Capítulo 5. Conclusión

adquieren una deformación permanente importante que dejan de cumplir su función. Además, un aspecto importante que no fue tenido en cuenta es la fuerza de cizallamiento generada entre los pies el conjunto zapato plantillas, pues estas fuerzas pueden generar mayores presiones además de ser las principales causantes de oclusiones y ulceraciones en el pie (Luximon, 2013).

- Medición de presiones a través de plantillas instrumentadas: Las plantillas instrumentadas consisten en plantillas que contienen captadores de presiones en todo su mando por lo que permiten registrar las presiones tanto en estática como en dinámica dentro de los calzados (Biomech, 2021).

Esto permitiría registrar los cambios de presiones antes y después de la utilización de las plantillas ortopédicas, por lo tanto, se podría conocer cuantitativamente la eficiencia de las plantillas ortopédicas diseñadas.

Estudios ambientales y análisis de costes completo: Puesto que el material utilizado en esta tesis el TPU corresponde a un plástico espumado sería relevante realizar un estudio de impacto medio ambiental del producto y de su ciclo de vida. Además, resulta importante realizar un análisis de costos VS durabilidad de diferentes plantillas ortopédicas puesto que en un proceso de diseño y fabricación los factores de deterioro tales como deltas de temperatura, humedad, contacto con disolventes químicos, tensiones cíclicas de estrés, entre otros, resultan relevantes para la selección de un material.

- Fabricación mediante impresoras de doble extrusor: La principal característica de estas impresoras es que permiten imprimir una figura con dos materiales distintos (Impresoras3D, 2021). Esta característica permitiría ampliar aún más el diseño permitiendo incorporar una combinación de materiales y generan una variedad más amplia de propiedades a combinar lo que repercutiría en un diseño aún más óptimo. Además, por otro lado, permitiría aumentar la velocidad de impresión de las plantillas ortopédicas.

Bibliografía

- PATON J. S. et al. (2012). A comparison of customised and prefabricated insoles to reduce risk factors for neuropathic diabetic foot ulceration: a participant-blinded randomised controlled trial. *Journal of Foot and Ankle Research*.
- A, B. S., S, U. J., & R., C. P. (2014). Pressure relief and load redistribution by custom-made insoles in diabetic patients with neuropathy and foot deformity. *Clinical Biomechanics*.
- Alvaro Mata, J. V. (2001). ESTUDIO BIOMECANICO DE MATERIALES POLIMÉRICOS PARA LA FABRICACION DE PLANTILLAS ORTOPÉDICAS. *Tecnología, Ciencia y Educación*.
- Ambuloteguí, E. S. (s.f.). *Manual de anatomía humana*.
- Aragones, R. b. (2017). *IMPRESION 3D EN ORTOPODOLOGIA*.
- Area Tecnologica. (21 de 11 de 2020). *Resiliencia Materiales*. Obtenido de <https://www.areatecnologia.com/materiales/resiliencia-materiales.html>
- Arturo Eyries. (s.f.). *Arturo Eyries Ortopedia*. Recuperado el 04 de 12 de 2020, de <http://ortopediaarturoeyries.com/plantillas-beneficios-caracteristicas-y-tipos/>
- ASTM. (1992). *Standard Test Methods for Rubber Properties in Compression. Annual Book of Standards ASTM D 757-88*.
- Biomech Consulting. (s.f.). *Materiales para la realización de plantillas funcionales. Características, usos y colores*.
- Bodyhelp. (04 de 11 de 2018). *Bodyhelp: Pie Varo. Qué es, tipos y tratamiento*. Obtenido de <https://www.bodyhelp.es/pie-varo-que-es-tipos-y-tratamiento>
- Callister, W. D. (2007). *Introducción a la ciencia e ingeniería de los materiales*. Reverté S.A.
- Carignano, D. (12 de 27 de 2011). *Podología: Los pies sobre la tierra*. Obtenido de <http://danielacarignano.blogspot.com/2011/12/quince-lecciones-sobre-anatomia-del-pie.html>
- Carrasco, M. P. (2015). *Comportamiento de los materiales de descarga*.
- Christian A. Díaz, Andrés Torres, José I. Ramírez, Luisa F. García, Natalia Álvarez. (2006). Descripción de un sistema para la medición de presiones plantares por medio del procesamiento de imágenes: fase I. *Revista EIA*.

