



UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA

FACULTAD DE INGENIERÍA

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

**ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS EN ÓRTESIS ESTÁTICA DE TOBILLO-PIE CON
POLÍMEROS DE MANUFACTURA ADITIVA.**

PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO:

INGENIERO EN BIOMÉDICA

PRESENTADO POR:

21941249 KATHERINE DAYANA ALBERTO SERRANO

22011066 JOSÉ DANIEL MARTÍNEZ SILVA

ASESOR: KARLA REYES

CAMPUS: SAN PEDRO SULA

OCTUBRE, 2023

ÍNDICE DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN	1
II.	OBJETIVOS.....	3
	2.1. OBJETIVO GENERAL.....	3
	2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	3
III.	ESTADO DEL ARTE.....	4
	3.1. ANTECEDENTES	4
	3.2. PROBLEMÁTICA	11
	3.3. IMAGEN INTEGRADORA	13
	3.4. TABLA DE LIMITACIONES.....	14
IV.	METODOLOGÍA	16
	4.1. ENFOQUE	16
	4.2. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN	17
	4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS.....	19
	4.3.1. SOLIDWORKS.....	19
	4.4. MATERIALES	19
	4.4.1. PLA.....	19
	4.4.2. ABS.....	20
	4.4.3. NYLON 101	20
	4.4.4. POLIPROPILENO.....	21
	4.5. METODOLOGÍA DE ESTUDIO	22
	4.6. METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN	27
	4.7. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES	28
V.	RESULTADOS	29
	5.1. SIMULACIÓN AFO ADULTO GROSOR 1.5 MM	29
	5.3. SIMULACIÓN MODELO AFO ADULTO CON GROSOR DE 3MM.	33
	5.4. SIMULACIÓN AFO ADULTO GROSOR 3.5 MM	37
	5.6. RESULTADOS DE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS AFO ADULTOS.....	41

V.	DISCUSIÓN DE RESULTADOS	47
VI.	CONCLUSIONES	51
VII.	AGRADECIMIENTOS	53
VIII.	REFERENCIAS.....	54
IX.	ANEXOS	58

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1 Limitaciones de los autores Sección 1.....	14
Tabla 2 Limitaciones de los autores Sección 2.....	15
Tabla 3 Variables de Investigación Sección 1.....	17
Tabla 4 Variables de Investigación Sección 2.....	18
Tabla 5 Propiedades Mecánicas PLA.....	19
Tabla 6 Propiedades Mecánicas ABS.....	20
Tabla 7 Propiedades Mecánicas Nylon 101.....	21
Tabla 8 Propiedades Mecánicas Polipropileno.....	21
Tabla 9 Descripción de fuerzas aplicadas en simulación.....	24
Tabla 10 Información de malla de AEF.....	25
Tabla 11 Resultados FEA AFO Adulto.....	41
Tabla 12 Resultados Desplazamiento Total Máximo.....	42
Tabla 13 Resultados Deformación Total Máxima.....	43
Tabla 14 Resultado del Cálculo de la Rigidez Mecánica.....	45

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Imagen Integradora	13
Ilustración 2 Dimensiones modelo AFO	24
Ilustración 3 Cronograma de Actividades	28
Ilustración 4 Simulación PP AFO Adulto Grosor 1.5mm.....	29
Ilustración 5 Simulación AFO Adulto NYLON 101 Grosor 1.5mm.....	30
Ilustración 6 Simulación AFO Adulto PLA Grosor 1.5mm	31
Ilustración 7 Simulación AFO Adulto ABS Grosor 1.5mm	32
Ilustración 8 Simulación PLA AFO Adulto Grosor 3mm	33
Ilustración 9 Simulación POLIPROPILENO AFO Adulto Grosor 3mm	34
Ilustración 10 Simulación NYLON 101 AFO Adulto Grosor 3mm	35
Ilustración 11 Simulación ABS AFO Adulto Grosor 3mm.....	36
Ilustración 12 Simulación PP AFO Adulto Grosor 3.5 mm	37
Ilustración 13 Simulación NYLON 101 AFO Adulto Grosor 3.5 mm	38
Ilustración 14 Simulación ABS AFO Adulto Grosor 3.5 mm.....	39
Ilustración 15 Simulación PLA AFO Adulto Grosor 3.5 mm.....	40
Ilustración 16 Gráfico Resultados de Estrés Von Mises	44
Ilustración 17 Gráfico Resultados Desplazamiento Total Máximo	44
Ilustración 18 Gráfico Resultados Deformación Total Máxima.....	45

I. INTRODUCCIÓN

Los dispositivos ortopédicos conocidos como órtesis de tobillo y pie (AFO, por sus siglas en inglés) desempeñan un papel fundamental en el tratamiento de afecciones neuromusculoesqueléticas, como la parálisis cerebral, la caída del pie y diversas afecciones neuromusculares que afectan la calidad de vida de los pacientes, significativamente. El estudio y desarrollo de los AFO se utiliza para brindar soporte, estabilidad y corrección de la posición del tobillo y el pie, lo que permite al paciente reincorporarse a sus actividades cotidianas más libremente.

Se considera que la efectividad del AFO dependerá fielmente de que tan bien cumple con las necesidades biomecánicas del paciente. Según Vasiliauskaite et al., (2021) la rigidez del tobillo es uno de estos factores los cuales puede ser modificado de manera directa o indirecta con el fin de optimizar la calidad y funcionamiento del AFO para un paciente en específico. Lo que se busca conseguir con una ortesis de este tipo, así como menciona Vasiliauskaite y sus colaboradores, (2021), es corregir, según el tipo de afección. Esto se menciona en el siguiente ejemplo: restaurar la primera fase de la marcha IC (Initial Contact, por sus siglas en inglés) que se vio afectada por un poli-trauma, hemiplejía; segundo es un paciente con parálisis cerebral, diplejía, lo que se busca con su ortesis es prevenir la reversión del Mid Stance o Apoyo medio, el cual su función es trasladar del centro de gravedad hacia adelante mediante el ankle rocker. Estas afecciones y muchas más son las que se buscan corregir con el uso de las AFO, cada una varía en su caracterización según el tipo de tratamiento que quiera ser entregado al paciente y así también dependerá de la efectividad y de la métrica que este siguiendo el ortoprotesista, el tiempo que dure la ortesis en el paciente (Dedieu, 2020).

La fabricación de AFO utilizando tecnología de impresión 3D ha ganado importancia debido a su capacidad para producir dispositivos personalizados y rentables, adaptables a las necesidades de los pacientes (Liaw & Guvendiren, 2017; Pugliese et al., 2021). Sin embargo, la calidad de la impresión y el diseño estructural de estas piezas puede afectar significativamente sus propiedades mecánicas y, por lo tanto, su eficacia en el tratamiento ya sea por varios factores que influirían grandemente en el desenlace de estas problemáticas.

Así como Pugliese et al., (2021) lo mencionan, la impresión 3D, también conocida como Fabricación Aditiva, ha sido aplicada a muchos campos de la medicina, como ser implantes craneofaciales, moldes dentales, partes prostéticas, biosensores implantables y no menos importante las ortesis. Haciendo hincapié en que la tecnología puede contribuir incluso transformar la atención medica de manera impactante al seguir desarrollando dispositivos que vayan directamente diseñados y dirigidos a las necesidades de los pacientes.

Estudios también demuestran la relevancia del tipo de material utilizado para la impresión de estos dispositivos, basándose en los principios biomecánicos se parte para poder definir qué tipo de material imprimible es el más viable para cumplir con todos los requerimientos mecánicos que establecen si es o no adecuado para el fin que estos tienen (Hovorka et al., 2021).

En este proyecto de investigación utilizará el simulador de SOLIDWORKS para llevar a cabo el análisis estático de elementos finitos de piezas AFO con materiales de impresión 3D, con el objetivo de determinar las características de impresión y los diseños que brinden las propiedades mecánicas más adecuadas, para garantizar la efectividad de las piezas. Para los cual consistirá en seis capítulos, en los cuales se abordarán contexto sobre el problema de investigación, definición de metodología desarrollada para alcanzar los objetivos, la presentación y discusión de los resultados obtenidos como también las conclusiones determinadas.

II. OBJETIVOS

En este capítulo se delimitan los objetivos de la presente investigación, centrada en el análisis de elementos finitos en piezas AFO impresas en 3D. Con base al objetivo general, se han establecido objetivos específicos que abarcan desde la selección de materiales y técnicas de impresión hasta la evaluación del rendimiento mecánico de los modelos diseñados. Este enfoque permitirá no solo mejorar la comprensión de las capacidades de fabricación de piezas AFO mediante impresión 3D, sino también avanzar en la búsqueda de soluciones más efectivas para la ortopedia personalizada.

2.1. OBJETIVO GENERAL

Realizar un análisis de elementos finitos en piezas AFO impresas en 3D para identificar las técnicas de impresión y los diseños estructurales que optimizan las propiedades mecánicas de estos dispositivos.

2.2. OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Seleccionar diferentes técnicas de impresión 3D y materiales para la fabricación de piezas AFO.
- Diseñar una serie de modelos de AFO con variaciones en la densidad y la estructura.
- Utilizar un simulador CAD para realizar análisis estáticos y de elementos finitos en los modelos de AFO.
- Evaluar la resistencia, la deformación y la estabilidad de los modelos en función de las técnicas de impresión y los niveles de densidad en cada uno.
- Identificar las técnicas de impresión y los diseños estructurales que proporcionan las mejores propiedades mecánicas y funcionales para un AFO.

III. ESTADO DEL ARTE

En esta sección, se examinan los antecedentes relevantes que han influido en el tema de estudio, así como la problemática identificada que motiva la presente investigación.

3.1. ANTECEDENTES

Las ortesis de tobillo-pie denominadas AFO, son diagnosticados en su generalidad debido a diferentes causas desde accidentes cerebrovasculares o daños en el sistema nervioso central o periférico como ser síndromes congénitos como espina bífida, ictus, parálisis cerebral, etc., donde estas causas terminan afectando el sistema músculo esquelético, y los pacientes por tanto sufren de debilidad en los musculo plantares/dorsiflexión del tobillo. (Caravaggi et al., 2022)

El método tradicional para la fabricación de este tipo de ortesis involucra polímeros como el polipropileno o polietileno. A través de modelo desarrollados con pastas como el yeso, se toman los datos antropométricos del paciente para personalizar el dispositivo, y a través de vaciado, y altas temperaturas se termina de moldear las láminas de polímero polipropileno (PP) o polietileno (PE), hasta obtener un resultado final. (Surmen & Arslan, 2021)

La impresión 3D en el diseño de ortesis ha sido un interesante campo de investigación en los últimos años, en esta área se ha buscado la creación o adaptación de materiales aditivos para la fabricación de ortesis y prótesis que cumplan con las condiciones clínicas y con las propiedades mecánicas, y funcionales que son las principales al seleccionar un material para el desarrollo de un modelo que cumpla con la naturaleza de las ortesis.

El diseño desarrollado específicamente para cada paciente según sea su condición, así también se determinan ciertas condiciones según el tipo de ortesis que está siendo fabricada ya que estas tienen diferentes tipos como ser las del miembro inferior, en la cual se basa este estudio específicamente, en las de tobillo-pie (AFO, por sus siglas en ingles).

Brognara et al., (2022) en su estudio sobre la viabilidad en la personalización de ortesis de pie, reúne aspectos desde la adquisición de información del paciente , la creación de un flujo de trabajo genérico de manera que no involucre conocimiento profundo en la manipulación de diseño mediante un CAD (Computer Aided Design) amigable, y la comparación de diferentes

materiales de impresión, para reproducir los comportamientos de las propiedades mecánicas de estos materiales estándares o los categorizados con mayor uso dentro de la técnica de impresión FFF (Fused Filament Fabrication).

En la comparación de materiales, siendo analizadas láminas de policarbonato, cortadas y moldeadas a mano, se comparan con cuatro grupos de muestras impresas en 3D: poli(etilenoglicol) (PETG), poli(acrilonitrilo-butadieno-estireno) (ABS), policarbonato (PC) y poli(ácido láctico) (PLA), en la cual concluyeron que en términos de propiedades mecánicas, la elección de los materiales poliméricos afecta en gran medida al proceso de fabricación, por lo que este aspecto debe ser evaluado cuidadosamente por el médico.

En otro estudio de, Bohinc et al., (2021) se comparan seis diferentes materiales de I-3D poliméricos, que son utilizados comúnmente en las ortesis y prótesis, siendo cuatro de los mismos poliméricos de células cerradas los cuales eran de espuma, mientras que dos materiales poliméricos eran sólidos. En sus mediciones de diferentes propiedades encontraron que los materiales poliméricos espumados tienen mayor rugosidad, mayor hidrofobicidad, menor módulo de Young, menor resistencia máxima a la tracción y menor dureza que los materiales sólidos. Las mediciones de las pruebas de adhesión bacteriana basadas en la observación mediante microscopía electrónica de barrido muestran un grado de adhesión mucho menor de *S. aureus* sobre materiales sólidos que sobre materiales espumosos.

Caravaggi et al., (2022) desarrollan un estudio que involucra tres fases importantes siendo el escaneo de pierna y pie, el diseño en 3D y la impresión 3D mediante la técnica de SLS (Selective Laser Sintering), utilizando como muestra una AFO dinámica pasiva para un paciente de 67 años, donde para el escaneo de la aparte anatómica, utilizan una placa de vidrio de 15 mm de espesor y se gira manualmente un sensor de profundidad a 360 grados para obtener una representación 3D completa de la superficie plantar del pie en carga.

Caravaggi et al., (2022) también obtienen un escaneo de la pierna en la misma postura de carga de peso moviendo el sensor alrededor del sujeto. En cuanto a los materiales, utilizaron un polvo a base de poliamida reforzada con fibra de vidrio. Se trata de un material muy elástico y flexible, según los autores no había sido utilizado previamente en aplicaciones médicas. No

obstante, obtuvieron resultados positivos en cuanto a las propiedades mecánicas y funcionales de dicho material a través de una máquina de prueba axial/torsional, como también en parámetros espaciotemporales, comparando con una ortesis genérica, dichos parámetros.

Caravaggi et al., (2022) resaltan que el aspecto estético de las ortesis es un factor importante, donde el diseño que ellos desarrollaron comprime tres aspectos, como ser placa para el pie con soporte para el arco que coincide con la superficie plantar del pie que soporta peso del sujeto, soporte para la pantorrilla con forma alrededor de la pierna y un orificio posterior para permitir una fácil colocación y mejorar la comodidad en el calcáneo. Finalmente, el diseño de AFO pretendía ser muy simple, para minimizar el peso y mejorar la portabilidad de cualquier zapato y ropa.

Asimismo, cabe resaltar que en la revisión de literatura Mirzaali et al., (2022) se recopilan las capacidades, limitaciones, ventajas y desventajas de las técnicas de impresión y de los materiales que en estas mismas han sido utilizados en la industria de dispositivos médicos o ingeniería de materiales resaltando el uso de polímeros sintéticos como PLA y el uso de biomateriales cerámicos con las técnicas de impresión más apropiadas para los mismos, haciendo énfasis en los cerámicos debido a un bajo coeficiente de tenacidad, estos se combinan con metales y polímeros, a través de técnicas de impresión como Selective Laser Sintering (SLS) o SLA (Stereolithography).

Ho et al., (2022) desarrollan un análisis comparativo sobre los efectos biomecánicos en ortesis de pie (FO) fabricadas en impresión 3D en contraste con el método de fabricación tradicional, enfocando las pruebas de uso para individuos con facioplastia plantar unilateral y pie plano, en la cual para validar el funcionamiento mecánico en foot orthoses (FO) impresa en 3D desarrollaron pruebas cinemáticas y cinéticas con mapeo estadísticos y parametrización, concluyendo que las ortesis impresas en 3D obtuvieron resultados positivamente significativos en comparación a FO tradicionalmente fabricadas en cuanto a las variables para el costo energético en marcha como ser la altura del arco de impresión, momento y potencia del tobillo.

