



**UNIVERSIDAD TECNOLÓGICA CENTROAMERICANA
FACULTAD DE INGENIERÍA**

PROYECTO DE INVESTIGACIÓN

**ESTUDIO DE LA RESISTENCIA MECÁNICA EN UNIÓN DE PLA Y POLÍMEROS
SINTÉTICOS PARA PRÓTESIS DE APARIENCIA ORGÁNICA**

**PREVIO A LA OBTENCIÓN DEL TÍTULO DE
INGENIERÍA BIOMÉDICA**

SUSTENTADO POR:

21941180 JIMENA AGUILERA

21941283 MARÍA FERNANDA ECHEVERRIA

ASESOR: MANUEL GAMERO

CAMPUS SAN PEDRO SULA, 2023

DEDICATORIA

Le dedicamos nuestro trabajo y logros a Dios por guiarnos en nuestro camino y permitirnos

llegar a esta etapa de nuestras vidas.

A nuestros padres por su amor incondicional, apoyo constante y sabios consejos.

AGRADECIMIENTOS

Primero que todo quiero agradecerle a Dios, por permitirme llegar a esta etapa de mi vida profesional para así cumplir mi sueño que desde niña he tenido.

Mis padres Roberto y Roxana por apoyarme en cada etapa de mi vida, quienes me han servido como recordatorio una y otra vez de que soy capaz y que tengo amor para entregar. Gracias por su amor incondicional, por guiarme y nunca dejarme rendirme.

A mis hermanas Alejandra y María por ser mi ejemplo por seguir, gracias por enseñarme que en la vida todo es posible con dedicación, esfuerzo y sacrificio.

Gracias Mafer, mi compañera de Tesis, por cada memoria juntas, cada momento emocionante y triste de esta etapa universitaria que estamos culminando.

Le agradezco a todos mis profesores por enseñarme sus conocimientos y por formarme en la persona que soy hoy en día.

Y, por último, pero no menos importante, quiero agradecerles a todos aquellos que creyeron en mí, aun cuando yo no creía en mí misma.

- **Jimena Aguilera**

Primeramente, quiero agradecerle a Dios por permitirme lograr llegar y culminar esta etapa de mi vida, sin duda sin Dios a mi lado nada podría ser posible.

Mis padres, Javier Echeverria y Ethel Vallejo quienes han estado en todo momento de mi vida para apoyarme y nunca dudar de mis decisiones. Gracias Mama por esas noches de desvelo en el comedor y Papa por esas llamadas infinitas con palabras de motivación.

A mi hermano Javier Echeverria, por recordarme que nada es tan difícil como aparenta ser.

Mi novio, Raúl Cárdenas quien me ha motivado y alentado a dar pasos en mi vida, aunque den miedo.

Gracias Jimena Aguilera, mi compañero de tesis, por esas memorias que jamás podremos olvidar como parte de nuestra etapa universitaria y que la vida nos siga reuniendo después de culminar esta etapa.

Asimismo, quiero agradecerles a esas personas a lo largo de mi vida académica que me han motivado a seguir adelante y han compartido su sabiduría conmigo.

- **Maria Fernanda Echeverria**

ΕΠΙΓΡΑΦΕ

"You're not obligated to win. You're obligated to keep trying. To the best you can do every day."

– Jason Mraz

RESUMEN EJECUTIVO

En las últimas décadas, se ha observado un notable avance en la aplicación de la tecnología de impresión 3D en los campos de la medicina y la ingeniería. Este progreso ha sido especialmente relevante en la producción de prótesis ortopédicas, mejorando significativamente la calidad de vida de aquellos pacientes que enfrentan discapacidades y baja autoestima. En este contexto, el material PLA ha ganado prominencia debido a sus propiedades mecánicas robustas y resistencia a materiales blandos. Para lograr mejorar la estética de las prótesis realizadas con materiales como el PLA es necesario realizar experimentaciones con compuesto sintético para poder conseguir una adherencia entre ambos materiales. Se ha utilizado tres distintos compuestos sintéticos (TPE, TPU y Silicona) en conjunto con el PLA para lograr conseguir la unión entre materiales. Se empleó la metodología en forma de "V" y se aplicó un enfoque jerárquico, basado en el modelo propuesto por Hehenberger, para el desarrollo de este prototipo. Se tuvo como objetivo conocer que compuesto sintético logra tener similitudes a la piel y también logre adherirse al PLA, donde se utilizaron distintos materiales que se pudieran unir por medio de fusión en la impresión 3D o se pueda unir por medio de adhesivos tales como epoxi. Se llevó a cabo una evaluación de la resistencia bajo estrés de las uniones entre estos compuestos sintéticos y el PLA en diversas condiciones. Destacó entre los materiales utilizados que el TPU tiene una notable flexibilidad y elasticidad, similar a las propiedades de la piel humana, convirtiéndose en una elección destacada para replicar el estiramiento y movimiento de la piel. Asimismo, se validó por medio de protocolo de elaboración y costos asociados a la obtención de los materiales.

Palabras claves: Compuestos sintéticos, impresión 3D, orgánica, resistencia de materiales.

ABSTRACT

In recent decades, there has been a notable advancement in the application of 3D printing technology in the fields of medicine and engineering. This progress has been particularly relevant in the production of orthopedic prosthetics, significantly improving the quality of life for patients facing disabilities and low self-esteem. In this context, the material PLA (Polylactic Acid) has gained prominence due to its robust mechanical properties and resistance to soft materials. To enhance the aesthetics of prosthetics made with materials such as PLA, it is necessary to conduct experiments with synthetic compounds to achieve adhesion between these materials. Three different synthetic compounds (TPE, TPU, and Silicone) were used in conjunction with PLA to achieve material bonding. The "V" methodology was employed, and a hierarchical approach, based on the model proposed by Hehenberger, was applied in the development of this prototype. The objective was to determine which synthetic compound exhibits skin-like characteristics and can effectively adhere to PLA. Various materials that could be joined through fusion in 3D printing or adhesive methods such as epoxy were utilized. An evaluation of stress resistance at the junctions between these synthetic compounds and PLA was conducted under various conditions. Among the materials used, TPU (Thermoplastic Polyurethane) exhibited remarkable flexibility and elasticity, like the properties of human skin, making it a standout choice for replicating skin stretch and movement. Additionally, validation was carried out through a protocol for production and associated material costs.

Keywords: 3D printing, material strength, organic, synthetic compounds

LISTA DE SIGLAS

FEA	Elementos finitos
FDM	Deposición fundida
PLA	Ácido poliláctico
TPE	Elastómero termoplástico
TPU	Poliuretano termoplástico

GLOSARIO

- **Ácido poliláctico:** Un bioplástico derivado de fuentes renovables como el almidón de maíz o la caña de azúcar, conocido por su biodegradabilidad (Serna, 2003).
- **Compuesto sintético:** Material compuesto por dos o más tipos de polímeros o materiales diferentes (Guerrero, 2013).
- **Elastómero termoplástico:** Material termoplástico que combina las propiedades del poliuretano con la procesabilidad de los termoplásticos (Tejada Oliveros, 2021).
- **Polímeros sintéticos:** Material plástico producido a partir de unidades moleculares repetitivas llamadas monómeros (Sandoval, 2020).
- **Poliuretano termoplástico:** Una clase de materiales termoplásticos que exhiben propiedades elastoméricas y pueden fundirse y moldearse cuando se calientan (Muñoz, 2019).
- **Propiedades mecánicas:** Características relacionadas con la resistencia, flexibilidad y dureza de un material (Venitez-Mosquera, 2020).
- **Sistema tegumentario:** La capa de la piel y sus anexos, como cabello, uñas y glándulas, que protege el cuerpo y regula las interacciones con el entorno (Nápoles, 2020).

ÍNDICE DE CONTENIDO

I.	INTRODUCCIÓN	1
II.	PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA	3
	2.1 PRECEDENTES DEL PROBLEMA	3
	2.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA	4
	2.3 JUSTIFICACIÓN	5
	2.4 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN	6
	2.4.1 PREGUNTA GENERAL.....	6
	2.4.2 PREGUNTAS ESPECÍFICAS	6
	2.5 OBJETIVOS	7
	2.5.1 OBJETIVO GENERAL	7
	2.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	7
III.	MARCO TEÓRICO	8
	3.1 ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN ACTUAL	8
	3.1.1 MACROENTORNO.....	8
	3.1.2 Microentorno.....	10
	3.1 CONCEPTUALIZACIÓN	12
	3.1.1 SISTEMA TEGUMENTARIO.....	12
	3.1.2 ÁCIDO POLILACTICO (PLA).....	15
	3.3 TEORÍAS DE SUSTENTO	21
	3.3.1 BASES TEÓRICAS.....	21
	3.3.2 METODOLOGÍAS DESARROLLADAS POR OTRAS INVESTIGACIONES.....	23
	3.3.3 INSTRUMENTOS UTILIZADOS.....	28
	3.4 MARCO LEGAL	29
IV.	METODOLOGÍA	31
	4.1 ENFOQUE	31
	4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN	31
	4.2.1 VARIABLE DEPENDIENTE.....	32
	4.2.2 VARIABLE INDEPENDIENTE.....	32
	4.3 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS	32

4.3.1 IMPRESIÓN 3D.....	33
4.3.2 SOLIDWORKS.....	33
4.3.3 TINKERCAD	33
4.3.4 ULTIMAKER CURA	33
4.4 MATERIALES	34
4.4.2 FILAMENTO DE PLA	35
4.4.3 SILICONA DRAGON SKIN	35
4.4.4 ECOFLEX 0030	36
4.4.5 SILIC PIG.....	37
4.4.6 FILAMENTO DE TPE.....	37
4.5 METODOLOGÍA DE ESTUDIO.....	38
4.5.1 DESARROLLO DE PROTOTIPO: MODELO EN V	38
4.7 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES	43
4.9 MATRIZ METODOLÓGICA	45
4.10 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES	46
V. RESULTADOS Y ANÁLISIS.....	48
5.1 DESARROLLO DE PROTOTIPO DE COMPUESTO SINTÉTICO	48
5.1.1 SELECCIÓN DE LOS POLÍMEROS SINTÉTICOS	48
5.1.2 DISEÑO Y PROTOTIPADO DE LA MEZCLA DEL COMPUESTO SINTÉTICO	51
5.1.3 DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE PRUEBA	59
5.1.4 EJECUCIÓN DE PRUEBAS POR SIMULADORES.....	63
5.1.5 REGISTRO DE PASOS DE PREPARACIÓN.....	73
5.1.6 RESULTADOS DE COSTOS	76
VI. CONCLUSIONES	78
VII. RECOMENDACIONES.....	80
VIII. APLICABILIDAD	80
IV. TRABAJO FUTURO.....	82
BIBLIOGRAFÍA.....	¡ERROR! MARCADOR NO DEFINIDO.
ANEXOS.....	89

