

Evaluación de funcionalidad de ajuste y propiedades mecánicas de una prótesis transradial para impresión 3D

Evaluation of adjustable functionality and mechanical properties of a transradial mechanical prosthesis for 3D printing

Paola Lizeth Orquiz Avila^{1a}, Erika Guadalupe Meraz Tena¹ ✉ , José Ricardo Oropeza Casillas^{1a}

¹Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Instituto de Ingeniería y Tecnología, Departamento de Ingeniería Eléctrica y Computación, {^aLicenciatura en Ingeniería Biomédica}, Ciudad Juárez, Chihuahua, México

RESUMEN

Este trabajo planteó evaluar la funcionalidad de ajuste de un diseño propuesto para una prótesis mecánica transradial mediante impresión 3D y comparar las propiedades mecánicas de tres materiales: PLA, ABS y PETG. Se obtuvieron medidas antropométricas de EBSCOhost y se ingresaron al diseño para evaluar su funcionalidad de ajuste. Además, se realizaron simulaciones para comparar las propiedades mecánicas de los materiales en diferentes posiciones y fuerzas, con el fin de identificar el material con el mejor desempeño. Posteriormente, se realizó un prototipo con dicho material seleccionado para realizar pruebas de rendimiento con un equipo Mark-10 para compararlas con las simulaciones. Los datos de la evaluación del ajuste mostraron variaciones menores que no supusieron un obstáculo para su funcionalidad mecánica, mientras que las evaluaciones de la tensión von Mises, desplazamientos, deformación, transferencia de calor, compresión, costos de adquisición y accesibilidad, establecieron al PLA como el más idóneo. Finalmente, el prototipo demostró que, tanto en simulación como en laboratorio, las piezas sufrieron un mayor desplazamiento en la posición de supinación. A pesar de los daños mínimos en la unión mano-antebrazo, este diseño ofrece una alternativa accesible, ajustable y económica, además de reducir significativamente el tiempo de fabricación a comparación de los dispositivos tradicionales.

PALABRAS CLAVE: prótesis mecánica; amputación transradial; propiedades mecánicas; impresión 3D.

ABSTRACT

This work aimed to evaluate the adjustable functionality of a proposed design for a transradial mechanical prosthesis for 3D printing and to compare the mechanical properties of 3 material: PLA, ABS, and PETG. Anthropometric measurements were obtained from EBSCOhost and entered the design to evaluate its adjustable functionality. In addition, simulations were performed to compare the mechanical properties of the materials at different positions and forces to identify the material with the best performance. Subsequently, a prototype of the selected material was created for performance testing with a Mark-10 machine to compare with the simulations. The adjustable evaluation data showed minor variations that didn't pose an obstacle to its mechanical functionality while evaluations of von Mises stress, displacements, deformation, heat transfer, compression, acquisition, and accessibility established PLA as the most suitable. Finally, the prototype showed that, both in simulation and in the laboratory, the parts suffered greater displacement in the supination position. Despite minimal damage to the hand-arm joint, this design offers an accessible alternative, adjustable and cost-effective, and significantly reduced the fabrication time compared to traditional devices.

KEYWORDS: mechanical prosthesis; transradial amputee; mechanical properties; 3D printing.

Correspondencia:

DESTINATARIO: Erika Guadalupe Meraz Tena
INSTITUCIÓN: Universidad Autónoma de Ciudad Juárez / Instituto de Ingeniería y Tecnología
DIRECCIÓN: Ave. del Charro núm. 450 norte, col. Partido Romero, C. P. 32310, Ciudad Juárez, Chihuahua, México
CORREO ELECTRÓNICO: emeraz@uacj.mx

Fecha de recepción: 21 de junio de 2024. **Fecha de aceptación:** 2 de diciembre de 2024. **Fecha de publicación:** 31 de diciembre de 2024.



Licencia Creative Commons



I. INTRODUCCIÓN

Las prótesis son dispositivos que buscan reemplazar parcial o totalmente un miembro ausente del cuerpo [1] para proveer la funcionalidad o la apariencia de la parte del cuerpo faltante. Existen al menos tres clasificaciones: prótesis cosméticas, accionadas por el cuerpo y accionadas de forma externa.

El uso de la impresión 3D ha tenido un gran impacto, particularmente en la elaboración de prótesis. Esta técnica de fabricación, que inició con una prótesis de mano llamada Robohand en 2012, posibilita la elaboración de prótesis más complejas con menor costo y una mayor personalización para un mejor ajuste [2]. Las prótesis impresas en 3D son una solución valiosa debido a su accesibilidad y potencial de personalización, sin embargo, su durabilidad es un tema de preocupación dentro del campo biomédico debido a parámetros como longitud, ancho y el diseño de la cubierta, así como a limitaciones como las propiedades mecánicas del material y el peso que varían de un paciente a otro y que deben considerarse [3], ya que tanto su funcionalidad como su durabilidad dependerán en gran medida de estas.

Dado que las prótesis tienden a ser costosas y tardadas, las personas con niveles socioeconómicos bajos suelen enfrentar dificultades para acceder a ellas. Como respuesta a esto, organizaciones como e-NABLE [4] han desarrollado diseños que permitan la accesibilidad a dispositivos protésicos a través de esta tecnología. No obstante, según resultados obtenidos en proyectos anteriores, se llegó a la conclusión de que las prótesis transradiales tienen una gran área de oportunidad para incrementar la funcionalidad que poseen actualmente, mediante modificaciones de diseño. Debido a esto, el equipo de investigación desarrolló previamente un diseño de una prótesis mecánica transradial a través de SolidWorks para su fabricación con impresión 3D, con la finalidad de brindar a la comunidad de Ciudad Juárez, Chihuahua, México, la posibilidad de acceder a un diseño personalizado [5] y que cuente con un mayor desempeño.

El objetivo de este trabajo es evaluar el funcionamiento de ajuste de dicho diseño y evaluar las propiedades mecánicas de los materiales disponibles para su impresión.

Como resultado, fue posible garantizar su precisión para un ajuste adecuado según las medidas antropométricas

del usuario y que permitirá agilizar el proceso de fabricación, reducir costos y aumentar la probabilidad de aceptación del dispositivo por parte del usuario. Además, mediante la evaluación de las propiedades mecánicas de los materiales, se logró identificar si estos realmente pudieran representar una alternativa de bajo costo para fabricantes y usuarios finales

II. METODOLOGÍA

INVESTIGACIÓN DE ASPECTOS GENERALES PARA EVALUAR EL DISEÑO

Se realizó una investigación teórica sobre el funcionamiento y la anatomía simulados en un dispositivo protésico. El objetivo fue identificar las características importantes para comparar diferentes diseños de prótesis de miembro superior a nivel transradial, incluyendo un diseño de un proyecto anterior [5] que se evalúa en este trabajo. Con esta finalidad, se tomó en cuenta la información obtenida en artículos provenientes de EBSCOhost, libros de texto y la página web de e-NABLE [4]. En esta última, se revisaron las características técnicas de los diseños comparables a los del proyecto y cómo se personalizan, ya que cuenta con una considerable variedad de diseños de prótesis de acceso libre. Debido a la gran cantidad de diseños que existen en la actualidad y que cumplen con diferentes funcionalidades acorde a las necesidades que tiene el usuario, tales como uGrip II, SmartHand [6] y Myo Kinisi [7], y dado que hay cierta escasez de proyectos que impliquen el uso de impresión 3D para prótesis mecánicas transradiales gratuitos, se tomó en cuenta el diseño de UnLimbited Arm v2.1- Alfie Edition [8] y RIT Arm [9], presentados por la organización e-NABLE.

COMPARACIÓN Y EVALUACIÓN DEL DISEÑO EN SOLIDWORKS CON DISEÑOS YA EXISTENTES

Para realizar una comparación confiable, se identificaron los diseños que utilizan la impresión 3D, que son de fácil acceso, son prótesis mecánicas, se accionan con el codo y se utilizan en casos de amputaciones a nivel transradial. En este trabajo, el diseño UnLimbited Arm v2.1- Alfie Edition fue elegido entre las opciones de e-NABLE porque tenía más características similares a las que se buscaban evaluar en el diseño del proyecto anterior. La [Figura 1](#) muestra los diseños utilizados para la comparación.

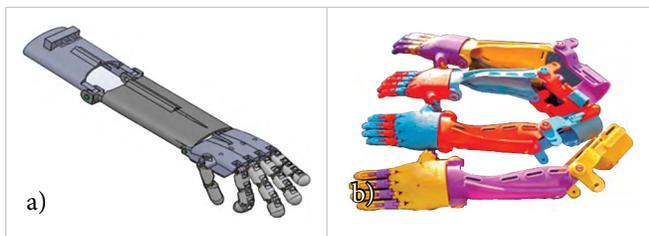


Figura 1. Diseños de prótesis para amputación transradial: a) diseño realizado en [5] y b) UnLimbited Arm v2.1 - Alfie Edition, presentado en [10].

Para comparar las características de ambos diseños, se definieron cinco parámetros a evaluar:

- **Funcionalidad.** Define cómo debe de accionarse y los tipos de movimientos que posee.
- **Construcción.** Establece las características físicas que cumple o debe cumplir cada diseño para que funcione según el creador del diseño o las necesidades del usuario.
- **Personalización.** Se refiere a las medidas antropométricas del paciente que se deben ingresar.
- **Configuración de parámetros.** Es la forma en que los diseños deben configurarse para adaptarse al paciente.
- **Vistas previas.** Indica si el diseño previo a la impresión en 3D puede visualizarse en diferentes ángulos.

ADQUISICIÓN DE MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS

La funcionalidad autoajutable del diseño se evaluó utilizando medidas antropométricas de artículos disponibles en EBSCOhost. Sin embargo, debido a la especificidad de algunos parámetros requeridos por el diseño, se obtuvieron algunas medidas a través de cálculos, ya que no se encontraron en bases de datos, por ejemplo:

Alto del antebrazo. Se calculó a partir de la circunferencia obtenida en una investigación sobre la relación entre las medidas antropométricas y posturas del antebrazo con la fuerza de prensión [11], cuyos participantes tenían una circunferencia de antebrazo promedio de 26.4 ± 1.9 cm. La Ecuación (1) se obtuvo convirtiendo las medidas obtenidas a mm:

$$d = \frac{C}{\pi} = \frac{264 \text{ mm}}{3.1416} \quad (1)$$

donde d es el diámetro, C la circunferencia y se tomó el valor de π como 3.1416. Sin embargo, dado que el diseño está creado para enfocarse en la mitad superior del antebrazo, se consideró usar el radio obtenido a par-

tir del diámetro obtenido en la Ecuación (1), como se muestra en la Ecuación (2), es decir, el resultado de la Ecuación (1) se divide entre dos:

$$d = 2r \rightarrow r = \frac{d}{2} \quad (2)$$

Alto del socket. Se calculó a partir del diámetro de la circunferencia del punto medio del brazo, que es de 250 mm en una comparación del perfil antropométrico entre hombres y mujeres [12]. Para esta medida se utilizó la Ecuación (1), variando únicamente la circunferencia (C) y, dado que solo se considera la mitad superior del brazo, el alto del *socket* es la mitad de la resultante.

$$d = \frac{C}{\pi} = \frac{250 \text{ mm}}{3.1416} \quad (1)$$

Largo del socket. En un estudio para identificar un punto de referencia anatómico con el fin de localizar el nervio radial [13], se midió la distancia desde la punta del acromión hasta la punta del epicóndilo lateral del húmero, obteniendo un promedio de 326.4 mm. Se tomó en cuenta solo la mitad de la distancia del húmero, es decir, el valor obtenido se dividió entre dos, resultando en la Ecuación (3):

$$\text{largo del socket} = \frac{326.4 \text{ mm}}{2} \quad (3)$$

Diámetro de la cuerda elástica. Este parámetro se definió solo para fines didácticos, por lo que se estableció un diámetro de 2.5 mm como máximo. Esta medida fue seleccionada para facilitar la observación directa y la manipulación práctica al ser de tamaño medio.

