



UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE ZACATECAS

“Francisco García Salinas”

Maestría en Ciencia e Ingeniería de los Materiales



“Diseño, elaboración y caracterización de una prótesis de pulgar mediante técnicas de manufactura aditiva.”

TESIS

Que para obtener el grado de

Maestro en Ciencia e Ingeniería de los Materiales

Presenta

Ing. Eréndira Covix Gracia

Asesor: Dr. Luis Carlos Ortiz Dosal

Co-asesores

Dr. Samuel Eleazar Kolosovas Machuca

Dr. Enrique Alejandro López Baltazar

Dr. Omero Alonso González

Dr. Miguel Montoya Dávila



SOMOS
ARTE, CIENCIA Y
DESARROLLO
CULTURAL



Pasante de la Maestría en
Ciencia e Ingeniería de los Materiales
ING. Eréndira Covix Gracia
Presente

En relación con su atento oficio de fecha 02 de febrero del presente año, del cual solicita se le señale el **TEMA** que deberá desarrollar para la elaboración de su Tesis de Grado de Maestra en Ciencia e Ingeniería de los Materiales manifiesto a Usted lo siguiente:

Con esta fecha se reunieron los Docentes Investigadores, Dr. Luis Carlos Ortiz Dosal, Dr. Enrique Alejandro López Baltazar y el Dr. Omero Alonso González, integrantes del H. Comité de Tesis, en la Dirección de esta Unidad Académica de Ingeniería y estuvieron acordes en fijar el siguiente:

TEMA

“DISEÑO, ELABORACION Y CARACTERIZACION DE UNA PROTESIS DE PULGAR MEDIANTE TECNICAS DE MANUFACTURA ADITIVA.”

Lo que comunico a Usted Para su conocimiento manifestándole que se acordó un plazo de **SEIS MESES** para la presentación de su **TESIS**, indicándole que esta no deberá ser impresa hasta en tanto no envíe las copias correspondientes para ser revisadas por el H. Comité de Tesis para su aprobación o en caso indicarle las correcciones que fueren pertinentes.

A T E N T A M E N T E

Zacatecas, Zac., 6 de febrero del

Dr. Víctor Manuel Ortiz Romero
Director de la Unidad Académica de Ingeniería



Unidad Académica
de Ingeniería



SOMOS
ARTE, CIENCIA Y
DESARROLLO
CULTURAL



DR. VÍCTOR MANUEL ORTIZ ROMERO
DIRECTOR DE LA UNIDAD ACADÉMICA DE INGENIERÍA
PRESENTE

Zacatecas, Zac., 24 de febrero del 2023

Los miembros del H. Comité de Tesis le informamos que la Tesis "DISEÑO, ELABORACION Y CARACTERIZACION DE UNA PROTESIS DE PULGAR MEDIANTE TECNICAS DE MANUFACTURA ADITIVA." realizada por la alumna Eréndira Covix Gracia, pasante de la Maestría en Ciencia e Ingeniería de los Materiales con número de matrícula 20204437, se acepta para su impresión y defensa como opción al Grado de Maestría en Ciencia e Ingeniería de los Materiales por este H. Comité de Tesis

Dr. Luis Carlos Ortiz Dosal

Director de Tesis

Dr. Enrique Alejandro López Baltazar

Revisor

Dr. Omero Alonso González

Revisor

Dr. Omero Alonso González

Coordinador de la Maestría en Ciencia
e Ingeniería de los Materiales

Vo.Bo.



SOMOS
ARTE, CIENCIA Y
DESARROLLO
CULTURAL



DRA. EN D. SAMANTA DECIRE BERNAL AYALA
COORDINADORA DEL DEPARTAMENTO ESCOLAR
CENTRAL DE LA U.A.Z.
PRESENTE

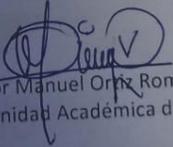
La Dirección de esta Unidad Académica, comunica a usted que las copias del manuscrito de Tesis "DISEÑO, ELABORACION Y CARACTERIZACION DE UNA PROTESIS DE PULGAR MEDIANTE TECNICAS DE MANUFACTURA ADITIVA.", de la C. Eréndira Covix Gracia, a la misma, ya fueron revisadas y aprobadas para su impresión por el H. Comité de Tesis, constituida por el Dr. Luis Carlos Ortiz Dosal, Dr. Enrique Alejandro López Baltazar y el Dr. Omero Alonso González, del Programa de la Maestría en Ciencia e Ingeniería de los Materiales.

Me despido de usted enviándole un cordial saludo.

ATENTAMENTE

Zacatecas, Zac., 22 de marzo del 2017




Dr. Víctor Manuel Ortiz Romero
Director de la Unidad Académica de Ingeniería de Materiales
Unidad Académica de Ingeniería de Materiales
U.A.Z.

C.c.p.- Archivo



SOMOS
ARTE, CIENCIA Y
DESARROLLO
CULTURAL



DRA. EN D. SAMANTA DECIRE BERNAL AYALA
COORDINADORA DEL DEPARTAMENTO ESCOLAR
CENTRAL DE LA U.A.Z.
PRESENTE

El Asesor de Tesis, comunica a usted que las copias del manuscrito de Tesis, "DISEÑO, ELABORACION Y CARACTERIZACION DE UNA PROTESIS DE PULGAR MEDIANTE TECNICAS DE MANUFACTURA ADITIVA.", de la C. Eréndira Covix Gracia, a la misma, ya fueron revisadas y aprobadas para su impresión por el H. Comité de Tesis, constituida por; Dr. Luis Carlos Ortiz Dosal, Dr. Enrique Alejandro López Baltazar y el Dr. Omero Alonso González, del Programa de la Maestría en Ciencia e Ingeniería de los Materiales.

Me despido de usted enviándole un cordial saludo.

ATENTAMENTE
Zacatecas, Zac., 22 de marzo del 2023

Dr. Luis Carlos Ortiz Dosal
Asesor de Tesis

C.c.p.- Archivo

Consortio de
Universidades
Mexicanas

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE ZACATECAS "FRANCISCO GARCÍA SALINAS"
UNIDAD ACADÉMICA DE INGENIERÍA I
MAESTRÍA EN CIENCIA E INGENIERÍA DE LOS MATERIALES
Av. Ramón López Velarde No. 801, Col. Centro, C.P. 98050, Zacatecas, Zac. Tel. 492 925 6690 Ext. 2000,
☎ 492 121 5593, Correo Electrónico: materiales@uaz.edu.mx Web: <http://materiales.uaz.edu.mx>



SOMOS
ARTE, CIENCIA Y
DESARROLLO
CULTURAL

**COORDINACIÓN DE
INVESTIGACIÓN Y POSGRADO**

Carta de similitud núm. 346/IyP
Zacatecas, Zacatecas 17/marzo/2023

Dr. Omero Alonso González
Responsable de la MCIM – UAZ
Presente

Estimado Dr. Omero,

Después de saludarlo, sirva el presente oficio para notificar que el documento

"Diseño, elaboración y caracterización de una prótesis de pulgar mediante técnicas de manufactura aditiva."
De Eréndira Corix Gracia

Fue analizado con el software Copyleaks, con la intención de detectar similitudes; el resultado en cuestión fue

14 % de similitud

De acuerdo a lo anterior, el porcentaje se considera **ACEPTABLE** de acuerdo a los estándares internacionales.

Atentamente

"Somos Arte, Ciencia y Desarrollo Cultural"

Dr. Carlos Francisco Bautista Capetillo
Coordinador de Investigación y Posgrado
Universidad Autónoma de Zacatecas

Consortio de
Universidades
Mexicanas

UNIVERSIDAD AUTÓNOMA DE ZACATECAS "FRANCISCO GARCÍA SALINAS"
Torre de Rectoría, Kilometro 6, Carretera Zacatecas-Guadalajara, Ejido La Escondida, CP. 98160
Tel. (492) 922 2001 Ext. 1450, 1454 Y 1458 Correo Electrónico: baucap@uaz.edu.mx

ÍNDICE

Introducción	5
Objetivo General	7
Objetivos Específicos	7
Capítulo I: Antecedentes	9
Hipótesis	8
Justificación	8
1.1 Orígenes de la impresión 3D	9
1.2 Técnicas de impresión 3D	11
1.3 Tecnologías aditivas de impresión 3D	12
1.3.1 Estereolitografía (SLA/Stereolithography)	12
1.3.2 Fabricación por filamento fundido (FFF)	13
1.3.3 Tecnología PolyJet	13
1.4 Materiales para impresión 3D	14
1.5 Variables importantes en el proceso de impresión 3D	16
1.5.1 Grosor de Capa/Altura de Capa:	16
1.5.2 Densidad de Relleno/Porcentaje de Relleno	16
1.5.3 Patrón de Relleno	17
1.5.4 Temperatura del Extrusor	17
1.5.5 Temperatura de cama/Plataforma	17
1.6 Aplicaciones de la impresión 3D	17
1.7 Aplicaciones Médicas de la impresión 3D	18
Capítulo II. Marco Teórico	21
2.2 Configuración del PLA y estructura cristalina	22
2.3 Efecto de los elementos de aleación sobre las propiedades del material	23
2.4 Composición química, microestructura y propiedades mecánicas del material de estudio.	24
2.5 Ensayo de Tensión con Polímeros	27
2.6 Difracción de Rayos X Bragg-Brentano	30
2.7 Espectroscopia con transformada de Fourier	32
2.7.1 El fundamento del accesorio de ATR	33
2.8 Anatomía de la Mano Humana	34
2.9 El movimiento del dedo pulgar	36
2.9.1 Abducción extensión / Aducción	36
2.9.2 Flexión-Oposición	37
2.9.3 Reposición	37
2.10 Fuerza de Agarre	38
2.11 Pesos y Tamaños	39
Capítulo III: Métodos, materiales y equipo	40
3.1 Materiales	40
3.1.1 Filamento de Ácido Poliláctico PLA	40
3.1.2 Impresora 3D Kingroon	40
3.1.3 Maquina universal de ensayos AUTOGRAPH-I	41
3.2 Métodos y procedimientos experimentales: caracterización de propiedades cristalinas mediante Difracción de rayos	42
3.3 Métodos y procedimiento: Diseño de la prótesis de dedo pulgar mediante software CAD-CAM	43

3.4 Métodos y procedimientos experimentales: Reflectancia Total Atenuada de Espectroscopia con transformada de Fourier ATR-FTIR	43
Capítulo IV: Desarrollo experimental.....	45
4.1 Caracterización de propiedades mecánicas a tensión del material de impresión.....	45
4.2 Caracterización de propiedades cristalinas mediante difracción de rayos X del PLA impreso en 3D	51
4.3 Caracterización por medio de Espectroscopia infrarroja con Transformada de Fourier.....	52
4.4 Diseño de la prótesis de pulgar en SolidWorks.....	52
4.5 Impresión de la prótesis de pulgar en 3D	53
Capítulo V: Discusión de resultados.....	54
5.1 Discusión de resultados: ensayos mecánicos a tensión.....	54
5.2 Discusión de resultados: Difracción de rayos X.....	58
5.3 Discusión de resultados Espectroscopia infrarroja con Transformada de Fourier con reflectancia total atenuada (ATR-FTIR)	59
VII. TRABAJO A FUTURO.....	62
FUENTES DOCUMENTALES.....	65

Dedicatorias

A Daniela, por ser motivación, ternura, amor y sentido en cada propósito que me he trazado en mi vida después de tu llegada. Por y para ti, hija.

A Daniel, mi esposo, por ser compañero fiel de mis metas y aspiraciones, por siempre inspirarme a alcanzar todo y más.

A mis padres, Candelario, Liliana, aún a la distancia que siempre han creído en mí, y cuyo amor llevo y plasmo en cada acción

A mi hermana, que ha sido amiga incondicional desde siempre.

A mis suegros, Bertha y Jesús, por cobijarme en su familia y hacerme sentir parte de ella, por amar a mi familia y apoyar cada paso que damos.

A mi asesor y mi co-asesor por si guía y sustento a esta tesis.

“Yo me comprometo a vivir con intensidad y regocijo, a no dejarme vencer. Me comprometo a recordar, a conocer mis yerros, a bendecir mis arrebatos. Me comprometo a perdonar los abandonos, a no desdeñar nada de todo lo que me conmueva, me deslumbre, me quebrante, me alegre. Larga vida prometo, larga paciencia, historias largas. Y nada abreviaré que deba sucederme: ni la pena ni el éxtasis para que cuando sea vieja tenga como deleite la detallada historia de mis días”

-Ángeles Mastretta

Introducción

La amputación es considerada la cirugía mayor más antigua que se conoce con una historia de más de 2,500 años (1). Una de las amputaciones más comunes son las amputaciones parciales de mano. Dicha cirugía se asocia principalmente con traumatismos, aunque otras causas comunes son la sepsis, enfermedad vascular periférica, cáncer y para el manejo de enfermedades crónicas como la enfermedad de Dupuytren (2) En Estados Unidos existe una incidencia anual de amputaciones de mano estimada de 7.5 por cada 100000 habitantes (3) siendo los grupos de edad más afectados los niños menores de cinco años y los adultos mayores a 65 (4). La amputación de un miembro presenta diversos desafíos, uno de ellos es las secuelas emocionales, psicológicas, económicas y sociales (5).

El desarrollo de presente trabajo tuvo como motivación el ofrecer una opción específica y de bajo costo de una prótesis de dedo pulgar impresa mediante manufactura aditiva 3D. En la actualidad existen un sinnúmero de proyectos protésicos con el uso del mismo material, que en este caso es el ácido poliláctico o PLA (*polylactic acid* por sus siglas en inglés), no obstante, la mayoría de estas propuestas van dirigidas hacia amputaciones de miembros inferiores, o amputaciones totales de mano, y no a miembros específicos de esta, como lo es el dedo pulgar. De esta forma la propuesta en el presente trabajo tuvo a bien tanto el diseñar la prótesis con medidas adecuadas para la población mexicana, como la caracterización de la misma para poder determinar su desempeño esperado por los usuarios.

Para el diseño se tomaron en cuenta los diversos factores que intervienen en la impresión 3D y que modifican la apariencia, estructura interna y funcionamiento de una pieza impresa por este método: la densidad o porcentaje de relleno, el patrón de relleno, el grosor de capa y la velocidad de impresión. Sin embargo, dadas las diversas combinaciones entre estos que podrían hacerse y considerando los recursos y el tiempo disponible, se tomaron en cuenta únicamente la densidad de relleno y el patrón de relleno, esto con base en la documentación realizada en la cual según el trabajo de Pacheco Carpio (2019), son los dos factores que más

influyen en el desempeño final de una pieza, siendo esta influencia de hasta un 67% de relación.

Se eligieron tres niveles de relleno, a 100, 75 y 50%, y cinco patrones de relleno, cuadrado, vertical, horizontal, giroide o circular y triangular. Se generaron un total de quince probetas. Estas probetas se elaboraron con base en las medidas estandarizadas según la ASTM para los ensayos a tensión en polímeros. Una vez elaboradas se ensayaron todas las probetas hasta la rotura, registrándose la máxima carga soportada, el máximo esfuerzo, y la máxima deformación que se presentó durante el ensayo. Otro punto importante en la caracterización de la prótesis fue la aplicación de la difracción de rayos X y la Reflectancia total atenuada de espectroscopía infrarroja con transformada de Fourier, sobre todo para caracterizar su estructura después de la impresión y asegurarnos que no hay inclusiones de otros materiales, o proceso de cristalización que pudieran afectar la durabilidad de la prótesis.

Una vez que se estableció todo lo anterior, se procedió al diseño de la prótesis, considerando las medidas reportadas para población latinoamericana y en específico mexicana, el diseño se realizó en el software SolidWorks, y se ensamblaron las dos falanges del pulgar. Cabe destacar que, aunque el diseño toma como base las medidas generalizadas del dedo pulgar mexicano, el diseño es un archivo cuyas medidas pueden personalizarse para que sean acordes con las del usuario final.

Se realizó la impresión de los diseños finales utilizando las configuraciones finales que se consideraron después de las pruebas de tensión.

Objetivo General

Diseño y manufactura de prótesis de pulgar mediante impresión 3D y caracterización de las propiedades mecánicas.

Objetivos Específicos

1. Caracterización de las propiedades de tensión de probetas estandarizadas obtenidas mediante impresión 3D de PLA (*poliláctic acid*) con densidades de 50, 75 y 100% y patrones giroide, triangular, vertical, horizontal y cuadrado
2. Diseño de una prótesis de pulgar funcional para casos de pérdida de miembro e impresión 3D.
3. Caracterización de la composición de la prótesis mediante difracción de rayos X y espectroscopia infrarroja con transformada de Fourier.