Bibliografía

- Clinica San Roman. (20 de 11 de 2020). *Pie Valgo*. Obtenido de <https://clnicasanroman.com/es/pie-valgo/>
- Contreras, L. E. (2012). *Análisis biomecánico de marcha humana a través de técnicas de modelaje*.
- Curiosoando. (21 de 06 de 2018). *Curiosoando.com*. Recuperado el 06 de 12 de 2020, de <https://curiosoando.com/que-propiedades-tiene-el-polipropileno-y-para-que-se-utiliza>
- Falcó, C. (s.f.). *CariFalcó*. Recuperado el 04 de 12 de 2020, de <https://www.carifalco.com/noticias/ortesis-plantares/>
- Fisioonline. (19 de 11 de 2020). *Fisioonline*. Obtenido de <https://www.fisioterapia-online.com/articulos/pie-zambo-congenito-de-tu-bebe-no-te-preocupes-porque-tiene-solucion>
- Gabel R.H, Brand R.A. (1994). *The effects of signal conditioning on the statistical analyses of gait EMG*.
- Gago, J. J. (s.f.). Guía de Podología y sus indicaciones ortésicas.
- Girón, I. R. (2005). *ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES Y APLICACIONES INDUSTRIALES DEL POLIETILENO DE ALTA DENSIDAD (PEAD)*.
- Héctor Almeida Merino, e. a. (19 de 11 de 2020). *TRAUMATOLOGÍA INFANTIL CANARIAS*. Obtenido de https://traumatologiainfantilcanarias.com/ngg_tag/traumatologia-infantil-traumatologo-infantil-traumatologo-pediatra-dr-hector-almeida-merino-las-palmas-de-gran-canaria-metatarso-aducto/
- <https://www.industryarc.com/Report/7488/foot-orthotic-insoles-market.html>. (s.f.).
- inova. (s.f.). *inova*. Recuperado el 10 de 12 de 2020, de <https://www.inova.com.mx/blog/conoce-los-tipos-de-plantillas-que-existen-para-los-pies/>
- Joanne Paton, R. B. (2007). *The Physical Characteristics of Materials Used in the Manufacture of Orthoses*.
- José H. Osorio, Mauricio H Valencia. (2013). *Bases para el entendimiento del proceso de la marcha humana*.
- Keith L. Moore, Arthur F Dailey, Anee M Agur. (2013). *Anatomía con orientación Clínica*.
- L. F. Llanos A, M. Fernández F, M. N. Samper Pizarroso. (s.f.). Anatomía funcional del pie (Biomorfología y Biomecánica). *Revista de medicina y cirugía del pie*.