Diámetro del cuerpo en el perno. Este parámetro se definió solo para fines didácticos, por lo que se estableció un diámetro de 6 mm. Esta medida, empleada para las piezas de unión entre *socket*, antebrazo y mano, representa las perforaciones entre dichas piezas donde se coloca el perno para ensamblar la prótesis. No obstante, hay que tomar en cuenta que este debe ser lo suficientemente robusto para soportar las fuerzas y cargas asociadas a las actividades diarias del usuario final y, sobre todo, que no afecte la comodidad del paciente.

Las medidas antropométricas que se obtuvieron para evaluar este diseño son presentadas en la Figura 2 que se muestra a continuación.

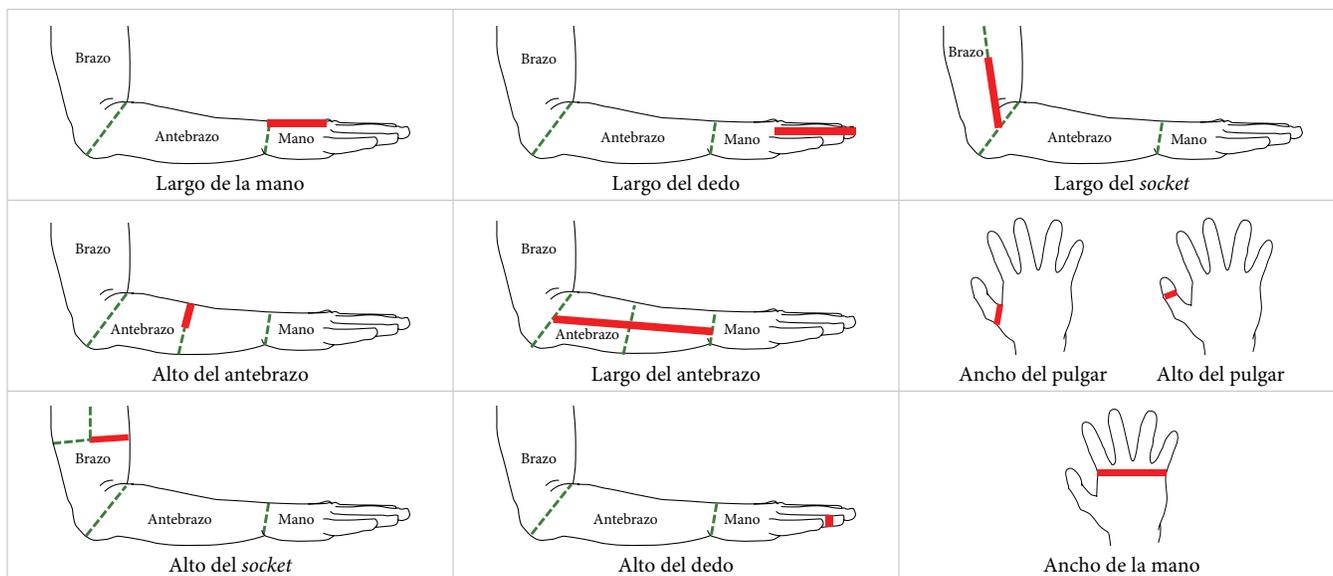


Figura 2. Posiciones para tomar las medidas antropométricas. Dibujos modificados a partir de [14], [15].

EVALUACIÓN DE FUNCIONALIDAD

Para realizar la evaluación de funcionalidad, se ingresaron las medidas antropométricas descritas en la [Tabla 1](#) a un archivo de texto que se encuentra enlazado al diseño de SolidWorks y luego se reconstruyó el diseño para que se autoajustara. Una vez reconstruido, se utilizó la función *medida* de SolidWorks para medir la distancia recta entre dos puntos aproximados y verificar que se aproximaran a las medidas antropométricas ingresadas.

TABLA 1

PARÁMETROS Y MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS UTILIZADAS

PARÁMETROS	MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS* (mm)
Ancho de la mano (a nivel de los nudillos)	74.8
Largo de la mano	106.8
Largo del dedo	71.2
Alto del dedo	17.6
Ancho del pulgar	24.8
Alto del pulgar	18.4
Alto del antebrazo	42.02
Largo del antebrazo	270
Largo del socket	163.2
Alto del socket	39.79
Diámetro de la cuerda elástica	2.5
Diámetro del cuerpo en el perno	6

*Obtenidas de EBSCOhost

DEFINICIÓN DE MATERIALES

En la actualidad, PLA, ABS, Ninja flex®, Nailon y PETG son algunos de los materiales más usados para impresiones en 3D. Para este trabajo, se optó por considerar como opciones para realizar las evaluaciones en simulaciones el PLA por su facilidad de impresión, bajo costo y disponibilidad en el laboratorio Centro Autofinanciable de Prototipos y Arquetipos (CAPA), el ABS por sus buenas propiedades mecánicas y térmicas y el PETG por su potencial para combinar las ventajas del PLA y del ABS en la fabricación de una prótesis, encontrándose este último incluido en los catálogos de filamentos ideales para imprimir dispositivos de e-NABLE [16].

La selección del material se realizó a través de un análisis comparativo teórico por medio de simulaciones en software con las que, bajo ciertas condiciones, es posible evaluar la viabilidad de la utilización de dichos materiales en un prototipo. Con esta finalidad, a través del programa SolidWorks simulation y Ansys, se evaluó el diseño con los tres materiales seleccionados, realizándose los siguientes estudios:

EVALUACIÓN MECÁNICA

En este estudio se tomó en cuenta las propiedades mecánicas de cada material, tales como módulo elástico, proporción de Poisson, módulo de cizallamiento, densidad, resistencia a la tracción, límite elástico y resistencia a la compresión, las cuales están descritas en la [Tabla 2](#).

TABLA 2
PROPIEDADES MECÁNICAS DE LOS MATERIALES PROPUESTOS

PARÁMETROS	MATERIALES		
	PLA [17], [18]	ABS [19], [20]	PETG [18]
Módulo elástico (MPa)	3750	2000	2200
Proporción de Poisson	0.3897	0.394	0.33
Módulo de cizallamiento (MPa)	862	318.9	470
Densidad (g/cm ³)	1.252	1.02	1.29
Resistencia a la tracción (MPa)	55	30	53
Límite elástico (MPa)	45	30	47.9
Resistencia a la compresión (MPa)	55	37	55

NOTA. Los valores asignados en las tablas 2 y 4 proceden de publicaciones académicas y de valores predefinidos en la biblioteca de materiales de SolidWorks, por lo que se recomienda consultar las especificaciones técnicas del fabricante del material de interés.

Se aplicaron fuerzas equivalentes hasta 25 kg (245 N) en la palma de la mano, que es la masa máxima que una persona puede manipular al cargar objetos [21], y se definió como soporte fijo la parte del *socket* y del antebrazo, ya que se encuentran sujetos al usuario. Se evaluaron tres posiciones diferentes: pronación (palma hacia abajo), supinación (palma hacia arriba) y posición anatómica o neutral. En cada uno de estas, las fuerzas se aplicaron de forma distribuida y no puntual, como se muestra en la Figura 3.

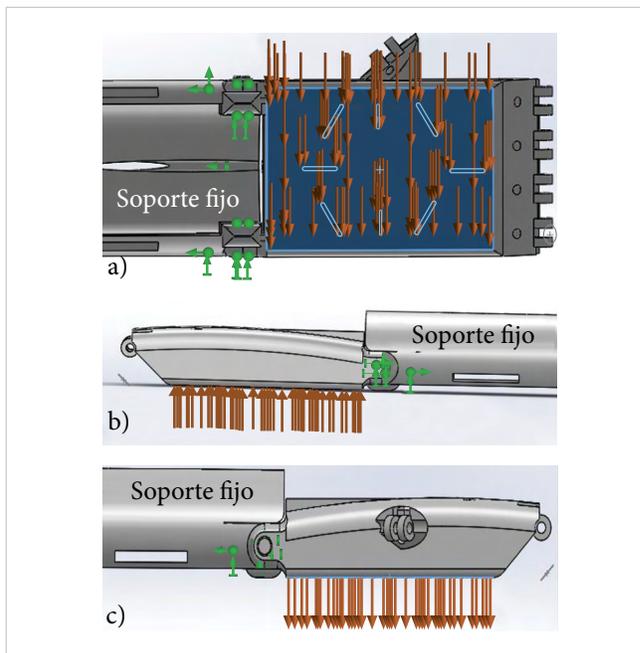


Figura 3. Previsualización de la aplicación de los vectores de carga en la palma de la mano: a) posición anatómica (con la palma en posición neutra o de lado), b) posición de pronación (con la palma hacia abajo) y c) posición de supinación (con la palma hacia arriba).

Los estudios mecánicos realizados tanto en SolidWorks como en Ansys con cada material, se llevaron a cabo con los parámetros detallados en la Tabla 3.

TABLA 3
CONFIGURACIÓN DE LOS PARÁMETROS REQUERIDOS PARA LOS ESTUDIOS MECÁNICOS EN SOFTWARE

MENÚ	PARÁMETRO:	
	REQUERIDO	ESTABLECIDO
Partes	Selección del material y de las partes del diseño que se incluyen en este estudio.	Materiales: PLA, ABS y PETG. Partes incluidas: antebrazo, mano izquierda, pieza de ensamble para antebrazo-mano, pieza de ensamble para antebrazo- <i>socket</i> y <i>socket</i> bueno.
Conexiones	Interacción de componentes.	Se estableció una interacción global del diseño del tipo vinculada.
Fixturas	Definir cómo se apoya el modelo, es decir, los movimientos que se imponen.	Se establecieron dos geometrías fijas: 1) las perforaciones que se unen del antebrazo y la mano y 2) la pieza de antebrazo y <i>socket</i> .
Cargas externas	Se define el tipo de carga.	Se estableció una fuerza con unidades en el Sistema Internacional (SI) en la cara de la palma y con la dirección cambiando, dependiendo de la posición de la mano. La cantidad de fuerza aplicada fue variando acorde con las pruebas realizadas (de 0 N a 245 N).
Mallado	Definición de la malla.	Se dejó la densidad de mallado que SolidWorks estableció automáticamente.

Las pruebas mecánicas en software se llevaron a cabo para determinar cuál de los materiales poseía un mejor rendimiento y proporcionaría al usuario una expe-

riencia de uso mejorada. Esto se debe a que al evaluar la prótesis mecánicamente se puede identificar cómo esta responde a las fuerzas o cargas aplicadas y se po-

dría garantizar que sea segura y funcional, lo que ofrece directamente al usuario una mayor confianza e independencia al utilizarla, contribuyendo a mejorar su calidad de vida. Para esto, se realizaron cuatro pruebas: tensión von Mises, para identificar el punto de fractura del diseño; desplazamiento, para determinar cuánto se mueven las partes del diseño ante la aplicación de cargas; deformación, equivalente para determinar cuánto se ve afectado el diseño ante la aplicación de cargas, y compresión, para evaluar la resistencia del material cuando se le aplican fuerzas de compresión.