Justificación.

Con base en estadísticas del Instituto Nacional de Estadística y Geografía de México (INEGI), se encontró que en 2010 había 785,000 personas sin una o más extremidades (amputadas) en México. Múltiples fuentes sugieren que el número total de amputados en 2014 fue de aproximadamente 935 000. La limitada información disponible en revistas indexadas sobre el tema de las amputaciones en México y el rol estimado que juegan en el análisis de la carga de enfermedad a nivel nacional requiere un esfuerzo científico desafiante (4).

Es por ello que resulta necesario realizar propuestas científicas de valor ante esta problemática, con la finalidad de generar prótesis que permitan a las personas con alguna amputación llevar un estilo de vida digna, cómoda y que les permita continuar con sus actividades habituales.

Una de las opciones actuales que se presentan en el área de la medicina protética es el diseño, elaboración y caracterización de piezas prostéticas a través de

técnicas de impresión 3D, las cuales permiten una simplificación de los procesos de producción, al tiempo que estas pueden ser personalizables más fácilmente al usuario final.

Además de la propuesta de fácil acceso que representa la impresión 3D, también es de vital importancia la caracterización de las propiedades de las prótesis, esto con la finalidad de conocer sus alcances en términos de condiciones de uso, su durabilidad esperada y las condiciones de mantenimiento necesarias.

Hipótesis

Es factible y útil la caracterización de una prótesis de pulgar impresa en 3D usando ácido Poliláctico ya que dará al futuro usuario un conocimiento completo de los alcances de uso de la misma.

Es factible fabricar y caracterizar mecánicamente una prótesis de falange elaborada mediante impresión 3D.

Capítulo I: Antecedentes

La impresión 3D es una técnica utilizada para la fabricación capa por capa de diferentes aditamentos y dispositivos. La fabricación de estos modelos se hace mediante la fusión o depósito de materiales, que pueden ser desde materiales plásticos, metales, cerámicos e incluso células vivas (6).

Este proceso también se conoce como fabricación aditiva (*Additive Manufacturing* por sus siglas en inglés AM), creación rápida de prototipos (RP) o tecnología sólida de forma libre (*Shaping Free Form*, SFF). Algunas impresoras 3D son similares a las tradicionales de inyección de tinta; sin embargo, el producto final se diferencia en que se produce un objeto 3D (6).

Hay alrededor de dos docenas de procesos de impresión 3D que utilizan diferentes tecnologías de impresión, velocidades, resoluciones, y cientos de materiales. Estas tecnologías pueden construir un objeto 3D en casi cualquier forma imaginable como se define en un archivo de diseño asistido por computadora (*Computer Aided Design*, CAD). En una configuración básica, la impresora 3D primero sigue las instrucciones en el archivo CAD para construir la base para el objeto, moviendo el cabezal de impresión a lo largo del plano x-y. Luego, la impresora continúa siguiendo las instrucciones, moviendo el cabezal de impresión a lo largo del eje z para construir el objeto verticalmente capa por capa (7).

1.1 Orígenes de la impresión 3D

Charles Hull inventó la impresión 3D, a la que llamó "estereolitografía" a principios de la década de 1980. Hull, que tiene una licenciatura en ingeniería física, estaba trabajando en la fabricación de objetos de plástico a partir de fotopolímeros en la empresa *Ultra Violet Products* en California. La estereolitografía utiliza un formato de archivo *.stl para interpretar los datos en un archivo CAD, lo que permite que estas instrucciones se comuniquen electrónicamente a la impresora 3D. Junto con la forma, las instrucciones del archivo *.stl también pueden incluir información como el color, la textura y el grosor del objeto que se va a imprimir (8).

Más tarde, Hull fundó la empresa *3D Systems*, que desarrolló la primera impresora 3D, denominada "aparato de estereolitografía". En 1988, *3D Systems* presentó la primera impresora 3D disponible comercialmente, la SLA-250. Desde entonces, muchas otras empresas han desarrollado impresoras 3D para aplicaciones comerciales, como *DTM Corporation*, *Z Corporation*, *SolidScape* y *Objet Geometries*. El trabajo de Hull, así como los avances realizados por otros investigadores, ha revolucionado la fabricación y está preparado para hacer lo mismo en muchos otros campos, incluida la medicina (8).

En 2005, Adrian Bowyer, entonces estudiante de doctorado, inició el proyecto RepRap. El objetivo principal del proyecto era diseñar una impresora 3D de código abierto autorreplicante que reduciría el costo del equipo, la haría accesible al público en general y fomentaría la innovación pública (9).

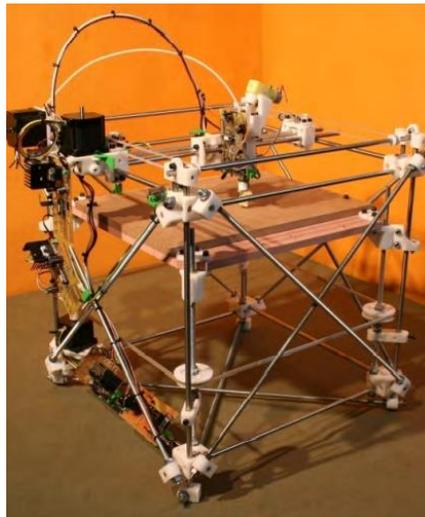


Figura 1. Impresora 3D *Darwin*. (9)

La idea de Bowyer despertó inmediatamente el interés, particularmente entre los entusiastas, y en 2008 se fabricó el primer modelo: la impresora Darwin, que incluía las partes mecánicas, electrónicas, de firmware y de software necesarias. Apenas un año después, se lanzó el modelo Mendel, más sofisticado y fácil de ensamblar. Al mismo tiempo, Bowyer colaboró con la Fundación MakerBot, encargada de vender y distribuir kits de impresoras 3D de bajo costo (9).

A partir de 2009, el proyecto de Bowyer de democratizar el acceso a la impresión 3D comenzó a materializarse, con una importante reducción de costes y un aumento de la disponibilidad de kits de montaje y piezas individuales. Poco después, las principales empresas que dominaban el ámbito profesional comenzaron a ver a las personas, las familias, los entusiastas y las pequeñas empresas como un mercado potencial y comenzaron a desarrollar líneas de productos específicas. Actualmente, existe una amplia gama de modelos RepRap, resultado de adaptaciones y modificaciones realizadas por miembros de la comunidad que generó el proyecto. Uno de los modelos más populares es la Prusa i3, utilizada en instituciones educativas, talleres privados y hogares de muchos entusiastas (9).

1.2 Técnicas de impresión 3D

Para la manufactura de un diseño hecho por computadora, existen diversos métodos, los cuales dependerán tanto del material disponible, como del dispositivo que se tenga en mente utilizar y además, los fines últimos de la pieza a imprimir. En general se tienen estos siete métodos de manufactura por impresión 3D.

Aditivas

Consiste básicamente en superponer un material, imprimiendo capa sobre capa hasta que se logre alcanzar la forma final deseada.

Sustractivas

Esta técnica como su nombre lo dice trabaja a partir de un bloque sólido de material, desde el cual se extrae material para dar forma a la pieza final. Una de la principales limitaciones es la generación de piezas cuyo interior esté hueco (10).

Por conformado

En esta técnica, se recurre a la aplicación de fuerza y de moldes, que generan cambios sobre el material a utilizar hasta que alcanza la forma buscada (11).

Híbridas

Son el resultado de la combinación de dos o más de las tecnologías anteriormente mencionadas. Por ejemplo, utilizan la adición de capas de material, que luego se restan para eliminar las partes innecesarias. La fabricación aditiva es actualmente una de las técnicas más populares y versátiles. Permite la producción de prácticamente cualquier objeto, independientemente de su geometría, depositando material capa por capa (11).

Para la impresión 3D, además de la técnica, es importante la elección del material sobre el cual se harán las impresiones, esto debido a que, dependiendo de los propósitos y usos finales de las piezas a elaborarse, deberá ser el material a elegirse para que se cumpla con lo esperado. Por otra parte, esta misma elección podrá influir en la técnica, dado que existen materiales que no son los adecuados para utilizarse en impresiones por conformado o por métodos híbridos (11).

1.3 Tecnologías aditivas de impresión 3D

1.3.1 Estereolitografía (SLA/Stereolithography)

La impresión 3D de diferentes polímeros actualmente es un proceso muy extendido y cuyo bajo costo ha permitido incluso que sea usado por particulares con fines recreativos. Existen diferentes tecnologías para llevarla a cabo. La más antigua y extensamente estudiada es la estereolitografía. En esta tecnología se cura un fotorpolímero líquido con un haz de luz ultravioleta (UV). Es un método de impresión muy preciso y puede ser utilizado para una amplia gama de materiales. Dicha precisión es una ventaja de la Estereolitografía sobre otras tecnologías ya que permite imprimir detalles muy pequeños y las piezas obtenidas son de una alta calidad geométrica (12).

Cada capa individual impresa tiene un espesor aproximado en el rango de 0.025 - 0.15 mm. Las desventajas de esta tecnología son el tiempo que toma en imprimirse el modelo. Además, los materiales utilizados en SLA suelen degradarse por la radiación UV del ambiente y tienen una baja resistencia química y térmica. La fabricación del modelo con SLA se basa en el trazado gradual de las capas con un rayo láser de longitud de onda determinada. La resina sensible a la luz se cura y la

mesa de trabajo se mueve en un paso predeterminado en el eje Z (espesor de capa). El proceso se repite hasta crear el modelo físico. Para mejorar las propiedades mecánicas del modelo se coloca en una cámara UV (13).

1.3.2 Fabricación por filamento fundido (FFF)

Es la tecnología más utilizada para el procesamiento de termoplásticos, también se le conoce como modelado por depósito fundido (FDM) a pesar de que este nombre es una marca registrada de Stratasys. Inc. mientras que FFF es el nombre de la misma tecnología en “open source”. Este método se basa en la aplicación de capas delgadas de polímeros termoplásticos los cuales se encuentran en principio almacenados en forma de filamentos sólidos (14). Este material se funde al pasar por una boquilla. Dicha boquilla se mueve en el plano X-Y por encima de la mesa de trabajo y se crea el perfil de una capa, este perfil es generado por computadora. La estructura de la capa puede rellenarse total o parcial o solamente formar un contorno superficial. Después de que se imprime una capa la mesa de trabajo se mueve un step predefinido en el eje Z. Durante la impresión de cada capa también se construye la estructura de soporte que es mecánica o químicamente eliminada después de la impresión. El espesor de una sola capa es de décimas de milímetro.

1.3.3 Tecnología PolyJet

Los modelos fabricados mediante esta tecnología están hechos de un fotopolímero que es curado con luz UV. Es posible utilizar hasta seis materiales. Las principales ventajas son la producción de superficies de alta calidad y la amplia gama de materiales que pueden utilizarse. Es adecuada para fabricar pequeños modelos con un alto grado de detalle. El espesor típico de una capa individual es de 16 a 30 μm . Un cabezal de impresión de una impresora PolyJet tiene 96 boquillas y es mucho más rápida al compararse con la tecnología FFF. Dentro de las desventajas de las impresoras PolyJet se encuentran la baja resistencia térmica de los materiales (60 – 90 °C). Cabe señalar que durante la producción del prototipo se crea una estructura de soporte del material hecha a base de un gel. Este soporte debe ser removido mecánicamente utilizando agua a presión (14).

1.4 Materiales para impresión 3D

Existe una gran variedad de materiales que se pueden utilizar en la fabricación aditiva por deposición de material, proporcionando una mayor flexibilidad en la producción de objetos. Los materiales que utilizan estas impresoras se denominan filamentos y vienen en dos diámetros estándar: 1,75 mm y 3 mm (15).

También existe una amplia gama de colores (incluidos los fluorescentes) y aquellos con propiedades que pueden proporcionar flexibilidad o resistencia, incluso se pueden usar materiales conductores de electricidad y con ellos formar circuitos. Los productos más destacados en este campo son los filamentos de plástico ABS y PLA. Aunque ambas opciones son válidas para la mayoría de los proyectos, la elección del tipo de plástico dependerá de la funcionalidad del producto final.

ABS: es la sigla en inglés de acrilonitrilo butadieno estireno, un termoplástico derivado del petróleo muy común en todo tipo de productos, por ejemplo, las piezas de LEGO. Sus principales características son (9):

- Resistencia al calor: comienza a fundirse a partir de 190 °C. La temperatura de extrusión recomendada es de entre 220 y 250 °C. Temperatura de cama: 100 °C.
- Rigidez: el ABS es resistente y fuerte. Aun así, tiene cierta flexibilidad, lo que permite un buen acabado y lo vuelve apropiado para realizar encastrés.
- Colores y opacidad: variedad de colores e incluso alternativas transparentes.
- Adecuado para: productos o piezas que se sometan a altas temperaturas o que requieran tratamiento posterior (pintura, lijado, pulido, etcétera).

PLA: PLA, que también es una sigla en inglés, se refiere al ácido poliláctico, un tipo de plástico biodegradable hecho a partir del almidón. Este material está ganando popularidad en el mercado doméstico debido a sus características distintivas en comparación con el plástico ABS tradicional (9):

- Emisión baja de olores fuertes como el ABS, lo que lo hace adecuado para espacios cerrados o poco ventilados.

- Temperatura de cama: alrededor de 60 °C. Se recomienda 70 °C para piezas finas.
- Temperatura del extrusor: 180-230 °C.
- Ecológico: el PLA es un plástico biodegradable

Existen, además, otros filamentos menos populares que pueden brindar una solución para aplicaciones específicas, tal como se muestra en la tabla 1:

Tabla 1. Otros materiales para impresión 3D (9).

Material	Características
<p>HIPS: polímero termoplástico, muy utilizado. Es similar al ABS, por lo que algunos lo emplean como soporte</p>	<p>Temperatura de impresión: 210-260 °C</p> <p>Ventajas: Firme y resistente al calor. Se puede lijar y pintar con acrílico</p> <p>Desventajas: La exposición a la luz UV vuelve frágiles las estructuras impresas con este material. No es soluble en vapor de acetona</p>
<p>PVA: Alcohol Polivinílico, una gran opción para usar como material de soporte ya que es soluble en agua tibia, facilitando su remoción</p>	<p>Temperaturas de impresión: 170-195°C</p> <p>Ventajas: Soluble al agua, buena adherencia materiales como el ABS y el PLA</p> <p>Desventajas: Se recomienda no superar los 200°C</p>
<p>PET: tereftalato de polietileno, comúnmente usado en botellas y recipientes plásticos</p>	<p>Temperatura de impresión: 210-220°C</p> <p>Ventajas: Gran capacidad de cristalización puede generar piezas transparentes, es fuerte y resistente a los impactos.</p> <p>Desventajas: Para que sea transparente hay que extruirlo a más de 245°C, pero los extrusores comunes no funcionan correctamente a dicha temperatura.</p>

1.5 Variables importantes en el proceso de impresión 3D

La impresión 3D por métodos aditivos por el método de deposición de filamento fundido o FFF por sus siglas en inglés es un proceso en el cual existen diversas variables o características que pueden ser cambiadas o establecidas para obtener un producto final acorde con lo que se necesita y requiere.

Entre los factores o variables más importantes que intervienen en el proceso se encuentran: el grosor de capa, la densidad de relleno, el patrón de relleno, el porcentaje de relleno, la temperatura del extrusor, y la temperatura de la plancha (17).

1.5.1 Grosor de Capa/Altura de Capa:

La calidad de la unión entre capas y del filamento en cada una de ellas se ve afectada por la altura de la capa, lo que a su vez afectará las propiedades mecánicas del objeto. Es posible especificar una altura diferente para la primera capa, pero es importante tener en cuenta que este parámetro debe ser proporcional al diámetro de la boquilla. Se recomienda evitar alturas de capa superiores al 80% o inferiores al 40% del diámetro de la boquilla. Además, la altura de la capa está relacionada con otros factores como la temperatura de extrusión y la velocidad de impresión. (16).

1.5.2 Densidad de Relleno/Porcentaje de Relleno

Porcentaje de relleno de la pieza impresa: Se expresa en formato decimal, 0.1 para un 10% de relleno o 0.9 para un 90%. Es posible configurar el relleno al 0% (0), para realizar piezas huecas o modelos vacíos y por supuesto también al 100% para obtener piezas totalmente macizas. Cuanto mayor sea el porcentaje de relleno que configuremos, más material consumiremos para realizar la pieza, y por supuesto, el tiempo de impresión será mayor. Por otro lado, obtendremos una pieza más robusta con mayor fuerza de unión entre capas (17).