Bibliografía

- Libardo R, O. (2015). *Modelación de órtesis personalizadas para el alivio de presiones plantares en pie diabético*.
- Lubrizol. (02 de 05 de 2021). *Polímeros de ingeniería (TPU)*. Obtenido de <https://espanol.lubrizol.com/Engineered-Polymers/About/What-is-TPU>
- Luis F. Puente, Juan C. Arellano, Roberto G. Navarrete, Héctor P. Mora. (2019). Evaluación del poliestireno expandido elastificado (EEPS) para su aplicación en la fabricación de plantillas ortopédicas.
- Luna, P. V. (1999). *Biomecánica de la marcha humana normal y patológica*.
- M Beltrán, A. M. (s.f.). *ESTRUCTURA Y PROPIEDADES DE LOS POLÍMEROS*. Universidad de Alicante.
- M.F. Lara Romero, Ma. Angulo Carrere, L. F. Llanos Alcazár. (1996). *Actividad electromiográfico normal en la marcha humana*.
- MAYO CLINIC. (06 de 11 de 2020). *Mayo Clinic*. Obtenido de <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/flatfeet/symptoms-causes/syc-20372604>
- mexpolimeros. (s.f.). *mexpolimeros*. Obtenido de <https://www.mexpolimeros.com/qu%C3%A9%20es%20la%20hist%C3%A9resis.html>
- Mi Bienestar. (22 de 11 de 2020). *Biomecanicamente*. Obtenido de <http://www.biomecanicamente.org/revista.html>
- Moreno, A. J. (2006). *Resiliencia, Tenacidad y Fractura*.
- Moumita Mukherjee, e. a. (2021). Biodegradable polyurethane foam as shoe insole to reduce footwear waste: Optimization by morphological physicochemical and mechanical properties. *Applied Surface Science*.
- Muñoz, J. (2006). *Deformidades del pie*.
- Netter, F. H. (2014). *Atlas de Anatomía humana*.
- O, C., & F., S. (2003). ORTESIS PLANTARES. *Revista Española De Reumatología*.
- O. Cohí, F. S. (2003). Ortesis Plantares. *Revista Española De Reumatología*, 30(9), 508-513.
- Organización Mundial De La Salud. (2017). *Normas de Ortoprotésica, Parte 1*.
- Ortokab. (30 de 04 de 2021). *Antropometría del Pie*. Obtenido de <https://ortokab.wordpress.com/2014/04/05/antropometria-del-pie-parte-2/>

Bibliografía

- ORTOPEDIA BOSTON. (15 de 04 de 2016). *ORTOPEDIA BOSTON*. Obtenido de <http://ortopediaboston.blogspot.com/>
- P. R. Cavanagh, M. M. (1987). *Pressure distribution under symptom-free feet during barefoot standing*.
- Perry, J. (1992). *Gait analysis: normal and pathological function*.
- Podoactiva. (20 de 11 de 2020). *Block de Podoactiva*. Obtenido de <https://www.podoactiva.com/es/blog/pies-cavos-7-claves-para-entender-que-significa-esta-patologia>
- Ramírez, C. S. (2017). *Análisis de dos métodos de evaluación de la huella plantar: índice de Hernández Corvo vs. Arch Index de Cavanagh y Rodgers*.
- Ramón Gómez, Ferrer Sapiñá. (2004). *Estudio Biomecánico de la marcha en pacientes con artrosis de cadera*.
- Richard G. Budynas, J. K. (s.f.). *Diseño en ingeniería mecánica de Shigley*. novena.
- Richard L. Drake, A. Wayne Vogl, Adam M. Mitchell. (2015). *Anatomía para estudiantes*.
- Rogers Corporation. (2004). *Poron Performance Urethanes*.
- Sanz, C. M. (s.f.). *Cinesiología de la marcha humana normal*. Zaragoza: Universidad de Zaragoza.
- SCAN, R. (2020). *Guía de instalación y manual de usuario de footscan 9*.
- Sporthesis. (19 de 11 de 2020). *Sporthesis*. Obtenido de <http://sporthesis.com/footscan>
- Tecnología de los Plásticos. (21 de 06 de 2012). *Tecnología de los Plásticos*. Recuperado el 06 de 12 de 2020, de <https://tecnologiadelosplasticos.blogspot.com/2012/06/etilvinilacetato-eva.html>
- Todo en polimeros. (21 de 04 de 2017). *Todo en Polimeros*. Recuperado el 06 de 12 de 2020, de <https://todoenpolimeros.com/2017/04/21/el-etilen-vinil-acetato/>
- Todoparaelcalzadoonline. (s.f.). *Todoparaelcalzadoonline*. Recuperado el 10 de 12 de 2020, de <https://www.todoparaelcalzadoonline.com/lng/Esp/plantillas-ortopedicas-para-los-pies>
- Voegeli, A. V. (2003). *Anatomía funcional y biomecánica del tobillo y el pie*.