ÍNDICE DE ILUSTRACIONES

Ilustración 1 Diagrama de Variables de Investigación	32
Ilustración 2 Filamento de TPU.....	34
Ilustración 3 Filamento de PLA	35
Ilustración 4 Silicona Dragon Skin.....	36
Ilustración 5 Ecoflex 0030	36
Ilustración 6 Silic Pig	37
Ilustración 7 Filamento de TPE.....	38
Ilustración 8 Modelo en V.....	39
Ilustración 9 Primera capa sobre el molde.....	52
Ilustración 10 Vista lateral del prototipo.....	52
Ilustración 11 Capa trasera del prototipo.....	53
Ilustración 12 Capa frontal del prototipo.....	53
Ilustración 13 Prototipo de silicona adherido al PLA.	54
Ilustración 14 Modelo en TinkerCad.....	55
Ilustración 15 Cuadro diseñado para la impresión.....	55
Ilustración 16 Ajustes de impresión.....	56
Ilustración 17 Segmentación del cuadrado.....	57
Ilustración 18 Post procesamiento de ajustes de impresión.	58
Ilustración 19 Resultado de impresión.....	58
Ilustración 20 Parámetro de simulación.....	60
Ilustración 21 Pruebas en SolidWorks.....	61
Ilustración 22 Niveles de tensión	61

Ilustración 23 Simulación de análisis estático en 1200 N con TPU.....	64
Ilustración 24 Simulación de análisis estático con 3200 N con TPU.....	65
Ilustración 25 Simulación de análisis estático en 800 N con TPU.....	66
Ilustración 26 Simulación de análisis estático en 3200 N con TPE.....	68
Ilustración 27 Simulación de análisis estático en 1200 N con TPE.....	68
Ilustración 28 Simulación de análisis estático en 800 N con TPE.	69
Ilustración 29 Simulación de análisis estático en 0.2 N con Silicona.....	71
Ilustración 30 Secuencia de pasos para impresión 3D con TPU.	74
Ilustración 31 Secuencia de pasos para impresión 3D con TPE.	74
Ilustración 32 Secuencia de pasos para la elaboración de tejido con silicona.....	75

ÍNDICE DE TABLA

Tabla 1 Parámetros de impresión de filamentos.....	23
Tabla 2 Documentos legales de importancia.....	29
Tabla 3 Metodología de la investigación	31
Tabla 4 Cronograma de actividades.....	43
Tabla 5 Matriz Metodológica.....	45
Tabla 6 Operacionalización de variables	46
Tabla 7 Propiedades del Filamento de TPU 85 A.....	48
Tabla 8 Propiedades del Filamento de TPE 75 A.....	49
Tabla 9 Silicona EcoFlex 00-30	50
Tabla 10 Silicona de Gel.....	50
Tabla 11 Parámetros de impresión de PLA, TPU y TPE.	59
Tabla 12 Resultados de TPU en análisis estático	63

Tabla 13 Resultante de análisis estático.....	65
Tabla 14 Fuerza resultante con 3200N, 1200N, 800N	66
Tabla 15 Resultante de análisis estático.....	69
Tabla 16 Resultados de Silicona en análisis estático con 0.2 N	70
Tabla 17 Tabla de resultados: 0.2 N.....	71
Tabla 18 Comparativa de materiales.....	72
Tabla 19 Impresión 3D con PLA y TPU.....	73
Tabla 20 Impresión 3D con PLA y TPE.....	73
Tabla 21 Elaboración de tejido con silicona	75
Tabla 22 Costos de impresión 3D	76
Tabla 23 Costos de Silicona.....	76

ÍNDICE DE ECUACIONES

Ecuación 1 Calculo de recuperación.....	27
Ecuación 2 Relación de recuperación de forma	27
Ecuación 3 Fórmula de presión.....	60
Ecuación 4 Ecuación de VonMises.....	62
Ecuación 5 Euclidean norm	62
Ecuación 6 Fórmula de deformación.....	63

ÍNDICE DE ANEXOS

Anexo 1 Patron de relleno giroide en impresion 3D para interior.....	89
Anexo 2 Patron lineal para impresión 3D en capa superficial.....	90
Anexo 3 Matriz Bibliográfica.....	91

I. INTRODUCCIÓN

En la sociedad actual, es esencial que una prótesis se presente estéticamente agradable y se asemeje al sistema tegumentario, por ende, la capa más externa de la piel es cada vez más importante. Esta cuestión va más allá de la mera preocupación por la apariencia física, ya que tiene impactos significativos en la calidad de vida, la autoestima, la integración social y la salud mental de las personas que utilizan prótesis. El diseño y la apariencia de las prótesis modernas tienen un papel importante en la normalización de la discapacidad y la promoción de la inclusión. Las prótesis se han vuelto cada vez más personalizadas y realistas a medida que la tecnología y el diseño se han centrado en el usuario. En última instancia, esto mejora la experiencia de usuario de las prótesis.

La vida de muchas personas con extremidades amputadas ha mejorado significativamente gracias al desarrollo de prótesis médicas en la era actual de la medicina y la tecnología. Sin embargo, sigue existiendo una preocupación importante: la búsqueda y aplicación de polímeros sintéticos que no solo tengan una textura, apariencia y propiedades físicas similares al sistema tegumentario humano, sino que también puedan adherirse de manera efectiva al PLA (ácido poliláctico) y resistir a esta unión de materiales. El PLA es un material ampliamente utilizado en la fabricación de prótesis. Dado que la calidad y la apariencia de la piel artificial tienen un impacto directo en la funcionalidad y la aceptación de las prótesis por parte de los usuarios, esta cuestión plantea desafíos científicos, técnicos y médicos importantes.

Dentro de esta investigación se estudiará la combinación y la aplicación de productos poliméricos sintéticos como ser: silicona, y elastómeros termoplásticos como ser TPE Y TPU, semejantes al sistema tegumentario, el cual serán investigados para probar su resistencia con el material PLA utilizado en la fabricación de prótesis mediante la impresión 3D. La técnica de impresión 3D se ha utilizado ampliamente en el campo biomédico desde principios del siglo XXI para crear prótesis personalizadas, implantes dentales, fabricaciones de órganos y tejidos, modelos anatómicos y artículos farmacéuticos (Zia Ullah Arif, 2022).

Es fundamental resaltar las notables limitaciones que se enfrentan en el estudio, entre las principales restricciones, destaca la carencia de acceso a materiales avanzados y tecnología de impresión de doble compuerta, recursos que lamentablemente no se encuentran disponibles en

el país. Asimismo, es esencial destacar la carencia de un cuerpo sustancial de investigaciones previas en este campo, lo que dificulta la construcción sobre una base de conocimientos sólida. Para lograr una validación más sólida de los hallazgos y aprovechar al máximo el potencial de la investigación, resultaría necesario un importante respaldo financiero. Los costos asociados con la adquisición de instrumentación especializada y materiales para prototipos son considerables, y sin la financiación adecuada, se podría enfrentar limitaciones en cuanto al alcance y la calidad de los resultados obtenidos de la investigación.

Con la combinación de los materiales poliméricos sintéticos mencionados se pretende realizar una búsqueda del material que sea mayormente biocompatible al sistema tegumentario del cuerpo humano y que permita la adherencia adecuada con el material PLA de las impresiones en 3D, con el fin de mejorar el realismo y la resistencia de los materiales al ser impresos, como ser prótesis. Este realismo que será realizado puede contribuir a una mayor sensación de inmersión psicológica, especialmente al interactuar con los objetos impresos en 3D.

II. PLANTEAMIENTO DEL PROBLEMA

Este capítulo analiza de manera detallada todos los aspectos importantes relacionados con la formulación del problema de esta investigación. Para establecer de manera precisa la problemática, se proporcionan antecedentes relevantes sobre el tema, seguidos de su justificación. A continuación, se plantean las preguntas y objetivos de investigación, que servirán como guía fundamental para abordar y resolver la problemática planteada.

2.1 PRECEDENTES DEL PROBLEMA

En las últimas décadas, el desarrollo de las impresiones 3D ha sido un ámbito de aplicación que se ha desarrollado significativamente en el área de la medicina e ingeniería, dado que se ha logrado realizar la fabricación de prótesis ortopédicas mejorando la calidad de vida de los pacientes con discapacidades y baja autoestima. Muchas prótesis hechas hoy en día son hechas con material PLA, ya que sus propiedades mecánicas son rígidas y resistentes a materiales blandos. El artículo de “Bioinspired skin towards next-generation rehabilitation medicine” de Wang (2023) realiza un estudio sobre los avances de la producción de materiales sintéticos que intentan ser similares a la piel humana. En este trabajo se realiza una exploración de técnicas que utilizaron para lograr imitar las propiedades físicas del sistema tegumentario, tanto como conoces las aplicaciones de este tejido para la rehabilitación en la medicina.

Según el aporte del Nemani (2018) en su estudio de “Surface Modification of Polymers: Methods and Applications” logra examinar diferentes técnicas de modificaciones de superficies que se usan para obtener una mejor adherencia en polímeros, las pruebas realizadas fueron por métodos como el tratamiento de plasma, esta utiliza descargas eléctricas de alta energía para poder mejorar la superficie del polímero para tener una mejor adhesión, la deposición de recubrimientos para lograr mejorar la adherencia que se tiene entre el sustrato y el polímero utilizado, también las pruebas que realizó fueron por medio de la activación química donde se aplica un procedimiento en la superficie del polímero con distintas sustancias químicas para crear un grupo funcional y aumentar la afinidad de adhesión. Este estudio permite examinar los factores que pueden influir en la eficiencia de las técnicas de modificación de superficie, tales como la rugosidad de la superficie, la compatibilidad química entre el polímero y el recubrimiento y la limpieza adecuada de la superficie que se intenta modificar.

Se estudio en el artículo "The influence of slicing parameters on the multi-material adhesion mechanisms of FDM printed parts: an exploratory study" los parametros de corte en la fabricación de adhesión de múltiples materiales en las piezas de impresión 3D. Se menciona factores de corte, velocidad de impresión y se evalúa su influencia en la calidad de la adhesión entre los materiales utilizados en la impresión. La investigación menciona como se pueden ajustar los parámetros de impresión para una mejor adhesión entre materiales en la impresión FDM, lo cual tiene implicaciones importantes en la calidad y rendimiento de las piezas al momento de finalizar la impresión mediante la tecnología (Tamburrino, 2019).

En el artículo "Materials used to simulate physical properties of human skin" se centra en la revisión de los materiales utilizados en la simulación de las propiedades físicas de la piel humana (Dąbrowska, 2016). Se abordan una variedad de materiales utilizados tales como siliconas, geles y otros polímeros y se discuten las ventajas y limitaciones de cada tipo de material, así como las aplicaciones específicas en las que se utilizan. La elección adecuada de estos materiales es esencial para lograr simulaciones precisas que beneficien al área de la medicina y la robótica. Asimismo, en este artículo se explora el campo de la impresión 3D de biomateriales de silicona y cómo las diferentes tecnologías de impresión pueden utilizarse para fabricar estructuras complejas con silicona. Se resaltan las propiedades de versatilidad de los biomateriales de silicona y las propiedades en la biomédica para poder dar una visión general de las mejoras en la funcionalidad de los dispositivos médicos que se basan en silicona.