En esta última prueba solo se usó la pieza de la mano, ya que, si bien una prótesis transradial no sufre de fuerzas de compresión, se optó evaluarlo para identificar algún caso especial, como el aplastamiento por objetos pesados. En este caso, se estableció como geometría fija el dorso de la mano para simular una situación en la que esta se encuentra en contacto con una superficie (Figura 4a) y se aplicaron las fuerzas de compresión en la palma para simular el aplastamiento por algún objeto, como una caja (Figura 4b).

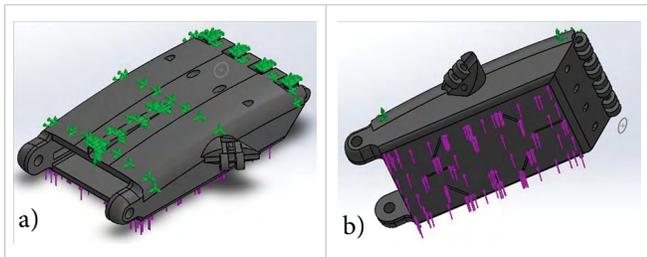


Figura 4. Configuración de parámetros: a) definición de la geometría fija en el dorso y b) definición de la superficie para aplicación de fuerzas en la palma.

EVALUACIÓN TÉRMICA

Ciudad Juárez es una urbe con cambio drástico de las condiciones meteorológicas en periodos cortos de tiempo, por lo que fue importante determinar el comportamiento térmico de los materiales evaluados. Para esto, se consideraron propiedades térmicas, tales como conductividad térmica; coeficiente de dilatación térmica; calor específico; temperatura de transición vítrea, que determina la temperatura en la que ocurre un cambio de fase rígida a flexible; y temperatura máxima de servicio, que corresponde a la temperatura máxima en la que se puede usar un material por periodos prolongados sin verse afectadas sus propiedades mecánicas. Los parámetros de estas propiedades se encuentran en la Tabla 4.

TABLA 4
PROPIEDADES TÉRMICAS DE LOS MATERIALES [17]-[26]

PARÁMETROS	MATERIALES		
	PLA	ABS	PETG
Conductividad térmica (W/mK)	0.13	0.2256	0.29
Coefficiente de dilatación térmica (1/K)	4.1×10^{-5}	7.2×10^{-5}	1.2×10^{-5}
Calor específico (J/kgK)	1180	1386	1470
Temperatura de transición vítrea (°C)	52-60	97	81-91
Temperatura máxima de servicio (°C)	55	88-89	51-64

Se evaluaron las dos temperaturas más extremas que se han registrado en Ciudad Juárez, Chihuahua (-17 °C y 50 °C, aproximadamente) en cada material a través de SolidWorks. Se establecieron las mismas partes del ensamble que en los estudios estáticos para realizar las simulaciones y se aplicaron dos cargas térmicas:

Temperatura. Se le asignó un valor de -17 °C y 50 °C, según el estudio, y se aplicó en la parte superior del diseño suponiendo que el dispositivo es dejado a la intemperie (Figura 5).

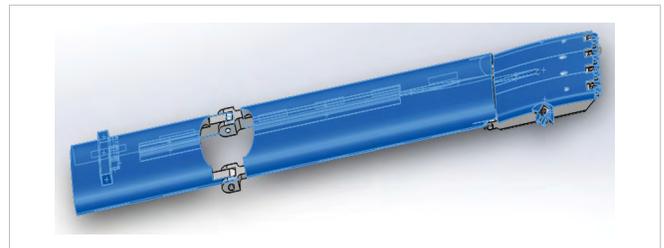


Figura 5. Aplicación de la carga térmica "temperatura".

Convección. Este parámetro se encuentra relacionado con la *transferencia del calor* desde la superficie caliente hacia el aire. Se le asignó un *coeficiente de transferencia de calor* de 25 W/(m²K) y una temperatura ambiente de 25 °C, correspondiente al aire por *convección natural* [32] y se aplicó a todo el ensamble (Figura 6).



Figura 6. Aplicación de la carga térmica "convección".

FABRICACIÓN DE PRÓTESIS

Material. La selección del material se realizó considerando los resultados de las evaluaciones mecánicas, térmicas, costos y disponibilidad. El filamento utilizado fue el PLA, ya que se tuvo la restricción de que era el único material disponible, de los evaluados, en las instalaciones donde se realizó la impresión.

Calidad. Este parámetro depende de las características del equipo y sus valores predeterminados. El laboratorio en donde se imprimió tiene una calidad de media-alta.

Resistencia. Se refiere a la densidad del relleno y se basa en porcentajes. Este parámetro define la solidez de las piezas, en donde el 100 % equivale a un relleno total y el 50 % equivale a la mitad del volumen relleno, lo que reduce el peso y los costos de la pieza. Para este prototipo, se utilizó una resistencia del 50 %.

Todas las piezas se imprimieron en la impresora Ultimaker 2 Extended, aunque a la del antebrazo se le ajustaron sus dimensiones porque este aparato tenía un límite de altura de 30 cm. Para el ensamble, fue necesario corregir las imperfecciones de impresión de las piezas. Los dedos tuvieron que limarse porque las zonas de ensamble eran demasiado anchas y se usaron tornillos comerciales para unir las piezas más grandes del prototipo.

PRUEBAS MECÁNICAS EN LABORATORIO

Las pruebas físicas se realizaron con el equipo de ensayos Mark-10 ESM1500 para evaluar los esfuerzos y la resistencia del diseño en físico bajo determinadas cargas e identificar los desplazamientos resultantes con una fuerza máxima de 10 kilogramos (masas mayores suelen ser manejadas con las dos manos, por lo que estas se distribuyen entre ambas extremidades). Posteriormente, se realizaron estudios de compresión.

Para estas pruebas, se usó una velocidad de 10 mm/min y, se evaluó hasta 100 N, dado que la máquina solo registraba fuerzas con incrementos de 20 N entre lecturas. El material utilizado fue el PLA de Ultimaker proporcionado por el laboratorio.

No obstante, la parte superior del equipo Mark-10 no lograba tocar la prótesis por un límite inferior en el des-

censo de la cruceta para entrar en contacto. Para solucionarlo, se elevó la prótesis con la madera disponible en el laboratorio y se sujetó el antebrazo manualmente. Aunado a esto, se realizaron ajustes en la aplicación de cargas en las posiciones evaluadas, como se detalla a continuación:

- **Supinación:** aunque la fuerza se aplicó en la palma de la mano, la cruceta no hizo contacto completo con la pieza impresa, lo que resultó en que la fuerza no se distribuyó por toda la palma de manera uniforme (Figura 7a).
- **Pronación:** la aplicación de fuerzas se realizó en la parte superior de la mano, no en la palma. Al igual que en la posición de supinación, no tuvo un contacto completo con la cruceta (Figura 7b).
- **Neutral:** se aplicaron las fuerzas en un costado. No obstante, debido a que el punto de conexión del pulgar chocaba con la cruceta en esta posición y no permitía colocar la prótesis lo más centrada posible, se tuvo que colocar en posición neutral correspondiente a una mano derecha, con el punto de conexión hacia abajo (Figura 7c).
- La aplicación de fuerzas de compresión se muestra en la Figura 7d.



Figura 7. Punto de contacto entre la mano y la cruceta de la máquina: a) supinación, b) pronación, c) neutral y d) fuerzas de compresión en supinación.

COMPARACIÓN E INTERPRETACIÓN DE DATOS

Finalmente, con los datos obtenidos del rendimiento del dispositivo protésico dentro del laboratorio con el diseño en físico y los datos obtenidos en la simulación usando en ambos el PLA, se realizó una comparación entre estos para identificar si el comportamiento obtenido en condiciones reales correspondía al mostrado en condiciones simuladas y si el diseño era una buena opción como alternativa a los dispositivos actuales.

III. RESULTADOS Y DISCUSIÓN

COMPARACIÓN Y EVALUACIÓN DEL DISEÑO EN SOLIDWORKS CON DISEÑOS YA EXISTENTES

A partir de los parámetros establecidos para comparar el Alfie [8] y el diseño evaluado, se obtuvo la información que se consideró más relevante para la comparativa, así como se muestra en la [Tabla 5](#).

TABLA 5
COMPARACIÓN ENTRE DISEÑOS DE PRÓTESIS TRANSRADIALES

CARACTERÍSTICAS	DISEÑOS	
	ALFIE EDITION (e-NABLE) [8]	DISEÑO DE PRÓTESIS TRANSRADIAL [5]
Funcionalidad	Es accionado con el codo. Cuenta con solo dos falanges accionables con cable en cada dedo, permitiendo limitados movimientos como el básico cilíndrico.	Es accionado con el codo. Cuenta con todas las falanges anatómicas correspondientes a cada dedo accionables con cable, permitiendo movimientos de agarre como el básico cilíndrico y precisión índice-pulgar.
Construcción	Para el diseño final, la palma de la mano debe de estar a casi 90° del antebrazo.	La palma de la mano y el antebrazo se encuentran en la misma posición.
	Para el ensamblaje, se requiere de la termoformación con agua hirviendo para moldear y ensamblar el antebrazo y el brazalete del tríceps.	No se requiere de la termoformación para moldear la prótesis, sin embargo, en el diseño de Oropeza [5] se dio la recomendación de someter las piezas a un recipiente con agua caliente, introducir las y dejarlas enfriarse para mejorar la rigidez de las piezas.
	Se puede seleccionar si el diseño es para el brazo izquierdo o derecho.	El diseño está enfocado principalmente para el brazo izquierdo.
Personalización	Las medidas antropométricas requeridas son: Longitud de la mano, longitud del antebrazo, perímetro del bíceps, longitud del soporte del manguito y diámetro del perno tensor.	Las medidas antropométricas requeridas son: alto y largo del dedo, ancho y alto del pulgar, ancho y largo de la mano, largo y alto del antebrazo, largo y alto del <i>socket</i> , diámetro del cuerpo en el perno y el diámetro de la cuerda elástica.
Configuración de parámetros	La configuración de los parámetros se realiza a través de la página de e-NABLE en la opción <i>customize</i> donde se hace uso de un software llamado OpenSCAD, donde una vez configurada acorde al usuario, se puede descargar el diseño final listo para la impresión en 3D.	La configuración de los parámetros se realiza a través de un archivo de texto vinculado al diseño y, una vez configurado acorde al usuario, se debe de abrir el diseño en SolidWorks de la prótesis completo y reconstruirse para poder tener el diseño final listo para la impresión en 3D.
Vistas previas	Tiene un visor de vistas previas para cada pieza por individual.	Se puede manipular el archivo en SolidWorks para ver la previusualización de la prótesis completa en diferentes vistas. Es posible visualizar cada pieza abriendo sus archivos o seleccionándolos para resaltarlos dentro del diseño completo.

EVALUACIÓN DE FUNCIONALIDAD DEL DISEÑO EN SOLIDWORKS

Una vez obtenidas las medidas antropométricas para la reconstrucción del diseño a través de artículos de investigación, cálculos y selección propia, se ingresaron las

variables en el archivo de texto estructurado de manera que permitía ingresar las medidas antropométricas necesarias y, simultáneamente, contenía las ecuaciones necesarias para calcular las dimensiones requeridas para el autoajuste del diseño. En la [Figura 8](#) se muestran diferentes vistas de la prótesis antes y en la [Figura 9](#) des-

pués de modificar las medidas antropométricas en los archivos de texto.