ANEXOS

Anexo 1: Ejes generados por el software 1 sobre el punto medio del pie

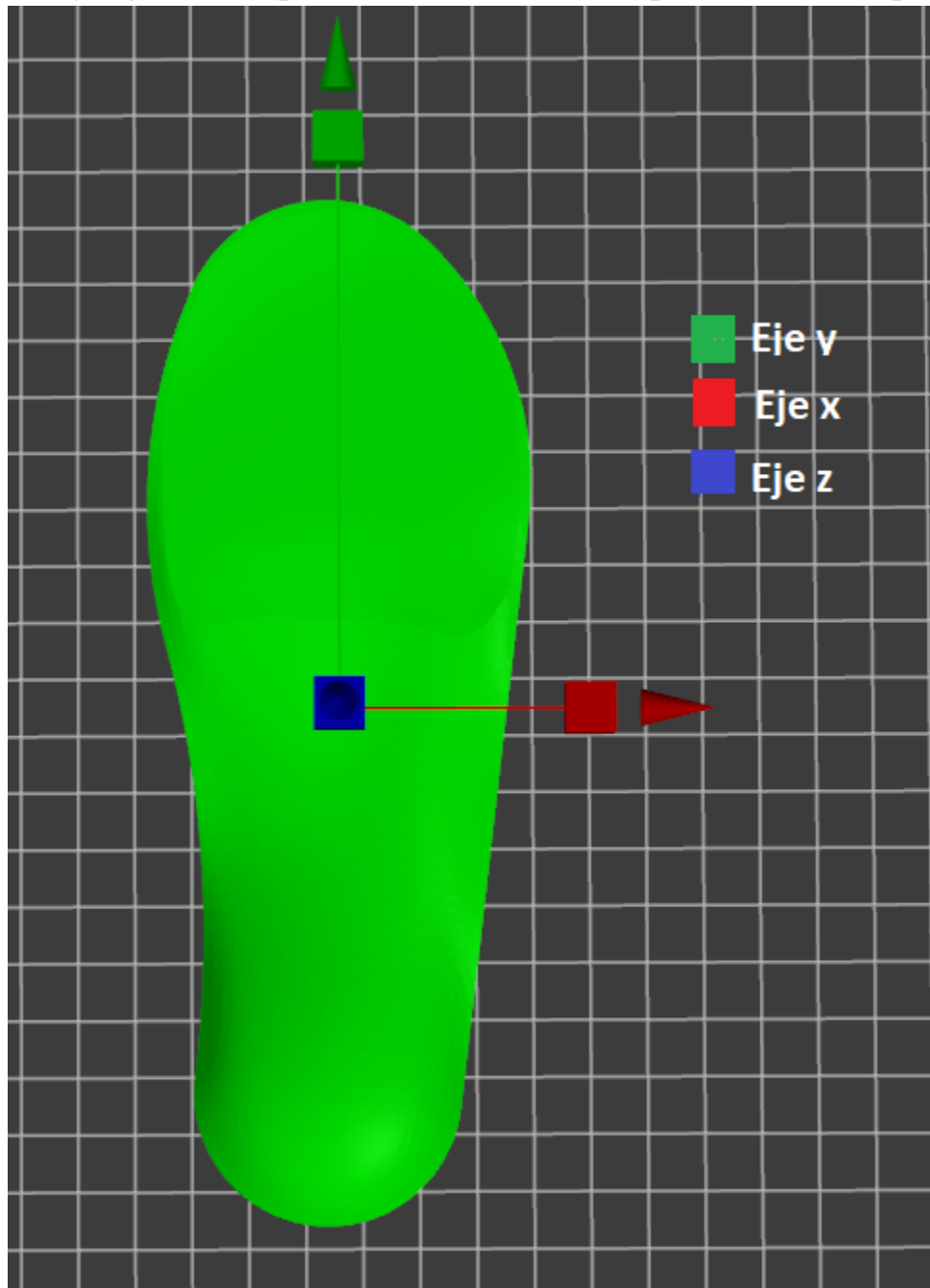


Figura 45. Origen de coordenadas y ejes coordenados generados sobre la plantilla ortopédica. Fuente: Elaboración Propia, en base a software Prusa Slicer.