Otra revisión de literatura encontrada para la relevancia del estudio es Silva et al., (2022) quienes enfocaron el estudio en impresión 3D para la fabricación de AFOs personalizadas, donde

identifican que la mayoría de los estudios encontrados utilizaron técnicas de impresión como FDM (Fused Deposition Modeling) y SLS. Entre los materiales utilizados en FDM, el PLA es el menor con resistencia mecánica en AFO, mientras que sobresalió el AFO realizada con ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) con capacidad de soportar hasta 10 toneladas de carga y una mayor resistencia mecánica en ejecución de deportes, y desgaste en tiempo.

Silva et al., (2022) concluyeron en su estudio que las ortesis desarrolladas con el método de SLS, aunque abarcaban una mayor cantidad de materiales, tenían desventajas significativas como costos, los materiales y maquinaria eran grandes y de altos precios como también que en su mayoría de estudios no aprobaron la prueba de 6 semanas en uso exhaustivo, por lo que, aunque los diseños reunían los requisitos clínicos la resistencia mecánica era lejos de ser ideal.

Wang et al., (2020) recopilan en su estudio sobre la Impresión 3D en la fabricación de ortesis, además de sintetizar sobre el análisis de elementos finitos permite un nuevo enfoque sustentado en el cual propone un flujo genérico de trabajo para la fabricación de ortesis personalizadas, validando que entre la literatura analizada.

Destacan la técnica de impresión FMD, en la que otros estudios expuestos también resaltan su factibilidad costo efectiva, donde el análisis de elementos finitos aborda un papel crucial en el diseño optimo ya que las pruebas mecánicas que involucra un CAD hacen la predicción de comportamientos a diferentes cargas (fuerzas externas) y temperaturas y permite encontrar un material con propiedades como ser rigidez adecuada ya que el enfoque de optimización topológica es crucial para comprender un diseño final de acuerdo con la necesidades clínicas, ya que este resulta ser uno de los mayores desafíos en la creación de ortesis de I-3D.

El enfoque de análisis de elementos finitos para ortesis desde la perspectiva de la optimización topológica utilizando el análisis computacional es también validado por Totah et al., (2017) quienes desarrollan una comparativa a través de un modelo multiobjetivo que permite seleccionar el proceso apropiado y características de material en I-3D para el desarrollo de AFO, utilizando el análisis de elementos finitos según los datos antropométricos que se obtiene del

paciente ya se enfatiza en la factibilidad que la optimización en el diseño y desarrollo en el campo de fabricación de ortesis está en el análisis computacional previo.

Un estudio basado en la optimización de diseño para AFO es Surmen & Arslan, (2021) quienes desarrollan un modelo de AFO para un niño con afecciones neurológicas como parálisis cerebral y espina bífida, donde proponen 8 modelos geométricos en la línea de corte en el lado dorsal para optimizar la rigidez rotacional de la AFO, y de tal manera que la distribución de y magnitudes de las tensiones sobre la AFO sea más homogénea.

Para ello utilizan un análisis de elementos finitos para examinar el comportamiento mecánico de las ortesis bajo condiciones de carga y contorno con el software CAD de SolidWorks, no obstante, el método de fabricación de ortesis fue la de vaciado al presionar una lámina de plástico, en distintos materiales como polipropileno, o polietileno, o acrílico y nylon.

Ali et al. (2021) realizan un estudio el cual es basado en el análisis de un diseño de AFO con material de polímero reforzado con fibra de carbono y comparar sus propiedades mecánicas con otros materiales como PLA, ABS, y Nylon 101. Utilizaron un simulador CAD, en este caso ANSYS para realizar un análisis de elementos finitos, reconociendo a la técnica de impresión 3D FDM como la más viables entre las utilizadas con mayor frecuencia (SLA y SLS) en el campo de I-3D.

Además, Ali et al. (2021) realizan una investigación que resalta las técnicas de impresión y materias propias para el desarrollo de AFOs. Obtuvieron resultados innovadores considerando que en un análisis modificaron el diseño de AFO articulada combinado PLA con Nylon 12, PLA con fibra de carbono, y comparando con el diseño de AFO no articulada, o sea sin línea de recorte para rigidez mecánica en el rango de movimiento del tobillo.

En cuanto a enfoques de investigación de AFO en diseño Surmen et al., (2018) también desarrollan un prototipo para el cual analizaron desde a línea de recorte, aplicada en tres niveles: moderado, conservador y agresivo. Estos recortes se aplicaron en las líneas de cortes en los lados laterales y mediales del dispositivo, además que contribuye la influencia de la geometría de estos cortes en la rigidez mecánica, la cual según el análisis es determinado de acuerdo con las necesidades biomecánicas específicas de los pacientes.

Rodriguez Hernandez et al., (2023) desarrollan un prototipo de AFO para pacientes con síndrome de la neurona motora superior los cuales son diagnosticados por ejemplo en pacientes que han sobrevivido a accidentes cardiovasculares, pacientes con parálisis cerebral, esclerosis múltiple o lesión de medula espinal, ya que sufren de paresia espástica o pie equino/equino varó. Se identifica que un punto deficiente en las AFO prescritas a estos pacientes es la adaptación del rango de movimiento de tobillo y no inferir en la dorsiflexión activa por corregir la torsión de flexión plantar interna, realizando un diseño, considerando en la parte de la articulación del tobillo, un mecanismo de rigidez negativa que involucran resortes y bisagras para así aumentar el rango de movimiento del tobillo y mejorar la marcha de estos pacientes.

Ramezani et al., (2022) proponen un algoritmo de optimización para cuantificar la rigidez en una AFO a través de la captura de movimiento, ya que uno de los parámetros de mayor relevancia en el desarrollo de una AFO es la rigidez mecánica, que esta se adecue según las necesidades clínicas del paciente para ejercer un movimiento biomecánico óptimo, por ende, se resalta también el ajuste de la rigidez en la dorsiflexión del rango de movimiento del tobillo, ya que indican que incide en el costo energético al caminar.

Se propone en el estudio un método denominado Ankle Assisted Device Stiffness (ADDs) para ejecutar mediciones para pruebas de rigidez con sistemas de captura de movimiento, mediante un software de libre acceso, llamado OpenSim, desarrollando un algoritmo de optimización estática. El diseño también fue analizado con el software CAD 3D e impreso en una impresora FDM, en la cual utilizaron PLA, obteniendo resultados confiables y validados.

Anteriormente se plantea la situación en cuanto a la fabricación de ortesis a un nivel global, no obstante, a nivel regional en Latinoamérica se han realizado avances, que una vez más presentan de manera clara el proceso de fabricación a través del método convencional.

Torres (2013), en su estudio menciona el uso del compuesto de resina epóxica reforzado con fibra de carbono de 190 g/m^2 , seguidamente el compuesto de resina viniléster con fibra de carbono 190 g/m^2 determinando así que el último de estos es el más adecuado para ser utilizado en la construcción de prótesis y ortesis por su excelente relación costo/beneficio. Dando así partida a la búsqueda de materiales más adecuados para la personalización de características del

dispositivo, garantizado la efectividad de estas a pesar de contar con ciertas limitaciones por el entorno en el cual estas se desarrollan, como ser las diferentes políticas y estrategias de desarrollo que se plantean en el sector, así también instan en la generación de ideas innovadoras para la creación de nuevos dispositivos (Cornejo et al., 2019).

Torres (2013), también menciona el uso de la norma ASTM D 3039 (*ASTM D3039/D3039M-17 - Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials*, s. f.) describe que el fin es de determinar las características de los compuestos utilizados en el diseño de prótesis y ortesis, en comparación a los parámetros como la resistencia máxima a tracción el cual fue elegido por los mismos en ese estudio. Esto presenta un posible punto de partida para poder realizar las respectivas pruebas, según la información recopilada, especificaciones para los materiales, desarrollo e investigación orientada a la mejora de los dispositivos y la garantía de calidad de estos.

A nivel nacional se presenta de manera notable el centro de rehabilitación Teletón, el cual tiene su sección de Laboratorio de Ortesis y Prótesis, en el cual a través del método convencional de realización de ortesis realizan la fabricación de éstas. Según (Teletón Honduras, s. f.), menciona que los materiales que utilizan son de la mejor calidad para responder a las necesidades de cada paciente que se recibe en el centro. Buscan conseguir la autonomía y la inclusión en la vida cotidiana de los pacientes y su integración en la vida laboral.

Este centro de rehabilitación según Mercado (2019), desde el 2001, se han entregado más de 5,000 ortesis a personas de todo el país. Generando un impacto en la calidad de vida de los pacientes a nivel nacional independientemente de las afecciones que presenten estos. Es por lo que se recalca la necesidad de generar dispositivos de rehabilitación, y para este caso la producción de ortesis y la búsqueda de materiales adecuados para cumplir con las características más importantes de los dispositivos, como la resistencia mecánica entre otras.

3.2. PROBLEMÁTICA

Las ortesis de tobillo-pie denominadas AFO, son diagnosticados en su generalidad debido a diferentes causas desde accidentes cerebrovasculares o daños en el sistema nervioso central o periférico como ser síndromes congénitos como espina bífida, ictus, parálisis cerebral, etc., donde estas terminan afectando el sistema músculo esquelético, y los pacientes por tanto sufren de debilidad en los músculos plantares/dorsiflexión del tobillo (Caravaggi et al., 2022).

El método tradicional para la fabricación de este tipo de ortesis personalizadas involucra polímeros como el polipropileno o polietileno, donde a través de moldes desarrollados con pastas como el yeso, se toman los datos antropométricos del paciente para personalizar el dispositivo, y a través de procesos como vaciado, pulido, y el uso de altas temperaturas se termina de moldear las láminas de polímero PP o PE, hasta obtener un resultado final de ajuste de ortesis con las medidas personalizadas (Surmen et al., 2018).

El método descrito anteriormente es implementado en el Centro de Rehabilitación Teletón para la fabricación de ortesis y prótesis, sin embargo, este método posee desventajas como ser el tiempo y costo de fabricación, además de desperdicio de material, y lo poco ambientalmente sustentable que resulta.

En contraste, la impresión 3D en el diseño de ortesis ha sido un campo de investigación que en los últimos años, ha buscado la creación o adaptación de materiales aditivos para la creación de ortesis y prótesis que cumplan con las condiciones clínicas como ser propiedades mecánicas y funcionales, las cuales son las principales al seleccionar un material para el desarrollo de un modelo que cumpla con la naturaleza de las ortesis, donde estas tienen diferentes tipos como ser de miembros inferiores en la cual se basa este estudio específicamente, en las de tobillo-pie (AFO), por eso mismo, es que cada una de ellas va personalizada según el área a tratar y los datos antropométricos del paciente el cual recibe el tratamiento.

No obstante, el desarrollo de ortesis AFO personalizadas a través de impresiones 3D se encuentra en un estado exploratorio, para lo cual se analizan diferentes materiales y técnicas de impresión para buscar optimización en diseño y en propiedades tanto mecánicas como funcionales. A pesar de lo interesante y factibles que pueden ser las ortesis fabricadas por este

método, aún no se ha llegado a aplicar de manera masiva o a nivel industrial la práctica de ortesis, ya sean AFOs o sus otras variantes, con tecnologías de I-3D (Silva et al., 2022).

Ya que si se aborda a nivel industrial, si existe la prescripción de AFOs fabricadas de manera genérica, incluso con materiales de tecnologías de impresión 3D, las cuales poseen desventajas como la poca adaptación que tienen sobre el paciente, lo que involucra en su uso un mayor consumo energético en la marcha y poca comodidad, por lo cual la importancia de la personalización de AFO es relevante para obtener un dispositivo que se acople a los requerimientos clínicos del paciente en su totalidad, resaltando así que uno de los parámetros para llegar a una AFO optima, es que según la gravedad de los casos se ajusta la rigidez mecánica de la misma para poder obtener resultados que agilicen el tratamiento y mejoren la calidad de vida de los pacientes (Ramezani et al., 2022).

3.3. IMAGEN INTEGRADORA

Prescripción de AFO

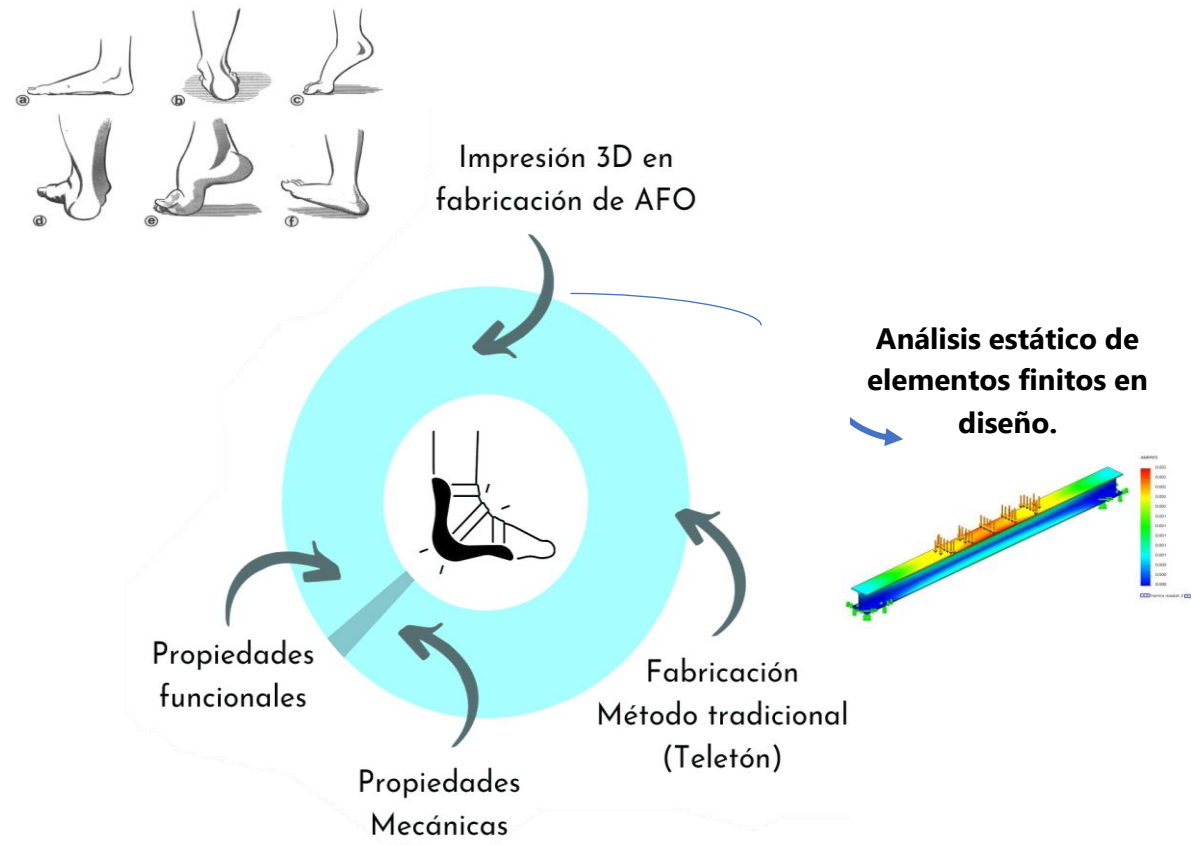


Ilustración 1 Imagen Integradora.