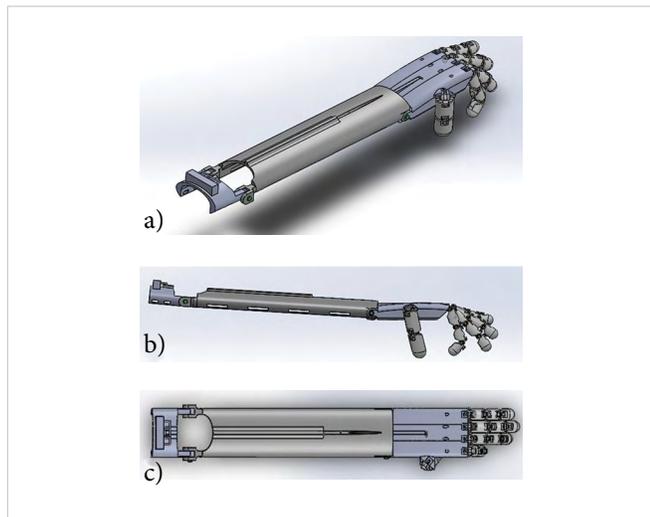


Figura 8. Diseño de prótesis con parámetros aleatorios: a) vista isométrica, b) vista frontal y c) vista superior.

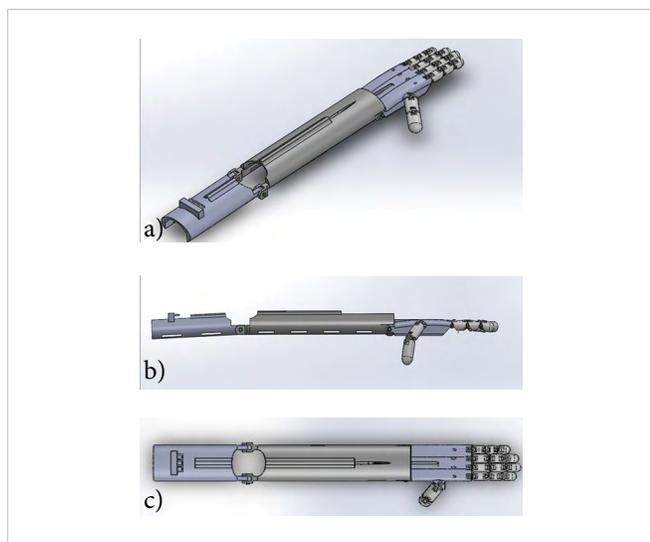


Figura 9. Diseño de prótesis con parámetros modificados: a) vista isométrica, b) vista frontal y c) vista superior.

Una vez que se tuvo el diseño con las medidas actualizadas, se verificó su correcto autoajuste. Con este fin, se empleó la herramienta *medida* de SolidWorks, que permitió medir las dimensiones del diseño actualizada.

Posteriormente, se hizo una comparación entre las medidas obtenidas durante la revisión y las resultantes con la herramienta del programa. Este procedimiento se implementó para determinar si existía alguna variación entre ambos conjuntos de medidas (Tabla 6).

TABLA 6
MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS (mm) [7]-[9], [33], [34]

PARÁMETROS	MEDIDAS ANTROPOMÉTRICAS		VARIACIÓN (mm)
	OBTENIDAS EN EBSCO-HOST	CALCULADAS CON SOLID-WORKS	
Ancho de la mano (a nivel de los nudillos)	74.8	74.8	0
Largo de la mano	106.8	107.85	1.05
Largo del dedo	71.2	71.3	0.1
Alto del dedo	17.6	17.98	0.38
Ancho del pulgar	24.8	24.62	0.18
Alto del pulgar	18.4	18.4	0
Alto del antebrazo	42.02	40.31	1.71
Largo del antebrazo	270	280.42	10.42
Largo del <i>socket</i>	163.2	163.47	0.27
Alto del <i>socket</i>	39.79	33.01	6.78
Diámetro de la cuerda elástica	2.5	2.5	0
Diámetro del cuerpo en el perno	6	6	0

Como se pudo observar en la tabla anterior, existen algunas variaciones entre las medidas ingresadas y las medidas resultantes de la función de SolidWorks. Esto puede deberse a diferentes factores como los que se mencionan a continuación:

- Respecto a la obtención de medidas en el programa: a) la forma en la que el programa o el usuario seleccionan los puntos para tomar las distancias, b) las precisiones y tolerancias que maneja SolidWorks pueden ajustarse de forma automática para evitar algún tipo de error en la construcción y c) cálculos internos que realiza el programa que derivan en cantidades redondeadas y causan variaciones en las dimensiones ingresadas.
- Sesgo en la información teórica: a) dado que no se definió en el trabajo anterior la forma ni las zonas en las que deben de ser tomadas las medidas antropométricas dentro del diseño, no se tiene precisión en la información que se necesita para modificar los parámetros. Es decir, al momento de tomar las medidas, es posible que se considerase un punto diferente al que el creador del diseño tomó para definir cada parámetro para las medidas antropométricas.

Debido a esto se estandarizó la obtención de medidas a través de la función *medida* de SolidWorks, propor-

cionando una guía para tomar las medidas del paciente (Figura 10) y mejorar la precisión del diseño en un am-

biente práctico, considerando las variaciones que se pueden presentar en la toma de medidas antropométricas.

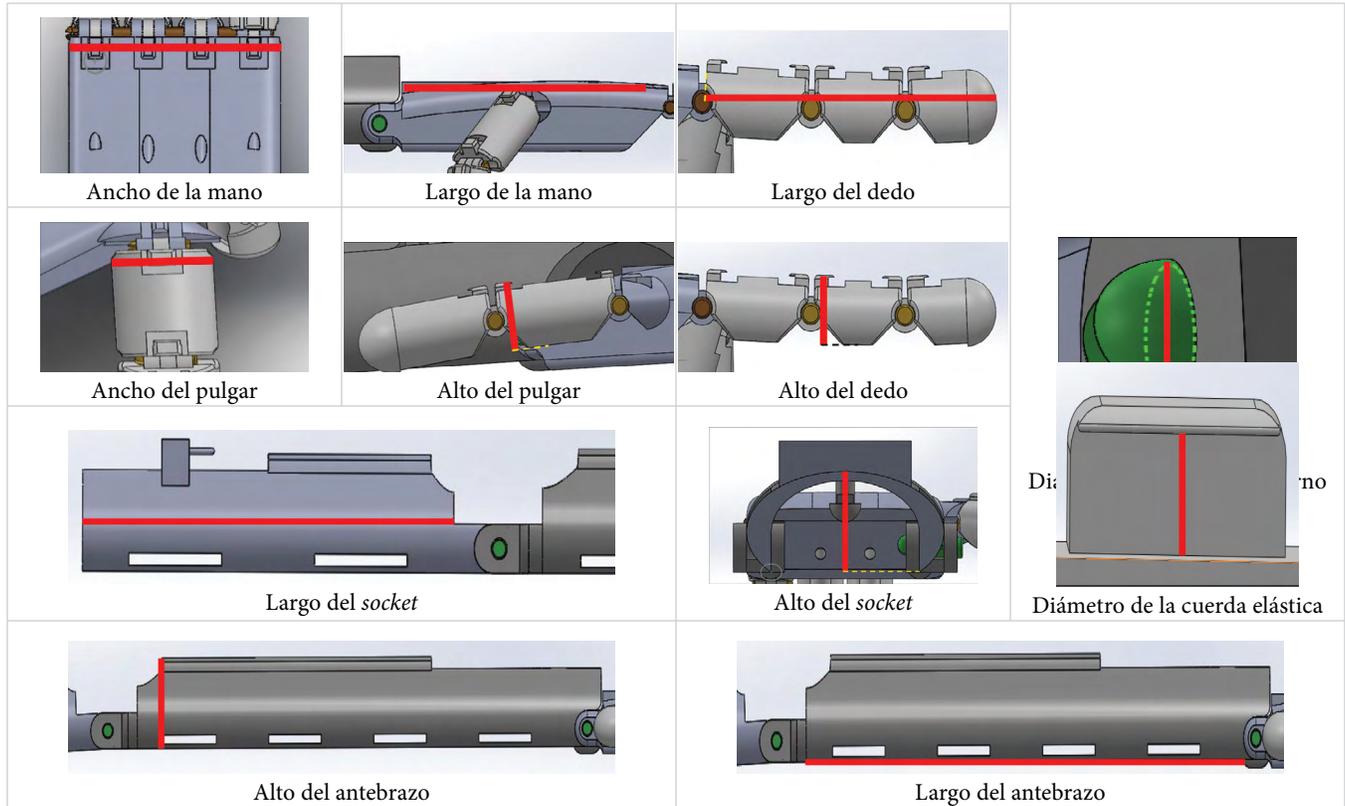


Figura 10. Mediciones tomadas para evaluar la funcionalidad autoajutable.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE LOS ESTUDIOS MECÁNICOS DEL PLA, ABS Y PETG EN SOFTWARE

Los estudios de tensión de von Mises, desplazamiento y deformación se realizaron en SolidWorks y Ansys y en tres posiciones de la palma de la mano: pronación, supinación y posición anatómica. Los datos necesarios para realizar los estudios se presentan en la [Tabla 7](#).

TABLA7
VALORES ESTABLECIDOS PARA LOS ESTUDIOS DE PRUEBAS MECÁNICAS SIMULADAS

PRUEBA	MASA (KG)	FUERZA (N)
0	0	0
1	1	9.8
2	5	49
3	10	98
4	15	147
5	20	196
6	25	245

TENSIÓN DE VON MISES

La tensión en los materiales varió según la posición de la mano, pero con una tendencia similar entre ellos, así como se detectó una posible fractura en la zona de ensamblaje entre la mano y el antebrazo en los tres materiales evaluados (Figura 11 y Figura 12). Las tendencias gráficas de los resultados se muestran desde la Figura 13 a la Figura 15.

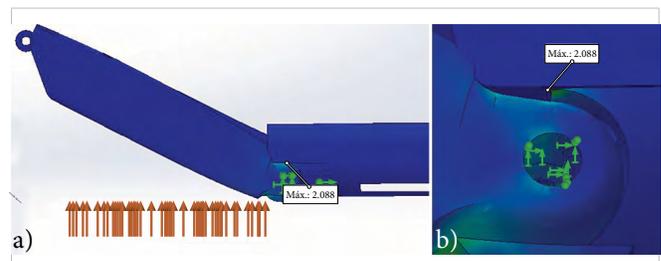


Figura 11. Tensión de von Mises resultante en PETG en SolidWorks: a) simulación de la aplicación de las fuerzas en posición de supinación y b) acercamiento a la zona afectada en la zona de ensamblaje mano-antebrazo.

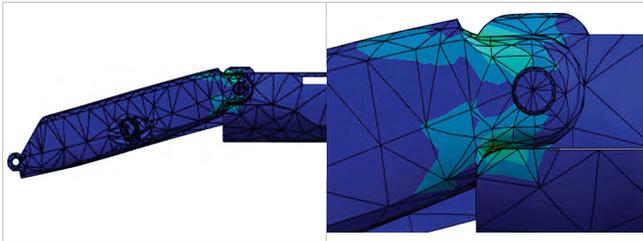


Figura 12. Tensión de von Mises resultante en PETG en Ansys: a) simulación de la aplicación de las fuerzas en posición de supinación y b) acercamiento a la zona afectada en la zona de ensamble mano-antebrazo.