Anexo 2: Posicionamiento de cajas de rellenos

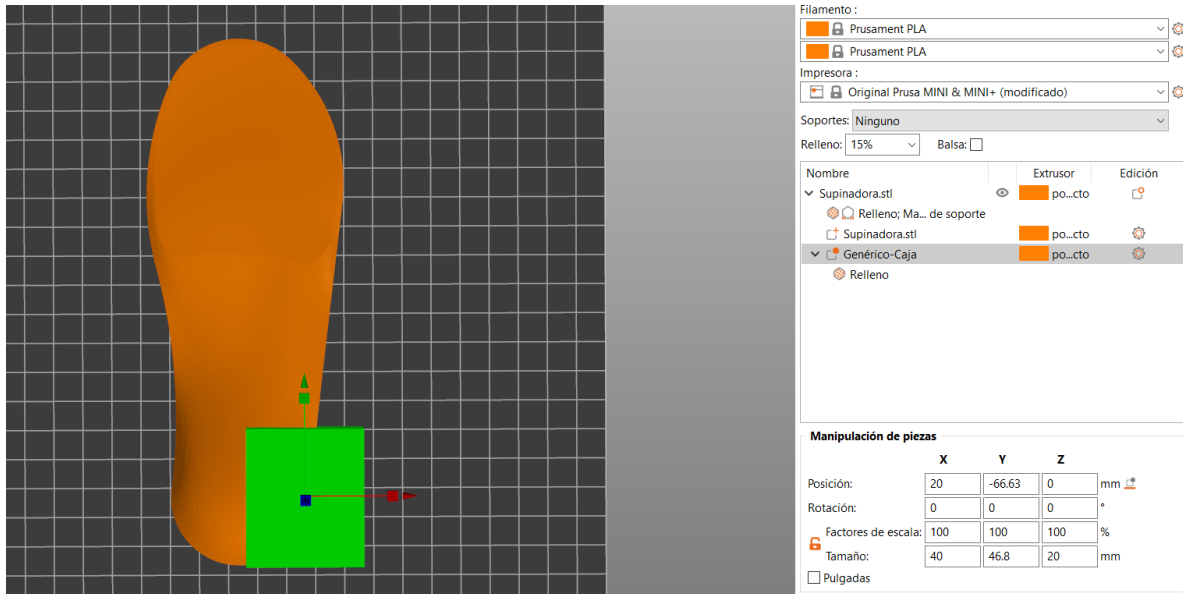


Figura 46. Posicionamiento caja de relleno Talón lateral. Fuente: Elaboración propia, en base a Prusa Slicer.

Anexo 3: Excel tamaño y posicionamiento cajas modificadoras

Tabla 7. Excel de posicionamiento y tamaño de cajas modificadoras. Fuente: Elaboración Propia

Anexos

Medidas del pie	mm	Zonas	Tamaño			Posicionamiento		
			largo de zonas (Y)	ancho (X)	Espesor (Z)	Y	x	Z
Largo	190	TL	49,40	40	20	-70,30	20,00	0
Ancho en los metatarsianos	60	TM	49,40	40	20	-70,30	-20,00	0
Tipo de pie (1 Si es supinadora 2 pronación)								
	2	MF L	49,40	40	20	-20,90	20,00	0
		MFM	49,40	40	20	-20,90	-20	0
		M1	49,40	20,28	20	28,50	-22,14	0
		M2	49,40	15,00	20	28,50	-4,50	0
		M3	49,40	9,00	20	28,50	7,50	0
		M4	49,40	9,00	20	28,50	16,50	0
		M5	49,40	9,00	20	28,50	25,50	0
		DG	50	20,28	20	78,20	-22,14	0
		RD	50	80	20	78,20	28,00	0
		Inserción Talón	29,64	24	20	-65,30	5	0

Anexo 4: Determinación Módulo de Young

El módulo de Young es un parámetro que define el comportamiento de un material elástico, según la dirección en la que se aplica una fuerza. Es el método más utilizado para conocer la elasticidad de un material. En su forma general se define matricialmente para todos los materiales y también se obtiene de la curva esfuerzo deformación ya que corresponde a la pendiente de esta curva. Para la determinación del módulo de Young se trazan una recta en la zona inicial de la curva esfuerzo deformación (OA), siendo el módulo de Young la pendiente de esta recta.