2.2 DEFINICIÓN DEL PROBLEMA

Los biopolímeros sintéticos como PLA han sido aprobados por la Administración de Alimentos y Drogas de los Estados Unidos (FDA) para el sector biomédico. Los biopolímeros liberan sus cargas en el cuerpo humano mediante una descompresión no tóxica controlable (Khalid Mahmood Zia, 2017). El material PLA es ampliamente utilizado en la producción de prótesis impresas en 3D. Este material exhibe una apariencia diferente a la de un miembro corporal normal. Actualmente, se cuenta con distintos estudios de Dispositivos médicos con PLA en impresiones 3D enfocadas para elaboración de prótesis, estos estudios afirman que existen tasas de degradación lenta del PLA el cual brinda la oportunidad de producir implantes ortopédicos a largo plazo y también existen estudios acerca de la biocompatibilidad del PLA en

implantes médicos que son destinados a ser absorbidos por el cuerpo. La búsqueda por un miembro artificial que se asemeje más a uno real es un punto de interés dentro del campo de la ciencia de la rehabilitación. La amputación de extremidades es uno de los problemas médicos con un crecimiento global alarmante en los últimos años. Según la Organización Mundial de la Salud y la Sociedad Internacional de Prótesis y Órtesis declararon, hace una década, que aproximadamente "50 millones de personas (0,5%–0,8% de la población mundial) tienen pérdida de extremidades, 30 millones de personas se encuentran en África, Asia y América Latina" (Kurichi,2010).

Existen distintos compuestos poliméricos como ser silicona, látex, acrílicos y poliuretano, que se utilizan en diversos rubros de maquillaje para cinematografía y otras aplicaciones cosméticas. El uso de productos poliméricos sintéticos con una textura similar al sistema tegumentario en la impresión 3D puede mejorar el realismo y la autenticidad de los objetos impresos, como prótesis o modelos anatómicos. Este realismo realizado puede contribuir a una mayor sensación de inmersión psicológica, especialmente al interactuar con los objetos impresos. Los usuarios pueden sentirse más conectados con los elementos impresos en 3D, lo que podría generar un mayor compromiso e inversión emocional.

2.3 JUSTIFICACIÓN

La piel es el órgano más extenso que tiene el cuerpo humano, recubre el 16% del peso corporal total de una persona adulto y forma parte del sistema tegumentario, la función principal de este órgano es principalmente proteger al cuerpo de bacterias, temperatura y sustancias químicas (Larralde,2023). Este sistema del cuerpo humano tiene múltiples características, tales como flexibilidad y la capacidad de auto sanarse, por lo tanto, el desarrollo de un compuesto sintético que logre imitar las propiedades del sistema tegumentario tiene la posibilidad de poder revolucionar la industria biomédica.

En la actualidad, han sucedido distintos avances significativos en la producción de polímeros sintéticos donde se ha podido sintetizar y modificar este tipo de material. Según Zia Arif (2023) menciona en su artículo sobre la fabricación de biomateriales para aplicaciones biomédicas que la producción de polímeros sintéticos para la medicina se ha centrado en la mejora de sus propiedades mecánicas y la biocompatibilidad. El PLA es un material biodegradable

y compatible con el medio ambiente, por esto es por lo que ha ganado mucha fuerza con la aplicación en textiles y dispositivos médicos (Barrajón, 2021). A pesar de su buena compatibilidad, se ha intentado mejorar la adherencia de este material a distintos sustratos, pero sigue siendo un desafío importante para la industria. La unión de PLA y polímeros sintéticos con resistencia mecánica puede conducir al desarrollo de materiales avanzados con propiedades mecánicas superiores, que pueden ser beneficiosos para las prótesis y utilizados en otros campos de la ingeniería y la medicina.

Poder innovar y realizar avances en esta área de la industria podría permitir la fabricación de materiales más duraderos y resistentes para tener una amplia gama de aplicaciones en la fabricación de prótesis y la ingeniería de tejidos. Según Lorena Llorente en su artículo sobre el impacto funcional y psicosocial del uso de prótesis de bajo costo en impresión 3D, la percepción de las personas sobre la aceptación y uso de un producto influye totalmente (Llorente, 2019). Por esto, es necesario comprender la experiencia que las personas tienen al respecto de la resistencia del compuesto sintético con el PLA y su unión.

2.4 PREGUNTAS DE INVESTIGACIÓN

2.4.1 PREGUNTA GENERAL

- ¿Cómo se puede caracterizar y medir de manera efectiva la resistencia mecánica en las uniones entre el PLA y polímeros sintéticos que buscan emular las propiedades de la piel humana en aplicaciones biomédicas?

2.4.2 PREGUNTAS ESPECÍFICAS

- ¿Cuáles son los polímeros sintéticos identificados a través de la revisión literaria que muestran una mayor semejanza en sus propiedades mecánicas y visuales con la piel humana, y cuáles son los métodos de adhesión más eficaces para unir estos polímeros con el PLA?
- ¿Cuáles son los costos totales involucrados en la adquisición de materiales y recursos necesarios para llevar a cabo la unión entre un compuesto sintético y PLA, y cómo se distribuyen estos costos en términos de materias primas, mano de obra y equipos?

- ¿Cuáles son los pasos y las consideraciones que se incluirán en el protocolo de proceso de elaboración diseñado para la fabricación de los prototipos, con el objetivo de garantizar la precisión y la replicabilidad en el desarrollo de las prótesis?

2.5 OBJETIVOS

2.5.1 OBJETIVO GENERAL

- Evaluar la resistencia mecánica en la unión de PLA con polímeros sintéticos que presentan características similares a la piel humana.

2.5.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- Determinar, por medio de revisión literaria, los polímeros sintéticos que exhiban una mayor similitud en sus propiedades mecánicas y visuales con respecto a la piel humana, incluyendo factores como elasticidad, textura, color y apariencia superficial, así como identificar los métodos de adhesión más efectivos entre estos polímeros y el PLA.
- Realizar un análisis detallado de los costos asociados a la adquisición de materiales para realizar la unión entre un compuesto sintético y PLA.
- Elaborar un protocolo de proceso de elaboración para el desarrollo de los prototipos.

III. MARCO TEÓRICO

Con el fin de mejorar la durabilidad y la funcionalidad de las prótesis de apariencia orgánica, el marco teórico se basa en una comprensión profunda de las propiedades de los materiales involucrados, sus interacciones y las fuerzas que actúan sobre la unión.

3.1 ANÁLISIS DE LA SITUACIÓN ACTUAL

En este subcapítulo se realiza una exhaustiva evaluación del macroentorno global de los polímeros sintéticos en el ámbito de las prótesis biomédicas, así como del microentorno local específico de Honduras, con el objetivo de comprender a fondo la demanda, oferta y el estado del mercado en relación con las prótesis de apariencia orgánica en dicha región.

3.1.1 MACROENTORNO

3.1.1.1 Entorno tecnológico

La impresión 3D ha experimentado un rápido avance tecnológico en los últimos años, lo que ha permitido la fabricación de prótesis personalizadas y más accesibles. Esto brinda oportunidades para la investigación y desarrollo de nuevos materiales poliméricos que mejoren la funcionalidad y la adaptación de las prótesis impresas en 3D. La producción capa por capa de estructuras tridimensionales (3D) directamente a partir de dibujos de diseño asistido por computadora (CAD) es el origen de la tecnología de impresión 3D. El desarrollo de la tecnología de impresión 3D ha sido increíblemente inventivo y adaptable. Para las empresas que intentan aumentar la eficiencia industrial, ofrece nuevas posibilidades y anima a muchas otras. Actualmente, la tecnología de impresión 3D se puede utilizar para producir termoplásticos convencionales, cerámicas, materiales basados en grafeno y metal (Shahrubudin, 2019).

3.1.1.2 Sostenibilidad y medio ambiente

Una de las ventajas más grandes del PLA incluye: el material es respetuoso con el medio ambiente, facilidad de producción, reciclable, compostable, biocompatible y con pocos o ningún efecto cancerígeno informado (Vincent DeStefano, 2020). El PLA es biodegradable, se descompone en las condiciones adecuadas y se puede compostar al final de su vida útil, lo que reduce los desechos. Su producción emite menos gases de efecto invernadero y requiere menos energía que los plásticos derivados del petróleo. Además, el PLA es menos tóxico y tiene un menor impacto ambiental.

El impacto ambiental de los productos poliméricos, incluido el PLA utilizado en la impresión 3D, es un factor relevante en la actualidad. Existe una creciente preocupación por el uso de plásticos y la generación de residuos. Por lo tanto, es importante considerar el desarrollo de materiales poliméricos más sostenibles y biodegradables que minimicen el impacto ambiental. Si bien el PLA tiene ventajas sostenibles, aún puede enfrentar desafíos relacionados con el uso de la tierra y el agua para sus materias primas y la necesidad de condiciones específicas de compostaje.

3.1.1.3 Demanda y mercado

“En 2016, el mercado de los bioplásticos experimentó un aumento anual del 11 % generando unos ingresos de más de 2600 millones de USD” (Vincent DeStefano, 2020). En la última década, los filamentos de PLA han ganado popularidad como fuente termoplástica utilizada en la impresión 3D utilizando el modelado por deposición fundida. La temperatura toma un rol muy importante en la fusión de los filamentos del polímero, es dirigido por la energía térmica del material extraído. El PLA trae como ventaja una propiedad química es su punto de fusión, este es bajo comparado a otros polímeros utilizados en la impresión 3D, por ende, es preferible en muchas aplicaciones del instrumento.

“El mercado biomédico representa el 11 % de la cuota de mercado total de FM (Fabricación aditiva) en la actualidad y será un fuerte impulsor del desarrollo y crecimiento de la FM.” (Denisse Ortiz-Acosta, 2019). El mercado de prótesis impresas en 3D utilizando PLA está en crecimiento, con una demanda cada vez mayor de productos personalizados y de alta calidad. Existe una oportunidad para desarrollar nuevos materiales que mejoren la funcionalidad y la adaptabilidad de las prótesis, lo que podría generar un impacto positivo en el bienestar de los pacientes y en el mercado en general.

“Las aplicaciones de empaque tienen la mayor participación 65,2% en el mercado global en 2014 debido a sus buenas propiedades mecánicas, térmicas y de barrera.” (Hazal, 2019) El mercado ha visto un aumento en la demanda de envases ecológicos por parte de los consumidores, y el rendimiento del envase de PLA se mejoró con la mezcla de polímeros adicionales y la adición de otros compuestos para fortalecer su resistencia mecánica.

3.1.1.4 Cinematografía

“En el siglo XXI, las industrias cosméticas y de cuidado personal han aumentado rápidamente. Se prevé que el mercado de cosméticos en general registre una tasa de crecimiento anual compuesta del 4,3 % durante el período de pronóstico (2016-2022) y se prevé que alcance los 429, 800 millones de dólares para 2022.” (Alves, 2020). Los polímeros sintéticos son atractivos en las fórmulas cosméticas, ya que son más baratos que los polímeros naturales, se pueden manufacturar en una alta escala y tienen mayor durabilidad. El polímero sintético comúnmente hallado en cinematografía es la silicona, látex, acrílicos y poliuretano, el cual es compuesto de biometano y ciclometacaína. Los cineastas hoy en día pueden realizar sus ambiciones creativas y dar vida a mundos fantásticos en la pantalla grande gracias a la adaptabilidad, resistencia y capacidad de polímeros sintéticos, para imitar texturas y movimientos genuinos.