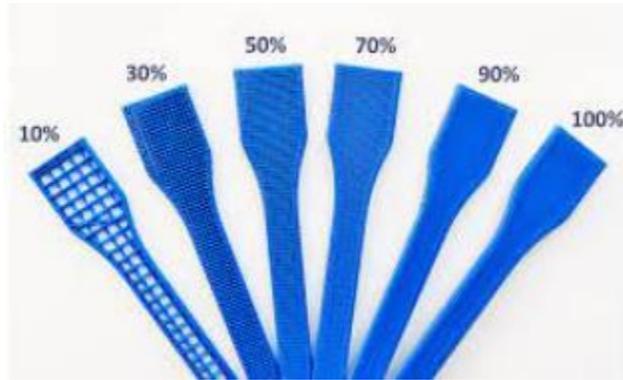


Figura 2: Muestra de probeta con diferentes porcentajes de relleno (9).

1.5.3 Patrón de Relleno

Tipo de relleno que ofrece el software (para todas las capas excepto superior e inferior), podemos elegir rellanos, rectilíneos, en panel de abeja, concéntrico, con el fin de poder adaptar mejor el relleno a la forma de nuestra pieza. Se puede configurar el tipo de relleno también para las capas superior e inferior, así como cada cuanta capa queremos que nos rellene el objeto (17).

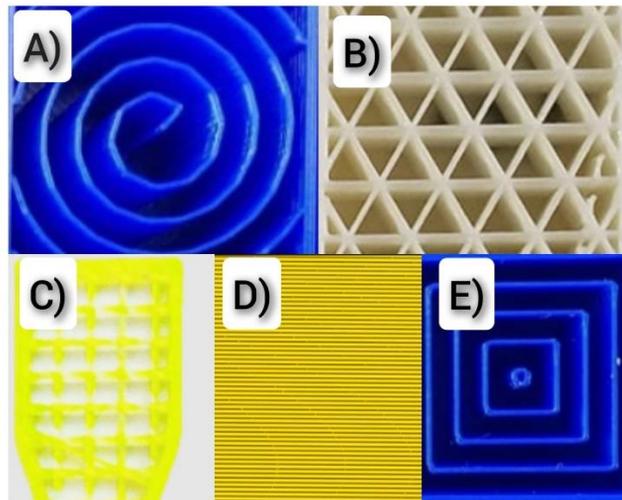


Figura 3: Muestra de los patrones de relleno más comunes en la impresión 3D. A) Patrón giroide, B) patrón triangular, C) patrón vertical, D) patrón horizontal y E) patrón cuadrado (9).

1.5.4 Temperatura del Extrusor: Define la temperatura del extrusor, esto es función de cada material, no solo de que sea ABS o PLA, sino también del fabricante, este valor se debe ir ajustando mediante pruebas hasta obtener el mejor acabado y adherencia. Se pueden tomar como referencia los valores de temperatura que nos indica el fabricante del plástico, pero aun así en muchas ocasiones será necesario ajustarlos para obtener los mejores resultados (17).

1.5.5 Temperatura de cama/Plataforma

Es la temperatura de la plataforma. El mismo fabricante suele indicar los valores recomendados, pero normalmente hay que determinar el valor mediante pruebas para conseguir una adherencia óptima (17).

1.6 Aplicaciones de la impresión 3D

Las aplicaciones de la impresión 3D son diversas y van desde aplicaciones tradicionales en la industria, pasando por aplicaciones en construcción, hasta las aplicaciones en medicina prostética y de cirugía, donde sus avances han sido enormes.

Parte de las ventajas de la impresión 3D y sus aplicaciones gira en torno a la facilidad de adecuación tanto de las técnicas de impresión, del material y del mismo sistema de impresión en sí, lo que vuelve a la impresión 3D, un método adaptable, económico y personalizable.

1.7 Aplicaciones Médicas de la impresión 3D

La mayor ventaja que ofrecen las impresoras 3D en aplicaciones médicas es la libertad de producir productos y equipos médicos a medida. Por ejemplo, el uso de la impresión 3D para personalizar prótesis e implantes puede proporcionar un gran valor tanto para los pacientes como para los médicos.

Además, la impresión 3D puede producir plantillas y accesorios hechos a la medida para su uso en operaciones, habitaciones, implantes, accesorios y herramientas quirúrgicas lo cual puede tener un impacto positivo en términos del tiempo requerido

para cirugía, tiempo de recuperación del paciente y éxito de la cirugía o el implante. También se prevé que las tecnologías de impresión 3D eventualmente permitirán que las formas de dosificación de medicamentos, los perfiles de liberación y la dispensación se personalicen para cada paciente.

La impresión 3D se ha aplicado en medicina desde principios del año 2000, cuando la tecnología se utilizó por primera vez para fabricar implantes dentales y prótesis personalizadas. Desde entonces, las aplicaciones médicas para la impresión 3D han evolucionado considerablemente (8).

Las revisiones publicadas recientemente describen el uso de la impresión 3D para producir huesos, orejas, exoesqueletos, tráqueas, un hueso de la mandíbula, anteojos, cultivos celulares, células madre, vasos sanguíneos, redes vasculares, tejidos y órganos, así como nuevas formas de dosificación de fármacos y dispositivos de entrega. Los usos médicos actuales de la impresión 3D se pueden organizar en varias categorías amplias: fabricación de tejidos y órganos; creación de prótesis, implantes y modelos anatómicos; e investigación farmacéutica relacionada con el descubrimiento, la administración y las formas de dosificación de fármacos (18).

La impresión 3D en aplicaciones protéticas ha ido en aumento a partir de la generación de equipos cada vez más compactos y de materiales y filamentos para impresión accesibles y ahora, adaptables al cuerpo humano. Una de las aplicaciones más utilizadas es en la elaboración de prótesis de extremidades, que van desde componentes femorales, brazos, manos y sus componentes: los dedos.

Es en torno a esta última aplicación que el presente trabajo desarrolla su propuesta, en específico al desarrollo de una prótesis de pulgar, elemento anatómico de la mano, elemental para la realización de distintas actividades de agarre, desplazamiento de objetos y ejecución de tareas específicas.

Una revisión bibliográfica nos permite verificar que la mayoría de las aplicaciones de impresión 3D en prótesis de manos son a nivel de toda la mano, sin reparar específicamente en los dedos y más aún en el pulgar. Trabajos al respecto podemos

encontrar a Garrido Sánchez en 2019, con el diseño y fabricación de un dedo protésico articulado mediante impresión 3D, lo anterior a través del uso de la técnica de estereolitografía, además de la aplicación de un proceso posterior de curado para la mejora de la propiedad de la prótesis (19).

Se puede observar en la Figura 4, los diseños propuestos en una fase inicial del proyecto mencionado, en el cual no se especifica si la prótesis es sustitutiva del dedo medio, índice, anular, meñique o pulgar.

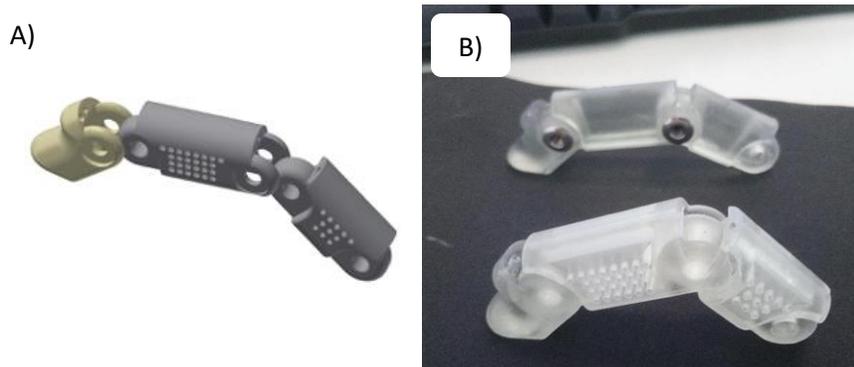


Figura 4: Prótesis de dedo en impresión 3D, Diseño en software A), Impresión de diseño B) (19).

Por otra parte, tenemos a la empresa *3DZings*, quienes, a diferencia del proyecto de Garrido Sánchez, sí elaboraron específicamente un pulgar. Esto a través del escaneo de la mano contraria del paciente y la correcta orientación del pulgar sano, para obtener lo que sería únicamente el diseño del pulgar como si no hubiera sufrido daño. En este proyecto no se articuló la prótesis como en el diseño anterior, sino que se recurrió al diseño en un material flexible que facilitara el movimiento, consiguiendo así una prótesis semirrígida, tal como se observa en la figura 5 (20).



Figura 5: Prótesis semirrígida de dedo pulgar a paciente con lesión (20).

De lo anterior podemos observar que en el área de la prótesis de extremidades pequeñas y específicas como lo son los dedos existen muchas áreas de oportunidad, en términos del diseño de las prótesis, la elección de los materiales, la impresión del diseño y la caracterización del material para su uso final. Por lo que el presente trabajo puede aportar propuestas de valor en torno a la aplicación de la impresión 3D en esta área.

Capítulo II. Marco Teórico

2.1 Obtención del PLA

La producción del ácido poliláctico comienza con la obtención del ácido láctico, que es quiral y, por lo tanto, tiene dos isómeros: L (laevo) y D (dextro). La síntesis química produce una mezcla racémica de ambos isómeros en una proporción del 50% cada uno, mientras que el ácido láctico obtenido a través de la fermentación de fuentes renovables, como el maíz, es principalmente del isómero L (99.5%) y solo un pequeño porcentaje es del isómero D (0.5%). (21).

Luego, la producción del PLA puede llevarse a cabo a través de tres procesos de polimerización diferentes según Mehta et al., los cuales se ilustran en la figura 6. Estos procesos son la condensación por acoplamiento, la condensación por deshidratación azeotrópica y la polimerización por apertura del anillo de lactida (23).

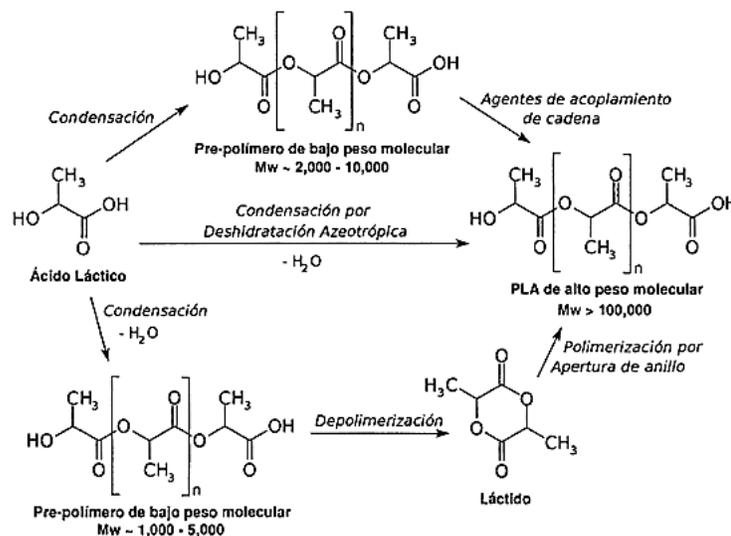


Figura 6. Rutas de síntesis de PLA de alto peso molecular (23).

La ruta más rentable para producir PLA es la polimerización por condensación, pero es complicado conseguir una alta masa molecular del PLA en sistemas que no contienen solventes. Por lo tanto, es necesario emplear agentes de acoplamiento o promotores de esterificación, según Kashima y colaboradores, para lograrlo. Esto

aumenta el costo y la complejidad del sistema y puede generar productos secundarios que afectan tanto la reacción como la estructura del polímero final (23).

Garlotta (2001) ha señalado algunos agentes de acoplamiento y promotores de esterificación, tales como bis(triclorometil)-carbonato, di-ciclohexilcarbodiámina, y carbonil-diimidazol. Estos compuestos son multifuncionales, es decir, que tienen dos o más grupos funcionales que pueden reaccionar. Para obtener un polímero de alto peso molecular, Mitsui Toatsu emplea un proceso que implica el uso de un solvente y una destilación azeotrópica para la eliminación continua del agua generada durante la condensación directa. (22)

En la actualidad, la forma para obtener el ácido poliláctico o PLA más utilizada es la polimerización por apertura de anillo (23), en esta técnica el dímero cíclico del ácido láctico referido como lactido es polimerizado mediante la apertura del anillo que se produce como consecuencia de un mecanismo catiónico, aniónico o por coordinación-inserción, dependiendo del iniciador que se utilice (24). Este método puede llevarse a cabo en fundido, en masa o en solución (25).

2.2 Configuración del PLA y estructura cristalina

El ácido poliláctico que se comercializa actualmente es el resultado de una mezcla de los dos enantiómeros posibles que tiene el ácido láctico, el Poli (L-ácido láctico) (PLLA) y el Poli (D-ácido láctico) (PDLA), o un copolímero obtenido por la polimerización de los dos tipos de lactidos (L y D). Según la proporción que se tenga de cada uno de los enantiómeros, serán las características del polímero final. Cuando el PLA se obtiene de fuentes renovables, la mayor parte de su composición está constituida por el PLLA. Si el contenido de este PLLA es superior al 90%, se obtiene un polímero con tendencias cristalinas, en tanto que con una menor pureza óptica se vuelve amorfo. También existe una relación proporcional entre la temperatura de fusión (T_m), la temperatura de transición vítrea (T_g) y la cristalinidad con las cantidades presentes de PLLA en el PLA final, teniéndose una disminución de estas primera con la disminución del contenido de PLLA (26)

El PLA es un polímero con quiralidad, lo que significa que su unidad repetitiva tiene un carbono asimétrico que le da una estructura en forma de hélice. Como resultado de esta quiralidad, existen dos enantiómeros (L y D). La disposición de dos unidades de repetición adyacentes puede dar lugar a dos estructuras de orden máximo diferentes, lo que produce cadenas isotácticas y sindiotácticas. Las cadenas isotácticas son polímeros estereoregulares donde todos los sustituyentes del carbono quiral apuntan en la misma dirección, tal como se observa en la figura 7 (26).

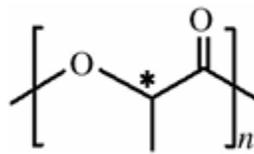


Figura 7. Localización del carbono quiral en la molécula de PLA (28).

Los polímeros sindiotácticos también tienen una ordenación constante de los sustituyentes, pero estos están unidos de forma alterna en el carbono asimétrico de la cadena principal del polímero. Estos polímeros estereoregulares suelen ser cristalinos y tienen una amplia variedad de aplicaciones. El grado y la distribución de los estereoisómeros pueden tener un impacto directo en la cristalinidad del PLA, lo que a su vez afecta a las propiedades físicas y mecánicas del material.. (23)

2.3 Efecto de los elementos de aleación sobre las propiedades del material

En el caso que se requiera obtener propiedades específicas del PLA, el método de polimerización por apertura de anillo del láctido es bastante adecuado, esto se debe a que durante el proceso existe una gran facilidad para controlar las variables que intervienen en el mismo, tales como la temperatura, la relación entre monómero e iniciador, el tipo solvente y los agentes de acoplamiento (28). Una parte crucial de la aplicación de esta ruta es usar como monómero intermedio al láctido. Cuando se produce el dímero cíclico del ácido láctico, se obtienen tres formas distintas: el D-D láctido, también conocido como D-láctido; el L-L láctido, también conocido como L-láctido; y el meso-láctido, que es ópticamente inactivo y se conoce como L, D o D,

L láctido. La figura 8 ilustra estos diferentes tipos de láctidos que pueden obtenerse a partir de los estereoisómeros del ácido láctico (27).