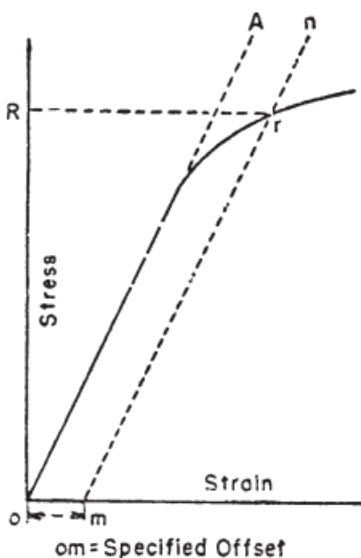


Figura 47: Curva Esfuerzo-Deformación. Fuente: ASTM, 1992.

Anexo 5: Presiones máximas en la zona del talón

Las presiones máximas del talón (Figura 48) varían según el tipo de pisada y se puede observar en (a) como las presiones máximas se dan en la zona exterior del pie para una pisada supinadora, en (b) se puede observar una pisada pronadora con presiones máximas en la zona interna del talón y en (c) una pisada plana con presiones máximas distribuidas en la zona media del talón.

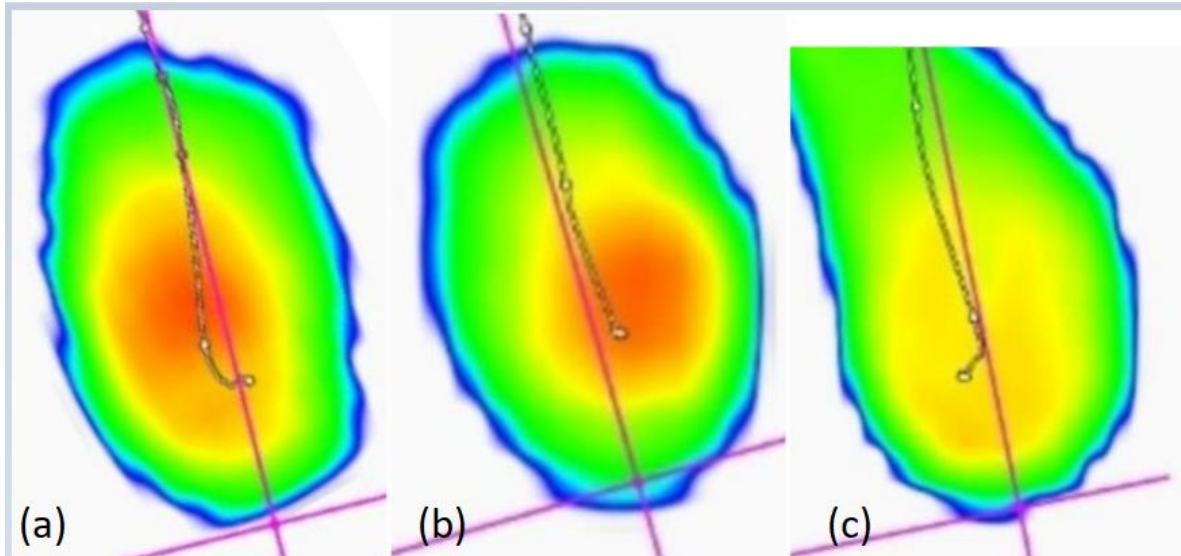


Figura 48. Presiones máximas en la zona del talón. Fuente: Elaboración Propia, en base a Software Footscan.

Anexo 6: Diseño de inserción de talón

Para el diseño de la inserción del talón se tomó un 60% tanto del largo de la zona del talón y un 60% del ancho de pisada. Quedando 4mm hacia afuera con la pisada supinadora (c), 4mm hacia adentro cuando la pisada tiene las características de pronadora (a) y en el centro del ancho de pisada cuando es plana (b), además, su centro debido al largo esta 4mm más arriba.