Fuente: Autoría Propia

3.4. TABLA DE LIMITACIONES

Entre las distintas limitaciones en las que convergen diferentes investigaciones recopiladas en cuanto a la problemática de la fabricación de ortesis a través de impresión 3D o también en referencia de términos como “Additive Manufacturing” se encuentran que los estudios

Tabla 1 Limitaciones de los autores | Sección 1

Limitación	Descripción	Fuente
Ajuste de Rigidez mecánica	<p>El ajuste de rigidez mecánica al momento de personalizar una AFO, y realizarlo de manera cuantitativa es un desafío en el cual describen que se realiza de manera subjetiva por el ortopedista, por tanto, desarrollar algoritmos y métodos científicos para ajustar este parámetro es una limitación ya que algunas veces se requieren de equipos especializados como ser transductores capaces de medir el movimiento o fuerza. Varios autores coinciden en que el ajuste de la rigidez en el rango de movimiento del tobillo en AFO es un punto crítico y que muchas veces limita la eficacia de los diseños propuestos.</p>	<p>(Silva et al., 2022), (Ramezani et al., 2022), (Surmen et al., 2018)</p>
Diseño estándar de fabricación con tecnologías de fabricación aditiva (Impresión 3D)	<p>Ausencia dentro las publicaciones enfocadas a la fabricación de ortesis y prótesis con tecnologías de impresión 3D, como la falta de un marco sistemático de tecnologías integrada o también descrito como un diseño de flujo de trabajo estandarizado, ya que esto permite como en el método tradicional desarrollar pasos específicos que aseguren la calidad en la fabricación de ortesis.</p>	<p>(Mendoza-DeCal et al., 2023), (Wang et al., 2020),</p>

Tabla 2 Limitaciones de los autores | Sección 2

Limitación	Descripción	Fuente
Pruebas mecánicas de validación	Variables incidentes en la búsqueda de un material óptimo para una ortesis de tobillo y pie es que cumplan con los requerimientos en cuanto a propiedades mecánicas y funcionales, como ser rigidez, temperatura, elongación, deformación, para lo cual en algunas publicaciones no se consideran en la pruebas presentar dentro la caracterización de todas estas pruebas, muchas veces por falta de conocimiento en análisis computacional o implementación de sensores inerciales si son pruebas físicamente desarrolladas. Por tanto, algunos no reúnen todas las pruebas necesarias o los resultados óptimos para ser productos comercialmente factibles, lo que restringe su implementación en muchos centros dedicados a la creación de ortesis y prótesis.	(Mirzaali et al., 2022), (Silva et al., 2022), (Zevallos Herencia et al., 2022), (Bohinc et al., 2021)
Participantes en pruebas de uso.	Falta de participantes (ej. pacientes pediátricos) en los periodos de pruebas dentro de algunas publicaciones relevantes en su seguimiento para la validación de la efectividad de uso en los dispositivos ortopédicos, debido a que ello infringe en su variable de durabilidad, lo cual es importante para llegar a la producción industrial de AFO personalizadas con I3D.	(Silva et al., 2022), (Ho et al., 2022)

IV. METODOLOGÍA

En este capítulo, se detallará el enfoque utilizado, las variables de investigación consideradas, así como las técnicas e instrumentos aplicados para recolectar y analizar los datos. Además, se describirán los materiales empleados en el estudio, los procedimientos de validación empleados para asegurar la calidad y confiabilidad de los resultados obtenidos. Finalmente, se presentará un cronograma detallado que organiza las actividades de investigación a lo largo del tiempo, proporcionando una visión clara del proceso metodológico.

4.1. ENFOQUE

La investigación aborda un enfoque cuantitativo, considerando que se centra en el análisis computacional pretende evaluar las técnicas de impresión y los diseños estructurales que optimizan las propiedades mecánicas de dispositivos ortopédicos como lo son las ortesis de tobillo-pie (AFO).

El estudio es de tipo experimental y descriptivo debido a que resulta relevante conocer las condiciones que afectan las propiedades mecánicas y funcionales para realizar un prototipo de ortesis de tobillo-pie óptimo que reúna condiciones clínicas necesarias tanto como funcionales y mecánicas a través de materiales y técnicas de impresión 3D a través del análisis de elementos finitos.

4.2. VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

Tabla 3 Variables de Investigación | Sección 1

Objetivo General	Variable dependiente	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores
Realizar un análisis de elementos finitos en piezas AFO impresas en 3D para identificar las técnicas de impresión y los diseños estructurales que optimizan las propiedades mecánicas de estos dispositivos	Propiedades mecánicas de la ortesis	A partir del análisis de elementos finitos se determinarán las propiedades óptimas para comparar los resultados obtenidos como ser Esfuerzo de Von Mises, desplazamientos y distribución de fuerza.	Max deformación total, Máximo estrés equivalente, Coeficiente de Deformación.	Viabilidad en resultados.
Objetivos Específicos	Variable Independiente	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores
Seleccionar diferentes técnicas de impresión 3D y materiales para la fabricación de piezas AFO.	Propiedades de los materiales y la técnica de impresión	La selección del tipo de material influye en las propiedades mecánicas y en la capacidad de la órtesis para soportar cargas entre 260 N- 800 N y las deformaciones resultantes por dicha carga. Polipropileno, PLA, ABS y Nylon 101	Módulo de elasticidad 1000-3000 MPa, fuerza de tensión 20-90 MPa, tenacidad 10-50 kJ/m ² , alargamiento a la rotura >5%, temperatura de ablandamiento Vicat >55°C, Dureza (escala Shore) >60.	Resultados en rangos razonables

Tabla 4 Variables de Investigación | Sección 2

Objetivos Específicos	Variable Independiente	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores
Utilizar un simulador CAD para realizar análisis estáticos y de elementos finitos en los modelos de AFO.	Parámetros mallado análisis de elementos finitos	La calidad de mallado es una etapa fundamental para la precisión y objetividad de los resultados obtenidos en un análisis de elementos finitos.	Tamaño del elemento, tipo de elemento (tetraédricos, hexaédricos), Refinamiento de malla para zonas con comportamiento no lineal. Grados de libertad por nodo (≤ 3)	Precisión de resultados.
Diseñar una serie de modelos de AFO con variaciones en la densidad y la estructura.	Densidad de ortesis	La densidad de impresión influye en la resistencia de la ortesis. Niveles más altos de densidad suelen resultar en órtesis más sólidas, pero también aumentar el peso.	Densidad media entre un 50%, 70% y 80% es la recomendada para no superar la rigidez necesaria en una AFO.	Rigidez mecánica

Fuente: Autoría Propia

4.3. TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS

4.3.1. SOLIDWORKS

El software SolidWorks es un programa CAD (Computer Aided Design) que permite el diseño, modelado, simulación, análisis de elementos finitos y entre otros estudios para las piezas desarrolladas en 3D. Este programa es utilizado en todo tipo de industrias como ser la automotriz, la manufactura de equipos y más áreas que requieren el uso de la visualización 3D para cualquiera de sus propósitos y usos. Es fundamental como herramienta ya que en él se realiza el FEA (Finite Element Analysis), el modelado de la pieza AFO, la cual se encuentra en el centro de rehabilitación, permite la variabilidad de materiales para el análisis respectivo del modelo con cada una de ellas y demás opciones que contribuyen al desarrollo de este proyecto.

4.4. MATERIALES

Para este estudio la selección de materiales es uno de los pasos más cruciales para cumplir con el objetivo de este, a continuación, se enlista los materiales elegidos que se utilizaran en el análisis y comparación del estudio.

4.4.1. PLA

El PLA (Polylactic Acid) es uno de los materiales que puede ser producido con recursos renovables. Tiene características que le permiten ser biocompatible, biodegradable y bioreabsorbible, esto lo hace un buen candidato a ser utilizado en la producción de un gran ámbito de aplicaciones biomédicas como la producción de ortesis. A continuación, se presenta la tabla con las propiedades mecánicas que la definen.

Tabla 5 Propiedades Mecánicas PLA

Nombre	PLA
Tipo de Modelo	Isotrópico Elástico Lineal
Criterio de Falla Predeterminado	Tensión Máxima de Von Mises
Resistencia a la Ceder	2.6082e+07 N/m ²
Resistencia a la Tracción	3e+07 N/m ²

Módulo de Elasticidad	1.38e+10 N/m ²
Relación de Poisson	0.36
Densidad de Masa	1,240 kg/m ³
Módulo de Corte	3.189e+08 N/m ²

Fuente: Autoría Propia

4.4.2. ABS

El ABS (Acrylonitrile Butadiene Styrene) es un polímero termoplástico que se caracteriza por su resistencia, durabilidad y versatilidad. Está compuesto por tres monómeros: acrilonitrilo, butadieno y estireno, lo que le confiere una combinación única de propiedades mecánicas y térmicas. El ABS es ampliamente utilizado en la impresión 3D debido a su capacidad de ser fundido y moldeado repetidamente a temperaturas moderadas, lo que lo hace adecuado para la creación de objetos en 3D.

Tabla 6 Propiedades Mecánicas ABS

Nombre	ABS
Tipo de Modelo	Isotrópico Elástico Lineal
Resistencia a la Tracción	3e+07 N/m ²
Módulo de Elasticidad	2e+09 N/m ²
Relación de Poisson	0.394
Densidad de Masa	1,020 kg/m ³
Módulo de Corte	3.189e+08 N/m ²

4.4.3. NYLON 101

Nylon 101: El Nylon 101 es un polímero termoplástico perteneciente a la familia de los nylons o poliamidas. Se caracteriza por su excelente resistencia mecánica, tenacidad y resistencia química. Es conocido por su capacidad para absorber humedad, lo que puede influir en sus propiedades físicas. El Nylon 101 es utilizado en la

impresión 3D como filamento, especialmente en tecnologías como la Fused Deposition Modeling (FDM) debido a su capacidad de fundición y extrusión a temperaturas moderadas.

Tabla 7 Propiedades Mecánicas Nylon 101

Nombre	Nylon 101
Tipo de Modelo	Isotrópico Elástico Lineal
Criterio de Falla Predeterminado	Tensión Máxima de Von Mises
Resistencia a la Ceder	6e+07 N/m ²
Resistencia a la Tracción	7.92897e+07 N/m ²
Módulo de Elasticidad	1e+09 N/m ²
Relación de Poisson	0.3
Densidad de Masa	1,150 kg/m ³
Coficiente de Expansión Térmica	1e-06 /Kelvin

Fuente: Autoría Propia

4.4.4. POLIPROPILENO

El polipropileno es un termoplástico versátil ampliamente utilizado en diversas aplicaciones debido a su combinación de propiedades. Es conocido por su ligereza, resistencia química y durabilidad. Este es ampliamente utilizado en la fabricación de envases, textiles, componentes automotrices, muebles y una amplia variedad de productos. Tiene la capacidad de moldearse con calor lo que lo hace útil en procesos de termoformado y extrusión. Es un material económico y de fácil disponibilidad en muchas industrias y lugares.

Tabla 8 Propiedades Mecánicas Polipropileno

Nombre	Polipropileno
Tipo de Modelo	Isotrópico Elástico Lineal
Criterio de Falla Predeterminado	Tensión Máxima de Von Mises
Resistencia a la Ceder	4.5e+07 N/m ²
Resistencia a la Tracción	4e+07 N/m ²

Módulo de Elasticidad	1.7e+09 N/m ²
Relación de Poisson	0.42
Densidad de Masa	900 kg/m ³
Módulo de Corte	3.189e+08 N/m ²

Fuente: Autoría Propia

4.5. METODOLOGÍA DE ESTUDIO

El estudio primeramente realiza en una búsqueda exhaustiva de literatura para identificar técnicas de impresión 3D y los materiales utilizados para la fabricación de ortesis tobillo-pie (AFO), entre las cuales de acuerdo con los recursos disponibles se analizaron cuatro diferentes materiales, siendo ABS, PLA, Nylon 101 y Polipropileno.

Para el análisis de elementos finitos y desarrollo del diseño propuesto para el estudio fue desarrollado con el Simulador CAD (SolidWorks 2023), se buscó crear una geometría adecuada en la pieza, ya que el requerimiento de mallado tiene implicación importante en el análisis que se obtiene, y así se genere una malla de buena calidad. El análisis de elementos finitos se hará desde un enfoque estático, lo cual resultó en obtener esfuerzos como ser la elongación del material al ser sometidos a cargas externas, un comportamiento lineal en la elongación del material previo a su deformación, para realizarlo el CAD utiliza modelos matemáticos, así también determinar el módulo de Young, y también el de estrés, denominado como esfuerzo Von Mises, así como desplazamientos sometidos a varios tipos de fuerzas.

Entre las pruebas a realizar con el software de SolidWorks, se obtendrá datos numéricos para evaluar cómo responde la ortesis a las condiciones de carga, teniendo en cuenta deformaciones, tensiones y factores de seguridad. Si es necesario, se realizan análisis de fatiga para garantizar la durabilidad de la ortesis en ciclos de carga. Los resultados del análisis FEA se utilizan para optimizar el diseño, ajustando la geometría y la estructura de soporte según sea necesario para la posterior impresión 3D. Se planteó inicialmente previo a la impresión con PLA y ABS una densidad de 50-80% con la técnica de impresión FDM debido a que se considera un infill denso y es apropiado para

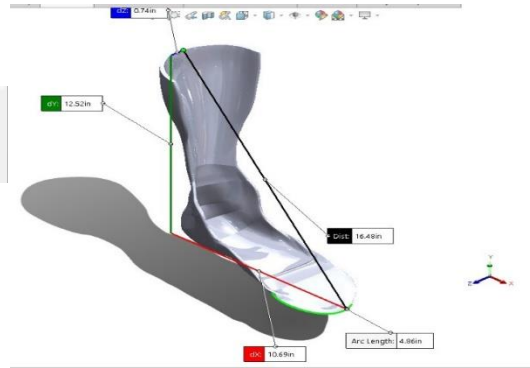
aplicaciones que requieren una mayor resistencia y durabilidad ya que de tal manera la AFO es capaz de soportar una carga significativa. De hecho con PLA los parámetros de impresión de acuerdo con Ramezani et al.,(2022) en el estudio del prototipo que desarrollaron los parámetros adecuados en su caso fueron 3.5mm de grosor con 70% de infill,.

Brognara et al., (2022) en el estudio para desarrollo de ortesis con distintos materiales incluyeron PLA y ABS en el análisis, para lo cual utilizaron de manera funcional un grosor de 3mm y un infill de 50%. Para polipropileno Surmen et al., (2018) recomiendan de acuerdo a su estudio de desarrollo de AFO a partir de polipropileno un grosor de 3 mm. Totah et al., (2017) en su algoritmo cálculo que el grosor ideal de impresión de PP con FDM es de 0.11-0.19 pulgadas.

Para el modelo con Nylon 101 se utiliza la técnica de impresión SLS, para la cual la densidad no consiste en porcentajes, sino que depende de la energía del láser la cual será planteada a un nivel de potencia de energía medio y alto. Caravaggi et al., (2022) encontraron funcional establecer los parámetros de impresión con la sinterización del láser para formar una capa compacta de material de 0,1 mm. El proceso se lleva a cabo en una cámara llena de nitrógeno para evitar la oxidación (concentración de oxígeno < 1%).

En el desarrollo de este estudio no se implementó de manera completa lo que es la adquisición de los datos antropométricos para la personalización del dispositivo, sino que se utilizó un modelo genérico proveído en el software MediAce3D. A continuación de muestra el acotamiento del modelo utilizado en la Ilustración 2.

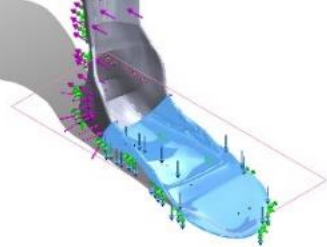
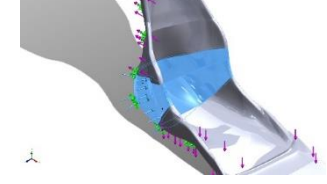
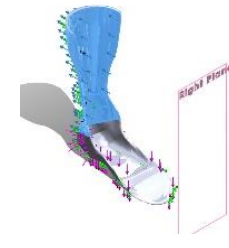
Distance: 16.48 in
 Delta X: 10.69 in
 Delta Y: 12.52 in
 Delta Z: 0.74 in



Fuente: Autoría Propia

Ilustración 2 Dimensiones modelo AFO.

Tabla 9 Descripción de fuerzas aplicadas en simulación.