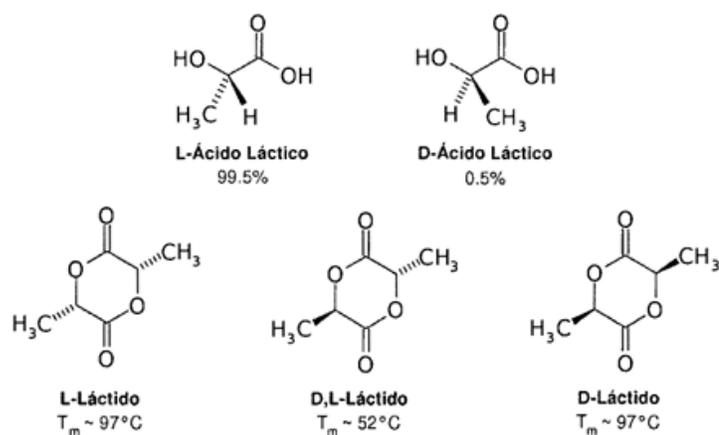


Figura 8. Estereoisómeros del ácido láctico y láctido (24)

Muchas de las propiedades finales intrínseca del polímero final se ven definidas en gran parte por la forma en que se controla la composición de los estereoisómeros del láctido, las que son más influenciadas por esto son la temperatura de transición vítrea (T_g) y de fusión (T_m) (28), morfología según lo reportado por Thakur y colaboradores, así como la velocidad y porcentaje de cristalización del polímero. Las resinas cuyo contenido del L-Láctido excede el 93 % de L-Láctido resultan ser semicristalinas (PLLA), por otra parte, aquellas con menores porcentajes adquieren características amorfas y se les suele llamar Poli ácido D-láctico o PDLA por sus siglas en inglés. Finalmente, la presencia de meso, y D-Láctido en la estructura regular de L-Láctido produce imperfecciones en la estructura cristalina, reduciendo la cristalinidad del polímero final (23)

2.4 Composición química, microestructura y propiedades mecánicas del material de estudio.

La composición del polímero, su peso molecular y su grado de cristalinidad son factores que influyen en las propiedades físicas y mecánicas, farmacéuticas y de reabsorción del material. La cristalinidad puede variar desde 0% hasta 40%, y puede lograrse mediante homopolímeros lineales o ramificados, así como mediante copolímeros al azar o de bloque. Si se desea una reabsorción prolongada de aproximadamente 1-2 años, se recomienda una forma cristalina con un alto peso molecular (> 100.000 Dalton) compuesta principalmente de forma Lláctido. La velocidad de reabsorción se puede controlar o ajustar utilizando diferentes formulaciones y agregando radicales a las cadenas (31).

La tabla 2 muestra algunas propiedades del PLA de acuerdo a su composición. Cuando se tiene un 100% de L-PLA, se tiene como resultado un polímero cuya cristalinidad y punto de fusión son de valores altos. Por otra parte, si se hace uso de una mezcla D y L, el polímero final es de naturaleza amorfa, con temperatura de transición vítrea (T_g) de 60°C. Si la mezcla tiene una composición 90% D y 10% L, el resultado será una materia copolimérico, con capacidad para polimerizarse orientándolo, con temperaturas por encima de su temperatura de transición vítrea. La temperatura de procesamiento está entre 60 y 125°C y depende de la proporción de D o L ácido láctico en el polímero. Sin embargo, el PLA puede ser plastificado con su monómero o alternativamente con ácido láctico oligomérico y esto permite disminuir T_g (31).

Tabla 2. Variación de las propiedades del PLA respecto a su composición (31).

Masa Molecular (Kda)	% Cristalinidad	Viscosidad η (dL/g)	Densidad γ (g/cm ³)
Láctido-P.L.A. 50 a 756	15 a 74	0,61 a 8,2	1,25
D-láctico. P.L.A. 21 a 550	0 (amorfo)	0,25 a 2,01	1,29
P.L.A-P.G.A (Ácido poliglicólico). 20 a 145	46 a 52	0,5 a 1,6	1,50 a 1,64

El PLA tiene propiedades mecánicas en el mismo rango de los polímeros petroquímicos, a excepción de una baja elongación. Sin embargo, esta propiedad puede ser afinada durante la polimerización (por copolimerización) o por modificaciones post polimerización (por ejemplo, plastificantes). La tabla 2, muestra una comparación de algunas propiedades mecánicas de plásticos de origen petroquímico con las propiedades del PLA

Tabla 3. Propiedades Mecánicas de diferentes polímeros, incluido el PLA (33).

Polímero	Fuerza de Tensión (MPa)	Módulo de Tensión (Gpa)	Temperatura Máx. Usada (°C)
LDPE (Polietileno de baja densidad)	6.2 - 17.2	0.14 - 0.19	65
HDPE (Polietileno de alta densidad)	20 - 37.2		121
PET (Tereftalato de polietileno)	68.9	2.8 - 4.1	204
PS (Poliestireno)	41.3 - 51.7	3.1	78
PA (Poliamida)	62 - 82.7	1.2 - 2.8	-
PP (Polipropileno)	33 - 37.9	1.1 - 1.5	121
PLA (Ácido poliláctico)	40 - 60	3 - 4	50-60

El PLA tiene algunas desventajas en comparación con otros materiales plásticos de empaque, como su baja temperatura de distorsión (HDT), lo que puede provocar deformaciones si se expone a altas temperaturas durante el llenado, transporte o almacenamiento. Sin embargo, el PLA tiene una buena barrera contra el agua y el CO₂, y una barrera aceptable contra el O₂. Además, el PLA es fácil de imprimir y, en algunos casos, no requiere tratamiento con corona antes de la impresión (31).

Dependiendo de la forma en que se fabricado o manufacturado, las características del PLA pueden ser diversas, así puede presentarse con una dureza similar al acrílico o la suavidad del polietileno, así como tener comportamientos de rigidez

similares al poliestireno o características flexibles como un elastómero. Asimismo, es posible formularlo para que tenga distintos niveles de resistencia. Las resinas de PLA son capaces de soportar la esterilización con rayos gama y mantener su estabilidad cuando se exponen a la luz ultravioleta. Otras características destacables del PLA son su suavidad, resistencia a rayones y desgaste (29).

2.5 Ensayo de Tensión con Polímeros

La realización de ensayos de tracción para polímeros básicamente consiste en el sometimiento de probetas normalizadas a una velocidad constante y medir la fuerza necesaria para que dichas probetas cedan hasta la fractura o presente una deformación considerable (30).

Los resultados que se obtienen de este ensayo son el esfuerzo versus la deformación expresada como una relación de la elongación entre la longitud original de la probeta, en este caso, el lugar de utilizar como punto de referencia a la fuerza aplicada, se parte del esfuerzo, el cual se puede definir como la fuerza aplicada entre el área transversal de la probeta e interpretar sus parámetros. La importancia de poder conocer las propiedades de tracción de los polímeros reside básicamente en el hecho del tipo de fuerzas a las que normalmente se encuentran sometido o a las fuerzas a las que se piensan someter las piezas según su uso final, de esta forma al analizar los resultados, se puede realizar una predicción de su rendimiento bajo tensión, particularmente cuando se usan en aplicaciones estructurales (31).

Debido a que se espera que cualquier pieza que se diseñe y se someta a un esfuerzo de tensión, pueda resistirlo, el dato más relevante es precisamente el esfuerzo de tensión, así las piezas o parte de las piezas se deberán diseñar de tal manera que los esfuerzos estén por debajo de este valor. La curva tensión-deformación se refiere a las curvas de tensión y deformación. Para estos ensayos se utilizan trozos de material llamados "probetas" o "muestras" (32).

Se ha mencionado el uso de probetas para el ensayo a tensión, una probeta del es una pieza hecha a partir del material a utilizarse con dimensiones estandarizadas

específicamente para realizar ensayos, como el de tracción. Estas dimensiones normalizadas son la longitud de la probeta y el área de su sección transversal. Se coloca y agarra por sus extremos la probeta entre dos accesorios llamados "agarres" o "mordazas" que sujetan la probeta en la máquina del ensayo (al principio y al final puedes ver la imagen de alguna máquina de tracción) (32).

Por lo general los ensayos de tensión se llevan a cabo colocando verticalmente la probeta a ensayarse, posteriormente se fija la velocidad a la cual se desea que la máquina de ensayos avances, así como la fuerza que se requiere que se aplique. De esta manera, uno de los extremos de la probeta estará fijo en una de las mordazas de la máquina mientras el otro de aleja siendo tensionado por el avance constante de la otra pinza. Sin embargo, esto no es fijo, y existen máquinas en la que la fuerza se aplica por ambos lados. La probeta se alargará en dirección de su longitud y se encogerá en el sentido o plano perpendicular (31).

En un ensayo de tracción pueden determinarse diversas características de los materiales elásticos:

- Módulo de Young, es uno de los datos que permite cuantificar la elasticidad del material ensayado, también se suele referir a este como Modulo de elasticidad. Es la resultante de la división de la tensión entre la proporción que surge del cambio de longitud de la probeta respecto de su longitud original, dentro de la región elástica de un diagrama esfuerzo-deformación (33).
- Coeficiente de Poisson, es un coeficiente que permite cuantificar la razón entre el la elongación a lo largo del eje axial y la disminución de las longitudes transversales a la dirección de la fuerza (33).
- Límite de fluencia o límite elástico aparente: Es la cantidad de tensión que una probeta puede soportar antes de experimentar el fenómeno de cedencia o fluencia. Este fenómeno ocurre en la zona de transición entre la deformación elástica y plástica, y se caracteriza por un aumento rápido en la deformación sin un aumento significativo en la carga aplicada (33).

- Carga de rotura o resistencia a tracción: Es la carga máxima que soportó la probeta durante la prueba, dividida entre el área de su sección transversal antes del ensayo.

Para el caso específico de ensayo de tensión a materiales plásticos, termoplásticos o poliméricos, se hace uso de la norma ASTM D-638, que indica las medidas para las probetas a ensayarse. Este método es aplicable a muestras de plástico rígido con tamaños que van desde 1,00 mm hasta 14 mm de espesor. No obstante, se requiere de una preparación previa de las muestras antes de la prueba, referente a la medición de las dimensiones de probetas elaboradas con plásticos sólidos, la norma que contiene dichas especificaciones es la D5947-18. Este paso es un requisito, ya que el tamaño de las muestras afectará los resultados más adelante durante la ejecución del método ASTM D638 (33).

Después de realizar la prueba y medir las dimensiones precisas de las muestras que se van a analizar, el método ASTM D638 presenta cinco tipos diferentes de muestras. Aunque el más utilizado es el tipo I, que tiene un espesor de 3,2 mm, una longitud de 165 mm, un ancho de 13 mm y una longitud de calibre de 50 mm, y está fabricado mediante moldeo por inyección (31).

Si el espesor de las muestras de plástico es menor de 1,00 mm, se debe utilizar la norma ASTM D882 para medir sus propiedades de tracción. Es importante prestar atención al proceso de preparación de las muestras para obtener resultados precisos al realizar pruebas comparativas entre dos o más materiales. Es fundamental asegurarse de que todas las muestras pasen por los mismos procesos de preparación, pero también se puede considerar la inclusión de diferentes métodos de preparación de muestras como parte del método de prueba comparativa (32).

2.6 Difracción de Rayos X Bragg-Brentano

La técnica de difracción de rayos X (XRD) es ampliamente utilizada en la caracterización de materiales debido a sus ventajas, como la no destructividad, la rapidez y su aplicabilidad a una amplia gama de tamaños de muestra. Los rayos X se producen cuando un electrón interactúa con un blanco metálico a alta velocidad, lo que resulta en la liberación de un electrón de la capa interna del átomo del blanco metálico. Esta vacancia es llenada por un electrón de un nivel superior del átomo (38).

La emisión de un fotón de rayos X es el resultado de la interacción de un electrón a alta velocidad con un blanco metálico, lo que genera una vacancia en la capa interna del átomo del blanco metálico. La diferencia de energía resultante se puede observar en la emisión de fotones de rayos X. La difracción de rayos X se utiliza para identificar propiedades estructurales como la presencia de fases, el tamaño de los cristalitos, los planos cristalinos y la distancia interplanar, entre otros. Esta técnica es muy útil porque es no destructiva, rápida y aplicable a una amplia gama de tamaños de muestra (35)

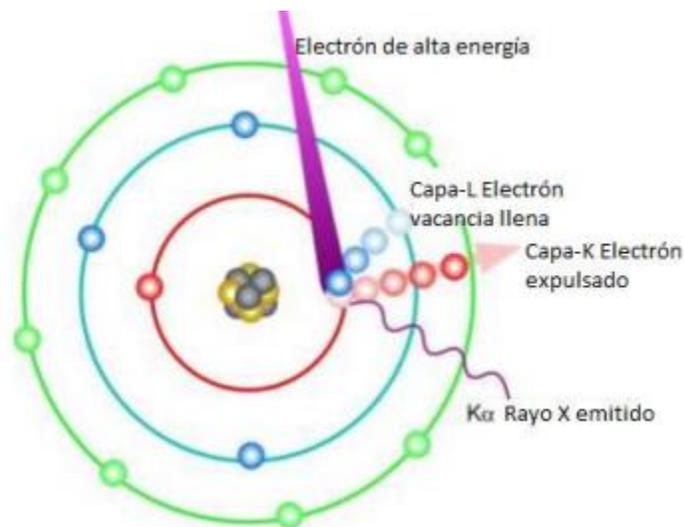


Figura 9: Interacción de rayos X (36).

Un método accesible para agilizar las mediciones de difracción de polvo es mediante el uso de detectores unidimensionales o bidimensionales que se basan

en la interacción de un detector lineal con una geometría de enfoque de Bragg-Brentano, como se ilustra en la figura 10. Este enfoque analiza el ensanchamiento de los reflejos de Bragg en los patrones de difracción en polvo, debido a las características microestructurales presentes en la muestra examinada (35).

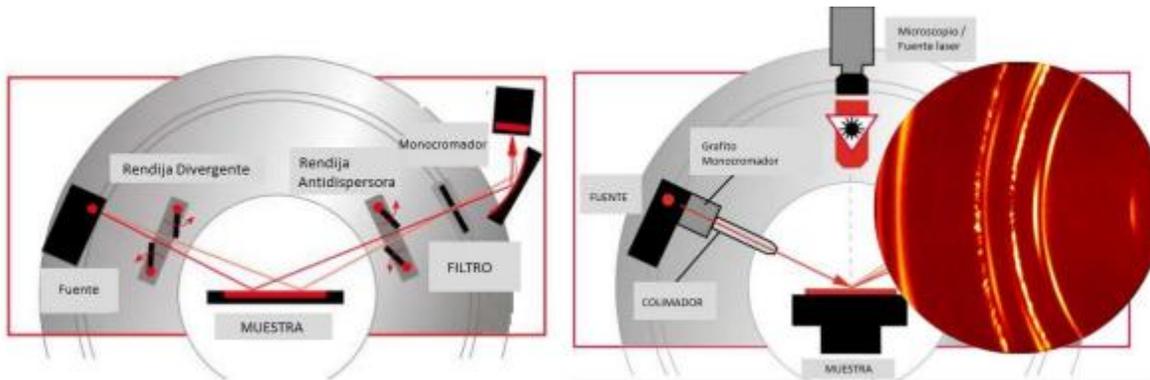


Figura 10: Detectores lineales en la XDR (38)

La ley de Bragg describe el proceso por el cual, se difractan los rayos X en un plano "hkl" (h, k y l representa los índices de Miller) de una estructura cristalina, esta difracción varía de acuerdo al plano de incidencia, teniendo en cuenta que estas estructuras se conforman por diferentes planos y diferentes ángulos, se puede representar ésta ley a partir de las variables, como se muestra en la ecuación 1, lo que implica, que a cada material (compuesto o elemento químico) tendrá su difractograma de rayos-X característico (35).

La técnica utilizada para obtener difractogramas a través de rayos-X puede variar dependiendo si la muestra es conocida o no y si es posible identificar las orientaciones preferenciales de los cristalitas. Si se puede identificar la orientación preferencial, se observarán picos que corresponden a las familias de planos que coincidieron de manera paralela con el haz transferido. A esta técnica se le conoce como "configuración de incidencia de haz rasante" y es la más adecuada para películas policristalinas. La disposición experimental para esta técnica, al igual que en las técnicas unidimensionales y bidimensionales, implica un barrido entre θ - 2θ , tal como se muestra en la figura 8. La intensidad del haz en relación con el barrido

se observa en la figura, siendo cada pico o fase la huella digital de los elementos presentes en el compuesto. (35).

La Microdifracción de Rayos X (μ XRD) implica la focalización del haz de rayos X en áreas mucho más pequeñas que en la difracción convencional, alrededor de 50 micras cuadradas. Esta técnica permite obtener información con una alta resolución espacial y puede identificar propiedades como el esfuerzo y la resistencia del material, así como las variaciones de tensión, orientación y deformación entre granos. Para lograr una mayor focalización, se utilizan placas de zona Fresnel que reducen el haz y, por lo tanto, la cantidad de fotones dispersados. Esta técnica ayuda a comprender las propiedades mecánicas del material (35).

2.7 Espectroscopia con transformada de Fourier

La espectroscopia infrarroja con transformada de Fourier (FTIR por sus siglas en inglés Fourier Transform Infrared) es una técnica comúnmente usada para investigar la incorporación de monómeros en la estructura de hidrogeles y puede identificar los grupos funcionales característicos de cada monómero. En el campo ambiental, los hidrogeles se usan en el tratamiento de muestras acuosas para eliminar contaminantes como los iones de metales pesados, colorantes y aniones. La FTIR es útil para examinar las interacciones que ocurren entre los contaminantes y la matriz reticulada (41).