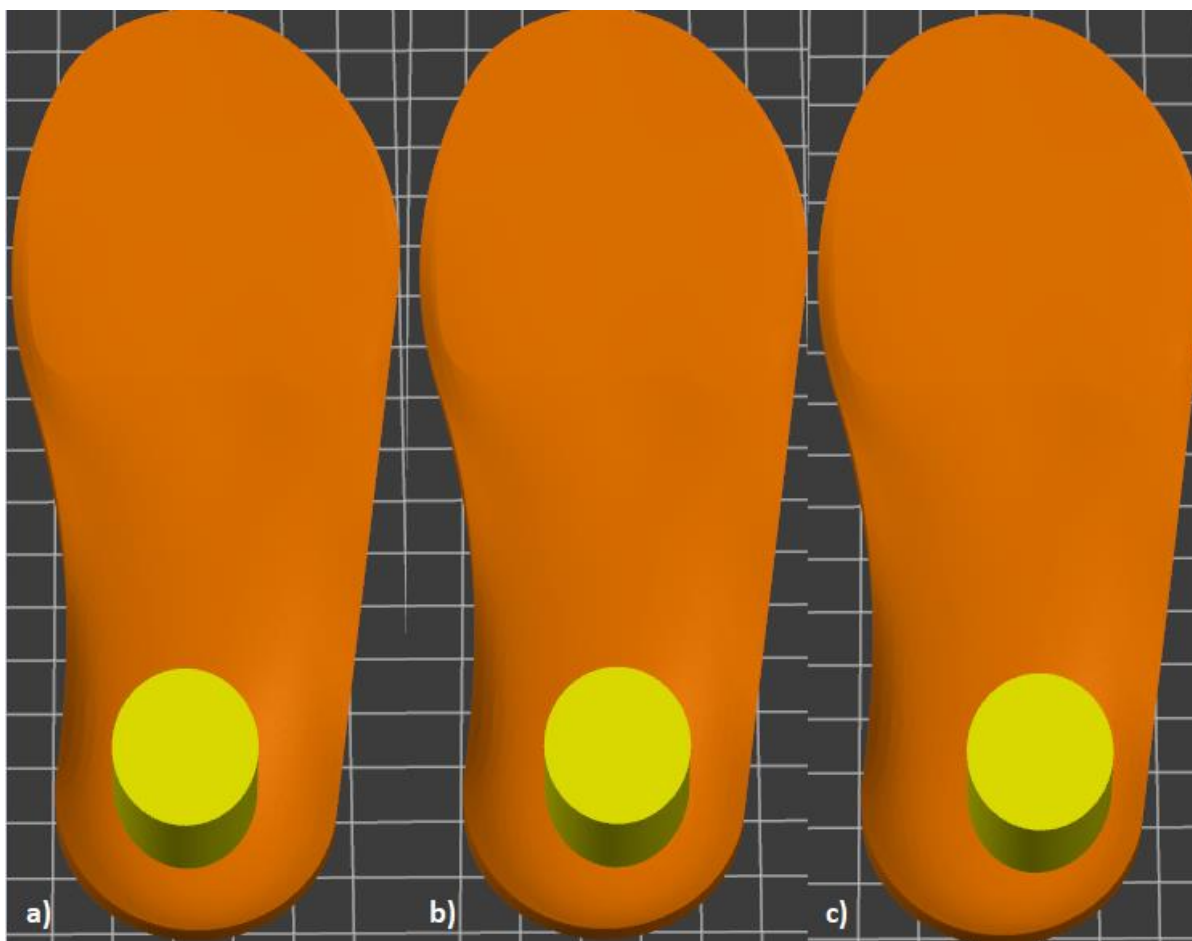


Figura 49: Inserción talón, (a) pie pronador, (b) pie plano, (c) pie supinador. Fuente: Elaboración Propia, en base a software Prusa Slicer.

Anexo 7: Apoyo arco longitudinal

A continuación, se presentará la plantilla base con apoyos en la zona interna del arco longitudinal para la pisada pronadora Figura 50 y la plantilla base con apoyo en la zona exterior para la pisada supinadora Figura 51.