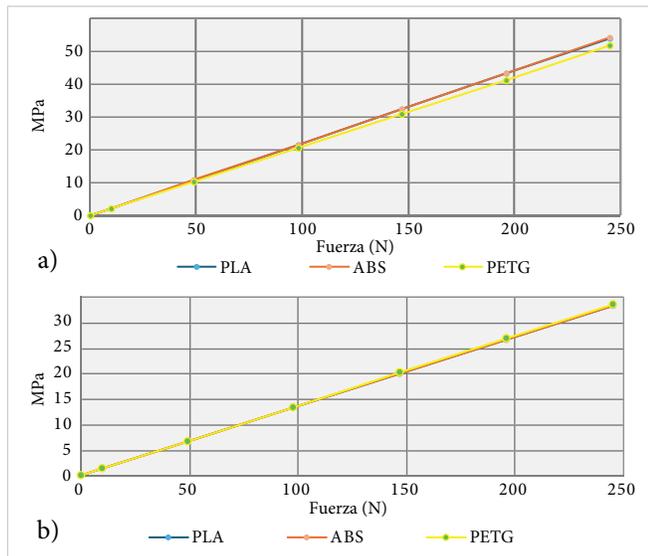


Figura 13. Gráficos resultantes de la tensión de von Mises en posición de pronación obtenida en a) SolidWorks y b) Ansys.

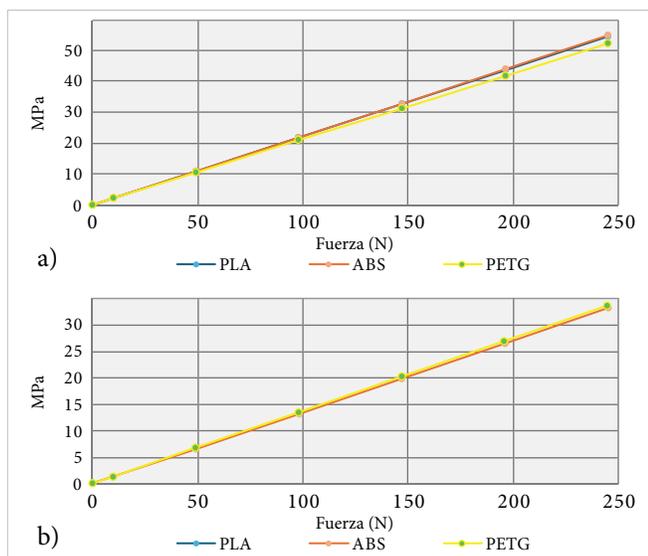


Figura 14. Gráficos resultantes de la tensión de von Mises en posición de supinación obtenida a) en SolidWorks y b) Ansys.

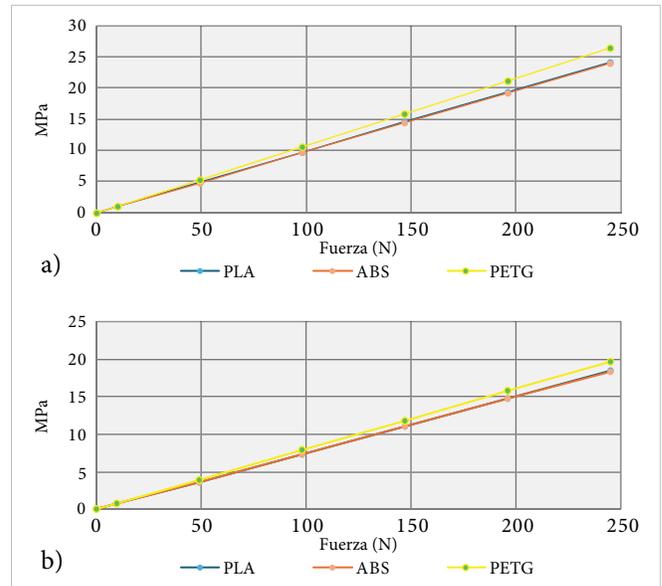


Figura 15. Gráficos resultantes de la tensión de von Mises en posición neutral obtenida en a) SolidWorks y b) Ansys.

Estos resultados mostraron una tendencia entre materiales tan similar que algunas líneas indicativas en los gráficos se superpusieron entre sí.

En este estudio, un valor más bajo indica que el material experimenta menores niveles de tensión, lo cual es crucial para garantizar que el dispositivo no presente fallas. En este caso, el material ABS presentó un mejor comportamiento de forma general.

DESPLAZAMIENTO

Este estudio tuvo el objetivo de determinar cuánto se mueven las piezas después de aplicar fuerzas y determinar si puede cumplir con los requisitos de seguridad y rendimiento que un dispositivo protésico debe de tener. El mayor desplazamiento se produjo en la zona donde se une la palma con las falanges (Figura 16).

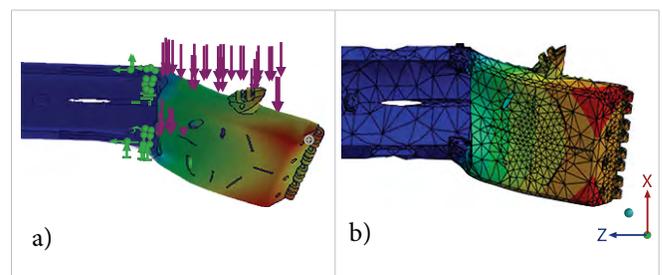


Figura 16. Desplazamiento sobre ABS en posición neutral: a) simulación de la aplicación de las fuerzas en SolidWorks y b) simulación de la aplicación de las fuerzas en Ansys.

Las tendencias gráficas de los resultados se muestran desde la Figura 17 a la Figura 19.

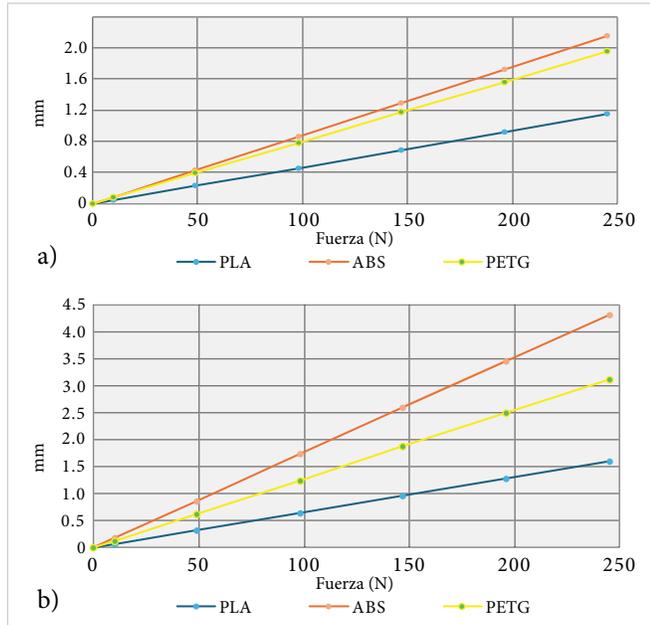


Figura 17. Gráficos resultantes del desplazamiento en posición de pronación obtenida en a) SolidWorks y b) Ansys.

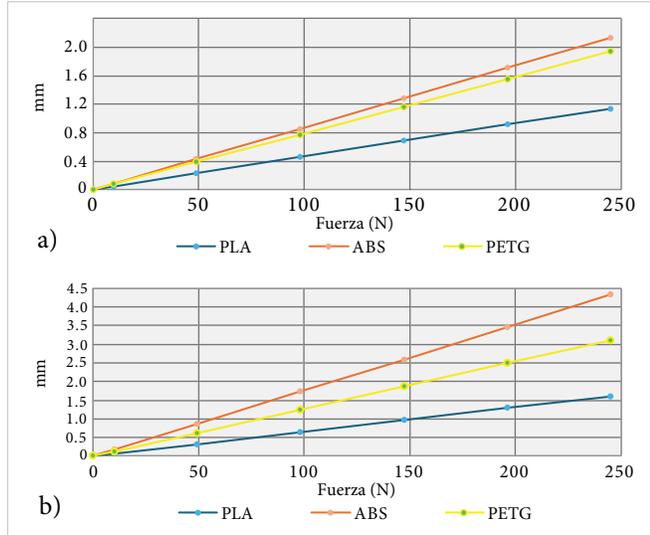


Figura 18. Gráficos resultantes del desplazamiento en posición de supinación obtenida en a) SolidWorks y b) Ansys.

Los hallazgos de este estudio muestran que, aunque las variaciones entre materiales son poco significativas, el PLA es el que tiene el menor desplazamiento.

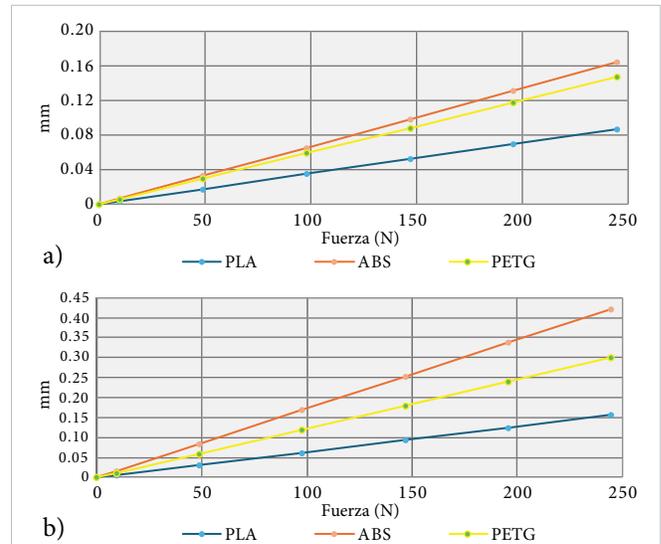


Figura 19. Gráficos resultantes del desplazamiento en posición neutral obtenida en a) SolidWorks y b) Ansys.

DEFORMACIÓN EQUIVALENTE

Con este estudio se busca identificar la cantidad resultante de deformación equivalente al aplicar una tensión, ya que los resultados permiten prever el daño que se puede acumular en un material conforme pasa el tiempo. En las Figuras 20 y 21 se observa que la zona con una mayor afectación se encuentra en la parte inferior de la parte de ensamble entre el antebrazo y la mano.



Figura 20. Deformación resultante en PLA en SolidWorks: a) simulación de la aplicación de las fuerzas en posición de pronación y b) acercamiento a la zona afectada en la parte inferior de la zona de ensamble mano-antebrazo.

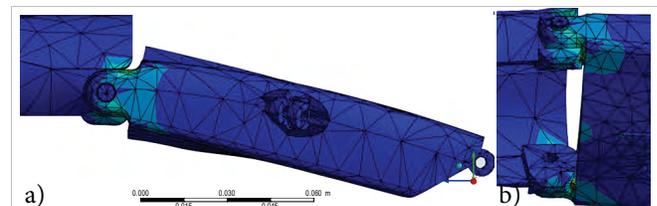


Figura 21. Deformación resultante en PLA en Ansys: a) simulación de la aplicación de las fuerzas en posición de pronación y b) acercamiento a la zona afectada en la parte inferior de la zona de ensamble mano-antebrazo.

Las representaciones gráficas de las deformaciones sufridas en cada material según las fuerzas aplicadas se muestran de la Figura 22 a la Figura 24.

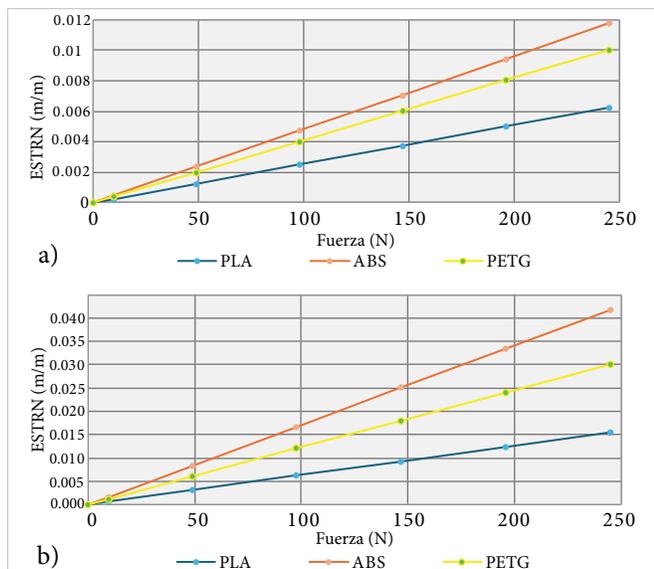


Figura 22. Gráficos resultantes de deformación en posición de pronación obtenida en a) SolidWorks y b) Ansys.