3.1.2 MICROENTORNO

Honduras es un país con muchos recursos naturales y desempeña un papel en la industria de la producción de compuestos sintéticos. En el país se destaca la existencia de empresas nacionales que se dedican a la manufactura y transformación de plásticos y polímeros, esto siendo un indicador de capacidad técnica dentro de la región. El territorio hondureño no es un gran productor de polímeros sintéticos relacionas con la industria médica, por otro lado, es un importador de productos de plástico y materiales similares al polímero sintético. El país ha tenido un mayor enfoque en la importación de productos plásticos como bolsas, botellas, envases, entre otros.

A pesar de que el país no ha tenido un enfoque en la producción de polímeros sintéticos ni PLA, existen fundaciones dentro de la región que se han encargado de crear prótesis de distintos materiales para poder ayudar a las personas con distintas discapacidades motoras.

3.1.2.1 Fundación Teletón

La fundación Teletón, se fundó en septiembre de 1987 e iniciaron sus labores en 1990, aperturando simultáneamente tres Centros de Rehabilitación Integral en la ciudad de San Pedro Sula, Santa Rosa de Copan y Tegucigalpa. La entidad forma parte de la Organización Internacional de Teletones (ORITEL), esta entidad de distintos países latinoamericana busca lograr mejorar la calidad de vida de las personas con diferentes discapacidades (teleton, s.f.).

ORITEL es una institución privada sin fines de lucros que provee servicios de rehabilitación y medicina física con inclusión de personas con distintas discapacidades, esta organización fomenta el intercambio de experiencias entre los miembros participantes, brindando apoyo financiero y técnico para el desarrollo de sus actividades (ORITEL, 2023).

Durante marzo de 2002, en Honduras se inauguró el cuarto Centro de Rehabilitación Teletón en el departamento de Choluteca, ellos se encargan de atender aproximadamente 56,000 personas discapacitadas en la zona sur de región. En el año 2009, lograron abrir un quinto Centro de Rehabilitación Integral en Catacamas, Olancho para poder atender la demanda de la población discapacitada en la región centro oriental (Díaz Leiva, 2016).

El Centro de Rehabilitación cuenta con un área dedicada a la fabricación, mantenimiento y reparación de órtesis y prótesis para miembros superiores e inferiores. Su enfoque está dirigido a personas que han sufrido la pérdida de una extremidad o que requieren un soporte especial para sus miembros. Este laboratorio de Órtesis y Prótesis opera en el Centro de Rehabilitación Integral de San Pedro Sula (teleton, s.f.).

3.1.2.2 Fundación Guala

GUALA es una fundación sin fines de lucros fundada en Tegucigalpa, Francisco Morazán representada por un grupo formado por estudiantes y profesionales de diversas universidades, con una visión innovadora y comprometida, cuyo propósito es contribuir al desarrollo de la población. La misión de esta fundación es implementar tecnologías vanguardistas para crear herramientas y dispositivos que impulsen soluciones accesibles para aquellos en desventaja económicas y sociales dentro del país (GUALA Manos en accion, 2023).

Hasta el momento GUALA solo ha logrado realizar prótesis de mano y brazos realizadas por medio de impresión 3D totalmente mecánica y de material PLA. Esta fundación intenta ayudar a las personas de bajos recursos logrando poder ayudarlos por medio de donaciones de usuarios y patrocinadores.

3.1.2.3 Fundación CAMO

La Fundación CAMO, con sede en Santa Rosa de Copán, es una organización humanitaria creada en 1999 que se dedica a mejorar la calidad de vida de las personas, fortaleciendo los sistemas de salud pública y promoviendo el desarrollo sostenible de la comunidad. La labor de

esta fundación se centra en 20 programas que brindan atención a mujeres y niños, servicios médicos, hospitalarios y educación. Además, realizan trabajos en proyectos destinados a mejorar las instalaciones y condiciones médicas del Hospital Regional de Occidente, y en iniciativas comunitarias que buscan generar un cambio positivo para construir una comunidad unida (Fundacion CAMO, 2021).

Cada año, proporcionamos más de 160,000 servicios directos a la población y se benefician aproximadamente 72 instituciones a nivel nacional, incluyendo hospitales públicos, clínicas, escuelas, grupos de servicio y organizaciones sin fines de lucro, brindando asistencia con suministros y equipo médico.

A partir de 1999, por medio del apoyo del voluntario protésico Mark Gorman, CAMO ha establecido un laboratorio especializado en Ortesis y Prótesis. Gorman también proporciona capacitación continua cada dos años. En la actualidad, el laboratorio cuenta con dos técnicos protésicos altamente entrenados y el programa atiende a pacientes de todo el país logrando brindar movilidad a más de 1,200 personas cada año (Fundacion CAMO, 2021).

3.1 CONCEPTUALIZACIÓN

La conceptualización se enfoca en proporcionar una comprensión completa de la anatomía y las características de la piel humana, así como un análisis detallado de las características específicas de los polímeros sintéticos utilizados en la investigación, junto con una exploración profunda de las aplicaciones y características específicas de las prótesis de PLA. Este análisis conceptual sienta las bases para una comprensión completa de cómo funcionan los materiales y los tejidos biológicos cuando se producen prótesis de apariencia orgánica.

3.1.1 SISTEMA TEGUMENTARIO

El sistema tegumentario es conocido como todo el sistema que se encarga de recubrir todo el cuerpo humano, está compuesto por la piel, la hipodermis y sus anexos cutáneos, como los folículos pilosos, pelos, vibrisas, glándulas sebáceas, glándulas sudoríparas. La piel conforma entre el 15% al 20% del peso corporal de un ser humano, por esto se conoce como el órgano más grande del cuerpo y actúa como una barrera que separa el medio externo del interno y su función principal es preservar la integridad del ambiente interno (McGraw Hill Medical, n.d).

3.1.1.1 La piel

La piel, siendo el órgano más grande del cuerpo, actúa como una interfaz con el mundo exterior. La piel, debido a su estructura laminar, constituye una barrera física eficaz que la hace relativamente resistente a la abrasión, la punción y la absorción percutánea. Además, funciona como una defensa contra los agentes patógenos que entran en contacto con el cuerpo.

Sin una protección adecuada como la que proporciona el pelo, la piel humana ha experimentado numerosos cambios estructurales adaptativos que le confieren fuerza, resistencia y sensibilidad. Asimismo, la piel de los seres humanos, al igual que la de todos los tetrápodos, actúa como un escudo solar, protegiendo al cuerpo de gran parte de la radiación ultravioleta (RUV) del sol y siendo el lugar donde comienza el importante proceso de producción de vitamina D en el organismo (Jablonski, 2004).

3.1.1.2 La epidermis

La epidermis es la capa exterior de la piel, se encarga de proteger las capas internas de las bacterias, esta capa contiene células que producen la queratina, fortalece la piel y contiene una sustancia que impermeabiliza la piel. También, la epidermis contiene células con melanina, lo cual se conoce como la pigmentación oscura que da su color a la piel.

La epidermis plana, poli estratificado y queratinizado que recubre todo el cuerpo. Esta capa de la piel es la más abundante en células y tiene una capacidad excepcional de renovación. Su espesor puede variar, siendo en promedio de 0,1 mm, pero en áreas como las plantas de los pies y las palmas de las manos puede alcanzar espesores de 1 o 2 mm. (Diccionario de Cáncer del NCL, 2020)

3.1.1.3 La dermis

La dermis es la capa de la piel que contiene los receptores sensoriales, los receptores se encargan de crear estímulos que proviene del exterior. Su función es poder reaccionar ante el dolor, la temperatura y la presión por medio de sus tejidos conectivos con gran cantidad de fibras de elasticidad que las produce los fibroblastos. La dermis permite ver los vasos sanguíneos que le dan a la piel los nutrientes necesarios y también se encarga de remover los desechos.

La dermis es la estructura de soporte de la piel, proporcionándole resistencia, elasticidad y capacidad de adaptación a movimientos y cambios de volumen. Derivada del tejido mesenquimal,

constituye la parte más voluminosa de la piel y tiene un grosor máximo de aproximadamente 5 mm. Está conectada a la epidermis a través de la membrana basal. Aunque contiene elementos celulares, su composición se basa principalmente en fibras fibroelásticas, incluyendo colágeno y fibras elásticas (Diccionario de Cáncer del NCL, 2020)

Además del componente fibroso, la matriz extracelular contiene una cantidad significativa de glicosaminoglicanos, como el ácido hialurónico, proteoglicanos y glicoproteínas (Krmptotic, 2022). La dermis es un tejido vascularizado que brinda soporte y nutrientes a la epidermis. En su estructura también se encuentran vasos sanguíneos, vasos linfáticos, nervios sensitivos, músculos, folículos pilosebáceos y glándulas sudoríparas.

3.1.1.4 La hipodermis

La hipodermis es un tejido subcutáneo de la piel en los seres humanos, esta es la más profunda, ya que contiene el tejido adiposo, esta capa permite aislar el cuerpo y poder conservar el calor en ella (Medlineplus, s.f.). Este tejido conectivo laxo tiene fibras que se anclan a las de la dermis, lo que permite la fijación de la piel a las estructuras subyacentes como la fascia, el periostio o el pericondrio. La cantidad y desarrollo de estos puntos de anclaje determinan la movilidad de la piel.

Por ejemplo, si están poco desarrollados, la piel puede formar pliegues, mientras que, si son numerosos o están muy desarrollados, como en la planta de los pies o el cuero cabelludo, la piel es casi inamovible. El grosor de la hipodermis varía considerablemente según la localización, el peso corporal, el sexo y la edad. Además, en su espesor se encuentran folículos pilosos, nervios sensitivos y vasos sanguíneos.

3.1.1.5 Anexos cutáneos

Los anexos cutáneos se originan a partir de la epidermis, las estructuras que se desarrollan en la piel tienen distintas funciones. Los folículos pilosos es uno de los elementos de los anexos cutáneos, estas son pequeñas cavidades dentro de la piel donde se encuentra un folículo que contiene una raíz y crece el cabello. Asimismo, las glándulas sebáceas se encuentran dentro de la dermis y se encargan de producir aceite que apoya al mantenimiento de la piel.

Las glándulas sudoríparas se dividen en dos tipos, las ecrinas y apocrinas. Las glándulas sudoríparas ecrinas se encargan de regular la temperatura corporal por medio del sudor y se

encuentran alrededor de todo el cuerpo humano. Por otro lado, las glándulas apocrinas son ligeramente alcalinas y poco olorosas, pero se activan al momento de estar en calor, estrés, entre otras, las apocrinas se encuentran en áreas como las axilas o genitales (Honeyman, 2013). También, las glándulas mamarias al producir leche al momento que una madre está lactando se conocen como anexos cutáneos. Por último, las uñas son una placa dura que se encuentran en los dedos y protegen las puntas de los dedos.