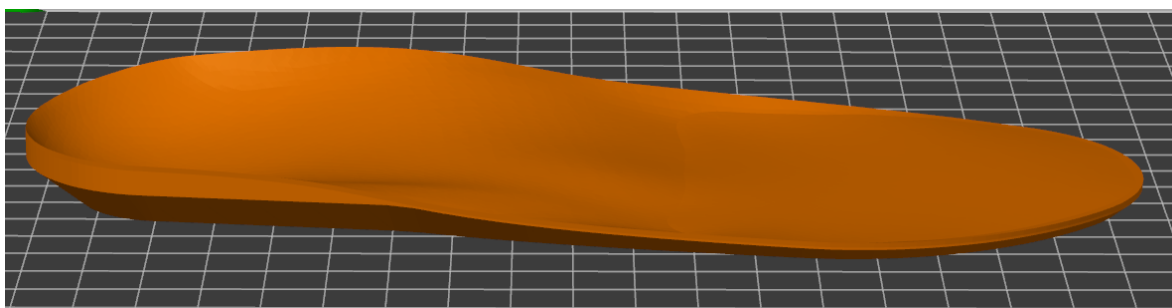


Figura 50. Plantilla para pisada pronadora. Fuente: Elaboración Propia, en base a software Prusa Slicer

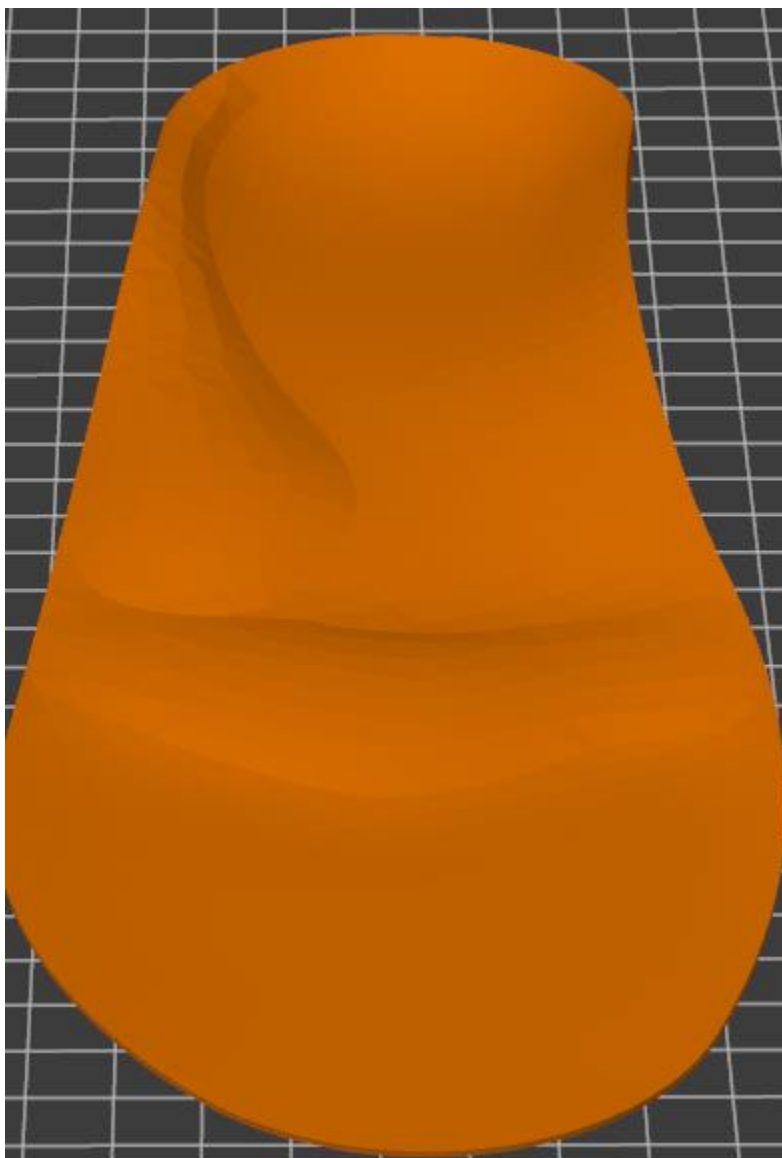


Figura 51. Plantilla base pisada supinadora. Fuente: Elaboración Propia, en base a software Prusa Slicer