El espectrómetro tiene tres componentes básicos: la fuente de radiación de infrarrojo medio; un interferómetro de Michelson, formado por dos espejos, uno fijo y otro móvil; y un divisor de haz, compuesto por un cristal de KBr (37). Un haz de radiación se enfoca en el interferómetro de Michelson, que lo divide en dos caminos perpendiculares al pasar por el espejo semi-plateado. Cada camino refleja y transmite el 50% de la radiación, y ambos se recombinan en el divisor de haz para crear interferencias constructivas y destructivas. Estas interferencias son enviadas a la celda ATR espejo, donde las frecuencias entre 650 y 4000 cm^{-1} experimentan la máxima interferencia al menos una vez. Luego, el haz se dirige hacia la muestra

y se registra en un detector fotosensible, que produce un interferograma. El interferograma se transforma mediante la Transformada de Fourier, lo que resulta en un espectro de absorción óptica infrarroja. Este espectro puede ser de intensidad de absorción o absorbancia, dependiendo del número de onda relacionado con la energía vibratoria de la molécula (38)

2.7.1 El fundamento del accesorio de ATR

Para realizar la técnica de ATR-FTIR, es necesario utilizar un accesorio junto con el equipo de espectroscopia para obtener la reflectancia total atenuada. Este accesorio comercial de ATR se compone principalmente de un cristal de alto índice de refracción n_1 , que no absorbe radiación infrarroja y en el cual se coloca la muestra a medir. En la Figura 11 se puede observar un dibujo típico de este accesorio comercial de ATR. La muestra alimenticia, con un índice de refracción n_2 , se coloca en contacto con la superficie del cristal. Luego, la radiación infrarroja pasa a través del cristal y llega a la interfase (cristal-muestra), donde una fracción de la radiación penetra a la muestra en forma de onda evanescente, y es selectivamente absorbida por la muestra en determinadas frecuencias. El resto de la radiación sale hacia el detector del espectrómetro (44).

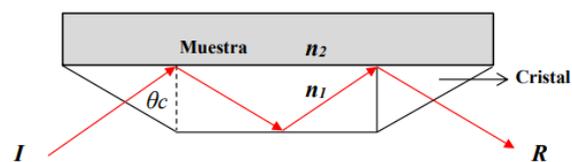


Figura 11: Representación del accesorio de reflexión total atenuada (ATR) y la forma en que interactúa la radiación infrarroja en la interfase cristal-muestra (I = radiación incidente, R = radiación reflejada). θ_c es el ángulo crítico (39).

Existen accesorios de ATR donde se originan varias reflexiones internas o solamente una sola reflexión internas, y su uso depende de varios factores, pero podemos decir que depende en gran medida de la capacidad de absorción de una muestra, lo cual redundaría en la obtención de un espectro de calidad (39).

2.8 Anatomía de la Mano Humana

Para llevar a cabo este proyecto es necesario tener un conocimiento profundo de la mano humana. Por lo tanto, en los siguientes párrafos se presentará un resumen de los aspectos más importantes de la anatomía del mano basado en estudios previos. El primer punto clave a considerar para construir un prototipo de la mano es que esta se compone de tres grupos óseos diferentes: el carpo, el metacarpo y las falanges (Figura 12). Es importante destacar que, según los objetivos del proyecto, se enfocará principalmente en el último grupo, su precisión anatómica y su acción en los prototipos, para lograr la máxima exactitud (36).

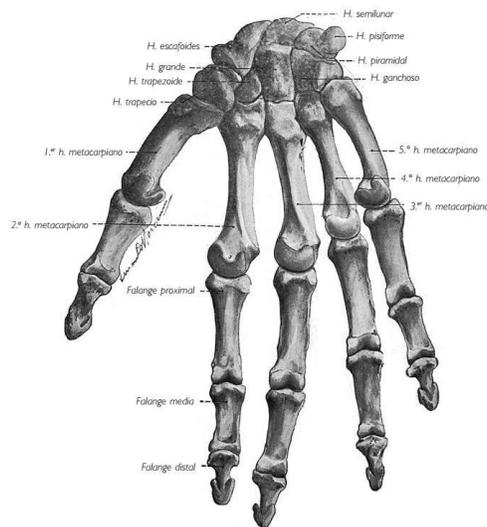


Figura 12: Anatomía esquelética de la mano. Vista Palmar (40).

Se puede observar en la Figura 13, los huesos que conforman los dedos de la mano, los cuales se denominan falanges y están presentes en los cinco dedos: pulgar, índice, medio, anular y meñique. Cada dedo está compuesto por tres falanges, que se llaman proximal, media y distal. La única excepción es el pulgar, que tiene solo dos falanges, la media y la distal (36).

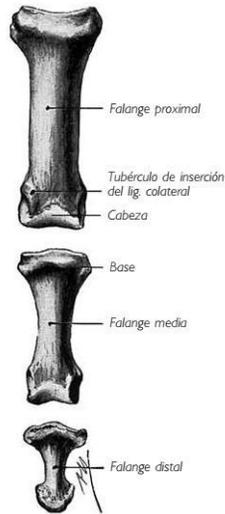


Figura 13: Anatomía esquelética de un dedo trifalángico (40).

Por otra parte, están las articulaciones que cumplen la función de unión entre sí de huesos, cartílagos y dientes, además de facilitar y permitir libertad de movimiento. De las articulaciones presentes en la mano, las necesarias para la unión y, por ende, para el movimiento de los dedos, son las Articulaciones Metacarpofalángicas y las Articulaciones Interfalángicas (40).

En un lado, las articulaciones metacarpofalángicas son la conexión entre los huesos metacarpianos y las falanges proximales en cada dedo, los cuales están unidos por dos ligamentos principales. El primero es el colateral, situado en la cara lateral y medial de la articulación, que se extiende desde el hueso metacarpiano hasta la base de la falange. El segundo ligamento es el metacarpiano transverso profundo, que conecta los cuatro dedos últimos de la mano y se extiende desde el segundo hasta el quinto hueso metacarpiano, pasando por la cara palmar de las articulaciones ya mencionadas (40).

Los movimientos de los dedos (Figura 14) se efectúan en torno a dos ejes principales: el eje transversal AA' en torno al cual se realizan los movimientos de Flexión-Extensión y el eje anterior-posterior BB' alrededor del cual se general los movimientos de abducción-aducción.

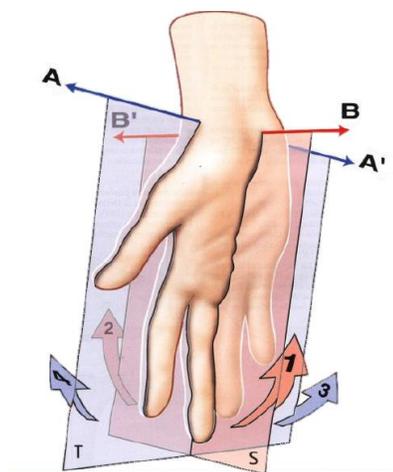


Figura 14: Planos de movimiento de los dedos de la mano (40).

Es necesario separar el estudio para el movimiento del pulgar (dedo bifalángico) al de los cuatro dedos restantes (dedos trifalángicos) debido a las condiciones falángicas antes mencionadas.

2.9 El movimiento del dedo pulgar

El pulgar es considerado el dedo más importante debido a su función como pinza. Gracias a este, la mano puede realizar una gran variedad de acciones y movimientos de manera precisa. Sus principales movimientos son cuatro, a partir de los cuales se puede generar una combinación y generar una amplia variedad de posibles movimientos (36).

2.9.1 Abducción extensión / Aducción

El primer movimiento es la abducción-extensión que separa el dedo pulgar del eje de la mano, mientras que el segundo movimiento, la aducción, lo aproxima al eje de la mano. Sus amplitudes de movimiento son de 35 a 40° (Figura 15).

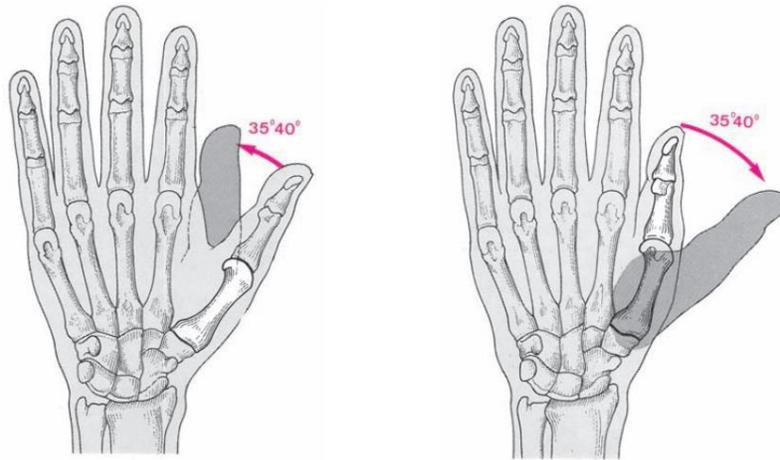


Figura 15: Esquematación de la abducción de la mano (46).

2.9.2 Flexión-Oposición

La oposición (Figura 16) combinada con la flexión del dedo pulgar representa el tercer movimiento y conducen al pulgar frente al dedo meñique. Este es un movimiento de presión o cierre de la mano y presenta una amplitud de 45 a 60° (36).

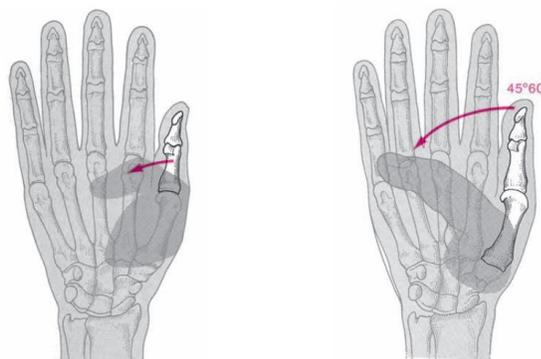


Figura 16: Muestra de movimientos de flexión y oposición del dedo pulgar respecto a la mano (46).

2.9.3 Reposición

Finalmente, la reposición (Figura 17), el cuarto movimiento principal del dedo pulgar es el que lo devuelve a su posición inicial y su amplitud será necesariamente igual a la del movimiento que lo preceda (40).

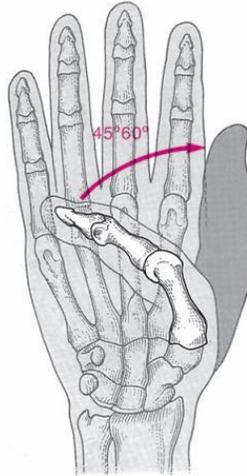


Figura 17: Movimiento de reposición del pulgar respecto a la mano (46).

2.10 Fuerza de Agarre

En un estudio realizado por Artem Kargov y su equipo (41), se examinó la manera en que se distribuyen las fuerzas de agarre para diversos diseños de prótesis de mano y para la mano humana, en el contexto de la realización de una tarea funcional. La metodología empleada incluyó la toma de medidas en 20 posiciones diferentes diseñadas para sostener un objeto cilíndrico utilizando el agarre de apriete. Los hallazgos obtenidos para la mano humana se presentan en la Tabla 4

Tabla 4: Fuerza de agarre estudiada para prótesis de manos por cada dedo (41).

	Estudio 1 (2004)	Estudio 2 (2000)	Estudio 3 (1992)
Diámetro (mm)	57	50	45 y 65
Masa (g)	522	400-600	1000
Fuerza promedio de agarre por dedo (N)			
Pulgar	1.3	2.8-4.5	NIN
Índice	1.0	1.8-3.0	2.7
Medio	0.9	1.8-3.0	3.8
Anular	0.8	NIN	2.9
Meñique	0.4	NIN	2.6

2.11 Pesos y Tamaños

Las longitudes promedio para los dedos de los hombres, considerando la sumatoria de los promedios obtenidos para cada sector de la falange correspondiente, fueron las siguientes para la mano derecha e izquierda respectivamente: pulgar, 72,5 y 72,4 [mm]; índice, 104,2 y 104,5 [mm]; dedo medio, 115 y 114,6 [mm]; anular, 109,1 y 108,9 [mm] y el meñique, 88,5 y 88,4 [mm] (42).

En mujeres, las longitudes fueron para la mano derecha e izquierda: 63,5 y 62,6 [mm], índice, 91 y 90,7 [mm]; dedo medio, 100,4 y 99,2 [mm]; anular, 94,4 y 94,2 [mm] y el meñique, 75,8 y 75,9 [mm], respectivamente (42).

En cuanto al peso de la mano, se sabe que esta es aproximadamente el 0,66% del peso total del individuo (41). En Latinoamérica, el peso de un adulto promedio, masculino y femenino es de 77 [kg], por lo que para un adulto promedio el peso completo de la mano debe ser de 508,2 [g] (42)

Capítulo III: Métodos, materiales y equipo.

3.1 Materiales

3.1.1 Filamento de Ácido Poliláctico PLA.

Para los ensayos, como para la impresión final de la prótesis se utilizó filamento de ácido poliláctico marca: XINGTONGZHILIAN, dicha marca se eligió dada su fácil comercialización en la zona, así como sus características, que incluyen el poseer un rango de temperatura de 195 a 220 °C, su alta precisión dimensional y por supuesto su compatibilidad con la mayoría de las impresoras 3D disponibles en el mercado.



Figura 18: Filamento de ácido poliláctico utilizado.

3.1.2 Impresora 3D Kingroon

Para llevar a cabo el proceso de impresión 3D, tanto de las probetas como del diseño previo y final de la prótesis de pulgar, se eligió la impresora Kingroon KP3S. La elección de este dispositivo de impresión 3D se dio básicamente por los temas de facilidad de uso, ahorro de espacio del dispositivo, y bajo coste de adquisición del mismo. En la figura 17 se observa una imagen de la impresora en cuestión.



Figura 19: Impresora 3D Kingroon utilizada en el proceso de impresión

La impresora cuenta con un Volumen de construcción 180 x 180 x 180mm y funciona bajo el FFF, o fabricación por filamento fundido. Cuenta además con un Diámetro de la boquilla: 0,4mm y una Resolución de impresión: 0,05-0,3mm. Posee también un Diámetro del filamento: 1,75mm y es compatible con filamentos ácido poliláctico, madera y poliuretano termoplástico. La Temperatura de la boquilla ronda los 260 °C, mientras que la temperatura del termostato llega hasta los 110 °C. El dispositivo trabaja con una Velocidad de movimiento de hasta 200 mm/s y una Velocidad de impresión de hasta 100 mm/s, con un rango recomendado por el fabricante de 20mm a 60 mm/s.

3.1.2 Máquina universal de ensayos AUTOGRAPH-I

Para la realización de los ensayos a tensión se hizo uso de la máquina de ensayos Shimadzu AUTOGRAPH Modelo: AGS-50Knx, la cual cuenta con una capacidad de carga: 50Kn, posee además un método de carga de tensión directa de alta precisión a velocidad constante con una precisión de medición de fuerza de $\pm 0.5\%$ y un rango de velocidad: 0.001 a 1000 mm/min. En la figura 18 se muestra la máquina, la cual se encuentra en las instalaciones de la Maestría en Ciencia e Ingeniería de los Materiales.



Figura 20: Máquina Universal de Ensayos AUTOGRAPH-I. Elaboración propia.

3.2 Métodos y procedimientos experimentales: caracterización de propiedades cristalinas mediante Difracción de rayos X

Para la realización del ensayo de difracción de Rayos X para muestras impresas en 3D de ácido poliláctico se empleó en primera instancia un difractómetro Bruker D8 Advanced Eco. Dicho dispositivo cuenta con Sincronización dinámica de rendijas de divergencia motorizadas y pantalla antidispersión motorizada, ventana detectora activa variable, además de un Rango angular $2\theta < 1$ a > 150 . Para el tratamiento de los datos obtenidos de esta prueba, se utilizó el software Origin

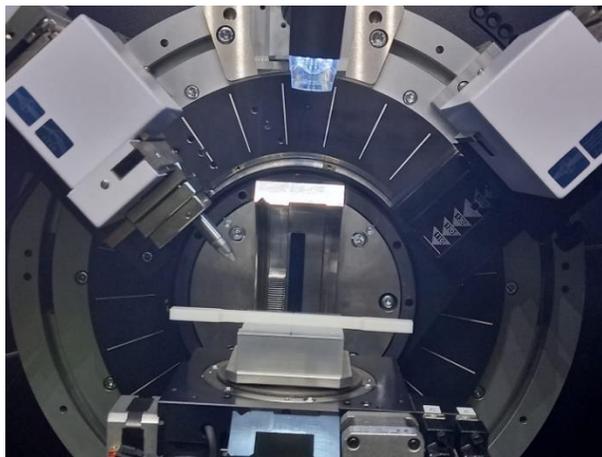


Figura 21: Equipo de difracción de rayos X ubicado en las instalaciones de la Maestría en Ciencia e Ingeniería de los Materiales

3.3 Métodos y procedimiento: Diseño de la prótesis de dedo pulgar mediante software CAD-CAM

Para el diseño de la prótesis de pulgar y su posterior conversión a un archivo imprimible en 3D, se utilizó el software SOLIDWORKS™ versión 2019, se tomaron en cuenta las medidas obtenidas de la literatura y mostradas en el apartado de marco teórico.