3.1.1.6 Propiedades mecánicas de la piel

Las principales propiedades de la piel es actuar como una barrera vital que garantiza el mantenimiento del medio interno fisiológico y protege al organismo de agresiones ambientales, como el calor, el frío, las radiaciones UV y la penetración de sustancias dañinas y bacterias patógenas. La elasticidad es una propiedad mecánica que tiene la piel permite que el cuerpo pueda hacer movimientos sin hacer daño a la piel, esto sucede por medio de las fibras de elastina y colágeno (Jablonski N. G., 2004).

La resistencia en la piel funciona como una barrera que cuida al cuerpo de lesiones y bacterias. También, la piel tiene la capacidad de tener flexibilidad, esta permite que se pueda adaptar a diferentes expresiones o movimientos del cuerpo humano. Asimismo, cuenta con propiedades sensoriales que por medio de las terminales nerviosas de la piel permite tener sensaciones como la sensibilidad, estímulos táctiles, calor, entre otros (Joodaki, 2018).

3.1.2 ÁCIDO POLILÁCTICO (PLA)

“PLA fue sintetizado en 1932 por Carothers (en DuPont). Él era solo capaz de producir PLA de bajo peso molecular (Mw) calentando ácido láctico al vacío mientras elimina el agua condensada. El problema en ese momento era aumentar el Mw de los productos; y, finalmente, por polimerización por apertura de anillo de la lactida, se sintetizó PLA de alto Mw.” (Shady Farah, 2016). PLA es un material biodegradable con un comportamiento termoplástico. El PLA se fabrica fácilmente a partir de una variedad de recursos renovables como ser dióxido de carbono, almidón de maíz, caña de azúcar, arroz por esto el material es biodegradable.

3.1.2.1 Características del PLA

Las características innatas de PLA se prestan para la creación rápida de prototipos y la fabricación eficiente en construcciones impresas en 3D. “Esto se puede implementar para generar

andamios de ingeniería de tejidos específicos del paciente o fabricar rápidamente equipos médicos, como el personal de equipo de protección (EPP) necesario para mantener seguros a los trabajadores de la salud durante la pandemia de Covid-19.” (Vincent DeStefano, 2020).

Biodegradabilidad: Las enzimas o el deterioro químico vinculado a organismos vivos son responsables de la biodegradación (M.S. Singhvi, 2019). El PLA se considera respetuoso con el medio ambiente porque puede descomponerse en dióxido de carbono y agua cuando se expone a las condiciones adecuadas, como las instalaciones industriales de compostaje. A menudo se usa como una alternativa a los plásticos tradicionales a base de petróleo, que pueden tardar cientos de años en descomponerse.

Versatilidad: El PLA se puede procesar en diferentes formas, incluidas películas, fibras y objetos rígidos. Se puede moldear, extruir o girar en varias formas, lo que lo hace adecuado para una amplia gama de aplicaciones (M.S. Singhvi, 2019).

Biocompatibilidad: Los biopolímeros como el PLA ofrecen una alternativa a las opciones tradicionales de materiales biocompatibles como ser metales y cerámicas. Se ha demostrado que el PLA es un polímero bio absorbible, se utiliza para disolver mallas de sutura y en cirugías. Estos sistemas absorbibles tienen una gran ventaja comparado con otros implantes médicos metálicos ya que no se erosiona cuando es posicionado en el cuerpo humano. Debido a que el PLA es biodegradable, los implementos bio absorbibles no requieren de una segunda cirugía para remover el implante, esto es una gran ventaja ya que el costo medico es menor y permite una recuperación gradual de la función del tejido.

“Los polímeros sintéticos bio absorbibles pueden estimular células aisladas para regenerar tejidos y liberar fármacos como analgésicos, antiinflamatorios y antibióticos, lo que ha motivado recientemente su estudio como andamios para el trasplante celular, tanto in vitro como in vivo.” (M.S. Singhvi, 2019).

Fuerza mecánica: El PM (Peso molecular) afecta significativamente la degradabilidad, la resistencia a la tracción y la solubilidad de los polímeros, entre otras cualidades. El período de reabsorción total del PLA de alto PM es de 2 a 8 años (Shady Farah, 2016). El PLA normalmente tiene una resistencia a la tracción que oscila entre 40 y 70 MPa (megapascales). La resistencia a la

tracción mide la cantidad máxima de tensión de tracción que un material puede soportar antes de romperse.

Habilidad de procesos: El PLA es un polímero biodegradable con una amplia gama de aplicaciones, es perfecto para procesar varias resinas en una variedad de productos. Exhibe una excelente capacidad de procesamiento, lo que lo convierte en un material versátil para varios métodos de fabricación. Se puede extruir fácilmente en filamentos u hojas para impresión 3D y técnicas de moldeo tradicionales. El PLA es adecuado para el moldeo por inyección, el termoformado y la fundición de películas, lo que permite la producción de formas y materiales de embalaje complejos. También se puede espumar y post-procesar mediante corte y perforación.

3.2.2.2 Propiedades del PLA

Propiedades mecánicas

Las propiedades mecánicas del PLA dependen del grado de cristalinidad, el peso molecular del polímero y de la configuración estereoquímica de las estructuras molecular de la columna del PLA. La estereoquímica y la historia térmica afectan directamente la cristalinidad del PLA y, como resultado, sus características generales. El PLA que contiene más PLLA (Ácido poli-L-láctico) más del 90 % tiende a cristalizarse. Con una reducción en la concentración de PLLA, la temperatura de fusión (T_m) y la temperatura de transición vítrea (T_g) del PLA caen (M.S. Singhvi, 2019).

Los usuarios pueden modificar las configuraciones de la columna del polímero PLA para adquirir propiedades deseadas, por ejemplo, debido a la quiralidad de los monómeros de lactida (LA), se pueden polimerizar D-lactida, L-lactida, D, L-lactida o meso-lactida para controlar las propiedades mecánicas ya que la adición de grupos funcionales al esqueleto también puede alterar el peso molecular (Vincent DeStefano, 2020).

Propiedades físicas

El dimensionamiento, tamaño y peso son requerimientos necesarios para el producto de PLA. El PLA puede ser semicristalino o amorfo. Los polímeros semicristalino tienen unidades regulares repetitivas que permiten doblar las cadenas en regiones densas llamadas cristalitos. El PLA tiene temperaturas elevadas para su punto de fusión, esta abarca de 190 a 250 Celsius. Otras

características físicas como transparencia, opacidad, color, estética, absorción de agua, lubricidad y resistencia al desgaste también pueden ser significativas (Shady Farah, 2016).

Uso y aplicación del PLA en la medicina

PLA es un compuesto sintético único por sus ventajas de uso como ser biodegradabilidad, biocompatibilidad, sostenibilidad ambiental y su facilidad de proceso termoplástico. A la vez es un polímero bio absorbible que juega un gran papel en las aplicaciones biomédicas debido a sus habilidades únicas de ser completamente reabsorbido en un marco de tiempo prediseñado en rangos de meses a años.

- **Impresión 3D:** "Desde principios de la década de 2000, ha aumentado el interés por utilizar la impresión 3D para fabricar tejidos duros (huesos, dientes, cartílagos) y tejidos blandos (órganos, piel y otros)." (Denisse Ortiz-Acosta, 2019). El PLA se usa comúnmente en la impresión 3D como material de filamento debido a su facilidad de uso y sus propiedades ecológicas. A menudo se prefiere el PLA para aplicaciones en las que la biodegradabilidad y la baja toxicidad son importantes. Es posible desarrollar rápidamente un diseño controlado para prótesis e implantes utilizando la impresión 3D. Esto se puede lograr mediante la transformación de imágenes de tomografía computarizada, resonancia magnética y rayos X en formatos de archivo STL para construir la estructura deseada.

- **Drogas farmacéuticas:** "Los PLA se han utilizado para la liberación continua de fármacos durante diferentes períodos de tiempo, incluida la administración prolongada de una amplia variedad de agentes médicos tales como anticonceptivos, antagonistas de narcóticos, anestésicos locales, vacunas, péptidos y proteínas." (Shady Farah, 2016).

- **Dispositivos ortopédicos y de fijación:** El PLA se utiliza en aplicaciones ortopédicas para fabricar placas y tornillos para huesos para la reparación de fracturas, mallas quirúrgicas y suturas para el cierre de heridas. Además, el PLA se utiliza para crear otros dispositivos ortopédicos, incluidos pines de osteosíntesis e implantes para dolencias particulares. La aplicación de PLA en dispositivos ortopédicos y de fijación tiene ventajas como un menor riesgo de infección, una menor respuesta a cuerpos extraños y mejores resultados para los pacientes.

- **Ingeniería de tejidos y medicina regenerativa:** PLA se utiliza en la ingeniería de tejidos como un andamio para ayudar a la regeneración de tejidos. A medida que crece tejido nuevo, el

andamio finalmente se degrada. "Se han creado andamios porosos tridimensionales de PLA para cultivar diferentes tipos de células, utilizándolos en terapia génica basada en células para enfermedades cardiovasculares; regeneración de tejidos musculares, huesos y cartílagos y otros tratamientos de enfermedades cardiovasculares, afecciones neurológicas y ortopédicas." (Shady Farah, 2016).

3.1.3 PRÓTESIS DE PLA

Las razones más comunes para reemplazar una articulación incluyen osteoartritis, aflojamiento aséptico, infección, dislocación, fractura ósea y prótesis fracturadas. "Se realizaron al menos 8.313.936 cirugías ortopédicas entre 2000 y 2019, lo que refleja un aumento del 100 % en los procedimientos de rodilla y cadera." (Gonzales, 2023). El PLA se utiliza ampliamente para la impresión 3D mediante la fabricación por deposición fundida con aplicaciones en la ingeniería de tejidos óseos. Esto permite la diversificación de las geometrías de las piezas y, en consecuencia, de las características mecánicas. Las prótesis impresas en 3D han ganado una gran atención y popularidad en los últimos años debido a las numerosas ventajas que ofrecen en términos de personalización, rentabilidad y creación rápida de prototipos. El uso de la tecnología de impresión 3D en el campo de las prótesis permite la creación de dispositivos protésicos personalizados y funcionales que pueden satisfacer mejor las necesidades y preferencias específicas de los usuarios individuales.

Estos son algunos puntos clave sobre las prótesis impresas en 3D:

- **Personalización:** La impresión 3D con PLA permite la creación de dispositivos protésicos que se adaptan a la anatomía y los requisitos únicos del usuario. Las tecnologías de escaneo e imagen se pueden utilizar para capturar medidas precisas del muñón, lo que garantiza un mejor ajuste y una mayor comodidad.

- **Ligero:** Las prótesis impresas en 3D se pueden diseñar con estructuras reticulares intrincadas y geometría optimizada, lo que da como resultados dispositivos livianos que son más fáciles de usar para los usuarios durante todo el día.

- **Producción eficaz:** Los métodos tradicionales de creación de prótesis pueden llevar mucho tiempo y requerir múltiples ajustes. La impresión 3D permite una producción e iteración de prototipos más rápida, lo que conduce a una entrega más rápida de la prótesis final.

- **Rentable:** La impresión 3D puede reducir el costo de producir dispositivos protésicos, especialmente en comparación con los métodos de fabricación tradicionales. Esta rentabilidad tiene el potencial de hacer que las prótesis sean más accesibles para una población más amplia.