Carga	Imagen de carga	Detalles de Carga	
Fuerza 1		Entidades:	8 caras, 1 plano
		Referencia:	Plano Superior
		Tipo:	Fuerza Externa
		Valor:	490 N
		Unidades:	N.m
Fuerza 2		Entidades:	4 caras
		Tipo:	Fuerza externa
		Unidades:	5 N
Fuerza 3		Entidades:	6 caras 1 plano
		Referencia:	Plano alzado
		Tipo:	Fuerza externa
		Valor:	-3 N
		Unidades:	N.m

Fuente: Autoría Propia

La tabla 9, recopila las fuerzas aplicadas en el modelo para su simulación. Las fuerzas aplicadas en diferentes regiones del modelo de ortesis representan situaciones específicas relacionadas con las cargas biomecánicas y las necesidades de soporte en esas áreas particulares del cuerpo. Considerando que un diseño efectivo de la ortesis tendría en cuenta estas fuerzas y buscaría proporcionar el soporte adecuado para mejorar la funcionalidad y comodidad del usuario. El análisis numérico se realizó utilizando el Sistema de Análisis Estructural Estático donde los valores de fuerza aplicada son 3 N en la dirección X, 5 N en la dirección Y negativa y 490 N en la dirección X y en la dirección Z negativa. La Tabla 1 muestra las regiones donde se aplicaron las fuerzas y también el soporte fijo.

Las dimensiones de fuerza describen el momento de contacto total en el ciclo de la marcha cuando la suela toca completamente el suelo. (Ali et al., 2021)

Tabla 10 Información de malla de AEF

Tipo de malla	Solid Mesh
Mallado utilizado	Blended curvature-based mesh
Puntos jacobianos para calidad de malla	16 Points
Tamaño de elemento máximo	15.3408 mm
Tamaño de elemento mínimo	0.767039 mm
Calidad de malla	High
Total de nodos	69308
Total de elementos	38595
Máximo ratio de aspecto	51.757
% de elementos con ratio de aspecto < 3	95.5
Porcentaje de elementos con ratio de aspecto > 10	0.124
Porcentaje de elementos distorsionados	0
Tiempo de completación de malla (hh:mm:ss):	00:00:23

Fuente: Autoría Propia

Las características del mallado, entre las cuales resaltan el tamaño de los elementos finitos, la ratio de puntos jacobianos que garantizan la calidad del mallado, puesto que, al buscar la máxima exactitud numérica en una estructura de malla sólida, se opta por utilizar elementos tetraédricos que sean perfectamente uniformes, con aristas de longitud idéntica. Sin embargo, al

lidar con geometrías más complejas, resulta inviable generar una malla compuesta exclusivamente por elementos tetraédricos ideal. (*Conceptos básicos del análisis - 2016 - Ayuda de SOLIDWORKS*, s. f.)

Debido a factores como aristas de pequeña longitud, geometría curva, operaciones de láminas y aristas no uniformes, algunos elementos generados pueden presentar aristas notablemente más largas que otras. Esta disparidad en las longitudes de las aristas conduce a resultados menos precisos. Para relación de aspecto de un elemento tetraédrico perfecto se utiliza como punto de referencia para calcular las relaciones de aspecto de otros elementos. El cociente de aspecto de un elemento se define como la proporción entre la arista más extensa y la normal más corta, medida desde un vértice hasta la cara opuesta y normalizada en relación con un tetraedro ideal.

Según su definición, el cociente de aspecto de un elemento tetraédrico perfecto es 1.0. Al evaluar la relación de aspecto, se supone que las aristas son rectas y conectan los cuatro nodos de las esquinas. El software realiza este cálculo del cociente de aspecto para verificar la calidad de la malla.

Los elementos parabólicos ofrecen una representación más precisa de la geometría curva en comparación con elementos lineales de dimensiones equivalentes. Se posicionan los nodos centrales de las aristas de contorno de un elemento de acuerdo con la geometría real del modelo.

En situaciones con contornos curvos, como se observa en el diseño del modelo de ortesis propuesto la colocación de los nodos centrales en la geometría real puede resultar en la distorsión de los elementos, con aristas que se cruzan entre sí. La distorsión significativa de un elemento conduce a un cociente jacobiano negativo, lo que ocasiona la interrupción del análisis.

La evaluación del cociente jacobiano se fundamenta en la disposición de puntos dentro de cada elemento. Para lo cual el software ofrece la flexibilidad de basar la verificación jacobiana en 16 puntos gaussianos o en los propios nodos. Asimismo, incide en que considerando la naturaleza del diseño siempre, la malla adecuada es la que tiene categoría de curvatura o "Blended curvature based mesh".

4.6. METODOLOGÍA DE VALIDACIÓN

La validación de los datos obtenidos es un paso crucial en el estudio realizado para evaluar la optimalidad de una ortesis de tobillo-pie. En este contexto, el análisis de convergencia se convierte en una metodología para garantizar la precisión de los resultados en simulaciones numéricas, como es el caso del análisis de elementos finitos (FEA).

La convergencia en el análisis de elementos finitos se refiere al proceso de ajustar la malla y otros parámetros del modelo con el fin de asegurar que los resultados obtenidos sean estables y se aproximen a soluciones verdaderas. Con el objetivo de lograr este propósito, se llevan a cabo simulaciones utilizando diferentes niveles de densidad de malla, y posteriormente se comparan los resultados para determinar las diferencias y las tendencias en los parámetros de interés a medida que se refina la malla.

Durante el análisis de convergencia, se establecieron criterios de convergencia, también conocidos como umbrales, los cuales indican cuándo los resultados son considerados aceptables. Estos umbrales son basados en valores específicos de los parámetros de interés, tales como deformaciones, tensiones o desplazamientos, los cuales deben converger dentro de ciertos límites predefinidos.

La validación a través del análisis de convergencia proporciona un enfoque preciso para evaluar la sensibilidad de los resultados del análisis de elementos finitos a la densidad de la malla. Al comparar los resultados obtenidos con diferentes niveles de malla, es posible determinar cómo varían los parámetros de interés y si existe una tendencia a medida que se refina la malla. Esta información resulta fundamental para establecer la resolución de malla adecuada para una aplicación específica.

En el contexto del software CAD SolidWorks y el Análisis de Elementos Finitos, el análisis de convergencia adquiere una relevancia significativa para garantizar la efectividad de los resultados de las simulaciones y su validez. Permite establecer la confianza en la precisión del modelo y determinar la resolución óptima de la malla, lo cual resulta crucial para obtener resultados confiables y representativos del comportamiento de la ortesis bajo estudio.

4.7. CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Cronograma del proyecto

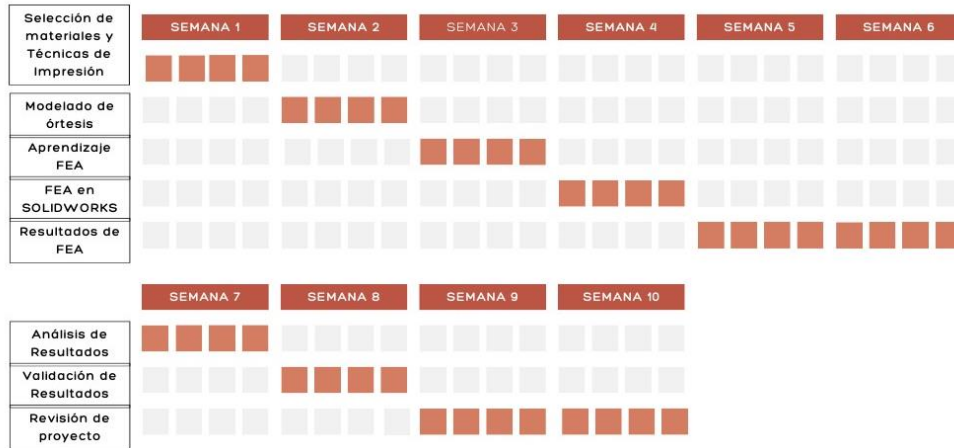


Ilustración 3 Cronograma de Actividades

Fuente: Autoría Propia

V. RESULTADOS

En esta sección se muestran los resultados correspondientes a las simulaciones en SolidWorks en Análisis de Elementos Finitos con enfoque estático de acuerdo con cambios en modelo como material, altura, y grosor.

5.1. SIMULACIÓN AFO ADULTO GROSOR 1.5 MM

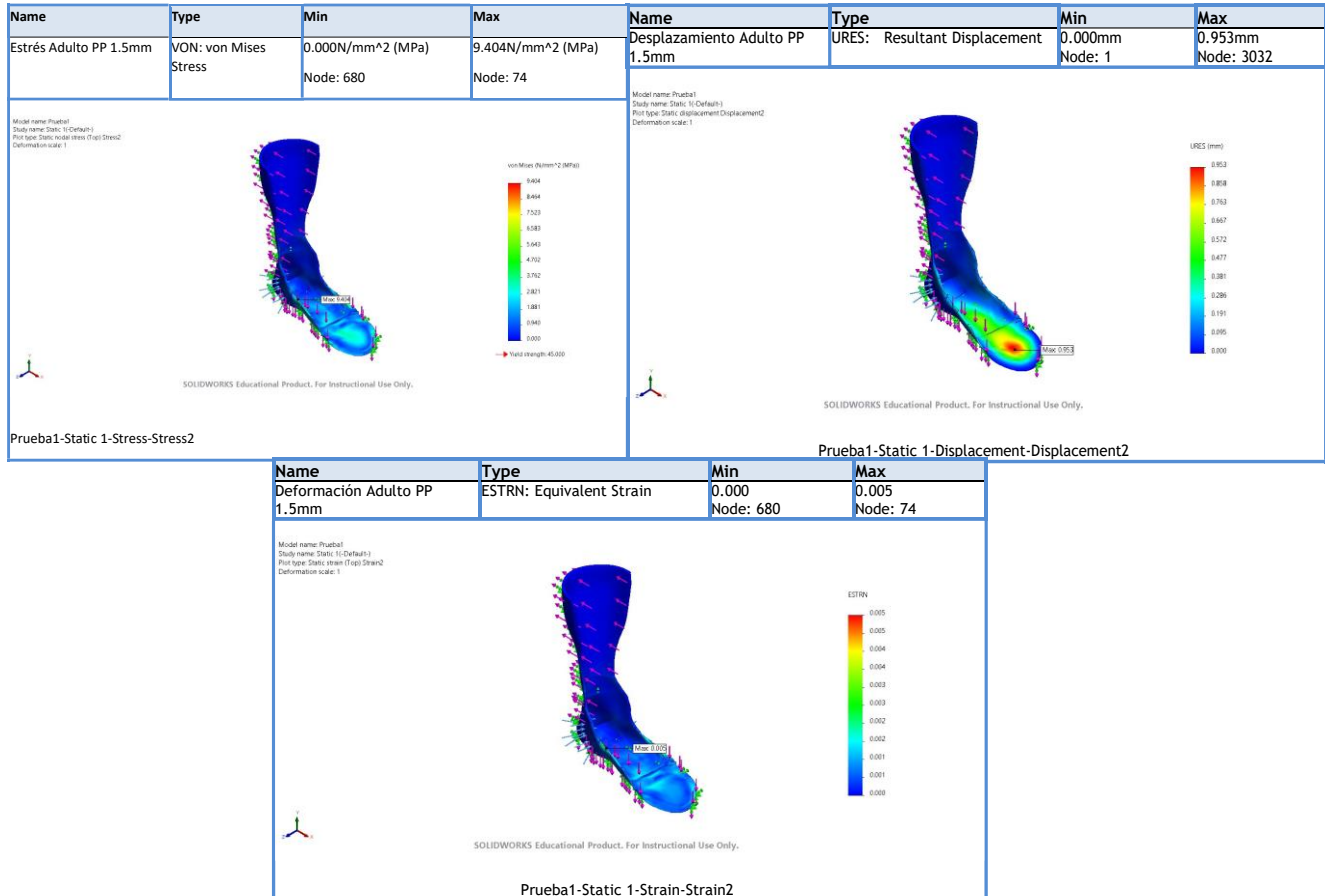


Ilustración 4 Simulación PP AFO Adulto Grosor 1.5mm

Fuente: Autoría Propia

Name	Type	Min	Max	Name	Type	Min	Max
Estres NYLON 101 Adulto 1.5 mm	VON: von Mises Stress	0.000N/mm ² (MPa) Node: 166	37,372.266N/mm ² (MPa) Node: 6197	Desplazamiento NYLON 101 Adulto 1.5 mm	URES: Resultant Displacement	0.000mm Node: 1	2.649mm Node: 25991
<p>Model name: Prueba1 Study name: Static (1) (Default) Plot type: Static model stress (Top) Stress2 Deformation scale: 1</p> <p>von Mises (N/mm²) MPa</p> <p>Max: 37,372.266</p> <p>Yield strength: 60,000</p> <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Stress-Stress2</p>				<p>Model name: Prueba1 Study name: Static (1) (Default) Plot type: Static displacement (Displacement2) Deformation scale: 1</p> <p>URES (mm)</p> <p>Max: 2.649</p> <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Displacement-Displacement2</p>			

Name	Type	Min	Max
Deformacion NYLON 101 Adulto 1.5 mm	ESTRN: Equivalent Strain	0.000 Node: 166	25.896 Node: 6197
<p>Model name: Prueba1 Study name: Static (1) (Default) Plot type: Static strain (Top) Strain2 Deformation scale: 1</p> <p>ESTRN</p> <p>Max: 25.896</p> <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Strain-Strain2</p>			

Ilustración 5 Simulación AFO Adulto NYLON 101 Grosor 1.5mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 1.5 mm con el material de NYLON 101 en la Ilustración 5, demostró un estrés equivalente máximo de 37, 372.266 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 2.649 mm, y un coeficiente de deformación de 25.896.

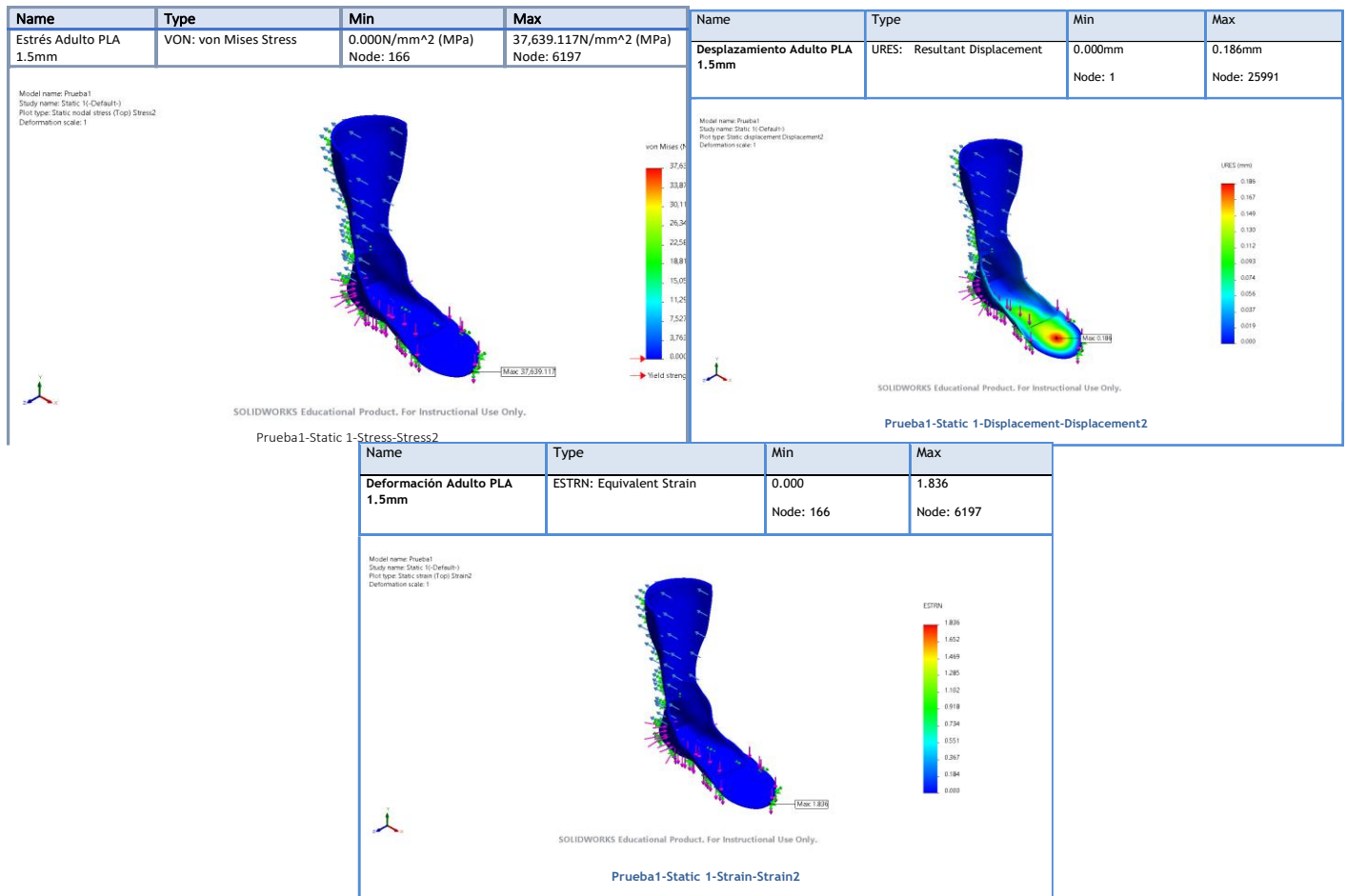


Ilustración 6 Simulación AFO Adulto PLA Grosor 1.5mm

Fuente: Autoría Propia

El análisis del estudio sobre el modelo de ortesis tobillo pie con un grosor de 1.5 mm, muestra en la respuesta de Estrés Von Mises en un nodo en región plantar de 37,639.117 N/mm²(MPa), el desplazamiento máximo es de 0.186mm en la región con colorimetría verde amarilla y roja según la escala visual, además en la deformación siendo un coeficiente de 1.836.