3.4 Métodos y procedimientos experimentales: Reflectancia Total Atenuada de Espectroscopia con transformada de Fourier ATR-FTIR

Para la realización de este ensayo se contó con la colaboración del Dr. Samuel Eleazar Kolosovas Machuca, quien facilitó el equipo utilizado y el espacio dentro de la Facultad de Ciencias de la Universidad Autónoma de San Luis Potosí.



Figura 22: Equipo de espectroscopia infrarroja con transformada de Fourier

Para este proceso se llevó a cabo uso de un equipo Smart ITR Thermo Scientific, adicional a este equipo se usó el accesorio para la ATR, el cual se añadió al equipo., tal como se muestra en la figura



Figura 23: Equipo de FTIR con accesorio de reflectancia total atenuada ATR

Capítulo IV: Desarrollo experimental

4.1 Caracterización de propiedades mecánicas a tensión del material de impresión

Parte importante de las propiedades de un material es su resistencia ante la aplicación de esfuerzos de tensión. Para el PLA, dichos esfuerzos también resultan de importancia, puesto que el filamento al ser usado para procesos de manufactura 3D, se encuentra expuesto a variables de temperatura que modifican sus propiedades.

Sin embargo, no sólo la temperatura propia del proceso de impresión modifica las características finales de los productos elaborados con PLA, sino que existen variables que pueden configurarse para obtener productos finales acordes a lo que se requiere, tal es el caso de la densidad de relleno, el patrón de relleno, y la temperatura del extrusor. Para los fines del presente trabajo, es necesario conocer qué configuraciones de parámetros es la idónea para los fines de la prótesis a elaborar, pues se requiere de una impresión final resistente a los esfuerzos, y que además posea la capacidad de deformarse lo suficiente antes de romperse por completo, esto último debido a que da al usuario una brecha de seguridad en su uso y evita rompimientos bruscos que puedan comprometer su seguridad.

Es por ello que se realizaron pruebas de tensión, para las cuales fue necesario elaborar probetas mediante impresión 3D utilizando el filamento PLA. Las probetas fueron elaboradas apegándonos a las medidas establecidas según la norma D638 de la ASTM.

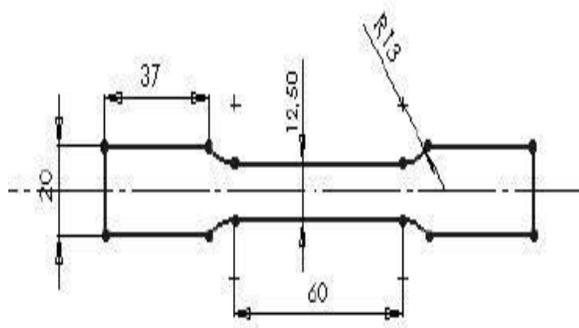


Figura 24. Medidas estandarizadas para probeta plana de ensayo a tensión según la ASTM D638 (46).

También se consideraron los factores de manufactura 3D propios de la impresora. Para ello se establecieron los siguientes parámetros de temperatura, grosor de capa y densidad de material.

Tal como lo muestra la tabla 5, se realizaron un total de quince probetas estandarizadas, a las cuales se les varió el porcentaje de relleno y el patrón de relleno, esto con base en lo documentado según Pacheco Carpio (2019), Se determinó que el esfuerzo a tracción es afectado directamente por la densidad de relleno, en los casos analizados previos al trabajo presente, se evidencia que existe un alto grado de significancia del porcentaje de relleno en el esfuerzo máximo (49).

Las configuraciones que podrían alcanzarse si se consideran todos los parámetros configurables del proceso de impresión resultan numerosas, y requieren la elaboración de diferentes variaciones de probetas, sin embargo, se ha determinado que los factores principales que influyen dentro de las propiedades de resistencia, deformación, y resistencia a la rotura, son el patrón de relleno y la densidad de relleno. Los parámetros de temperatura y grosor de capa no se modificaron y se mantuvieron los que marca la impresora por defecto. En el PLA existe un 67% de significancia del porcentaje de relleno en el esfuerzo máximo (49).

Por otro lado, el patrón de relleno influye visiblemente en las propiedades de dureza de las piezas a imprimir, por lo que se optó por elegir cinco patrones diferentes: el patrón horizontal, los patrones triangular y vertical, que resultan adecuados para piezas con dureza media, los patrones cuadrados y giroide, para piezas cuya funcionalidad requiere una dureza alta.

Las configuraciones finales constaron de quince probetas estandarizadas, agrupadas en tres. Cada grupo de tres probetas contaba con el mismo patrón de relleno, pero con una variación en su densidad de relleno de forma creciente, empezando por el 50%, y aumentando 25% hasta llegar al 100%. De esta forma,

las relaciones entre el patrón de relleno, y la densidad de relleno, y su influencia en las propiedades de resistencia, se encontrarían cubiertas.

Para el ensayo de tensión se programó la máquina de ensayos especificada en el apartado de métodos y materiales con un avance de 2 mm/s.

Tabla 5. Condiciones de Impresión de las Probetas Estandarizadas.

Elaboración propia

Probeta	% de relleno	Patrón de relleno
1	50	Triangular
2	75	Triangular
3	100	Triangular
4	50	Circular
5	75	Circular
6	100	Circular
7	50	Horizontal
8	75	Horizontal
9	100	Horizontal
10	50	Vertical
11	75	Vertical
12	100	Vertical
13	50	Cuadrado
14	75	Cuadrado
15	100	Cuadrado

Se realizó una corrida de pruebas con las probetas, y se registraron los siguientes resultados.

Cada probeta registró series de datos diferentes, dependiendo del tiempo que en que presentaron rotura total, así como el alargamiento que se produjo antes de dicha rotura. Con los datos registrados se pudieron calcular los esfuerzos y

deformaciones correspondientes para cada ensayo de cada probeta.

Tabla 6: Resultados del ensayo de tracción para cada probeta. *Fuente. Elaboración propia*

Nombre	Max Carga (kN)	Max Desplazamiento (mm)	Max Esfuerzo (N/mm²)	Max Deformación %
Probeta 1 Tri-50	0.747	1.473	18.5439	2.455
Probeta 2 Tri-75	0.879	1.665	21.6186	2.775
Probeta 3 Tri-100	1.303	1.934	32.4092	3.223
Probeta 4 Gir-50	0.881	1.961	21.9080	3.268
Probeta 5 Gir-75	0.937	1.521	23.3955	2.535
Probeta 6 Gir-100	1.087	1.517	27.0609	2.529
Probeta 7 Horiz-50	0.629	1.170	17.9430	2.164
Probeta 8 Horiz-75	0.848	1.539	24.1961	2.846
Probeta 9 Horiz-100	0.882	1.089	25.1613	2.014
Probeta 10 Vert-50	0.856	1.597	24.4225	2.954
Probeta 11 Vert-75	1.011	1.793	28.8485	3.316
Probeta 12 Vert-100	1.033	1.570	29.4848	2.905
Probeta 13 Cuad-50	1.073	1.750	30.6096	3.237
Probeta 14 Cuad-75	1.280	1.857	36.5169	3.435
Probeta 15 Cuad-100	1.374	2.194	39.2050	4.058

De estos datos obtenidos se obtuvieron las medidas de tendencia central para cada grupo de probetas y su respectivo patrón de relleno. Obteniéndose los siguientes resultados:

Tabla 7: Medidas de tendencia central para las probetas ensayadas según su patrón de relleno

MUESTRAS		Max Carga (kN)	Max Despl (mm)	Max Esfuerzo (MPa)	Max Deforma (%)
PROBETAS TRIANGULARES	Media	0.8797	1.5187	23.0502	1.8983
	Desviación Estándar	0.3639	0.2662	9.7377	0.3327
	Máximo	1.2826	1.7060	33.8175	2.1325
	Mínimo	0.5748	1.2140	14.8608	1.5175
	Coef. Variación	0.4137	0.1753	0.4225	0.1753
PROBETAS GIROIDES	Media	1.0708	1.9077	27.4321	2.3846
	Desviación Estándar	0.2545	0.1170	6.0449	0.1463
	Máximo	1.3466	2.0340	34.0350	2.5425
	Mínimo	0.8450	1.8030	22.1706	2.2538
	Coef. Variación	0.2377	0.0613	0.2204	0.0613
PROBETAS HORIZONTALES	Media	0.78657	1.26600	22.433	2.34184
	Desviación Est.	0.13740	0.23987	3.918	0.44371
	Máximo	0.88222	1.53900	25.161	2.84684
	Mínimo	0.62912	1.08900	17.943	2.01443
	Coef. Variación	0.17469	0.18947	0.1746	0.18947
PROBETAS VERTICALES	Media	0.96721	1.65350	27.585	3.05864
	Desviación Est.	0.09668	0.12153	2.7574	0.22481
	Máximo	1.03381	1.79300	29.484	3.31668
	Mínimo	0.85631	1.57050	24.422	2.90511
	Coef. Variación	0.09996	0.07350	0.0999	0.07350

PROBETAS CUADRADAS	Media	1.24275	1.93367	35.443	3.57689
	Desviación Est.	0.15417	0.23172	4.3970	0.42863
	Máximo	1.37462	2.19400	39.205	4.05845
	Mínimo	1.07325	1.75000	30.609	3.23714
	Coef. Variación	0.12405	0.11983	0.1240	0.11983

Tabla 8: Medidas de Tendencia Central para las probetas ensayadas en función de su % de relleno

MUESTRAS		Max. Carga (kN)	Max Despl (mm)	Max Esfuerzo (MPa)	Max Deforma (%)
PROBETAS al 50%	Media	0.8377	1.5902	22.6854	2.8158
	Desviación Estándar	0.1654	0.2972	5.1492	0.4889
	Máximo	1.0733	1.9610	30.6096	3.2683
	Mínimo	0.6291	1.1700	17.9430	2.1643
	Coef. Variación	0.1974	0.1869	0.2270	0.1736
PROBETAS al 75%	Media	0.9914	1.6750	26.9151	2.9817
	Desviación Estándar	0.1731	0.1495	5.9951	0.3802
	Máximo	1.2804	1.8570	36.5169	3.4351
	Mínimo	0.8484	1.5210	21.6186	2.5350
	Coef. Variación	0.1746	0.0892	0.2227	0.1275
PROBETAS al 100%	Media	1.1364	1.6610	30.6642	2.9461
	Desviación Est.	0.2014	0.4227	5.4920	0.7677
	Máximo	1.3746	2.1940	39.2050	4.0585
	Mínimo	0.8822	1.0890	25.1613	2.0144
	Coef. Variación	0.1772	0.2545	0.1791	0.2606

4.2 Caracterización de propiedades cristalinas mediante difracción de rayos X del PLA impreso en 3D

La consideración de la estructura cristalina del PLA a utilizarse es relevante, puesto que la impresión 3D mediante manufactura aditiva somete al material a altas temperaturas que podrían cambiar sus propiedades estructurales y con ello dar lugar a degradaciones o aparición de agregaciones de elementos extraños que podrían afectar la funcionalidad del material para los fines que se tienen propuestos.

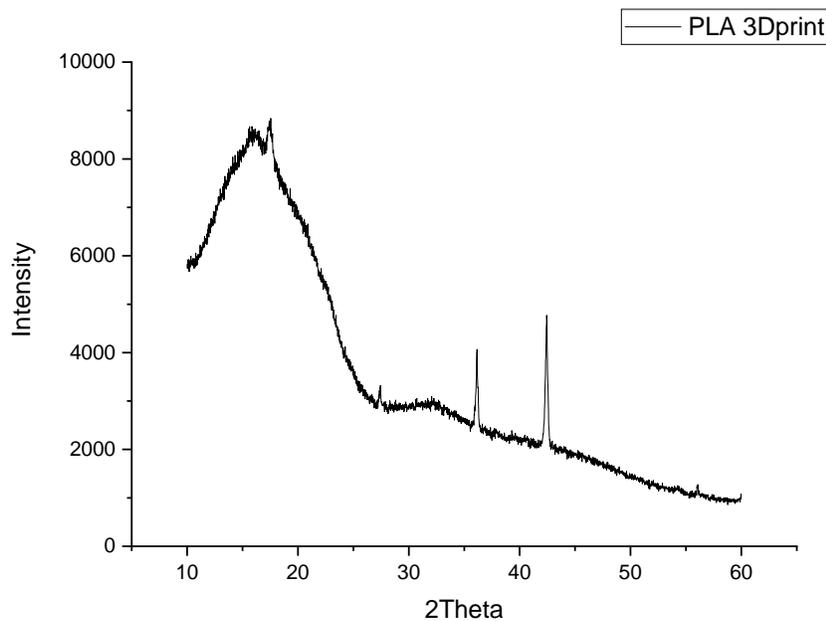


Figura 25: Difractograma obtenido de la probeta impresa en 3D

Por ello se llevó a cabo un ensayo de difracción de rayos X, en probetas normalizadas e impresas en 3D para comparar el difractograma obtenido de esta prueba, con un difractograma del material sin ningún tipo de manufactura. Los materiales utilizados en este ensayo, se han detallado previamente en el apartado 3.2 correspondiente a los métodos y materiales. La prueba de difracción de rayos X, realizada, arrojó datos para un rango 2θ de 0 a 60° , los cuales se procesaron mediante el uso del software Origin, y finalmente se pudo obtener el siguiente difractograma, como se muestra en la figura

4.3 Caracterización por medio de Espectroscopia infrarroja con Transformada de Fourier

Conviene hacer notar que para los propósitos del presente proyecto, la técnica FTIR se utiliza de forma generalizada para evaluar la conversión de los grupos funcionales presentes en los materiales poliméricos, permitiendo el estudio cualitativo y cuantitativo de distintos tipos de transformaciones en su estructura física y química, relacionadas con el envejecimiento, interacciones entre los componentes de materiales compuestos, cristalinidad, curado de resinas y matrices termoestables, entre otros aspectos.

Para esta prueba se tomaron 3 mediciones del pulgar ya impreso, obteniéndose un total de 7054 registros por cada medición realizada. Los datos se graficaron utilizando Python.

4.3 Diseño de la prótesis de pulgar en SolidWorks

Una vez que se ha caracterizado el material, el siguiente paso es el diseño de la prótesis a imprimirse, para lo cual se optó por realizar el diseño en el software Solidworks, dada su facilidad para incorporarse a los softwares de la mayoría de las impresoras 3D, con lo que pasar del diseño virtual a la impresión resultará más viable.

El pulgar diseñado consideró las medidas reportadas e investigadas en el apartado 2.11 de pesos y tamaños de los dedos de la mano para la población mexicana. El diseño realizado se pensó para que fuese personalizable, por lo que las medidas se pueden ajustar fácilmente desde las acotaciones de las medidas del ancho, largo y circunferencia de la pieza. Se exhibe en la figura 26, una vista de la pieza terminada y articulada.

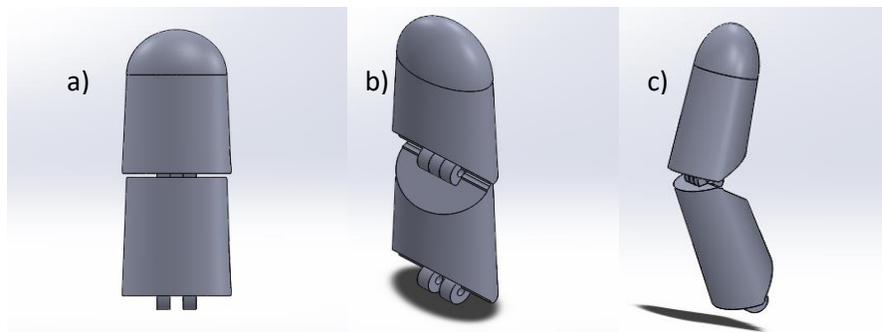


Figura 26: Diseño de prótesis en SolidWorks, a) vista frontal, b) vista isométrica y c), vista lateral.