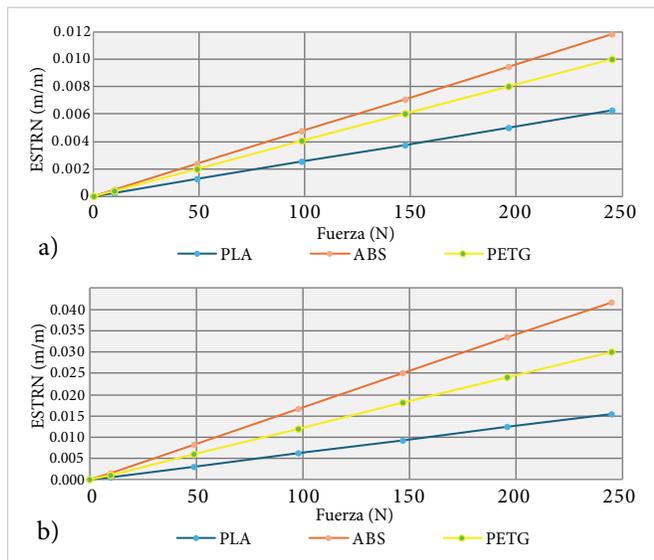


Figura 23. Gráficos resultantes de deformación en posición de supinación obtenida en a) SolidWorks y b) Ansys.

Estos datos muestran que aquel que posee un mejor comportamiento es el PLA.

La principal variación en los datos entre programas para cada estudio se puede generar debido a los cálculos internos dentro de cada programa. A diferencia de SolidWorks, donde se ingresan manualmente todas las propiedades mecánicas necesarias, Ansys solamente

solicita dos propiedades y, a partir de estas, realiza los cálculos de forma automática para los datos adicionales. Si bien los resultados entre programas mostraron diferencias considerables entre magnitudes para un mismo estudio, las tendencias generales en el desempeño de los materiales son consistentes.

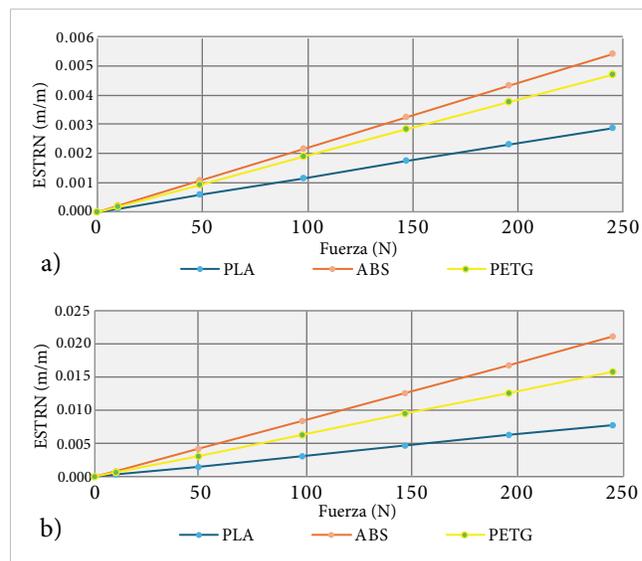


Figura 24. Gráficos resultantes de deformación en posición neutral obtenida en a) SolidWorks y b) Ansys.

COMPRESIÓN

Debido a que ambos programas presentaron tendencias similares, a partir de este estudio se decidió utilizar solamente SolidWorks. Al aplicarle fuerzas de compresión, se observó que la parte más afectada se encuentra en la parte inferior de la palma de la mano (Figura 25), que es donde se encuentra hueca para que los hilos tensores puedan pasar sin que se encuentren expuestos y evitar que se dañen al manipular objetos. Los resultados tanto de estrés von Mises como el desplazamiento ante la aplicación de fuerzas de compresión se encuentran en la Tabla 8.

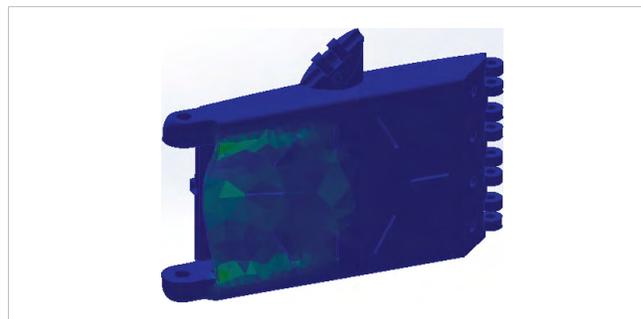


Figura 25. Compresión resultante de la aplicación de las fuerzas.

TABLA 8
RESULTADOS DE TENSIÓN DE VON MISES Y DESPLAZAMIENTO ANTE FUERZAS DE COMPRESIÓN EN PLA, ABS Y PETG EN SUPINACIÓN

MATERIAL	FUERZA (N)	COMPRESIÓN EN SUPINACIÓN	
		TENSIÓN MPa (N/mm ²)	DESPLAZAMIENTO (mm)
PLA	0	0	0
	9.8	0.460	0.0058
	49	2.301	0.0288
	98	4.601	0.0576
	147	6.902	0.0863
	196	9.202	0.1150
	245	11.506	0.1440
ABS	0	0	0
	9.8	0.460	0.0108
	49	2.298	0.0539
	98	4.595	0.1080
	147	6.893	0.1620
	196	9.191	0.2160
	245	11.488	0.2700
PETG	0	0	0
	9.8	0.468	0.0099
	49	2.340	0.0495
	98	4.680	0.0991
	147	7.019	0.1490
	196	9.359	0.1980
	245	11.699	0.2480

Acorde a los resultados obtenidos, el material que posee un menor desplazamiento ante cargas de compresión es el PLA, pero el que resiste mejor la tensión de von Mises es el ABS.

ANÁLISIS COMPARATIVO DE LOS ESTUDIOS TÉRMICOS DEL PLA, ABS Y PETG

Un dispositivo protésico debe de ser hecho con un material que no llegue a ocasionar daños a la piel del paciente por la concentración del calor, es decir, resultados más bajos son más deseables, ya que indica que el material resiste mejor la transferencia del calor. Para esto, se seleccionaron cinco nodos dentro del antebrazo, que es la pieza principal que se encuentra en contacto con el usuario y que se muestran en la [Figura 26](#).

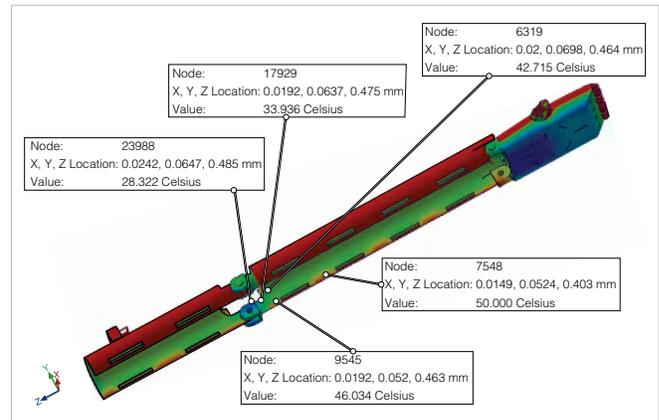


Figura 26. Número y ubicación X, Y, Z de los nodos utilizados para los tres materiales. Los valores obtenidos corresponden al PETG.

Cada nodo corresponde a un color diferente en la escala con la que se identificaban las temperaturas que adquirirían. Las temperaturas localizadas en cada nodo cuando el dispositivo se encontraba expuesto a un máximo de 50 °C y a un mínimo de -17 °C se detallan en la [Tabla 9](#).

TABLA 9
TEMPERATURAS ALCANZADAS EN CADA NODO EVALUADO APLICANDO -17 °C Y 50 °C RESPECTIVAMENTE

NODOS UTILIZADOS	TEMPERATURA					
	MÁXIMA 50 °C			MÍNIMA 50 °C		
	PLA	ABS	PETG	PLA	ABS	PETG
23988	25.8	27.3	28.3	23.6	21.2	19.4
17929	29.5	32.4	33.9	17.4	12.6	10.0
6319	38.8	41.5	42.7	1.9	-2.7	-4.8
9545	43.8	45.4	46.0	-6.5	-9.2	-10.3
7548	50.0	50.0	50.0	-17.0	-17.0	-17.0

Temperaturas cercanas a 25 °C indican que el material es más eficiente para resistir la transferencia del calor y, por ende, mantiene temperaturas más estables en los nodos evaluados. Como resultado, se obtuvo que el PLA era un mejor aislante térmico, lo cual se debe principalmente a que la conductividad térmica del PLA es menor que la del ABS y el PETG.

SELECCIÓN DEL MATERIAL IDÓNEO

Para seleccionar el material con el cual se realizaría la impresión en 3D, se contemplaron los diferentes resultados obtenidos en los estudios previamente hechos, es decir, los de tensión de von Mises, desplazamiento, deformación equivalente, compresión y térmicos.

Evaluaciones mecánicas simuladas

En todas las simulaciones, se encontró que las variaciones en cada estudio entre los materiales fueron sumamente pequeñas. El ABS por excelencia suele ser mejor que el PLA, pero normalmente presenta más dificultades al momento de imprimir, además de que suele desprender gases nocivos [35].

Entre el PETG y el PLA, el primero tiene mejores propiedades mecánicas que el PLA, es por esto por lo que este presenta un mejor rendimiento con respecto a los niveles de tensión que el PLA, pero por debajo del ABS.

Con respecto al desplazamiento y la deformación, los gráficos de las Figuras 17-19 y 22-24 muestran que el PLA es el material que sufre un menor desplazamiento en comparación con el PETG y el ABS. Sin embargo, se debe de tomar en cuenta que una de las propiedades del PETG es una mayor flexibilidad, por lo que presentará mayores deformaciones y desplazamientos que el PLA.

Evaluación térmica

Un aspecto importante para considerar en los materiales usados para una prótesis es que las propiedades mecánicas de un material se encuentran directamente afectadas por la temperatura a la que se encuentra sometido. El PLA es un material comúnmente utilizado para la impresión en 3D por la facilidad de impresión que posee, además de ser bastante asequible. Sin embargo, su *temperatura de transición vítrea*, es decir, aquella en la que un material pasa de un estado duro a otro más elástico, y su *temperatura máxima de servicio* se encuentra en rangos tan cercanos (55 °C a 60 °C y de 45 °C a 55 °C, respectivamente), ocasionan que este material deba de ser vigilado por el usuario, ya que, ante las temperaturas más altas que Ciudad Juárez ha tenido, la prótesis podría verse afectada.

El PETG es un material muy resistente a condiciones meteorológicas y su temperatura de transición vítrea es del rango de 81 °C a 91 °C. También, la temperatura máxima de servicio que posee (de 51 °C a 64 °C) muestra que hasta este nivel el material puede funcionar sin sufrir modificaciones en sus propiedades mecánicas, demostrando que a mayores temperaturas, sus propiedades mecánicas pueden sufrir alteraciones que hagan que el material pudiera ser menos idóneo para dispositivos protésicos usados en lugares con altas temperaturas.