Name	Type	Min	Max	Name	Type	Min	Max
Estrés Adulto ABS 1.5mm	VON: von Mises Stress	0.000N/mm ² (MPa) Node: 166	2,482.210N/mm ² (MPa) Node: 5859	Desplazamiento Adulto ABS 1.5mm	URES: Resultant Displacement	0.000mm Node: 1	0.255mm Node: 5724

<p>Model name: Prueba1 Study name: Static 1 (Default) Plot type: Static result stress (Top) Stress2 Deformation scale: 1</p> <p>von Mises (N/mm², MPa)</p> <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Stress-Stress2</p>	<p>Model name: Prueba1 Study name: Static 1 (Default) Plot type: Static displacement (Displacement2) Deformation scale: 1</p> <p>URES (mm)</p> <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Displacement-Displacement2</p>
---	--

Name	Type	Min	Max
Deformación Adulto ABS 1.5mm	ESTRN: Equivalent Strain	0.000 Node: 166	0.805 Node: 5859

<p>Model name: Prueba1 Study name: Static 1 (Default) Plot type: Static strain (Top) Strain2 Deformation scale: 1</p> <p>ESTRN</p> <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Strain-Strain2</p>
--

Ilustración 7 Simulación AFO Adulto ABS Grosor 1.5mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 1.5 mm con el material de ABS en la Ilustración 7, demostró un estrés equivalente máximo de 2,482.210 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 0.255 mm, y un coeficiente de deformación de 0.805.

5.3. SIMULACIÓN MODELO AFO ADULTO CON GROSOR DE 3MM.

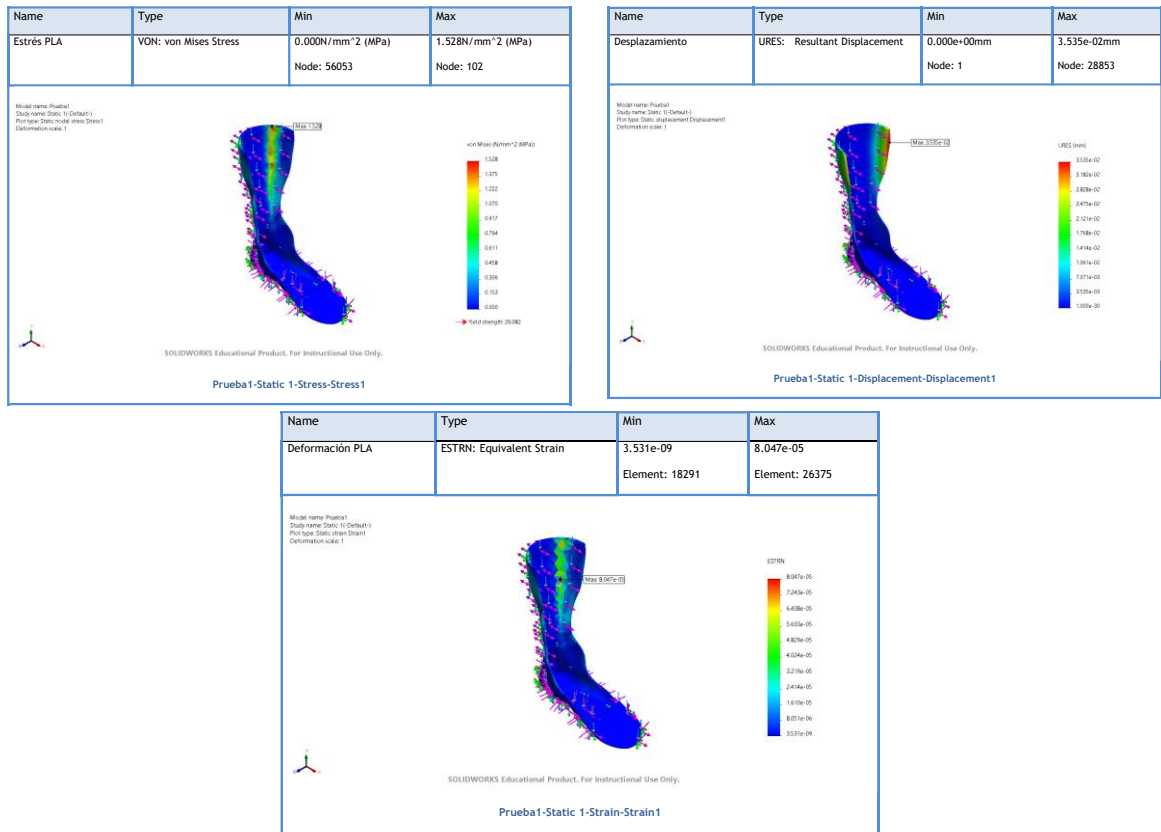


Ilustración 8 Simulación PLA AFO Adulto Grosor 3mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 3 mm con el material de PLA en la Ilustración 8, demostró un estrés equivalente máximo de 1.528 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 3.535 e-0.2mm, y un coeficiente de deformación de 8.047e-05.

Name	Type	Min	Max	Name	Type	Min	Max
Estrés	VON: von Mises Stress	0.000N/mm ² (MPa) Node: 56053	1.464N/mm ² (MPa) Node: 51047	Desplazamiento PP	URES: Resultant Displacement	0.000mm Node: 1	0.268mm Node: 28853

<p>Model name: Prueba1 Study name: Static 1 (Default) Plot type: Static result: Stress2 Deformation scale: 1</p> <p>von Mises (N/mm² (MPa))</p> <p>Max: 1.464</p> <p>Yield strength: 45.000</p> <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Stress-Stress2</p>	<p>Model name: Prueba1 Study name: Static 1 (Default) Plot type: Static: displacement: Displacement2 Deformation scale: 1</p> <p>URES (mm)</p> <p>Max: 0.268</p> <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Displacement-Displacement2</p>
--	--

Name	Type	Min	Max
Deformación PP	ESTRN: Equivalent Strain	1.946e-08 Node: 56053	8.154e-04 Node: 51047

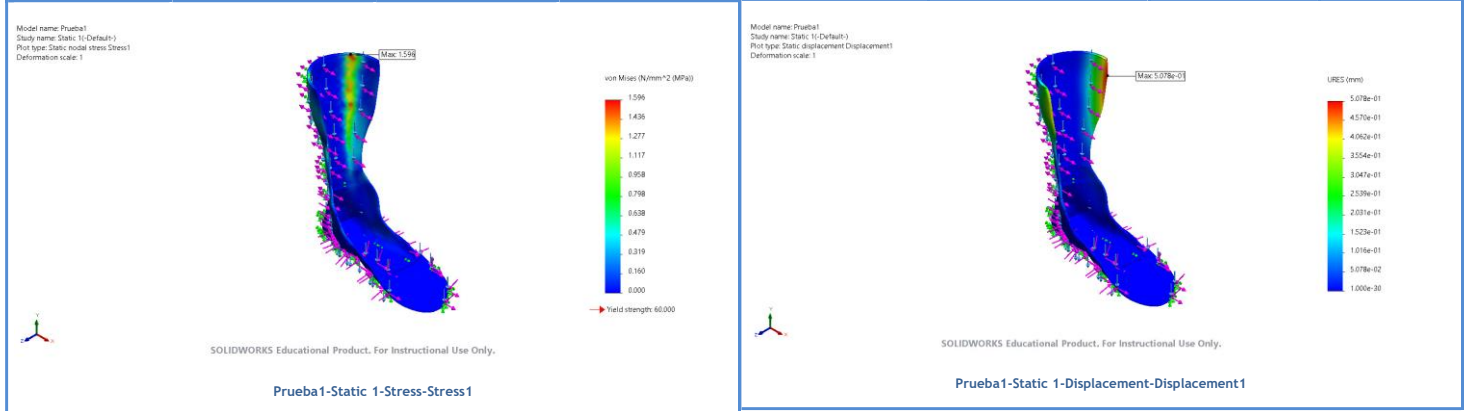
<p>Model name: Prueba1 Study name: Static 1 (Default) Plot type: Static strain: Strain2 Deformation scale: 1</p> <p>ESTRN</p> <p>Max: 8.154e-04</p> <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Strain-Strain2</p>

Ilustración 9 Simulación POLIPROPILENO AFO Adulto Grosor 3mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 3 mm con el material de Polipropileno en la Ilustración 9, demostró un estrés equivalente máximo de 1.464 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 0.268 mm, y un coeficiente de deformación de 8.154e-04.

Name	Type	Min	Max	Name	Type	Min	Max
Prueba de Estres NYLON 101	VON: von Mises Stress	0.000N/mm ² (MPa) Node: 40964	1.596N/mm ² (MPa) Node: 102	Desplazamiento NYLON 101	URES: Resultant Displacement	0.000e+00mm Node: 1	5.078e-01mm Node: 28853



Name	Type	Min	Max
Deformación NYLON 101	ESTRN: Equivalent Strain	5.342e-08 Element: 18291	1.071e-03 Element: 26375

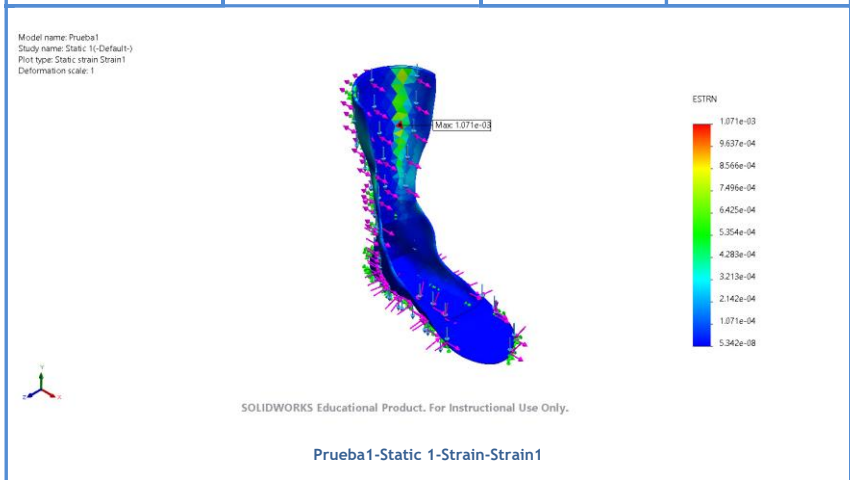
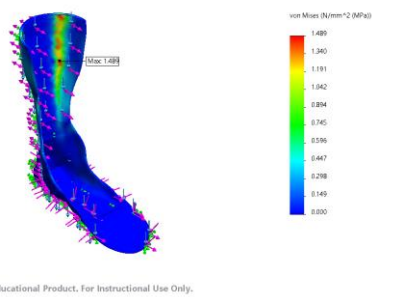
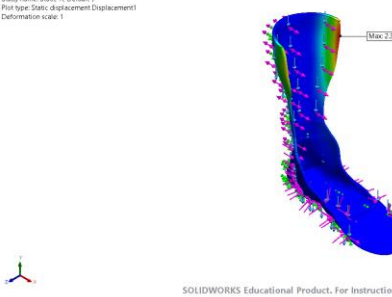


Ilustración 10 Simulación NYLON 101 AFO Adulto Grosor 3mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 3 mm con el material de NYLON 101 en la Ilustración 10, demostró un estrés equivalente máximo de 1.596 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 5.078e-0.1 mm, y un coeficiente de deformación de 1.071e-0.3.

Name	Type	Min	Max	Name	Type	Min	Max
Estrés ABS	VON: von Mises Stress	0.000N/mm ² (MPa) Node: 56053	1.489N/mm ² (MPa) Node: 51047	Desplazamiento ABS	URES: Resultant Displacement	0.000e+00mm Node: 1	2.359e-01mm Node: 28853

<p>Model name: Prueba1 Study name: Static: 1 (Default) Plot type: Static modal stress (Stress) Deformation scale: 1</p>  <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Stress-Stress1</p>	<p>Model name: Prueba1 Study name: Static: 1 (Default) Plot type: Static displacement (Displacement) Deformation scale: 1</p>  <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Displacement-Displacement1</p>
---	--

Name	Type	Min	Max
Deformación ABS	ESTRN: Equivalent Strain	2.205e-08 Element: 18291	5.640e-04 Element: 26375

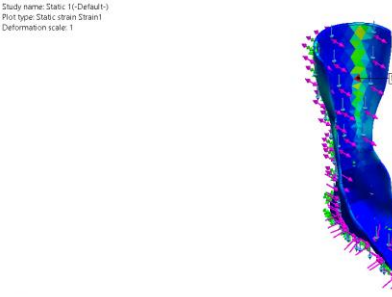
<p>Model name: Prueba1 Study name: Static: 1 (Default-1) Plot type: Static strain (Strain) Deformation scale: 1</p>  <p>SOLIDWORKS Educational Product. For Instructional Use Only.</p> <p>Prueba1-Static 1-Strain-Strain1</p>
--

Ilustración 11 Simulación ABS AFO Adulto Grosor 3mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 3 mm con el material de ABS en la Ilustración 11, demostró un estrés equivalente máximo de 1.464 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 0.268 mm, y un coeficiente de deformación de 8.154e-04.