Esta pieza se encuentra en un formato *.*sldprt*, propio del software utilizado, sin embargo, al momento de guardar la pieza nos proporciona la opción para guardarlo en formato *.*slt* de modo que pueda ser introducido en la memoria de la impresora 3D y posteriormente ser impresa.

4.3 Impresión de la prótesis de pulgar en 3D

Una vez finalizado el diseño, se procedió a realizar una impresión de este, en dos partes y con el mismo tipo de filamento utilizado tanto en las probetas sometidas en ensayo de tensión, como en la que se ensayó mediante difracción de rayos X. Se imprimieron un total de nueve dedos, utilizando las características de densidad de relleno y patrón de relleno que mostraron mejor performance en el ensayo de tensión. Estas configuraciones son, patrón de relleno: cuadrado, vertical y horizontal, y densidad de relleno: 50, 75 y 100%.

La finalidad de esto es contar con piezas de la prótesis que puedan ser ensayables y determinar si la forma de la impresión afectará su performance en los usuarios. A continuación, se muestra en la figura 27 de uno de los dedos impresos:

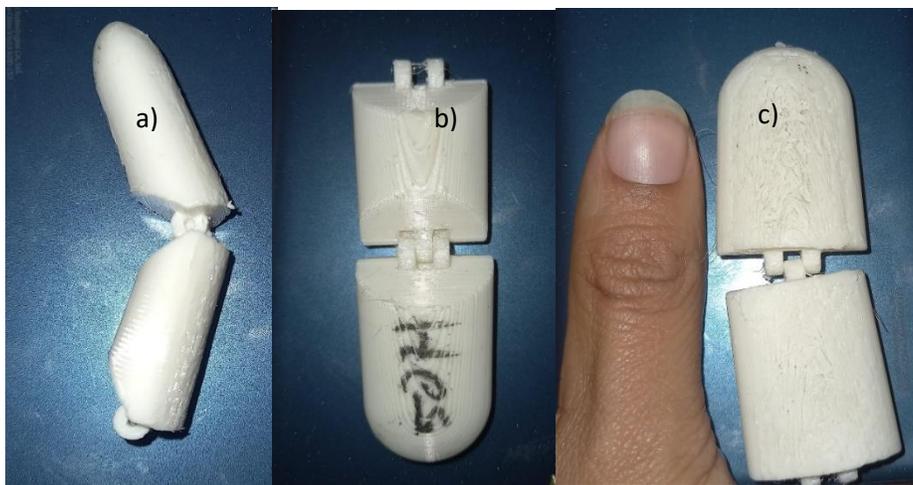


Figura 27: Prótesis impresa en 3D vista lateral (a), vista posterior(b), comparación con pulgar humano(c)

Capítulo V: Discusión de resultados

5.1 Discusión de resultados: ensayos mecánicos a tensión

De los resultados de los ensayos mecánicos de tensión realizados a las probetas, se pueden dilucidar puntos relevantes al respecto. Las probetas normalizadas presentaron en general dos aspectos o variables importantes a considerar: el patrón de relleno y el porcentaje de relleno.

Cada una de estas variables aportaba un aspecto distinto a la morfología y constitución de la probeta, ya sea su resistencia a la tensión, su dureza y su deformación. Tal como se observa en la figura 26, las diferencias entre cada serie de muestras ensayadas según su densidad de relleno y su patrón de relleno, se ven identificadas en la deformación sufrida en la prueba y el máximo esfuerzo soportado. En dicha figura se puede notar que las probetas de patrón cuadrado fueron las que mayor esfuerzo soportaron, en tanto que las de patrón triangular presentaron un esfuerzo menor. Sin embargo, la deformación fue otra de las propiedades de las muestras que también se vio influenciada por los cambios de porcentaje de relleno y el patrón de relleno, por lo que para mejorar la visualización se realizó el tratamiento estadístico de las probetas desde estos dos aspectos importantes, para poder observar la influencia de cada aspecto dentro del comportamiento de las muestras durante el ensayo de tensión de forma más concentrada.

Debe notarse que en las figuras 27 y 28, se tomaron los promedios de los datos graficados en la figura 25, y se contrataron con barras de error que contienen la desviación estándar para cada aspecto mostrado.

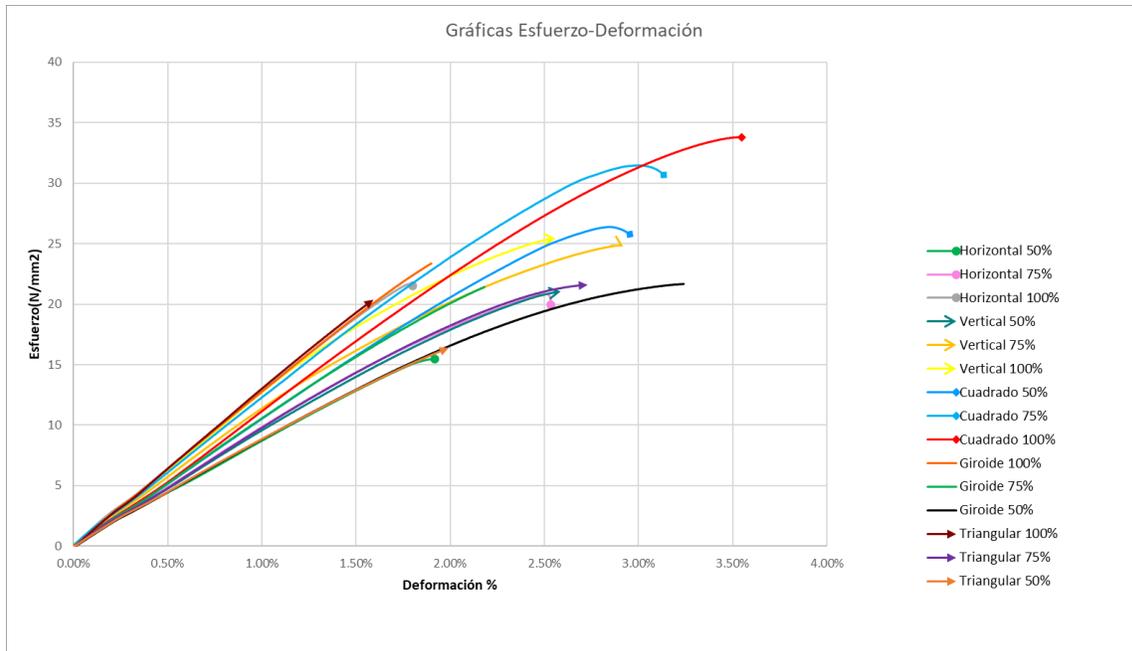


Figura 28: Gráfica de Esfuerzo vs deformación de las muestras ensayadas. Elaboración propia.

Debe notarse que en las figuras 29 y 30, se tomaron los promedios de los datos graficados en la figura 28, y se contrataron con barras de error que contienen la desviación estándar para cada aspecto mostrado.

Del análisis de los datos obtenidos del ensayo, agrupándolos por los patrones de relleno se observa que la máxima carga y el máximo esfuerzo soportado por las probetas, se presentó en aquella cuyo patrón de impresión fue el patrón cuadrado con 1.2 kN de carga máxima en promedio, Y 35 MPa de esfuerzo máximo, seguido por el patrón de líneas giroides, y finalmente seguido este segundo muy de cerca por el patrón tipo vertical. Asimismo, se pudo observar que las probetas de patrón cuadrado mostraron una deformación y desplazamientos altos antes de la falla, por lo que su comportamiento ante el uso continuado podría ser óptimo y se podría tener señales claras de fallas o señales de daño, antes de que la prótesis fallara por completo.

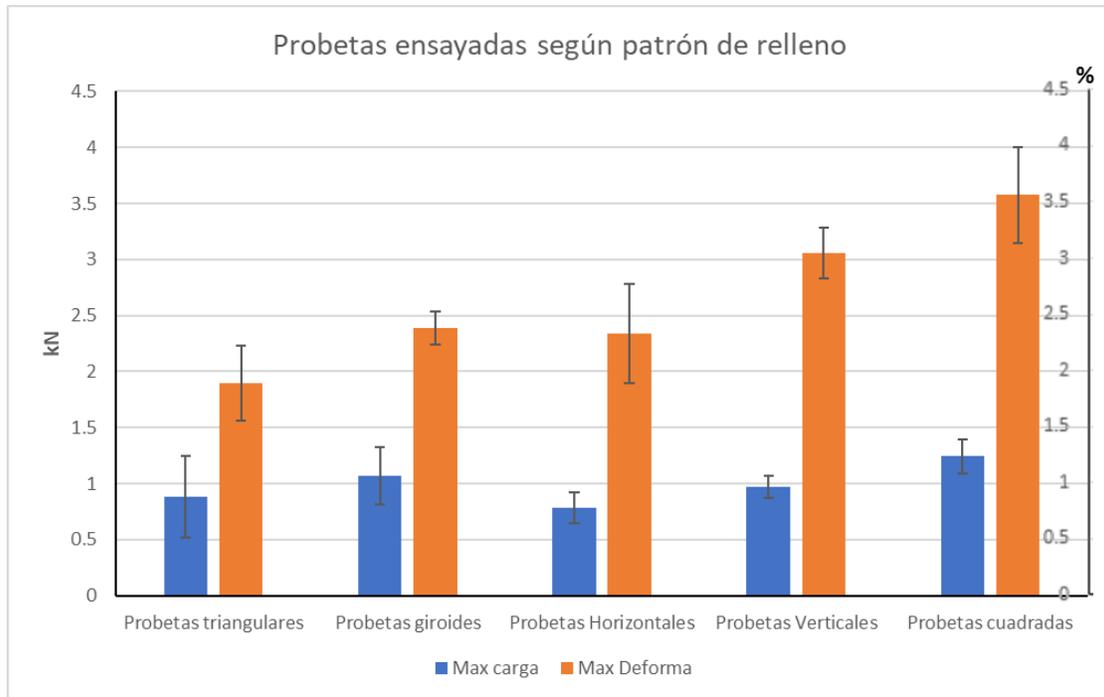


Figura 29: Comparación de la máxima carga soportada y la deformación presentada por las probetas bajo el criterio del patrón de relleno.

En la figura 28 se muestran los datos tratados de las probetas, según su porcentaje de relleno al imprimir. En este caso se observa que un relleno de 100% es el que presenta una carga máxima soportada mayor, siendo esta de 0.83 kN, en comparación del relleno de 75% y 50%.

Sin embargo, en este caso la máxima deformación antes de la ruptura fue presentada por las probetas cuyo porcentaje de relleno era del 75%, siendo esta de aproximadamente un 2.98% contra un 2.94% y un 2.80% de aquellas probetas con el 100 y el 50%, respectivamente, por lo que se puede deducir que el porcentaje de relleno del 100% influye en la dureza y rigidez de las probetas, afectando su comportamiento elástico y plástico antes de ceder por completo.

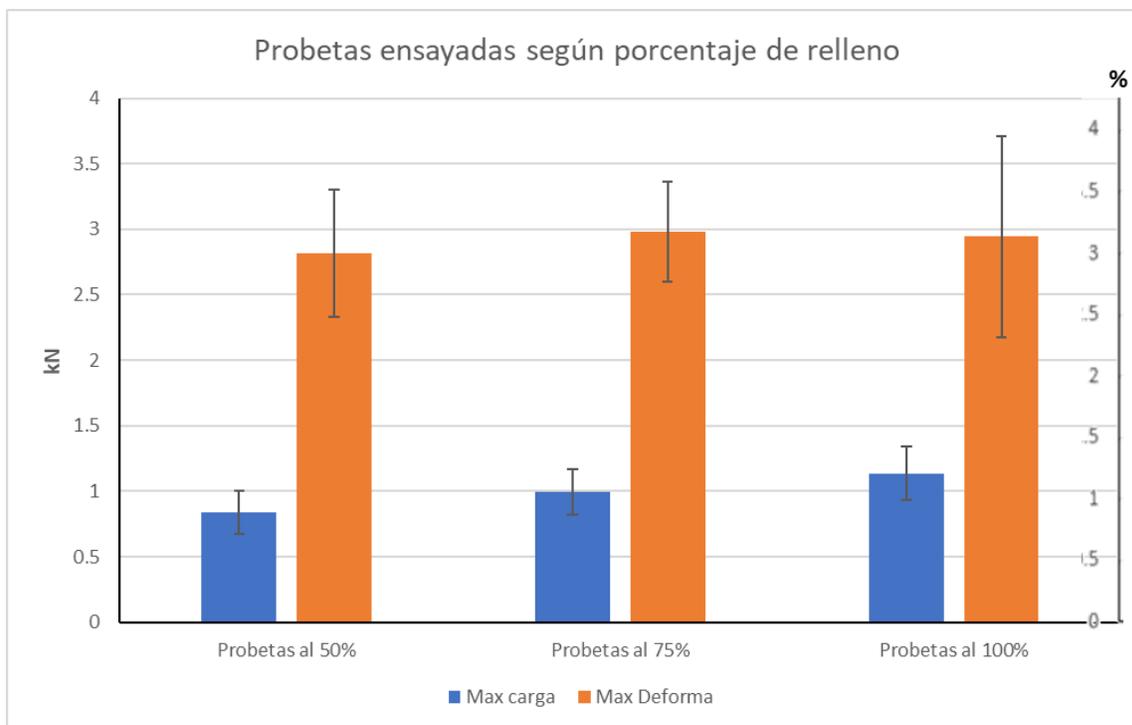


Figura 30: Comparación de la carga y la deformación máximas para las probetas ensayadas en función de su % de relleno

5.2 Discusión de resultados: Difracción de rayos X

De la prueba de difracción por rayos X, se observa que hay un pico con un máximo alrededor de $17,6^\circ$ típico del ácido Poliláctico correspondiente a los planos (200) y (110) de la estructura ortorrómbica (49).

Las cadenas regulares se disponen en cubos cristalinos que minimizan las distancias entre ellas. En términos generales, entre el estado cristalino del PLA sin procesar y el que se imprimió en 3D no existen diferencias que muestren alguna degradación del material ni la presencia de elementos ajenos al material.

Sin embargo, al observar más de cerca, se observan pequeños picos entre los 10 y 20° , los cuales podrían indicar la presencia de otro tipo de sustancia ajena al ácido poliláctico o un proceso de cristalización que podría afectar el comportamiento y resistencia de la prótesis en determinadas condiciones. Para poder dar una mayor

confiabilidad sobre la presencia de estas bandas, se propuso la utilización del ensayo de reflectancia total atenuada de espectroscopía infrarroja con transformada de Fourier, cuyos resultados se discuten en la sección siguiente.

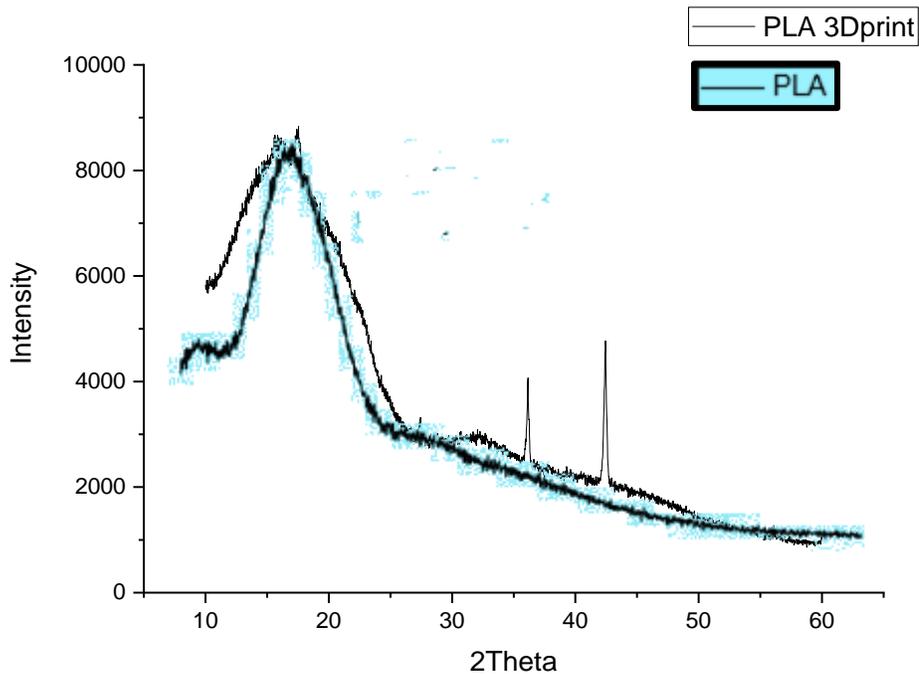


Figura 31: Difractograma del PLA impreso comparado con el difractograma del PLA en frío.