El ABS, en comparación del PLA y el PETG, muestra una mayor tolerancia con respecto a las temperaturas, ya que su temperatura de transición vítrea es de 97 °C y la temperatura máxima de servicio es de 90 °C. Esto hace del ABS un material muy resistente a las altas temperaturas.

Costos y disponibilidad

Con respecto a los costos evaluados teóricamente, el filamento del PETG resultó ser el más económico. Sin embargo, el único material disponible dentro de las instalaciones del laboratorio CAPA al momento de la realización del trabajo fue el PLA. Por esto, aquellos que no se encontraron disponibles sufrieron un aumento en el costo, ya que hubiera sido necesario comprar el filamento por terceros y evaluar el costo por el uso de la impresora dentro de este laboratorio, aunado a un mayor de tiempo de espera por el filamento y la impresión.

Finalmente, considerando todos estos aspectos, se optó por utilizar el PLA para la fabricación del diseño protésico.

FABRICACIÓN DE PRÓTESIS

Acorde a los resultados previos, se optó por imprimirlo en PLA en el laboratorio de CAPA con una calidad media-alta y una resistencia del 50 %.

Debido a que la impresora que tiene el CAPA cuenta con una altura máxima de 30 cm, fue necesario reducir la longitud ingresada del largo del antebrazo a 230 mm ya que, si bien el largo se mide hasta por debajo del codo, la pieza tiene puntos de unión con el *socket* y la mano que agregan longitud y se deben considerar al imprimir como parte de la pieza del antebrazo. Esto redujo la longitud de la medida antropométrica inicial en 40 mm. La longitud resultante con esta modificación fue de 289.5 mm, quedando por poco dentro del límite de altura. El costo de impresión fue de \$ 1330.00 MXN y esta actividad tomó 10 días naturales.

El diseño fue elaborado para que se autoajuste a las medidas del paciente, lo cual se logró al ingresar las medidas a un archivo de texto enlazado al diseño de SolidWorks y se reconstruyó. No obstante, las medidas resultantes de las piezas impresas para este proyecto se encuentran descritas en la [Figura 27](#).

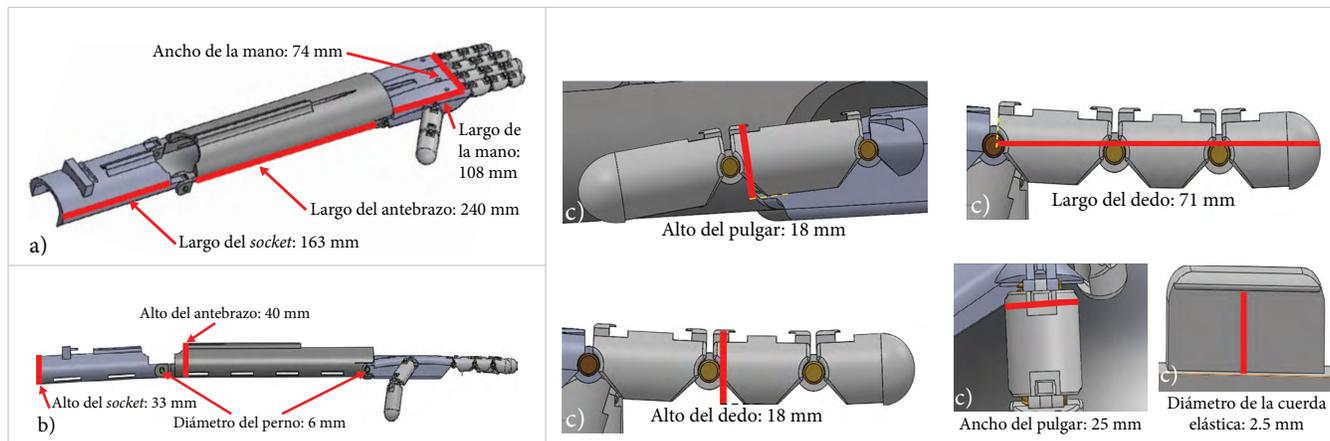


Figura 27. Medidas resultantes de la impresión: a) vista isométrica, b) vista frontal y c) acercamiento a las partes de las falanges.

El diseño de la prótesis impreso fue nombrado Extremidad Variable y Adaptable (EVA) y se encuentra en la Figura 28.



Figura 28. Ensamble completo de la prótesis EVA.

PRUEBAS MECÁNICAS FÍSICAS REALIZADAS EN LABORATORIO

Se realizaron pruebas de desplazamiento en posición anatómica, supinación y ante fuerzas de compresión, y se evaluó el desplazamiento en la posición de pronación. No obstante, no se pudo obtener lecturas debido a que el sensor no era capaz de registrar datos, aunque la pieza sí estaba sufriendo de un desplazamiento por la aplicación de fuerzas.

Al considerar una velocidad de 10 mm/min, que fue la velocidad mínima que podía ser utilizada en el equipo, se tomó una gran cantidad de datos, por lo que se optó por obtener la media de todos los valores resultantes de desplazamiento en cada fuerza aplicada. En la Tabla 10 se detallan los datos obtenidos en todas las demás posiciones.

Estos resultados demostraron que donde hubo un mayor desplazamiento fue en la posición de supinación, con un valor máximo de 8.2771 mm.

TABLA 10

DESPLAZAMIENTOS RESULTANTES DEL PLA EN 3 POSICIONES

Fuerza (N)	DESPLAZAMIENTO (mm)		
	POSICIÓN ANATÓMICA	SUPINACIÓN	COMPRESIÓN
0	0.2308	0.0089	0.0424
20	0.5433	2.3119	0.2331
40	0.6613	5.2158	0.4807
60	0.8095	6.3635	0.7042
80	0.9736	7.4971	0.9023
100	1.1617	8.2771	1.116

Nota. Los valores registrados se encuentran sujetos a las condiciones con las que se realizaron las pruebas.

En cuanto a los daños generados en la prótesis, al realizar la evaluación de compresión no se detectó algún daño visible en la pieza. Por otro lado, en la evaluación de la posición de supinación, la pieza de la mano presentó fisuras en el punto de unión de la mano y el antebrazo (Figura 29), tales como se predijeron en la simulación.

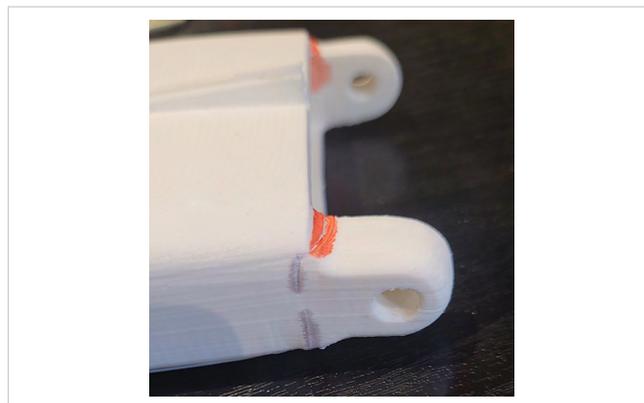


Figura 29. Daños resultantes en la pieza de la mano. En naranja se encuentran marcadas las fisuras y en gris la zona en donde se encontró un daño antes de convertirse en fisura.

COMPARACIÓN E INTERPRETACIÓN DE DATOS

De forma general, los resultados de las evaluaciones en laboratorio muestran diferencias a los resultantes en simulación. Esto se debe a que los datos utilizados para realizar las simulaciones se obtuvieron de diversas fuentes, por lo que la información podría variar debido al fabricante y las especificaciones de los materiales utilizados en el laboratorio. Además, no todas las fuerzas se aplicaron en la palma de la mano como en la simulación dado que la máquina poseía una limitación importante, ya que solo puede aplicar fuerzas en una dirección vertical (de arriba hacia abajo).

Los desplazamientos que se produjeron tanto en la simulación como en el laboratorio se muestran en la **Tabla 11**. Las representaciones gráficas se encuentran en la **Figura 30**. Se debe destacar que los datos obtenidos no permitieron una comparación directa porque en las fuerzas evaluadas en la simulación se consideraron los kilogramos que se podrían cargar, mientras que el equipo del laboratorio se encontraba limitado a un aumento de 20 N en cada medición. Por lo tanto, para determinar la posición con mayor desplazamiento se tomó en cuenta las fuerzas más altas evaluadas en cada escenario.

TABLA 11
COMPARATIVA DE LOS DESPLAZAMIENTOS (mm) RESULTANTES ENTRE LA SIMULACIÓN Y EL LABORATORIO BAJO DETERMINADAS CARGAS

SIMULACIÓN				LABORATORIO			
FUERZA (N)	POSICIÓN ANATÓMICA	SUPINACIÓN	COMPRESIÓN	FUERZA (N)	POSICIÓN ANATÓMICA	SUPINACIÓN	COMPRESIÓN
0	0	0	0	0	0.2308	0.0089	0.0424
9.8	0.0063	0.0642	0.00576	20	0.5433	2.3119	0.2331
49	0.0313	0.3211	0.0288	40	0.6613	5.2158	0.4807
98	0.0626	0.6421	0.0576	60	0.8095	6.3635	0.7042
147	0.094	0.9632	0.0863	80	0.9736	7.4971	0.9023
196	0.1253	1.2843	0.115	100	1.1617	8.2771	1.116
245	0.1566	1.6054	0.144	-	-	-	-

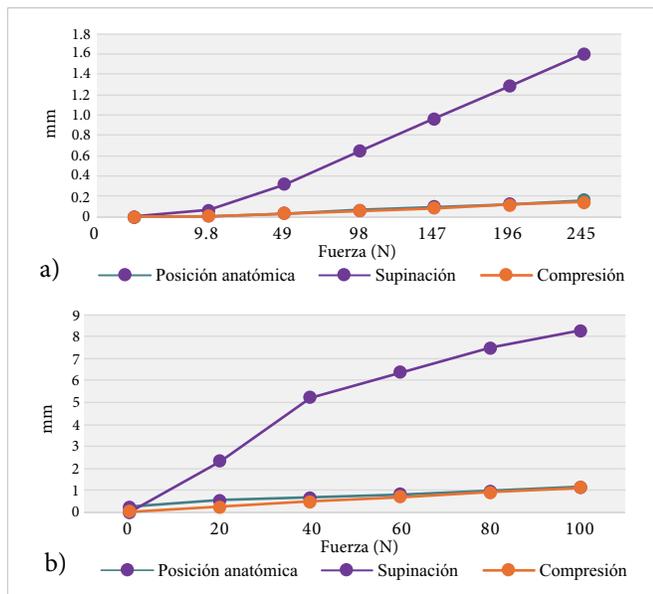


Figura 30. Gráficos resultantes del desplazamiento en a) simulación y b) laboratorio.

Los resultados del laboratorio, así como los de las simulaciones, han demostrado que entre las posiciones que

se evaluaron en el laboratorio bajo las condiciones previamente mencionadas, la que mostró un mayor desplazamiento al aplicar las cargas fue cuando el prototipo se encontraba en supinación. De igual forma, los daños en las piezas ocurrieron principalmente en el punto de unión de la mano y el antebrazo.

IV. CONCLUSIONES

En esta investigación se realizó una evaluación de la función de ajuste del diseño de una prótesis mecánica transradial para impresión en 3D usando medidas antropométricas disponibles en EBSCOhost y las medidas resultantes con la herramienta de SolidWorks, demostrando un ajuste con variaciones mínimas que no obstaculizan la funcionalidad mecánica del diseño.