5.4. SIMULACIÓN AFO ADULTO GROSOR 3.5 MM

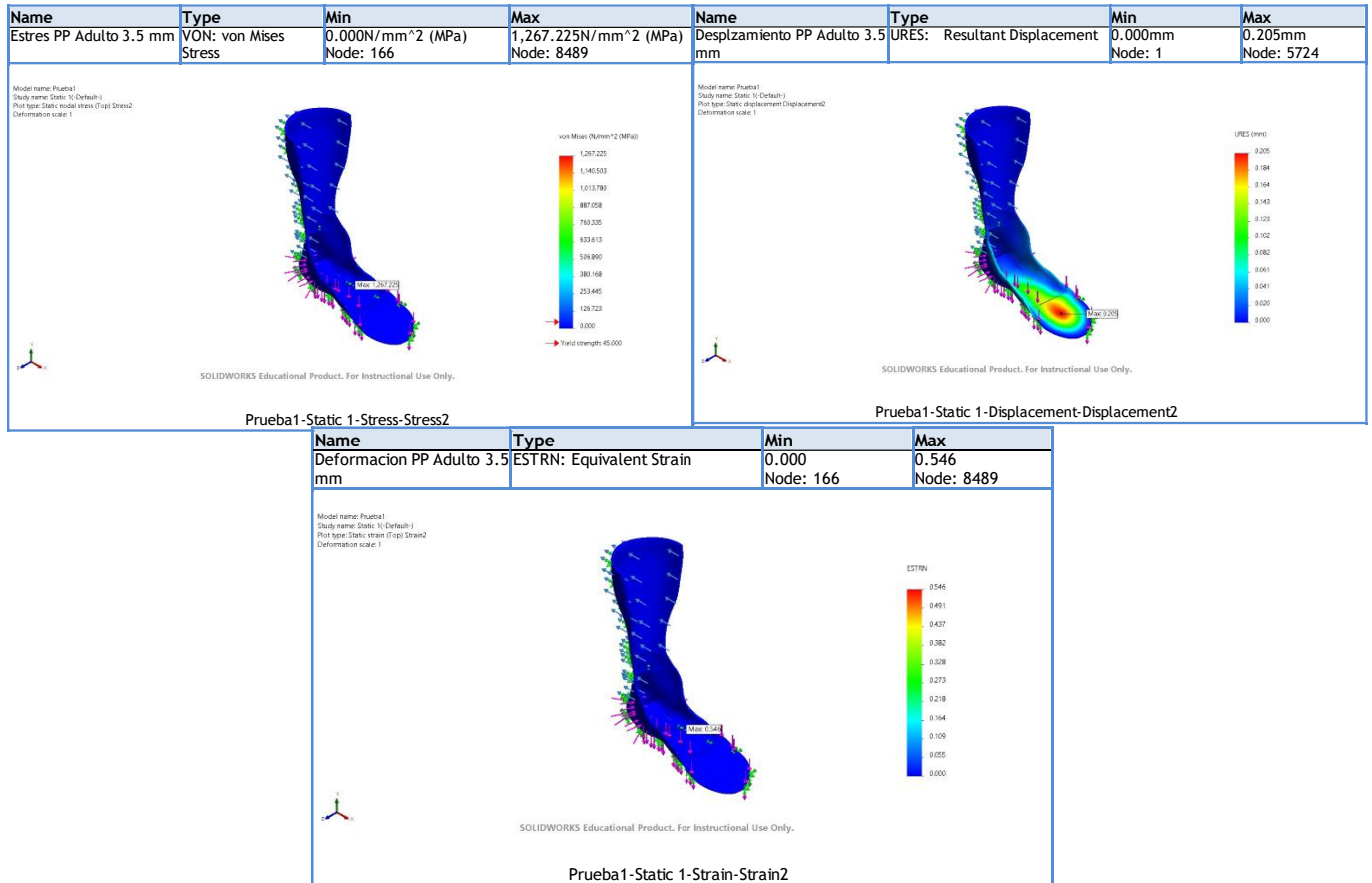


Ilustración 12 Simulación PP AFO Adulto Grosor 3.5 mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 3 mm con el material de Polipropileno en la Ilustración 12, demostró un estrés equivalente máximo de 1,267.225 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 0.205 mm, y un coeficiente de deformación de 0.546.

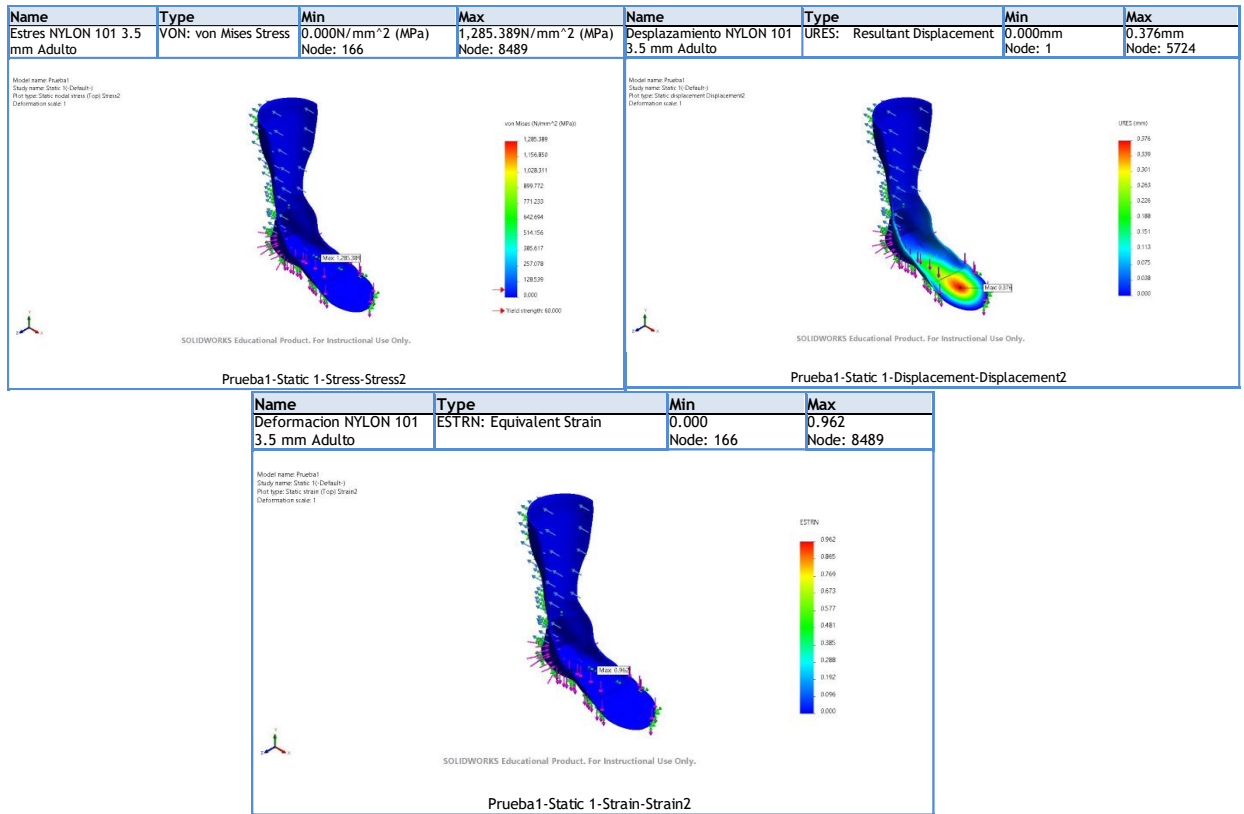


Ilustración 13 Simulación NYLON 101 AFO Adulto Grosor 3.5 mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 3 mm con el material de Polipropileno en la Ilustración 13, demostró un estrés equivalente máximo de 1285.389 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 0.376 mm, y un coeficiente de deformación de 0.962.

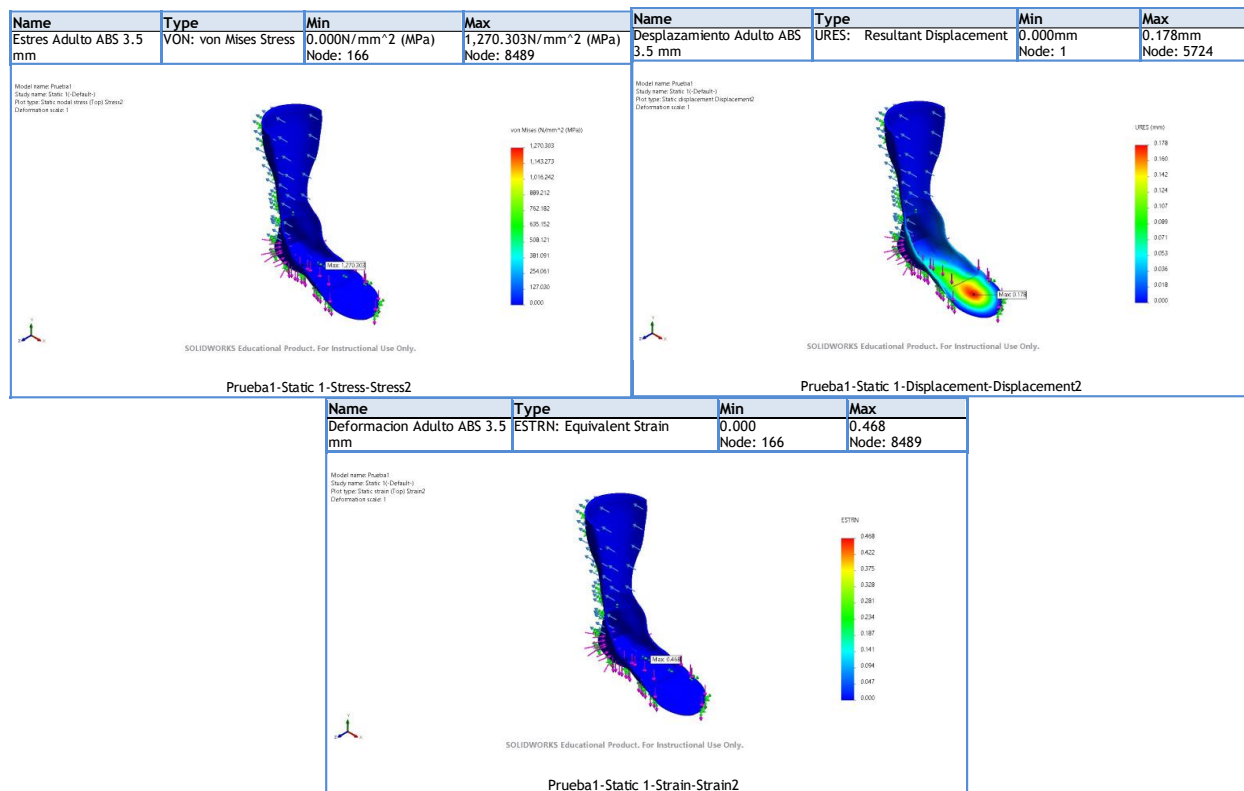


Ilustración 14 Simulación ABS AFO Adulto Grosor 3.5 mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 3.5 mm con el material de ABS en la Ilustración 14, demostró un estrés equivalente máximo de 1270.303 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 0.178 mm, y un coeficiente de deformación de 0.468.

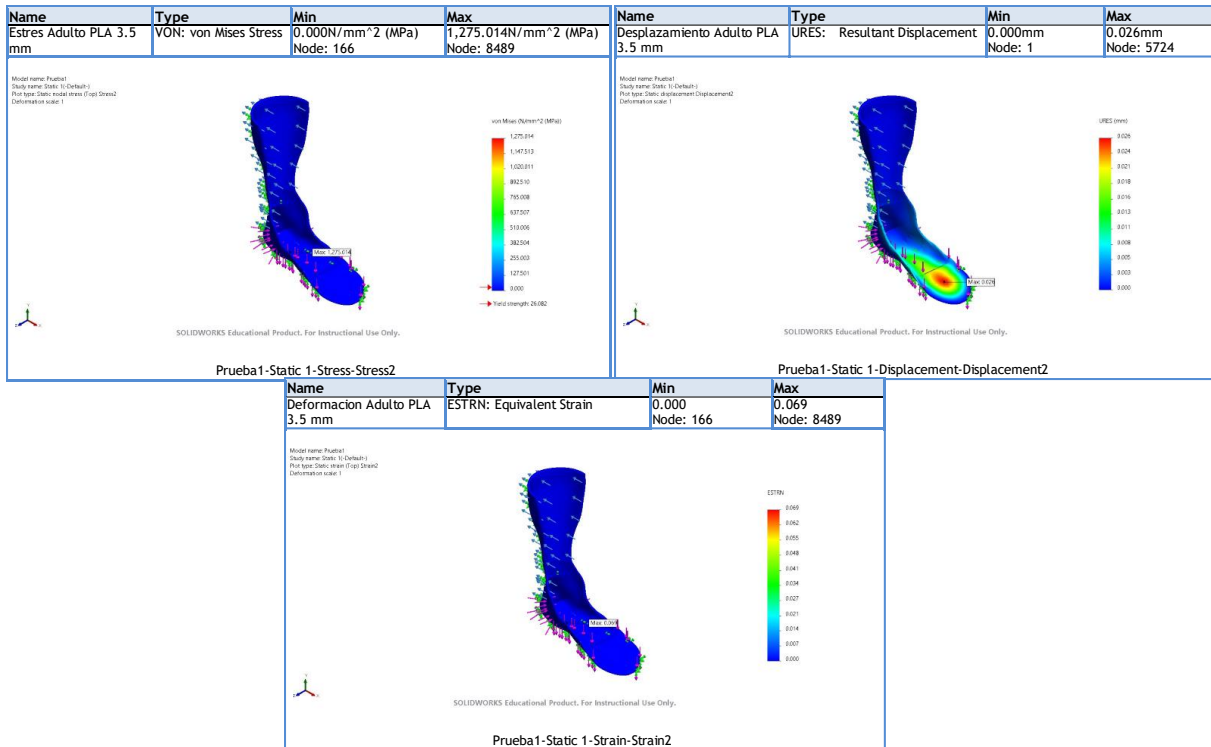


Ilustración 15 Simulación PLA AFO Adulto Grosor 3.5 mm

Fuente: Autoría Propia

El modelo con un grosor 3.5 mm con el material de PLA en la Ilustración 15, demostró un estrés equivalente máximo de 1,275.014 N/mm² (MPa), un desplazamiento máximo de 0.026mm, y un coeficiente de deformación de 0.069.

5.6. RESULTADOS DE ANÁLISIS DE ELEMENTOS FINITOS AFO ADULTOS

Tabla 11 Resultados FEA AFO Adulto

ESTRÉS EQUIVALENTE MÁXIMO			
Modelo	Grosor de 1.5mm	Grosor de 3mm	Grosor de 3.5 mm
Modelo con PP	9.404 MPa	1.464 MPa	1,267.225 MPa
Modelo con PLA	37,369.117 MPa	1.528 MPa	1,275.014 Mpa
Modelo con ABS	2482.210 MPa	1.489 MPa	1,270.303 MPa
Modelo con Nylon 101	37,372.266 MPa	1.596 MPa	1,285.389 MPa

Fuente: Autoría Propia

Los resultados presentados en la Tabla 11, corresponden al análisis de estrés equivalente máximo para diferentes materiales y grosores de modelos de ortesis. Estos resultados son esenciales para evaluar y comparar el rendimiento de los materiales en situaciones específicas de carga.

El PP exhibe un estrés equivalente máximo de 9.404 MPa en el modelo con grosor de 1.5 mm, el cual disminuye significativamente en los modelos de 3 mm y 3.5 mm. Se observa una reducción progresiva del estrés con el aumento del grosor, sugiriendo una respuesta mecánica más favorable en ortesis más gruesas. El PLA muestra un estrés extremadamente alto de 37,369.117 MPa en el modelo de 1.5 mm, que disminuye considerablemente en los modelos más gruesos.

Aunque el PLA tiene un alto estrés en el modelo más delgado, su comportamiento mejora significativamente con grosores mayores, siendo más viable para aplicaciones con requerimientos de rigidez más altos. El ABS presenta valores intermedios de estrés equivalente máximo en comparación con PP y PLA

Tabla 12 Resultados Desplazamiento Total Máximo

DESPLAZAMIENTO TOTAL MÁXIMO			
Modelo	Grosor de 1.5mm	Grosor de 3mm	Grosor de 3.5 mm
Modelo con PP	0.953 mm	0.268 mm	0.205 mm
Modelo con PLA	0.186 mm	0.035 mm	0.026 mm
Modelo con ABS	0.255 mm	0.235 mm	0.178 mm
Modelo con Nylon 101	2.649 mm	0.507 mm	0.376 mm

Fuente: Autoría Propia

La tabla 12, presenta los resultados del desplazamiento total máximo de los materiales y grosores en modelos de órtesis. Estos datos son esenciales para evaluar la capacidad de los materiales para resistir deformaciones y proporcionan información crucial para el diseño de ortesis.