- **Diseño iterativo:** La impresión 3D permite a los protésicos e ingenieros modificar y perfeccionar fácilmente el diseño del dispositivo protésico en función de los comentarios de los usuarios y las pruebas funcionales. Este proceso de diseño iterativo puede mejorar la funcionalidad y la satisfacción del usuario.

- **Selección de materiales:** la tecnología de impresión 3D admite el uso de una amplia gama de materiales, incluidos varios termoplásticos, compuestos y materiales flexibles como ser PLA, lo que brinda a los protésicos más opciones para optimizar el rendimiento de la prótesis.

- **Características funcionales:** las prótesis impresas en 3D pueden incorporar características funcionales, como articulaciones articuladas y componentes intercambiables, lo que permite una mejor movilidad y adaptabilidad para diferentes actividades.

Polímeros sintéticos relacionados con el sistema tegumentario

Es fundamental recordar que, si bien estos polímeros sintéticos pueden imitar algunas características de la piel humana y los tejidos blandos, las mejores prótesis se diseñan y desarrollan utilizando una combinación de materiales e ingeniería.

- **Elastómero Termoplástico (TPE):** Los TPE son polímeros sintéticos con características compartidas por elastómeros y plásticos. Se pueden utilizar para producir componentes protésicos flexibles y estirables que permiten un movimiento cómodo y orgánico. Los elastómeros se emplean con frecuencia para aumentar la fragilidad de los polímeros termoplásticos. También es posible usar elastómeros termoplásticos para endurecer los polímeros porque son elastoméricos, pero procesables como termoplásticos (Nehra, 2017).

- **Poliuretano termoplástico (TPU):** El TPU es un polímero utilizado en apósitos adhesivos para heridas y productos de cuidado de la piel. Es resistente al agua y tiene propiedades de adhesión suave para proteger y mantener la piel afectada. Debido a su versatilidad en las técnicas de procesamiento, biocompatibilidad y excelentes cualidades mecánicas, los poliuretanos termoplásticos se utilizan con frecuencia en la ingeniería de tejidos (Drupitha, 2019).

- **Polímeros de silicona:** Debido a su flexibilidad, suavidad y textura realista, la silicona es uno de los materiales más utilizados en prótesis. La piel de silicona es una opción popular para prótesis cosméticas y funcionales, como prótesis faciales de silicona o dedos protésicos, porque puede parecerse mucho a la piel real en apariencia y tacto. "Los polímeros de silicona son versátiles y se pueden formular en varios tipos distintos de materiales, incluidos elastómeros, geles, adhesivos y más, dependiendo de la intención solicitud." (Zare, 2021).

- **Hidrogeles:** Las redes de polímeros que absorben agua conocidas como hidrogeles pueden imitar la flexibilidad de los tejidos humanos. Se utilizan para mejorar la comodidad y disminuir la presión sobre el muñón en algunas prótesis especializadas, como revestimientos de gel para encajes protésicos. Los materiales deben tener cualidades similares a las de la piel en términos de capacidad de estiramiento, tenacidad, elasticidad, suavidad, auto rigidez, resistencia a la hinchazón y conductividad para integrarse con los tejidos blandos, por eso existe un hidrogel hecho de celulosa biocompatible que imita las propiedades de la piel (Zhang, 2022).

3.3 Teorías de sustento

Se abordan en detalle conceptos básicos como la ley de conservación de masa, las dinámicas de la catalización química y los procesos de polimerización y condensación. Este análisis exhaustivo proporciona un marco teórico sólido para comprender y manipular de manera efectiva los polímeros utilizados en la fabricación de prótesis de apariencia orgánica, lo que facilita el diseño y la optimización de estos materiales en el campo biomédico.

3.3.1 BASES TEÓRICAS

Los teoremas describen el proceso de sinterización por el cual pasa el PLA en la industria para ser convertido en lo que es un polímero sintético. "Los PLA se sintetizan básicamente en tres pasos, es decir (i) producción de LA por fermentación microbiana, (II) purificación de LA seguida de su preparación de dímero cíclico (láctido) y (III) policondensación de LA o polimerización por apertura de anillo (ROP) de láctido." (M.S. Singhvi, 2019). En este proceso, el dímero cíclico (láctido) de LA se abre el anillo en presencia de un catalizador. También se aplicó la ley de conservación de masa que es relevante durante el proceso de fabricación y degradación del material y durante la impresión 3D.

3.3.1.1 Polimerización

La unión de monómeros para crear cadenas de polímeros se conoce como polimerización. Los monómeros pueden unirse por reacciones de grupos funcionales o por producir intermedios de reacciones reactivas (propagación de radicales libres), dependiendo del proceso de polimerización. Las cadenas de grupos monoméricos repetidos, o polímeros, están formadas por miles de monómeros individuales. Como varios monómeros se unen durante varios tipos de polimerización, se pueden crear macromoléculas (ChemTalk, 2023). En la sinterización del PLA ocurre este proceso químico mediante el cual los monómeros de ácido láctico se unen para formar largas cadenas de poli láctico, que es el polímero final.

3.3.1.2 Condensación

Es un tipo de polimerización de crecimiento escalonado en el que los monómeros o moléculas más pequeñas interactúan entre sí para crear unidades estructurales más grandes, generalmente polímeros, al mismo tiempo que liberan subproductos como agua o moléculas de metanol (BYUS, 2023). La condensación directa produce material polimérico con pesos moleculares bajos a intermedios, pero requiere largos períodos de reacción y el uso de solventes. Se descubrió que la extensión de la cadena funciona bien para producir polímeros basados en LA de alto peso molecular mediante policondensación (M.S. Singhvi, 2019).

3.3.1.3 Catalización

Los polímeros catalíticamente activos se conocen como catalizadores poliméricos. Por lo general, la cadena lateral de los polímeros sintéticos como el poliestireno tiene unido el resto catalítico. Los catalizadores poliméricos catalizan diferentes tipos de síntesis orgánica. Debido a su insolubilidad, los polímeros reticulados se utilizan con frecuencia como material de soporte polimérico. Es sencillo eliminar los catalizadores poliméricos insolubles de la mezcla de reacción y reciclarlos. Algunos de los catalizadores están integrados en la cadena principal del polímero (Itsuno, 2013). La polimerización de PLA se puede catalizar utilizando diferentes tipos de catalizadores según el método específico de polimerización. Dos catalizadores comunes utilizados en la producción de PLA son: Octoato de estaño (II) y acetato de zinc (II).

3.3.1.4 Ley de conservación de masa

La ley establece que la masa de cualquier elemento al comienzo de una reacción coincidirá con su masa al final de la reacción. La masa total permanecerá constante a lo largo del tiempo en cualquier sistema cerrado si se tiene en cuenta todos los reactivos y productos en una reacción química. En lugar de generarse o destruirse, el átomo mismo pasa por ciclos de compuestos químicos (Sterner, 2011). La Ley de Conservación de Masa es una consideración importante en todas las etapas del ciclo de vida del PLA, desde su fabricación hasta su uso y eventual descomposición, garantizando que la cantidad total de materia en el sistema permanezca constante en todas las transformaciones químicas y físicas.

3.3.2 METODOLOGÍAS DESARROLLADAS POR OTRAS INVESTIGACIONES

En la investigación realizada por Brancewicz-Steinmetz (2021) tiene como objetivo evaluar la influencia de los parámetros de impresión 3D en la adherencia entre el PLA y poliuretano termoplástico (TPU). Ambos materiales son ampliamente utilizados en la fabricación aditiva debido a sus propiedades mecánicas y biocompatibilidad, y una buena adherencia entre ellos es esencial para garantizar la integridad de las estructuras impresas. Para lograr este objetivo, se realizarán pruebas experimentales utilizando una impresora 3D y se variarán los parámetros de impresión para determinar su impacto en la fuerza de adherencia entre PLA y TPU.

Las pruebas realizadas fueron utilizando la impresora 3D y software Ultimaker Cura para conocer los parámetros de la impresión, el filamento de PLA se colocó en la primera posición mientras que el TPU se encontraba en la segunda posición (Tabla 1).

Tabla 1 Parámetros de impresión de filamentos

Parámetros de impresión	PLA	TPU
Altura de la capa	0.2 mm	0.2 mm
Ancho de línea superior/inferior	0.35 mm	0.35 mm
Corte de línea de pared	3	4
Capas superiores/inferiores	5	6
Densidad de relleno	70%	100%
Patrones de relleno	Triangulo	Red
Temperatura de impresión	200°C	210°C
Velocidad de impresión	70 mm/s	30 mm/s

Fuente: (Brancewicz-Steinmetz, 2021).

La investigación reveló la combinación óptima de desarrollo de superficies durante la impresión 3D utilizando dos polímeros termoplásticos. Esta combinación demostró la mejor resistencia en pruebas de corte destructivo. Debido a la fuerte relación entre la adhesión, los parámetros de impresión, el tamaño y la geometría de las muestras.

Por otro lado, se realizó la revisión de la investigación realizada por Issabayeva (2023), esta investigación analiza las propiedades mecánicas y termo mecánicas de las piezas de PLA con memoria de forma. Se imprimieron en 3D un total de 120 juegos utilizando cinco parámetros de impresión diferentes mediante el método de modelado por deposición fundida (FDM). El estudio se centró en los efectos de estos parámetros de impresión sobre los coeficientes de recuperación, la fijación de la forma, el rendimiento viscoelástico y la resistencia a la tracción. Los resultados revelaron que el diámetro de la boquilla y la temperatura del extrusor tenían una influencia significativa en las propiedades mecánicas de las piezas impresas.

Fabricación de muestra

En esta metodología se utilizó un hueso de perro como muestra geométrica con dimensiones de 60 mm de largo, 3mm de ancho y 3mm de grosor. En la impresora 3D Picasso Designer Pro, se procesaron 5 parámetros basados en valores de la literatura del modelado por deposición fundida, el cual son:

- Densidad de relleno: 20%, 25%, 50%, 70% y 80%
- Patrón de relleno: cuadrícula, línea, giroide
- Espesor de capa: 0,2 mm, 0,3 mm
- Diámetro de la boquilla: 0,3 mm, 0,5 mm
- Temperatura: 210 °C, 240 °C.

Durante el proceso se mantuvo una velocidad de impresión de 60 m/s. De acuerdo con los parámetros y los valores seleccionados, 120 combinaciones fueron fabricadas. Cada régimen comprimió 4 especímenes, significa que 480 especímenes fueron impresos y evaluados para el ensayo de tracción (Issabayeva, 2023).

Experimentos de tracción uniaxial

Se elaboro un experimento de tracción uniaxial el cual sigue estándar ASTM D638-02. Esta norma es comúnmente utilizada para evaluar la resistencia y la deformación de diversos

materiales plásticos, incluidos termoplásticos, elastómeros y otros polímeros. Desplazamientos de la sección central fueron medidos con una longitud de 25mm. El movimiento permitido del extensómetro era de 2.5mm, el cual corresponde a un límite de medición de tensión de 10 por ciento. La temperatura ambiente fue de 22 grados Celsius y la húmedas relativa alrededor del 35 por ciento. Las dimensiones iniciales como ser anchura y grosor fueron medidos.