Por otro lado, debido a la preocupación sobre el rendimiento de los materiales empleados, se evaluaron tres materiales: PLA, ABS y PETG. Los hallazgos indicaron que el ABS tenía un comportamiento superior, seguido de cerca del PETG y finalmente, el PLA. La compara-

ción de los resultados físicos y los simulados del PLA mostró que, en ambas, la posición que sufrió un mayor desplazamiento fue la supinación, mientras que la zona más afectada con daños mínimos fue en la unión entre la mano y el antebrazo.

Esto confirma que el diseño evaluado representa una oportunidad más amplia para permitir mejorar la calidad de vida de las personas que lo requieren. Esto es debido a que, principalmente, ayuda a que el nivel económico de su usuario no represente un impedimento para realizar sus actividades diarias, así como también que el uso de la tecnología de impresión 3D disminuye los tiempos de entrega del dispositivo de asistencia, permitiendo que se reduzca la posibilidad de rechazo de este.

Sin embargo, aunque en este trabajo se hizo uso del PLA, se determinó el PETG como un material altamente recomendable, ya que tuvo un rendimiento muy parecido al ABS sin sus desventajas más importantes, como los gases nocivos y su dificultad de impresión; soporta mejores temperaturas que el PLA y es relativamente nuevo dentro del campo de las órtesis y prótesis. Por tanto, se recomienda emplearlo en una futura línea de investigación y realizar pruebas de funcionalidad mecánica, así como también modificar los parámetros y a las tolerancias de impresión para los problemas de ensamble de las falanges, acorde al material que se desee utilizar, con el fin de evitar un trabajo post impresión.

REFERENCIAS

- [1] R. Zambudio, *Prótesis, órtesis y ayudas técnicas*. Barcelona: Elsevier Masson, 2009.
- [2] K. Wendo *et al.*, “Open-Source 3D Printing in the Prosthetic Field—The Case of Upper Limb Prostheses: A Review”, *Machines*, vol. 10, n.º 2, 2022, doi: [10.3390/machines10060413](https://doi.org/10.3390/machines10060413).
- [3] E. Guffey, *After Universal Design: The Disability Design Revolution*, 1.ª ed. Londres: Bloomsbury Visual Arts, 2023.
- [4] “What is e-NABLE?”. Enabling the Future. Accedido: sept. 21, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://enablingthefuture.org/>
- [5] J. R. Oropeza, “Diseño de prótesis mecánica para impresión 3D para suplir la ausencia de un miembro superior a nivel transradial”, tesis, Universidad Autónoma de Ciudad Juárez, Ciudad Juárez, 2022, inédita.
- [6] C. L. Semasinghe, D. G. K. Madusanka, R. K. P. S. Ranaweera R. A. R. C. Gopura, “Transradial prostheses: Trends in development of hardware and control systems”, *Int. J. Med. Robot.*, vol. 15, n.º 1, art. e1960, 2019, doi: [10.1002/rcs.1960](https://doi.org/10.1002/rcs.1960).
- [7] “Upper Limb Prosthetic Solutions”. Steepergroup.com. Accedido: oct. 26, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.steepergroup.com/prosthetics/upper-limb-prosthetics/>
- [8] Team_UnLimbited. “The unlimbited arm v2.1 - Alfie Edition”. Thingiverse.com. Accedido: oct. 26, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://www.thingiverse.com/thing:1672381>
- [9] “THE RIT ARM”, Enabling the future. Accedido: oct. 26, 2023. [En línea]. Disponible en: <https://enablingthefuture.org/upper-limb-prosthetics/rit-arm/>
- [10] J. Simon. “Which Design?”. e-NABLE Devices Catalog. Accedido: feb. 18, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://hub.e-nable.org/s/e-nable-devices/wiki/Which+Design%3F>
- [11] M. M. Alam, I. Ahmad, Y. Kumar, A. Samad, Y. Upadhyay y A. A. Khan, “Investigation of the Relationship Between Anthropometric Measurements and Forearm Postures with Grip Strength in Young Adults”, *J Musculoskelet Res*, vol. 25, n.º 4, dic. 2022, doi: [10.1142/S021895772250004X](https://doi.org/10.1142/S021895772250004X).
- [12] I. R. Musa, S. M. Omar y I. Adam, “Mid-upper arm circumference as a substitute for body mass index in the assessment of nutritional status among adults in eastern Sudan”, *BMC Public Health*, vol. 22, n.º 1, dic. 2022, doi: [10.1186/s12889-022-14536-4](https://doi.org/10.1186/s12889-022-14536-4).
- [13] A. Patra, P. Chaudhary, V. Malhotra y K. Arora, “Identification of most consistent and reliable anatomical landmark to locate and protect radial nerve during posterior approach to humerus: A cadaveric study”, *Anat Cell Biol*, vol. 53, n.º 2, pp. 132-136, jun. 2020, doi: [10.5115/acb.20.075](https://doi.org/10.5115/acb.20.075).
- [14] “Amplitud de Movimiento”. TAFAY y Cursos. Accedido: feb. 17, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.tafadycursos.com/cuerpo-humano/amplitud-de-movimiento>

- [15] J. González. “Dibujo de manos: lo básico”. TTAMAYO.com. Accedido: feb. 17, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.ttamayo.com/2020/11/dibujo-de-manos-basico/>
- [16] 3DUniverse. “3D Universe Terrafilem PETG Filament”. shop3duniverse.com. Accedido: feb. 18, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://shop3duniverse.com/collections/3d-universe-terrafilem-materials>
- [17] H. Kamel, O. Harraz, K. Azab y T. Attia, “Developing an Optimized Low-Cost Transtibial Energy Storage and Release Prosthetic Foot Using Three-Dimensional Printing”, *J Eng Sci Med Diagn Ther*, vol. 3, n.º 2, art. 21103, may. 2020, doi: [10.1115/1.4046319](https://doi.org/10.1115/1.4046319).
- [18] H. W. Huysamen, W. A. Kinnear, T. E. Fonternel, E. Turton, I. Yadroitsava y I. Yadroitsev, “3D Printed Laryngoscope For Endotracheal Intubation”, *S Afr J Ind Eng*, vol. 31, no. 3, pp. 209-217, nov. 2020, doi: [10.7166/31-3-2446](https://doi.org/10.7166/31-3-2446).
- [19] G. K. Jones y R. Stopforth, “Mechanical Design and Development of the Touch Hand II Prosthetic Hand”, *R&D Journal*, vol. 32, pp. 23-34, en. 2016.
- [20] W. Wu, P. Geng, G. Li, D. Zhao, H. Zhang y J. Zhao, “Influence of layer thickness and raster angle on the mechanical properties of 3D-printed PEEK and a comparative mechanical study between PEEK and ABS”, *Materials*, vol. 8, n.º 9, pp. 5834-5846, sept. 2015, doi: [10.3390/ma8095271](https://doi.org/10.3390/ma8095271).
- [21] *Factores de riesgo ergonómico en el Trabajo-Identificación, análisis, prevención y control. Parte 1: Manejo manual de cargas*, NOM-036-1-STPS-2018, STPS, 2018. [En línea]. Disponible en: https://www.dof.gob.mx/normasOficiales/7468/stps11_C/stps11_C.html
- [22] S. Islam, G. Bhat y P. Sikdar, “Thermal and acoustic performance evaluation of 3D-Printable PLA materials”, *J. Build. Eng.*, vol. 67, art. 105979, 2023, doi: [10.1016/j.jobe.2023.105979](https://doi.org/10.1016/j.jobe.2023.105979).
- [23] B. Rădulescu *et al.*, “Thermal Expansion of Plastics Used for 3D Printing”, *Polymers*, vol. 14, n.º 15, art. 3061, jul. 2022, doi: [10.3390/polym14153061](https://doi.org/10.3390/polym14153061).
- [24] MSE Supplies. “List of Thermal Expansion Coefficients (CTE) for Natural and Engineered Materials”. MSESUPPLIES.COM. Accedido: feb. 27, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.msesupplies.com/pages/list-of-thermal-expansion-coefficients-cte-for-natural-and-engineered-materials>
- [25] O. Zmeskal, L. Marackova, T. Lapcikova, P. Mencik y R. Prikryl, “Thermal properties of samples prepared from polylactic acid by 3D printing”, *AIP Conf. Proc.*, vol. 2305, n.º 2, 2020, doi: [10.1063/5.0033857](https://doi.org/10.1063/5.0033857).
- [26] M. Malvezzi, Z. Iqbal, M. C. Valigi, M. Pozzi, D. Prattichizzo y G. Salvietti, “Design of Multiple Wearable Robotic Extra Fingers for Human Hand Augmentation”, *Robotics*, vol. 8, n.º 4, dic. 2019, doi: [10.3390/ROBOTICS8040102](https://doi.org/10.3390/ROBOTICS8040102).
- [27] Dielectric Manufacturing. “PETG Characteristics”. dielectricMFG.COM. Accedido: feb. 27, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://dielectricmfg.com/resources/knowledge-base/petg/>
- [28] J. Suder, Z. Bobovsky, J. Mlotek, M. Vocetka, Z. Zeman y M. Safar, “Experimental Analysis of Temperature Resistance of 3D Printed PLA Components”, *MM Science Journal*, vol. 2021, n.º 1, pp. 4322-4327, mar. 2021, doi: [10.17973/MMSJ.2021_03_2021004](https://doi.org/10.17973/MMSJ.2021_03_2021004).
- [29] Ultimaker. “Technical data sheet ABS”. FARNELL.COM. Accedido: feb. 27, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://www.farnell.com/datasheets/2310520.pdf>
- [30] “PLA ácido poliláctico”. Plásticos Brello. Accedido: feb. 27, 2024. [En línea]. Disponible en: <https://plasticos-brello.com/material/pla-acido-polilactico/>
- [31] B. Freeland *et al.*, “A Review of Polylactic Acid as a Replacement Material for Single-Use Laboratory Components”, *Materials*, vol. 15, n.º 9, may. 1, 2022, doi: [10.3390/ma15092989](https://doi.org/10.3390/ma15092989).
- [32] “Convección”. Dassault systems. Accedido: feb. 27, 2024. [En línea]. Disponible en: https://help.solidworks.com/2024/spanish/SolidWorks/cworks/c_Convection.htm?id=5ce0d5420a704d57835a1563bfd658d3#Pg0
- [33] M. Vergara, M. J. Agost y V. Gracia-Ibáñez, “Dorsal and palmar aspect dimensions of hand anthropometry for designing hand tools and protections”, *Hum Factor Ergon Man*, vol. 28, n.º 1, pp. 17-28, en. 2018, doi: [10.1002/hfm.20714](https://doi.org/10.1002/hfm.20714).

- [34] B. Forero, K. Velásquez, R. Hernández y E. Mejía, “Simulation of transradial prosthesis using Virtual Reality Environment and electrooculography (EOG) signals for grip therapy”, *Vis. Electron.*, vol. 16, n.º 2, pp. 17-28, ag. 2022, doi: [10.14483/issn.2248-4728](https://doi.org/10.14483/issn.2248-4728).
- [35] C. Bell, *3D Printing with Delta Printers*. Berkeley, CA: Apress, 2015, doi: [10.1007/978-1-4842-1173-1](https://doi.org/10.1007/978-1-4842-1173-1).

RECONOCIMIENTOS

Esta investigación fue elaborada con la asistencia técnica del personal del laboratorio Centro Autofinanciable de Prototipos y Arquetipos (CAPA) del Instituto de Arquitectura, Diseño y Arte de la Universidad Autónoma de Ciudad Juárez.