En el modelo con un grosor de 1.5 mm, el PP exhibe un desplazamiento total máximo de 0.953 mm, que disminuye en modelos más gruesos (0.268 mm y 0.205 mm). La variación del desplazamiento con el grosor indica una respuesta mecánica que tiende a mejorar con ortesis más delgadas. El PLA muestra desplazamientos totales máximos notoriamente bajos, con valores de 0.186 mm en el modelo de 1.5 mm, disminuyendo a 0.0353 mm y 0.026 mm en modelos más gruesos.

Estos resultados sugieren que el PLA es capaz de resistir deformaciones con mayor eficacia, especialmente en modelos más delgados. El ABS presenta valores de desplazamiento total máximo en el rango de 0.255 mm a 0.178 mm, con una ligera disminución en modelos más gruesos. El Nylon 101 muestra un desplazamiento total máximo de 2.649 mm en el modelo más delgado, que disminuye a 0.5078 mm y 0.376 mm en modelos más gruesos.

Tabla 13 Resultados Deformación Total Máxima.

DEFORMACIÓN TOTAL MÁXIMA			
Modelo	Grosor de 1.5mm	Grosor de 3mm	Grosor de 3.5 mm
Modelo con PP	0.005	1.946e-08/ 8.15e-04	0.546
Modelo con PLA	1.836	3.531e-09/8.047e-05	0.690
Modelo con ABS	0.805	5.640e-04/ 1.071e-03	0.468
Modelo con Nylon 101	25.896	2.205e-08/1.071e-03	0.962

Fuente: Autoría Propia

La tabla 13 presenta los resultados del cálculo de Rigidez Mecánica para diferentes materiales y grosores de modelos de AFO. La rigidez mecánica se expresa en unidades de $N^*m/^{\circ}$ considerando el grado como el ángulo neutro del MTP JOINT.

En el modelo de 1.5 mm, se observa que el PLA tiene la mayor rigidez mecánica con un valor de $5.0313 N^*m/^{\circ}$ seguido por el ABS ($3.6699 N^*m/^{\circ}$) y el polipropileno (PP) ($0.9819 N^*m/^{\circ}$). El Nylon 101 (NY 101) muestra la menor rigidez mecánica en este modelo, con un valor de $0.3532 N^*m/^{\circ}$.

A medida que aumenta el grosor en los modelos de 3 mm y 3.5 mm, los valores de rigidez mecánica también aumentan considerablemente para la mayoría de los materiales. El PLA sigue siendo el material con mayor rigidez mecánica en todos los modelos y grosores, destacando su capacidad para resistir cargas y mantener la integridad estructural en diferentes condiciones. Estos resultados subrayan la importancia de considerar la rigidez mecánica al seleccionar materiales y grosores para aplicaciones de AFO.

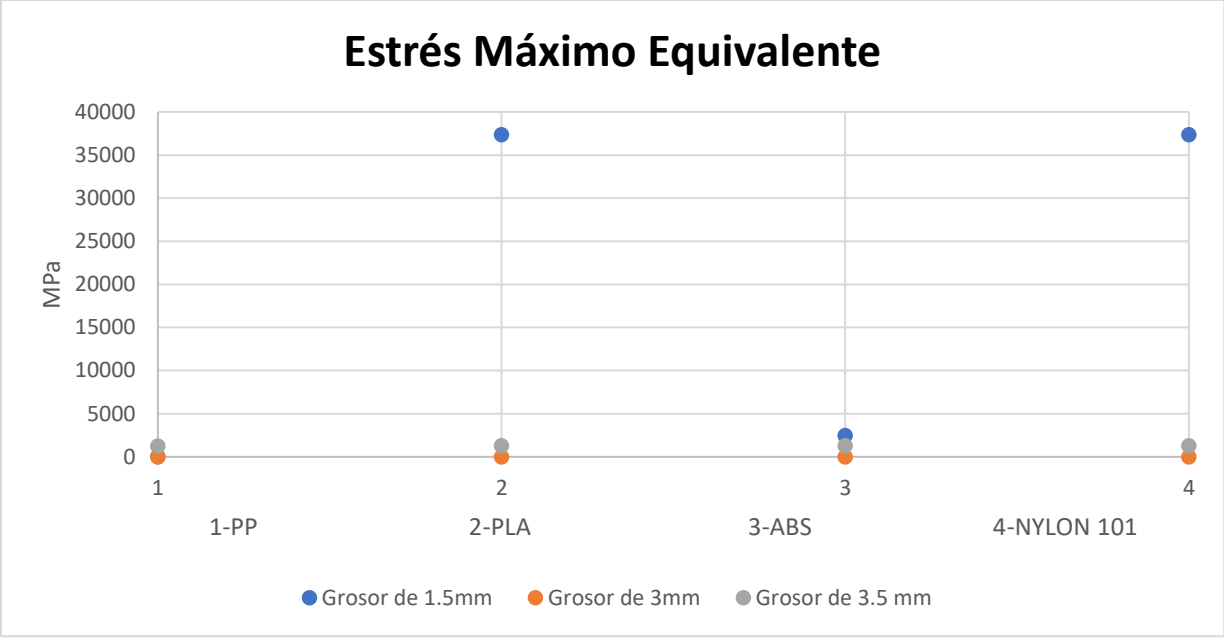


Ilustración 16 Gráfico Resultados de Estrés Von Mises

Fuente: Autoría Propia

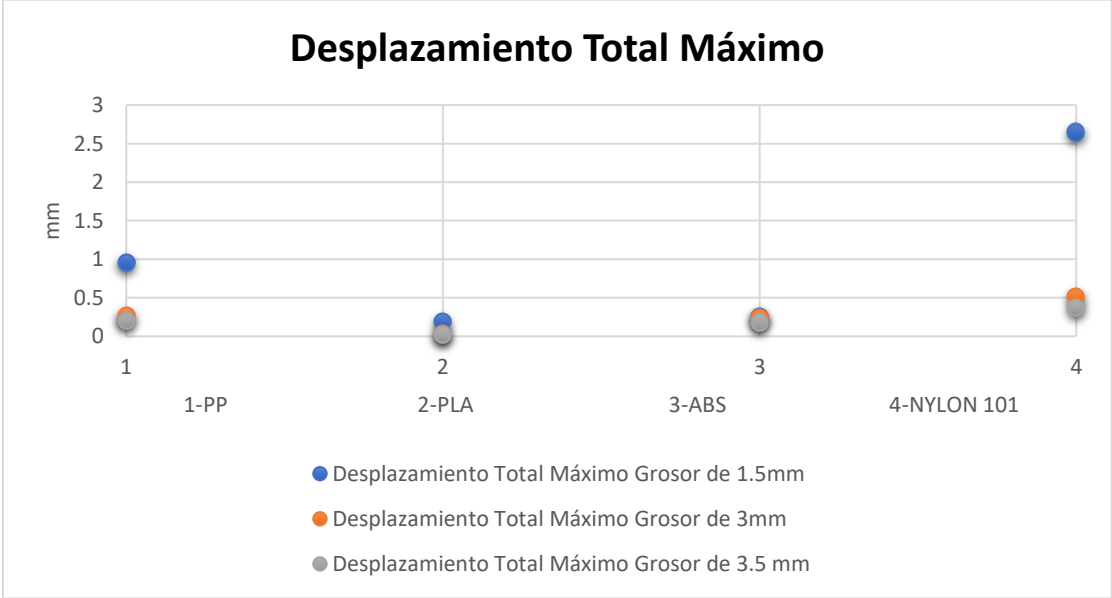


Ilustración 17 Gráfico Resultados Desplazamiento Total Máximo

Fuente: Autoría Propia

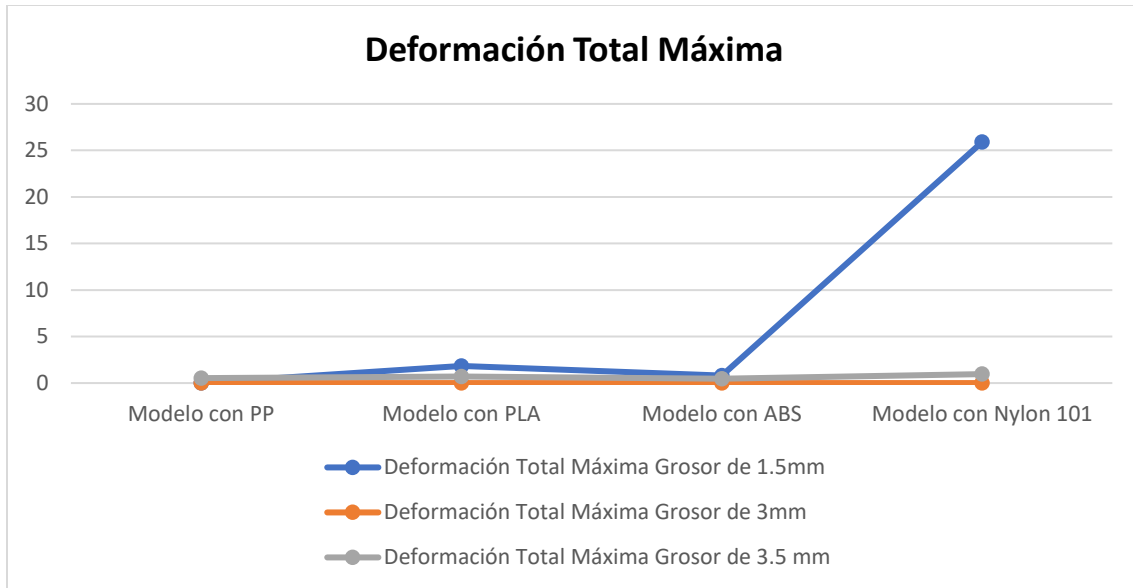


Ilustración 18 Gráfico Resultados Deformación Total Máxima

Fuente: Autoría Propia

5.7. Cálculo de Rigidez Mecánica

Tabla 14 Resultado del Cálculo de la Rigidez Mecánica

RIGIDEZ MÉCANICA (N·M/°)			
Modelo	Grosor de 1.5mm	Grosor de 3mm	Grosor de 3.5 mm
Modelo con PP	0.981984	3.491907	4.565029
Modelo con PLA	5.031349	26.510795	35.993503
Modelo con ABS	3.669926	3.967067	5.257477
Modelo con Nylon 101	0.353277	1.842913	2.488912

Fuente: Autoría Propia

El cálculo de rigidez en ortesis de tobillo involucra consideraciones como la fuerza externa aplicada (490N) el desplazamiento o distancia desde el eje rotacional en este caso considerando la variable obtenida a través del desplazamiento máximo en el Análisis de Elementos Finitos, cabe

destacar la se utiliza un angulo neutral que puede variar en 0° - 30° según las características físicas de un paciente, para este cálculo se consideró el ángulo máximo posible de 30° (Ilzarbe,2014). Mediante el cual podemos observar el coeficiente de rigidez según cada grosor y material de cada modelo de la ortesis de tobillo pie.

Las Ilustraciones 16, 17, y 18 ilustran el comportamiento con respecto a cada variable dependiente del estudio, es decir, Estrés Máximo Equivalente, Deformación Máxima, y Desplazamiento Máximo, asimismo fueron un método para poder analizar el comportamiento lineal de cada material y su relación con el grosor de cada modelo, para así asimilar la rigidez mecánica que se describe en la Tabla 14.

V. DISCUSIÓN DE RESULTADOS

En este capítulo, se examinarán detalladamente los resultados obtenidos en función del enfoque metodológico utilizado, se discutirá la relevancia de los hallazgos en relación con la literatura existente y se interpretarán en profundidad las implicaciones de los resultados para el campo de estudio.

El modelo con grosor de 1.5 mm fabricado con polipropileno (PP) muestra un estrés equivalente máximo de 9.404 MPa. Este valor indica una carga moderada en comparación con los otros materiales. El PLA, por otro lado, presenta un estrés extremadamente alto de 37,639.117 MPa, sugiriendo que podría no ser adecuado para aplicaciones ortopédicas bajo esta condición de carga específica. El ABS exhibe un estrés de 2482.210 MPa, lo cual es significativamente menor que el PLA, pero aun así es relativamente alto. El Nylon 101 presenta un estrés de 37,372.266 MPa, similar al PP, pero con un desplazamiento máximo mucho mayor.

En términos de desplazamiento total máximo, el PP muestra una deformación de 0.953 mm, que es moderada y posiblemente aceptable dependiendo de la aplicación. El PLA tiene un desplazamiento de 0.186 mm, lo cual es mínimo en comparación con los otros materiales, pero se debe tener en cuenta su estrés extremadamente alto. El ABS tiene un desplazamiento de 0.255 mm, indicando una deformación moderada. El Nylon 101 muestra el desplazamiento máximo más alto de 2.649 mm, lo que puede ser una preocupación dependiendo de la aplicación clínica.

La combinación de estrés y desplazamiento proporciona una visión integral del rendimiento de cada material. El PLA, a pesar de su bajo desplazamiento, plantea preocupaciones significativas debido a su estrés extremadamente alto. El PP muestra un equilibrio razonable entre estrés y deformación, haciendo que sea una opción potencialmente más adecuada para esta condición de carga específica. El ABS y el Nylon 101 también son opciones viables, pero el Nylon 101 presenta un desplazamiento máximo notablemente alto.

Para aplicaciones ortopédicas, se debe tener precaución al usar PLA debido a su estrés excesivo, aunque tenga un bajo desplazamiento. La elección entre PP, ABS y Nylon 101 dependerá de las especificaciones de diseño y los requisitos de deformación máxima

permitidos. Es crucial equilibrar la resistencia mecánica con la capacidad de deformación para garantizar un rendimiento óptimo y evitar posibles fallos estructurales.

En cuanto al modelo con grosor de 3mm, El modelo fabricado con polipropileno (PP) muestra un estrés equivalente máximo de 1.464 MPa, indicando una carga moderada en comparación con los otros materiales. El PLA presenta un estrés de 1.528 MPa, siendo también una carga moderada, pero ligeramente superior al PP. El ABS exhibe un estrés de 1.489 MPa, similar al PLA, indicando un comportamiento comparativamente equilibrado bajo esta condición de carga. El Nylon 101 tiene el estrés equivalente máximo más alto de 1.596 MPa, siendo todos los valores relativamente bajos.

Con respecto al desplazamiento total máximo, el PP muestra una deformación de 0.268 mm, siendo moderada y en línea con el estrés observado. El PLA tiene un desplazamiento de 0.0353 mm, que es mínimo, indicando que, bajo esta carga, el material apenas se deforma. El ABS muestra un desplazamiento de 0.2359 mm, siendo también moderado y en concordancia con su estrés. El Nylon 101 tiene el desplazamiento máximo más alto de 0.5078 mm, indicando una deformación más significativa bajo esta carga.

Todos los materiales presentan valores de estrés y desplazamiento relativamente bajos en comparación con la deformación en el modelo con grosor de 3 mm, lo que sugiere que pueden ser adecuados para esta condición de carga específica. El PLA muestra el menor desplazamiento, lo que puede ser beneficioso en términos de rigidez, pero debe considerarse en el contexto del estrés moderadamente alto. El Nylon 101, a pesar de tener el estrés máximo más alto, muestra un desplazamiento moderado, lo que puede indicar una buena capacidad de deformación antes de alcanzar valores críticos.

Por último, el modelo de AFO con 3.5mm de grosor fabricado con polipropileno (PP) muestra un estrés equivalente máximo de 1,267.225 MPa, indicando una carga moderada en comparación con los otros materiales. El PLA presenta un estrés de 1,275.014 MPa, siendo ligeramente superior al PP, pero aún en un rango moderado. El ABS exhibe un estrés de 1,270.303 MPa, similar al PLA, indicando un comportamiento equilibrado bajo esta condición

de carga. El Nylon 101 tiene el estrés equivalente máximo más alto de 1,285.389 MPa, siendo todos los valores relativamente bajos.