Los especímenes se instalaron en las empuñaduras de la máquina de prueba. Se aplicó una carga a una velocidad constante de 1 mm/min. Las muestras se sometieron a una carga constante de 1,0 kN hasta el punto de falla, y el aparato de prueba registró las cargas y el desplazamiento resultantes para cada muestra individual. Cuando los especímenes de prueba se rompieron, los experimentos se detuvieron de inmediato (Issabayeva, 2023).

Calorimetría diferencial de barrido

La calorimetría diferencial de barrido (CDB) es el método de análisis térmico comúnmente utilizado, en el cual la cantidad de calor requerida para incrementar la temperatura de la muestra y la referencia es medida en función de temperatura. El valor de medir el flujo de energía es lo que permite determinar el rango de distintas transiciones que pueden ocurrir en una muestra cuando se la aplica calor o frío. Para evitar gradientes dentro de la muestra, es preferible utilizar una pequeña muestra.

El CDB fue conducido adentro de la muestra el cual fueron de un dimensionamiento de 3mm x 3mm x 3mm. A la muestra fue aplicado calor o frío y su capacidad de los cambios de calor fueron rastreados según los cambios del flujo del calor. Esto permite la detección de transiciones como ser derretir, transiciones de vidrio, cambios de fases y curaciones. El experimento fue llevado a cabo por DSC3+ excellence system, el cual según su fabricante "utiliza un sensor DSC robusto y versátil con termopares 56/120 que garantiza una resolución y sensibilidad excepcionales al mismo tiempo." (Mettler Toledo, 2023). Para conducir las mediciones la muestra fue colocada en el crisol calorimétrico y sellado. La temperatura del programa fue determinada en un rango de 0-180 Celsius con un rango de calentamiento de 10k/min en nitrógeno medio con un flujo de 50 mL/min en un crisol de aluminio a 40 μ L (Issabayeva, 2023).

Análisis termo mecánico

Este experimento fue llevado a cabo por el sistema TMA/STDA2+ mediante distintos sensores para medir los cambios de longitud de la muestra dependiendo de la temperatura, Las mediciones más importantes del TMA incluyen las determinaciones de la expansión del coeficiente térmico lineal la temperatura de la transición del vidrio. El tamaño de la prueba de muestra no excede de 4-5mm. Las dimensiones de la muestra experimentada eran de 3mm x 3mm x 3mm. Es importante notar que el espécimen inicial del hueso de perro fue cortado en la parte central a una forma de cubo. La superficie fue pre pulida para adquirir suavidad deseada.

El programa experimental se basó en los resultados de las mediciones DSC y consiste en varios segmentos consecutivos:

- Isotherma 0 °C durante 10 min;
- Primer calentamiento 0–90 °C;
- Refrigeración 90–0 °C;
- Segundo calentamiento 0–150 °C.
- Isotherma 0 °C durante 10 min;
- Primer calentamiento 0–90 °C;
- Refrigeración 90–0 °C;
- Segundo calentamiento 0–150 °C.

En un medio nitrogenado con un caudal de 30 mL/min y una carga constante de sondeo de 0,02 N en el modo dilatométrico, la velocidad de calentamiento fue de 3 K/min. El gas de purga, N₂, suministró un flujo de gas laminar constante para reducir la transferencia de calor a la muestra, evitar la oxidación a altas temperaturas, evitar la deposición de productos de descomposición dentro de varios componentes del dispositivo y evitar la creación de turbulencias de aire cuando la temperatura sube. El historial térmico de las muestras primero debe borrarse para determinar las propiedades internas de un material. El material se calentó por encima de su temperatura de transición vítrea en un aparato de análisis térmico para realizar el tratamiento (Issabayeva, 2023).

Análisis Mecánico Dinámico

La temperatura de transición vítrea (T_g) de las muestras de SMP se midió mediante pruebas DMA en una máquina DMA Q800 siguiendo la norma ASTM D4065. Se seleccionaron para el

análisis cuatro especímenes con diferentes arreglos de impresión. Se colocó una muestra rectangular que medía 60 mm x 5 mm x 2 mm en el dispositivo DMA usando una configuración de abrazadera doble en voladizo. La muestra se sometió a una pequeña carga dinámica con una amplitud de 10 m y una frecuencia de 1 Hz. El rango de temperatura para la prueba varió desde temperatura ambiente hasta 150 °C, con una velocidad de calentamiento controlada de 3 K/min para evitar cambios bruscos de temperatura durante la experimentación (Issabayeva, 2023).

Ciclo de memoria de forma termo mecánica

Se realizaron pruebas de tracción uniaxial en una muestra utilizando un dispositivo de prueba servohidráulico Instron 8801 equipado con una cámara de temperatura y una ventana óptica para observación. La muestra tenía una longitud calibrada de 60 mm, una longitud total de 210 mm y una sección transversal de 50 mm por 7 mm. Se empleó el método de correlación de imagen digital (DIC) para monitorear la deformación, y se usó el software Vic-3D para procesar y rastrear las fotografías tomadas durante el experimento. En la figura ilustra la muestra en el primer y quinto ciclo, así como antes y después de la prueba mecánica. El ciclo típico para estudiar los efectos de memoria de forma (SME) constaba de etapas como calentamiento, carga, enfriamiento, descarga y recalentamiento.

La forma recuperada de las muestras permitió el cálculo de la tasa de recuperación después del calentamiento. Se definió las relaciones de memoria de forma de la siguiente manera (Tandon, 2009):

$$R_{fix} = \epsilon_u / \epsilon_p \cdot 100\%$$

Ecuación 1 Cálculo de recuperación

Fuente: (Tandon, 2009).

Donde u es la deformación que resulta de la descarga, p es la deformación máxima y R_{fix} evalúa la capacidad de los especímenes para fijar su forma. Así es como se escribe la relación de recuperación de forma:

$$R_{rec} = (1 - \epsilon_f) \cdot 100\%$$

Ecuación 2 Relación de recuperación de forma

Fuente: (Tandon, 2009).

Donde f es la deformación última determinada por la relación entre la longitud inicial del espécimen y el cambio de longitud después de la recuperación (Issabayeva, 2023).

3.3.3 INSTRUMENTOS UTILIZADOS

Seguidamente, se detallan los diversos instrumentos empleados por los autores para abordar el problema de investigación y obtener información, proporcionando la metodología de medición utilizada.

Análisis estadísticos

Según (Prieto, 2012) la estadística se considera como un método para recopilar información cuantitativa o cualitativa sobre individuos y grupos, analizar los datos obtenidos y deducir conclusiones y predicciones con cierto grado de certeza mediante diversas técnicas. Por tanto, la estadística se convierte en una herramienta de investigación útil al proporcionar técnicas y procedimientos aplicables en la etapa de análisis de datos.

Dentro de la investigación realizada por Wenyu Ding sobre “Study of the protective effects of cosmetic ingredients on the skin barrier, based on the expression of barrier-related genes and cytokines” utiliza el análisis estadístico por medio de IBM SPSS Statistics 22, realizando una muestra en tres repeticiones paralelas empleadas por medio de pruebas de muestras independientes (Ding, 2021).

Ensayos de tracción

Los ensayos de tracción se utilizan a menudo como parte de las estrategias de caracterización de materiales; sin embargo, la deformación observada suele ser compleja y puede resultar difícil distinguir el comportamiento subyacente del material de la respuesta estructural de la probeta (Milisavljević, 2012).

Según la investigación de Heather M. Powell en su investigación de “Engineered Human Skin Fabricated Using Electrospun Collagen–PCL Blends: Morphogenesis and Mechanical Properties” utiliza como instrumento de investigación los ensayos de tracción uniaxial hasta el fallo para poder conocer las propiedades mecánicas de la mezcla de colágeno y PCL (Heather M. Powell, 2009).

Pruebas de adherencia

El ensayo de adhesión de polímeros abarca una serie de métodos empleados para evaluar la resistencia y calidad de las uniones en materiales poliméricos. Esta evaluación es esencial para

comprender las características de dichas uniones, con el fin de analizar las propiedades mecánicas, térmicas y químicas de los polímeros, así como su desempeño en diversas aplicaciones (TestResources, 2023).

En su investigación sobre materiales de estructura de polímeros, Al-Tamimi (2023) menciona la utilización de la prueba de adherencia. Esta prueba se llevó a cabo mediante la máquina Instron 3369, con el objetivo de determinar el comportamiento de la adherencia del polímero al ser sometido a una fuerza que lo separa del material base, evaluando así su resistencia. La prueba se repitió en cinco ocasiones para evaluar la efectividad del material ante esta evaluación.

Impresión 3D

La impresión 3D es un innovador método de fabricación que consiste en depositar materiales, como plástico o metal, capa sobre capa, para crear objetos tridimensionales, como piezas médicas y otros objetos 3D. A diferencia de las impresoras tradicionales que utilizan tinta para producir objetos bidimensionales en papel, la impresión 3D ha evolucionado en los materiales, permitiendo ahora crear objetos comparables a los fabricados de forma convencional (Schubert, 2014).

Dentro de la investigación sobre "Recent advances in 3D-printed polylactide and polycaprolactonebased biomaterials for tissue engineering applications" menciona que la impresión 3D se aplica para la construcción del producto capa por capa de los andamios, se fabrica de manera aditiva mediante un proceso de dos pasos con andamios acelulares (Arif, 2022).

3.4 MARCO LEGAL

El marco legal (Tabla 2) proporciona una base sólida para que las instituciones logren llevar a cabo las actividades dentro de los límites establecidos por las autoridades. Las distintas leyes, reglamento y algunos documentos legales son fundamentales a considerar el tratado y la creación de un compuesto sintético.