5.3 Discusión de resultados Espectroscopia infrarroja con Transformada de Fourier con reflectancia total atenuada (ATR-FTIR)

De la figura 32 puede deducirse que el PLA posee cierta cristalinidad. Sin embargo, el enfriamiento rápido al que se somete el material en su procesado no permite disposiciones cristalinas de cadenas en la estructura del material extruido, Por esta razón, su espectro carece prácticamente de las bandas de absorción asociadas a la cristalinidad (1207 y 920 cm^{-1}).

De esto se observa que entonces los picos presentes entre los 10 y 20° no corresponden a ningún elemento ajeno al ácido poliláctico y que al no conseguir el

proceso completo de cristalización no hay afectaciones en las estructuras finales de la pieza impresa, ni cambios por tanto en su rigidez o deformación.

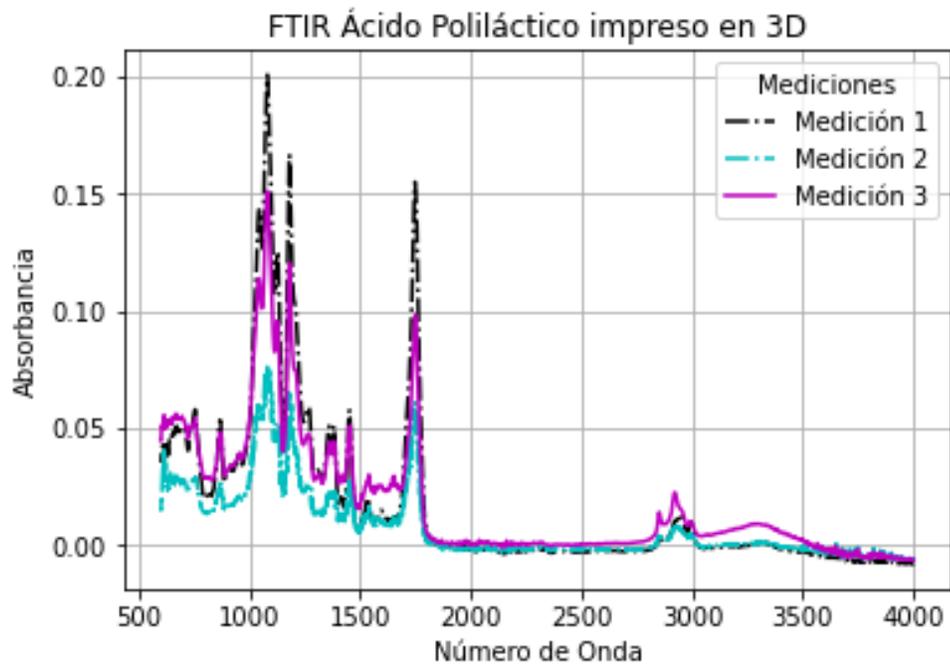


Figura 32: Gráfica de espectroscopía infrarroja con transformada de Fourier de las mediciones a la prótesis impresa de pulgar.

VI. CONCLUSIONES

1. Los resultados de la prueba de tensión mostraron que el patrón de impresión 3D que mejor se desempeñó fue el cuadrado con 1.2 kN de carga máxima en promedio, y 35 MPa de esfuerzo máximo. El patrón cuadrado demostró además una alta deformación antes de fracturar la probeta, lo que nos habla también de un adecuado comportamiento. En el caso de la perspectiva desde el porcentaje de relleno, el que mostró una mejor resistencia fue el relleno al 100%, sin embargo, el relleno de 75%, mostró también un desempeño aceptable con 26 MPa de esfuerzo máximo soportado, y una deformación del 2.9% antes de llegar a la rotura, mostrando más capacidad de deformación antes de la falla que el relleno del 100%. De este primer ensayo se puede concluir parcialmente que la mejor combinación para la manufactura de la prótesis serían diseños impresos con patrón cuadrado y densidades de relleno de 100 y 75%, respectivamente.
2. Se obtuvo un diseño mediante dibujo asistido por computadora del dedo pulgar protésico, para esto se tomaron en cuenta las medidas censadas para la población mexicana, y mostradas en el apartado de *pesos y tamaños* del presente trabajo. En general, se diseñó la prótesis con las siguientes dimensiones, 70 mm de largo, 30mm de ancho, y un grosor de 15 mm, dichas medidas se tomaron en cuenta también del estudio reportado por Kargov, para el desempeño de prótesis de manos y dedos. Cabe mencionar que aunque el pulgar final impreso posee estas medidas, el diseño puede modificarse según se requieran, e imprimirse con las medidas especificadas.
3. En el estudio de difracción de rayos X se obtuvo que hay un pico con un máximo alrededor de $17,6^\circ$ típico del ácido Poliláctico correspondiente a los planos (200) y (110) de la estructura ortorrómbica. Es decir, en general la estructura del PLA impreso y el PLA en frío es similar en cuanto a su comportamiento cristalino. No obstante, se observaron pequeños picos que no concordaban con el difractograma de PLA en frío original, por lo que para

asegurarnos que no hubiera formaciones o intrusiones se tomó la decisión de realizar una prueba de Reflectancia Total atenuada con Espectroscopia con transformada de Fourier. Una vez obtenidos los datos y graficada el tamaño de onda versus la absorbancia, se realizó una comparación con espectroscopias del mismo PLA dentro de la bibliografía, localizando los picos que lo caracterizan, de esto pudo verse que el PLA posee cierta cristalinidad. Sin embargo, el enfriamiento rápido al que se somete el material en su procesado no permite disposiciones cristalinas de cadenas en la estructura del material extruido, Por esta razón, su espectro carece prácticamente de las bandas de absorción asociadas a la cristalinidad, por lo que los picos que se observaban en la prueba de difracción no corresponden a estados cristalinos no esperados, ni a ningún otro material ajeno al PLA.

4. Este proceso de caracterización nos provee de información fiable que puede ser proporcionada al posible usuario, o quien se encuentre interesado en continuar con la presente investigación, con la finalidad de constatar que se cuenta características adecuadas para su prueba y de ser ergonómicamente estable para el usuario, su posible elaboración y personalización para cada paciente. Para determinar esto último se requieren pruebas en pacientes con amputaciones de pulgar, las cuales estuvieron fuera de los alcances de tiempo y recursos del presente trabajo, pero que quedan abiertos para el desarrollo de investigaciones posteriores.

VII. TRABAJO A FUTURO

En el presente trabajo una de las intenciones era el de realizar ensayos de la prótesis con sujetos *in vivo* voluntarios del Hospital general de San Luis Potosí, sin embargo, la tramitología de dicha operación excedió los recursos tanto económicos como de tiempo y trabajo del equipo por lo que no se llevó a cabo. Dichas pruebas también considerarían el acoplamiento de la prótesis mediante un mecanismo de guante “cangrejo” para desarrollar el movimiento del dedo protésico a través del movimiento de otro de los dedos sanos disponibles, estas acciones se consideran para un estudio a futuro relacionado más con la ergonomía del dedo índice y su funcionalidad calificada por el usuario, tal como se muestra en la figura 31.



Figura 33: Muestra del mecanismo para implementar a futuro como parte de la funcionalidad y ergonomía de la prótesis de pulgar diseñada

FUENTES DOCUMENTALES

1. *Cronología histórica de las amputaciones*. **De la Garza, Villaseñor, Lorenzo**. 2009, Revista Mexicana de angiología, págs. 9-22.
2. **Carabajo Murillo, K. C.** *Factores relacionados con amputaciones mayores y menores en el Servicio de Cirugía Vascular del Hospital Teodoro Maldonado Carbo período 2015*. Guayaquil : Universidad de Guayaquil. Facultad de Ciencias Médicas. Escuela de Medicina, 2017.
3. **Barón Correa, L. M.** *Evaluación de la funcionalidad en un grupo de pacientes amputados transtibiales unilaterales a partir de la escala Prosthesis Evaluation Questionnaire*. 2020.
4. **Vela Sánchez, E.** *Los amputados y su rehabilitación. Un reto para el Estado*. México : Academia Nacional de Medicina, 2016.
5. **Flechas Parra, C. T., González Farias, M. D. P., Orjuela Venegas, J. A., Rodgers Enriquez, A. M., & Sarmiento Prieto, J. M.** *Identificación de las consecuencias psicosociales en pacientes sometidos a un procedimiento de amputación quirúrgica. Revisión sistemática de la literatura*. 2021.
6. **Malé Alemany, M.** *El potencial de la fabricación aditiva en la arquitectura: hacia un nuevo paradigma para el diseño y la construcción*. 2016.
7. **Venegas Ibañez, L. M.** *Construcción, programación y montaje de una impresora 3D a partir de elementos reutilizados de equipos electrónicos*. 2019.
8. *Medical applications for 3D printing: current and projected uses*. **Ventola, C. L.** 10, 2014, Pharmacy and Therapeutics, Vol. 39.
9. **Bordignon, F., Iglesias, A. A. y Hahn.** *Diseño e impresión de objetos 3D: una guía de apoyo a escuelas*. Buenos Aires: UNIPE. Buenos Aires : s.n., 2018.
10. **Mayo Mayo, E. G.** *Integración de Herramientas Computacionales para la construcción de engranajes de Fotocopiadoras Ricoh–Serie 8000*. Ecuador : Universidad Técnica de Cotopaxi: UTC, 2021.
11. *Modelos 3D como materiales de enseñanza de la tipografía en México*. **Herrera, D. D.** 2021, Actas de Diseño.
12. **López de San Román Benavides, S.** *Diseño y fabricación de un producto modular para la escuela Lean*. s.l. : Universidad de Valladolid, 2019.
13. **Bastidas Espinoza, L. G.** *Utilización de la técnica de prototipado rápido en el proceso de fundición por revestimiento y su aplicación en la fabricación de repuestos*

para la industria de confecciones. s.l. : Pontificia Universidad Católica del Perú, 2016.

14. **Rojas Naranjo, M.** *Prototipado rápido de un álabo mediante impresión 3D por deposición de fundido.* s.l. : Universidad de Sevilla., 2017.

15. **Miño Durán, R. J. y Molina Carrión, R. A. & Soriano, P.** *Estudio de mercado para determinar la producción y comercialización de filamentos para impresión 3D a base de Polietileno Tereftalato (PET) en la ciudad de Guayaquil.* s.l. : Escuela Superior Politécnica del Litoral, 2019.

16. **Nebot Montagud, S.** *Caracterización de poliamidas para el desarrollo de piezas mediante impresión 3D.* s.l. : Universitat Politècnica de València, 2016.

17. **Martí Rodríguez, B.** *studio sobre la optimización de los parámetros de fabricación en una impresora 3D con tecnología FDM.* s.l. : Universitat Politècnica de Catalunya, 2017.

18. **Bucco, M.** *La impresión 3D y su aplicación en los servicios médicos (prótesis, fármacos, órganos).* 2016.

19. **Garrido Sánchez, G.** *Diseño y fabricación de un dedo protésico articulado mediante impresión 3D.* 2019.

20. **Zurita, J.L.** 3Dzings. *IMPRESIÓN 3D DE PRÓTESIS DE UN PULGAR.* [En línea] 17 de Abril de 2017. <https://3dzings.com/2017/04/06/impresion-3d-de-protesis-de-un-pulgar/>.

21. *Applications of life cycle assessment to NatureWorks™ polylactide (PLA) production.* **E.T.H., Vink, y otros.** 2003, Polymer Degradation and Stability,, págs. 403-419.

22. **Enomoto, K, Ajioka, M y & Yamaguchi, A.** *Polyhydroxycarboxylic acid and preparation process thereof.* Estados Unidos : s.n., 1994.

23. *Los Poli(láctidos), Parte 2.* **Auras, R.** México : s.n., 2005, Enfasis Packaging,, págs. 32-42.

24. *Synthesis of Poly(Lactic Acid: A Review.* **Mehta, R.: Kumar, V., Bhunia, H. y & Upadhyay, S.N.** 2005, Journal of Macromolecular Science, Part C: Polymer Reviews,, págs. 325-349.

25. *A Literature Review of Poly(Lactic Acid).* **Garlotta, D.** 2001, Journal of Polymers and the Environment, págs. 63-83.

26. **Guzmán, Moreno, Jose G.** *Modificación Superficial de una película de Ácido Poliláctico con N-Vinilcaprolactama mediante el proceso de fotoinducción con luz uv.* . Saltillo, Coahuila : Centro de Investigación en Química Aplicada, 2008.

27. **Vergara, Mendoza, Maria del Socorro.** *Microencapsulación De Coenzima Q10 En Polietilenglicol y ácido Poli(L-Láctico) Mediante La Técnica De Expansión Rápida De Soluciones Supercríticas.* México : Universidad Iberoamericana, 2011.
28. **Arrieta, M. P.** *Films de PLA y PLA-PHB plastificados para su aplicación en envases de alimentos. Caracterización y análisis de los procesos de degradación .* s.l. : Universitat Politècnica de València, 2014.
29. *Ácido poliláctico (PLA): Propiedades y aplicaciones.* **Serna, L., & Albán, F.** 2003, Ingeniería y competitividad, págs. 16-26.
30. **Ortiz Berrocal, Luis.** *Resistencia de materiales.* s.l. : McGraw-Hill, 2007.
31. **Callister, W.D.** *Introducción a la Ciencia e Ingeniería de los Materiales.* Barcelona : Reverté , 2007.
32. **Smith, W. F., Hashemi, J. y Avilés, L. C. & Velasco, J. A. B.** *Fundamentos de la ciencia e ingeniería de los materiales.* México : McGraw-Hill., 2006.
33. **Askeland, D. R. & Phulé, P. P.** *Ciencia e Ingeniería de los Materiales.* México : International Thomson Editores, 2013.
34. *The powder method in X-ray crystallography by L. V. Azaroff and J. Buerger.* **Rooksby, H. P.** Acta Crystallogr.
35. **González, Rojas, William Iván.** *SÍNTESIS Y ESTUDIO DE LAS PROPIEDADES ESTRUCTURALES Y MORFOLÓGICAS DE MULTICAPAS DE GaSb / Mn PARA APLICACIONES EN ESPINTRÓNICA.* s.l. : Universidad Nacional de Colombia, 2020.
36. **Altamirano, Altamirano, Álvaro.** *Propuesta de un Prototipo de Mano Antropomórfica para ser usada como Prótesis.* México: CENTRO DE INVESTIGACIÓN Y DE ESTUDIOS AVANZADOS DEL INSTITUTO POLITÉCNICO NACIONAL, 2012.
37. *Técnica FTIR e suas aplicações em amostras orgânicas.* **Souza, A. K. R. y de Lima, D. M. V. & Oliveira, S. L. A.** 2014, ANAIS DO ENIC.
38. **Figueiredo, M.S.** *Estudo das Propriedades Ópticas e Termo-Ópticas do Biodiesel e suas Misturas.* s.l. : Dissertação (Programa de Pós-Graduação em Física Aplicada) -Universidade Federal de Mato Grosso do Sul, 2009.
39. *El accesorio de reflexión total atenuada (ATR).* **Cortez, P. M. M.** México : CIATEJ, En Principios y aplicaciones de la espectroscopia de infrarrojo en el análisis de alimentos y bebidas.
40. **Basoalto, Calvanese, Álvaro.** *DESARROLLO DE PRÓTESIS DE MANO CON SISTEMA DE AGARRE ADAPTATIVO PARA USO GENERAL EN*

AMPUTACIONES A NIVEL DE DESARTICULACIÓN DE MUÑECA. Santiago de Chile : UNIVERSIDAD TÉCNICA FEDERICO SANTA MARÍA, 2018.

41. *A Comparison of The Grip Force Distribution in Natural Hands And in Prosthetic Hands.* **Kargov, Artem y D., C. P. J. M. S. S. L.** 2014, Disability and Rehabilitation, págs. 705-711.

42. *Aspectos Biométricos de la Mano.* **Binvignat, O, Almagià, A y Lizana, P & Olave, E.** 2012, International Journal of Morphology, págs. 599-606.

43. **Evelin Cristina, M. M.** *Atención fisioterapéutica en el manejo del paciente amputado por pie diabético.* s.l. : Universidad Nacional de Chimborazo, 2021.

44. **Lis Jiménez, J. J. D.** *Diseño y simulación de un sistema de fabricación aditiva asistida por láser para materiales metálicos.* 2021.

45. **Pereira Barzaga, O.** *Reconstrucción Tridimensional de Modelos Anatómicos a partir de Imágenes Médicas Digitales.* 2012.

46. **Ramírez Rios, L. Y.** *Metodología para el desarrollo de nuevos dispositivos médicos en las mipymes mexicanas.* 2021.