En términos de desplazamiento total máximo, el PP muestra una deformación de 0.205 mm, siendo moderada y en línea con el estrés observado. El PLA tiene un desplazamiento de 0.026 mm, que es mínimo, indicando una deformación casi imperceptible bajo esta carga. El ABS muestra un desplazamiento de 0.178 mm, siendo moderado y en concordancia con su estrés. El Nylon 101 tiene el desplazamiento máximo más alto de 0.376 mm, indicando una deformación más significativa bajo esta carga.

Por tanto, los materiales presentan valores de estrés y desplazamiento relativamente bajos en comparación con la deformación de 3.5 mm, sugiriendo que pueden ser adecuados para esta condición de carga específica. El PLA muestra el menor desplazamiento, lo que sugiere una buena rigidez y resistencia a la deformación bajo esta carga. El Nylon 101, a pesar de tener el estrés máximo más alto, muestra un desplazamiento moderado, indicando una capacidad de deformación razonable antes de alcanzar valores críticos.

En cuanto a rigidez mecánica esta tiende a aumentar a medida que aumenta el grosor del material. Esto es consistente con la intuición, ya que, en términos generales, un mayor grosor puede proporcionar más resistencia a la deformación.

Hay notables diferencias en la rigidez entre los diferentes materiales (PP, PLA, ABS, Nylon 101) para un grosor dado. Esto destaca la importancia de seleccionar el material adecuado según los requisitos de la aplicación, ya que cada material tiene propiedades mecánicas únicas.

Se observa que el PLA tiene valores de rigidez particularmente altos en comparación con otros materiales, incluso para modelos con grosores relativamente pequeños. Esto podría indicar que el PLA es un material intrínsecamente rígido en estas condiciones. Los valores de rigidez también varían significativamente entre modelos, incluso para el mismo material y grosor. Esto puede deberse a diferencias en el diseño o la geometría de los modelos específicos.

La elección del material tiene un impacto significativo en la rigidez. Es crucial considerar las propiedades mecánicas del material al diseñar estructuras, especialmente aquellas que requieren ciertos niveles de rigidez.

VI. CONCLUSIONES

En este capítulo se definen las conclusiones obtenidas a partir del desarrollo de la metodología de investigación implementada para alcanzar los resultados expuestos en capítulos anteriores.

A partir del análisis de elementos finitos en piezas AFO impresas en 3D, con el fin de identificar las técnicas de impresión y los diseños estructurales que permiten optimizar las propiedades mecánicas de estos dispositivos ortopédicos. La selección de las diversas técnicas de impresión 3D y materiales para la fabricación de las piezas AFO, considerando entre las opciones disponibles en el mercado de impresión 3D.

Asimismo, el análisis en diferentes modelos de AFO que presentaban variaciones en densidad y estructura, explorando diferentes configuraciones. Este proceso incluye la utilización de un simulador CAD para la realización de análisis estáticos y de elementos finitos en los modelos AFO, evidenciando la aplicación práctica de herramientas de ingeniería en el desarrollo de la investigación.

El polipropileno (PP) muestra un equilibrio razonable entre estrés y deformación, cumpliendo con el objetivo de optimizar las propiedades mecánicas. La selección de materiales como PP, PLA, ABS y Nylon 101, reflejando la consideración cuidadosa de opciones disponibles en el mercado.

La evaluación de estrés y desplazamiento proporciona información valiosa sobre el rendimiento esperado de los dispositivos, contribuyendo a cumplir con los objetivos específicos. Los resultados confirman la viabilidad de diferentes materiales, demostrando que la selección adecuada puede optimizar las propiedades mecánicas.

Se evidencia que la rigidez y deformación son influenciadas por la combinación de material y grosor, proporcionando información esencial para la optimización de futuros diseños.

La identificación de Polipropileno como referencia y el PLA asimismo es una opción moderada en estrés y deformación destacan en la búsqueda de la optimización de propiedades mecánicas. La evaluación de estrés y desplazamiento proporciona una visión integral del

rendimiento, contribuyendo a la toma de decisiones en el diseño ortopédico. La observación de un aumento en la rigidez con el grosor del material confirma la intuición y destaca la importancia de este parámetro en la aplicación ortopédica.

La variabilidad en las propiedades mecánicas entre diferentes materiales subraya la importancia de seleccionar el material adecuado según requisitos específicos. La elección del material tiene un impacto significativo en la rigidez, y es crucial considerar sus propiedades mecánicas al diseñar estructuras ortopédicas.

La evaluación de la resistencia, deformación y estabilidad de los modelos se llevó a cabo conforme al objetivo específico de evaluar dichas propiedades en función de las técnicas de impresión utilizadas y los niveles de densidad implementados. Los resultados obtenidos proporcionaron información valiosa sobre el rendimiento de los dispositivos ortopédicos.

VII. AGRADECIMIENTOS

De parte de Katherine Alberto;

Quisiera dedicar estos agradecimientos primeramente a las dos personas que han sido fundamentales en el desarrollo de mi vida y de esta tesis, brindándome apoyo y aliento a lo largo de todo el proceso.

A mi abuela, aunque ya no está físicamente entre nosotros, su influencia y amor siguen guiando mi camino. Desde mi infancia hasta el día de hoy, ella fue mi mayor apoyo, inspiración y fuente de sabiduría. Agradezco profundamente el legado que dejó en mi vida y en este trabajo. A mi madre, cuyo inquebrantable respaldo ha sido mi roca durante esta travesía académica. Tu apoyo constante y tus palabras de aliento han sido mi motor para alcanzar este logro sin su apoyo no estuviera culminado este viaje de cuatro años.

A mis amigos Arlin, Brianna, Claudia, Isis, Edgardo y Moisés, y mi prima Abigail quienes han compartido risas, consejos y ánimos a lo largo de esta travesía académica. Su amistad ha sido un faro en los días oscuros y un motivo para celebrar en los días de triunfo. Gracias por estar a mi lado, comprender las exigencias de este proceso y brindarme su inestimable respaldo.

De parte de Jose Martinez;

Quiero expresar mi profunda gratitud a Dios por la sabiduría que ha guiado cada paso de mi trayecto universitario. A mis queridos padres, Daniel Martínez y Gladis Silva, les debo un agradecimiento eterno. Su apoyo incondicional ha sido la columna vertebral de mi carrera, y su amor ha sido mi mayor inspiración. Cada logro alcanzado lleva consigo la marca de su sacrificio y dedicación. A mis amados hermanos, Gabriela, Geraldo, Lizzie, David y Salomón, les agradezco por ser mi fuente constante de alegría y aliento. Su respaldo incondicional ha sido un regalo invaluable que ha hecho más ligero el peso de los desafíos universitarios.

A mis amigos, Melvin, Carlos, Kattya, Emely, Emilia, Dina, Katherine y Moncerrath, quiero expresar mi profundo agradecimiento. Han sido mi respaldo emocional, mis compañeros en las risas y el consuelo en los días difíciles. Su amistad ha sido una bendición que atesoro profundamente.

VIII. REFERENCIAS

- Ali, Md. H., Smagulov, Z., & Otepbergenov, T. (2021). Finite element analysis of the CFRP-based 3D printed ankle-foot orthosis. *Procedia Computer Science*, 179, 55-62. <https://doi.org/10.1016/j.procs.2020.12.008>
- ASTM D3039/D3039M-17—Standard Test Method for Tensile Properties of Polymer Matrix Composite Materials*. (s. f.). Recuperado 22 de octubre de 2023, de <https://webstore.ansi.org/standards/astm/astmd3039d3039m17>
- Bohinc, K., Abram, A., Zore, A., Štukelj, R., Lenarčič, A., Vidrih, R., & Škapin, A. S. (2021). Biophysical Properties of Foamed and Solid Polymers Used in Orthotics and Prosthetics. *Materials*, 14(22), Article 22. <https://doi.org/10.3390/ma14226877>
- Brogna, L., Fantini, M., Morellato, K., Graziani, G., Baldini, N., & Cauli, O. (2022). Foot Orthosis and Sensorized House Slipper by 3D Printing. *Materials*, 15(12), Article 12. <https://doi.org/10.3390/ma15124064>
- Caravaggi, P., Zomparelli, A., Rogati, G., Baleani, M., Fognani, R., Cevolini, F., Fanciullo, C., Cinquepalmi, A., Lullini, G., Berti, L., & Leardini, A. (2022). Development of a Novel Passive-Dynamic Custom AFO for Drop-Foot Patients: Design Principles, Manufacturing Technique, Mechanical Properties Characterization and Functional Evaluation. *Applied Sciences*, 12(9), Article 9. <https://doi.org/10.3390/app12094721>
- Conceptos básicos del análisis—2016—Ayuda de SOLIDWORKS*. (s. f.). Recuperado 14 de diciembre de 2023, de https://help.solidworks.com/2016/spanish/solidworks/cworks/c_Basic_Concepts_of_Analysis.htm
- Cornejo, J., Cornejo-Aguilar, J. A., & Perales-Villaruel, J. P. (2019). Innovaciones internacionales en robótica médica para mejorar el manejo del paciente en Perú. *Revista de la Facultad de Medicina Humana*, 19(4), 105-113. <https://doi.org/10.25176/RFMH.v19i4.2349>
- Dedieu, P. (2020). Anatomía y fisiología de la marcha humana. *EMC - Podología*, 22(3), 1-15. [https://doi.org/10.1016/S1762-827X\(20\)44034-9](https://doi.org/10.1016/S1762-827X(20)44034-9)

- Ho, M., Nguyen, J., Heales, L., Stanton, R., Kong, P. W., & Kean, C. (2022). The biomechanical effects of 3D printed and traditionally made foot orthoses in individuals with unilateral plantar fasciopathy and flat feet. *Gait & Posture*, *96*, 257-264. <https://doi.org/10.1016/j.gaitpost.2022.06.006>
- Hovorka, C. F., Kogler, G. F., Chang, Y.-H., & Gregor, R. (2021). Material properties and application of biomechanical principles provide significant motion control performance in experimental ankle foot orthosis-footwear combination. *Clinical Biomechanics*, *82*, 105285. <https://doi.org/10.1016/j.clinbiomech.2021.105285>
- LABORATORIO DE ÓRTESIS Y PRÓTESIS – Teletón Honduras. (s. f.). Recuperado 15 de octubre de 2023, de <https://teleton.org.hn/laboratorio-de-ortesis-y-protesis/>
- Liaw, C.-Y., & Guvendiren, M. (2017). Current and emerging applications of 3D printing in medicine. *Biofabrication*, *9*(2), 024102. <https://doi.org/10.1088/1758-5090/aa7279>
- Mendoza-DeCal, R., Peso-Fernandez, S., & Rodriguez-Quiros, J. (2023). Orthotics and prosthetics by 3D-printing: Accelerating its fabrication flow. *Research in Veterinary Science*, *162*, 104960. <https://doi.org/10.1016/j.rvsc.2023.104960>
- Mercado, K. (2019). *Más de 3,000 personas beneficiadas con prótesis hechas por Teletón*. www.laprensa.hn. <https://www.laprensa.hn/sanpedro/3000-personas-beneficiadas-protesis-fundacion-teleton-san-pedro-sula-honduras-EXlp1303601>
- Mirzaali, M. J., Moosabeiki, V., Rajaai, S. M., Zhou, J., & Zadpoor, A. A. (2022). Additive Manufacturing of Biomaterials—Design Principles and Their Implementation. *Materials*, *15*(15), Article 15. <https://doi.org/10.3390/ma15155457>
- Pugliese, R., Beltrami, B., Regondi, S., & Lunetta, C. (2021). Polymeric biomaterials for 3D printing in medicine: An overview. *Annals of 3D Printed Medicine*, *2*, 100011. <https://doi.org/10.1016/j.stlm.2021.100011>
- Ramezani, S., Brady, B., Kim, H., Carroll, M. K., & Choi, H. (2022). A Method for Quantifying Stiffness of Ankle-Foot Orthoses Through Motion Capture and Optimization

- Algorithm. *IEEE Access*, 10, 58930-58937. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2022.3178701>
- Rodriguez Hernandez, K. E., De Groot, J. H., Baas, F., Stijntjes, M., Grootendorst-Heemskerk, E. R. M., Schiemanck, S. K., van der Helm, F. C. T., van der Kooij, H., & Mugge, W. (2023). Ankle-Foot-Orthosis "Hermes" Compensates Pathological Ankle Stiffness of Chronic Stroke—A Proof of Concept. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 31, 3535-3544. <https://doi.org/10.1109/TNSRE.2023.3310337>
- Silva, R., Veloso, A., Alves, N., Fernandes, C., & Morouço, P. (2022). A Review of Additive Manufacturing Studies for Producing Customized Ankle-Foot Orthoses. *Bioengineering*, 9(6), Article 6. <https://doi.org/10.3390/bioengineering9060249>
- Surmen, H. K., Akalan Ekin, N., Fetvacı Cuneyt, M., & Ziya Arslan, Y. (2018). A Novel Dorsal Trimline Approach for Passive-Dynamic Ankle-Foot Orthoses. *Strojniški Vestnik - Journal of Mechanical Engineering*, 64(3). <https://doi.org/10.5545/sv-jme.2017.4987>
- Surmen, H. K., & Arslan, Y. Z. (2021). Evaluation of various design concepts in passive ankle-foot orthoses using finite element analysis. *Engineering Science and Technology, an International Journal*, 24(6), 1301-1307. <https://doi.org/10.1016/j.jestch.2021.03.004>
- Torres, A. (2013). Evaluaci'ón de Materiales Compuestos para Prótesis y Órtesis de Miembro Inferior. En J. Folgueras Méndez, T. Y. Aznielle Rodríguez, C. F. Calderón Marín, S. B. Llanusa Ruiz, J. Castro Medina, H. Vega Vázquez, M. Carballo Barreda, & R. Rodríguez Rojas (Eds.), *V Latin American Congress on Biomedical Engineering CLAIB 2011 May 16-21, 2011, Habana, Cuba* (pp. 615-618). Springer. https://doi.org/10.1007/978-3-642-21198-0_157
- Total, D., Kovalenko, I., Saez, M., & Barton, K. (2017). Manufacturing Choices for Ankle-Foot Orthoses: A Multi-objective Optimization. *3rd CIRP Conference on BioManufacturing, Procedia CIRP* 65, 145-150.
- Vasiliauskaite, E., Ielapi, A., De Beule, M., Van Paepegem, W., Deckers, J. P., Vermandel, M., Forward, M., & Plasschaert, F. (2021). A study on the efficacy of AFO stiffness

- prescriptions. *Disability and Rehabilitation: Assistive Technology*, 16(1), 27-39. <https://doi.org/10.1080/17483107.2019.1629114>
- Wang, Y., Tan, Q., Pu, F., Boone, D., & Zhang, M. (2020). A Review of the Application of Additive Manufacturing in Prosthetic and Orthotic Clinics from a Biomechanical Perspective. *Engineering*, 6(11), 1258-1266. <https://doi.org/10.1016/j.eng.2020.07.019>
- Zevallos Herencia, V. F., Kaid, T., Tang, C., Ren, J., Lake, M., & Wang, L. (2022). Structures, Properties and Applications of Rigid Plastics for Orthotic Therapy, Design Requirements and Future Development. En M. S. J. Hashmi (Ed.), *Encyclopedia of Materials: Plastics and Polymers* (pp. 708-716). Elsevier. <https://doi.org/10.1016/B978-0-12-820352-1.00244-3>

IX. ANEXOS

<https://unitechn.sharepoint.com/sites/documentostesis/Shared%20Documents/Forms/AllItems.aspx?id=%2Fsites%2Fdocumentostesis%2Fshared%20documents%2Fproyecto%20de%20graduaci%C3%93n&viewid=03316c41%2Db859%2D4462%2D8829%2D3E5201335D03>