Tabla 2 Documentos legales de importancia

Documento legal	Definición	Tipo de legislación	Ende Rector
Reglamento de la Agencia de Regulación Sanitaria (ARSA)	El propósito es establecer las reglas y disposiciones para el cumplimiento de la protección a la salud de la población por medio de una gestión eficiente. En los artículos 52 menciona los requisitos para lograr obtener un registro sanitario para dispositivos médicos	Reglamento	La Gaceta

Documento legal	Definición	Tipo de legislación	Ende Rector
Ley general del ambiente	(Reglamento para el control sanitario de establecimientos, 15). El propósito de esta ley reconoce que la protección y manejo de los recursos naturales de una manera sostenible al medio ambiente es un asunto de interés público y social. Se menciona dentro de los artículos 24 al 26 la responsabilidad y prohibiciones de la descarga de sustancias contaminantes al ambiente, el cual implica compuestos sintéticos, podrían ser responsables de cualquier impacto ambiental negativo que cause su producción (Ley general del ambiente honduras, s.f.).	Ley	La Gaceta
Código de Salud	Se concibe la salud como un estado de bienestar que abarca aspectos biológicos, psicológicos, sociales y ecológicos. Los artículos 59 al 64 establece las Buenas Prácticas de Fabricación y Distribución para el control de calidad de los materiales (Codigo de la salud - BVS, s.f.).	Norma	Corte Suprema de Justicia República de Honduras, C. A
Ley general de aguas	El objetivo de esta legislación establecer las normativas que se implementan para garantizar una gestión adecuada del recurso de agua, con el propósito de conservar y aprovechar de manera competente el recurso de agua. Artículos 21, 24, 34 y 45 mencionan las sanciones, prohibiciones, obligaciones y prevenciones contra la contaminación del agua al descargar sustancias que pueden afectar la calidad del recurso (Ley General de Aguas - GWP, s.f.).	Ley	La Gaceta
Constitución de la república de Honduras	La Carta Magna de Honduras es el indicador de las leyes fundamentales que se ejercen en el país. El articulo 117 y 334 reconoce la responsabilidad del Estado y los derechos de los ciudadanos al respecto de la protección del medio ambiente y control de la contaminación (Constitución de la República de Honduras , s.f.).	Ley	La Gaceta

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

IV.METODOLOGÍA

En el estudio de la resistencia mecánica de la unión de ácido poliláctico (PLA) y polímeros sintéticos para la creación de prótesis de apariencia orgánica, se utilizaron métodos experimentales y procedimientos específicos. El objetivo es evaluar de manera precisa las propiedades y la durabilidad de estas uniones,

4.1 ENFOQUE

El presente estudio tiene un tipo de diseño preexperimental, ya que se tomó en cuenta criterios visuales tanto como registro de datos de las acciones realizadas con las mezclas de compuestos sintéticos. Este proyecto tendrá un enfoque mixto, debido a que se tomó en cuenta las cualidades de los compuestos sintéticos, basados en la similitud con la piel. Asimismo, se considera cuantitativo dado que se midió la adherencia de los compuestos sintéticos al PLA. Este tipo de investigación no ha sido realizada extensamente alrededor del mundo, por esto se considera un alcance exploratorio. Por último, se estableció la muestra tipo no probabilístico dado que los materiales a probar no fueron seleccionados al azar, por lo contrario, fueron escogidos según criterios tomados en la investigación (Tabla 3).

Tabla 3 Metodología de la investigación

Enfoque	Mixto
Tipo de Diseño	Preexperimental
Tipo de alcance	Exploratorio
Tipo de muestra	No probabilística

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

4.2 VARIABLES DE INVESTIGACIÓN

Una variable es una propiedad cuya variación es medible y observable (Hernández Sampieri & Fernández Collado, 2014). Se manipulan, miden o analizan estas variables para comprender mejor un fenómeno, establecer relaciones entre diferentes factores o responder a preguntas específicas. Estas variables son conceptos, características o propiedades que pueden variar. Las tres variables independientes (Ilustración 1) son las que se modifican o controlan en la investigación, mientras que las variables dependientes son aquellas que se observan y miden para determinar el efecto o la influencia de las variables independientes.

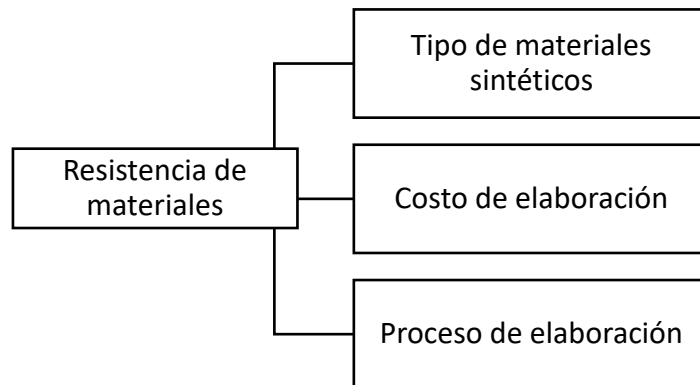


Ilustración 1 Diagrama de Variables de Investigación

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

4.2.1 VARIABLE DEPENDIENTE

La variable dependiente en la investigación es la que manipula variables independientes para analizar los efectos, influencias o consecuencias, por ende, en este caso es la resistencia de materiales.

4.2.2 VARIABLE INDEPENDIENTE

Las variables independientes son las que se manipulan, de manera intencional, para analizar las consecuencias de la manipulación de la variable dependiente (Hernández Sampieri & Fernández Collado, 2014). Las variables independientes fueron:

- a) Tipo de materiales sintéticos: Se utilizaron tres materiales sintéticos para poder realizar una apariencia orgánica y unión con el PLA.
- b) Costo de elaboración: Se realizó un análisis de costos de los materiales utilizados, al igual que la ubicación donde fueron adquiridos.
- c) Proceso de elaboración: Se detalló el paso a paso del proceso de elaboración para la creación de piel sintética con los distintos tres materiales (TPU, TPE y Silicona).

4.3 TÉCNICAS E INSTRUMENTOS APLICADOS

Durante la investigación se utilizaron diversos programas para realizar la construcción del prototipo de la piel y así mismo realizar distintas pruebas mediante simulaciones y software. En

esta sección se describe de forma breve la utilización de los programas para la elaboración del prototipo.

4.3.1 IMPRESIÓN 3D

Autodesk (2021) define: "La impresión 3D, también llamada manufactura por adición es un conjunto de procesos que producen objetos a través de la adición de material en capas que corresponden a las sucesivas secciones transversales de un modelo 3D". Se hizo uso de la impresora 3d Ender 3s1 para imprimir el filamento de TPU con adhesión al PLA mediante la mezcla de sus capas.

4.3.2 SOLIDWORKS

Kai Inge (2022) afirma: "SolidWorks Simulation permite a los diseñadores poner a prueba sus diseños e identificar cualquier defecto de forma rápida y precisa. El diseñador recibirá datos de alta precisión, lo que significa que puede realizar cambios en el diseño antes de que se produzca un prototipo físico." Se realizaron pruebas físicas como ser límite de elasticidad, análisis de flexión y análisis termo mecánico.

4.3.3 TINKERCAD

Tinkercad, una colección de herramientas de software de Autodesk disponible en línea permite a los principiantes crear modelos 3D. Este programa CAD se basa en la geometría sólida constructiva (CSG), que permite a los usuarios crear modelos complejos combinando objetos más simples (3Dnatives, 2023). Se utilizó este programa online para el diseño del prototipo.

4.3.4 ULTIMAKER CURA

Cura es un programa de corte de impresión 3D efectivo y fácil de usar que permite a los usuarios cortar y preparar modelos 3D para imprimir, así como personalizar y optimizar los parámetros de impresión para varias combinaciones de materiales e impresoras 3D (Manufactur 3D, 2023). Cura fue utilizado para previo a la impresión 3D para realizar la combinación de capas de materiales y establecer parámetros de impresión.

4.4 MATERIALES

Dentro de esta sección, se destacan los elementos que han hecho posible la concepción del prototipo. Se abordan desde la selección de los compuestos sintéticos utilizados hasta los softwares con los que se diseñó el prototipaje.

4.4.1 FILAMENTO DE TPU

El filamento de TPU 85 A (Ilustración 2) es un tipo de material utilizado en la impresión 3D con propiedades de elasticidad y flexibilidad. El TPU se caracteriza por ser de alta resistencia a la abrasión y también con capacidad de recuperación elástica y su flexibilidad.

El filamento de TPU se utilizó en el estudio para simular un compuesto sintético polimérico similar al sistema tegumentario. El TPU por sus propiedades hace adecuado para imitar algunas propiedades de la piel. Asimismo, al combinarse con PLA se logró llevar a cabo pruebas y análisis para terminar su adherencia y comportamiento.



Ilustración 2 Filamento de TPU

Fuente: (3 dprojectsmart, 2020).

4.4.2 FILAMENTO DE PLA

El filamento de PLA es un tipo de material utilizado en impresión 3D. Es uno de los materiales más populares y ampliamente utilizados en la impresión 3D debido a su facilidad de uso, biodegradabilidad, y su capacidad para producir impresiones con detalles precisos y una buena resistencia.



Ilustración 3 Filamento de PLA

Fuente: (3D Market, 2023).

El filamento de PLA es el material principal empleado en la impresión 3D, se utilizó como base para evaluar la efectividad de adherencia del compuesto sintético polimérico. Asimismo, se analizó cuán bien se adhería el compuesto al PLA, lo que es importante para garantizar una unión fuerte y duradera entre los materiales (Ilustración 3).

4.4.3 SILICONA DRAGON SKIN

Silicona Dragon Skin es un tipo de caucho de silicona de alto rendimiento que se cura con platino (Ilustración 4). Es una opción versátil ya que se puede mezclar en proporción 1A:1B tanto por peso como por volumen, y su curado ocurre a temperatura ambiente con una contracción despreciable. Al utilizar Silicona Dragon Skin, se utilizó para crear una piel sintética flexible parecida a ciertas características del sistema tegumentario. Por medio de pruebas y análisis se logró conocer cómo se adhiere esta piel sintética al material PLA.



Ilustración 4 Silicona Dragon Skin

Fuente: (FormX, 2020).

4.4.4 ECOFLEX 0030

Ecoflex 0030 es un tipo de silicona de platino de dos componentes, que tiene propiedades de goma de silicona de baja viscosidad y flexibilidad. Este material se utilizó en partes iguales para realizar una capa sobre la silicona Dragon Skin para poder replicar la dermis de la piel y poder añadir realismo al prototipo (Ilustración 5).



Ilustración 5 Ecoflex 0030

Fuente: (BLICKArt, 2019).

4.4.5 SILIC PIG

Silic pig es un pigmento de silicona que se usa para agregar color a los materiales de silicona tales como la silicona Dragon Skin y Ecoflex 0030 (Ilustración 6). En este estudio, se utilizó para teñir las siliconas mencionadas anteriormente y proporcionar un aspecto más realista al material resultante.



Ilustración 6 Silic Pig

Fuente: (Xbau, 2023).

4.4.6 FILAMENTO DE TPE

El filamento de TPE es un tipo de polímero sintético que combina características de goma y plástico, lo que le otorga elasticidad y flexibilidad. El TPE es muy flexible y puede doblarse y estirarse sin romperse. Esto lo convierte en una opción ideal para piezas que necesitan flexibilidad y resistencia a la deformación. En el estudio. Debido a sus características particulares, el TPE (Ilustración 7) demostró ser idóneo para replicar ciertas cualidades de la piel. Además, mediante su combinación con PLA, se efectuaron pruebas y análisis para evaluar su adherencia y comportamiento en detalle.



Ilustración 7 Filamento de TPE

Fuente: (ColorPlus, 2023).

4.5 METODOLOGÍA DE ESTUDIO

La metodología de estudio se realizó en una sola fase. En esta fase se está desarrollando un prototipo de mezcla con polímeros sintéticos donde este tenga características similares a la piel y cuente con adherencia al PLA.

4.5.1 DESARROLLO DE PROTOTIPO: MODELO EN V

Se utilizó el Modelo en V (Ilustración 8) como una herramienta central en la metodología, el cual se destaca por su eficacia en la gestión de proyectos. En concreto, se adaptó el enfoque planteado en VDI 2206 - Una nueva guía para el diseño de sistemas mecatrónicos (Gausemeier & Moehringer, 2002), incorporando los métodos Top Down y Bottom Up. Siguiendo esta estructura, se delinearon los procesos en tres niveles específicos, cada uno de los cuales se sometió a un riguroso proceso de validación. El objetivo último consistía en lograr la creación de un prototipo donde se logró similar la piel y conocer la resistencia mecánica en la unión de los materiales utilizados.

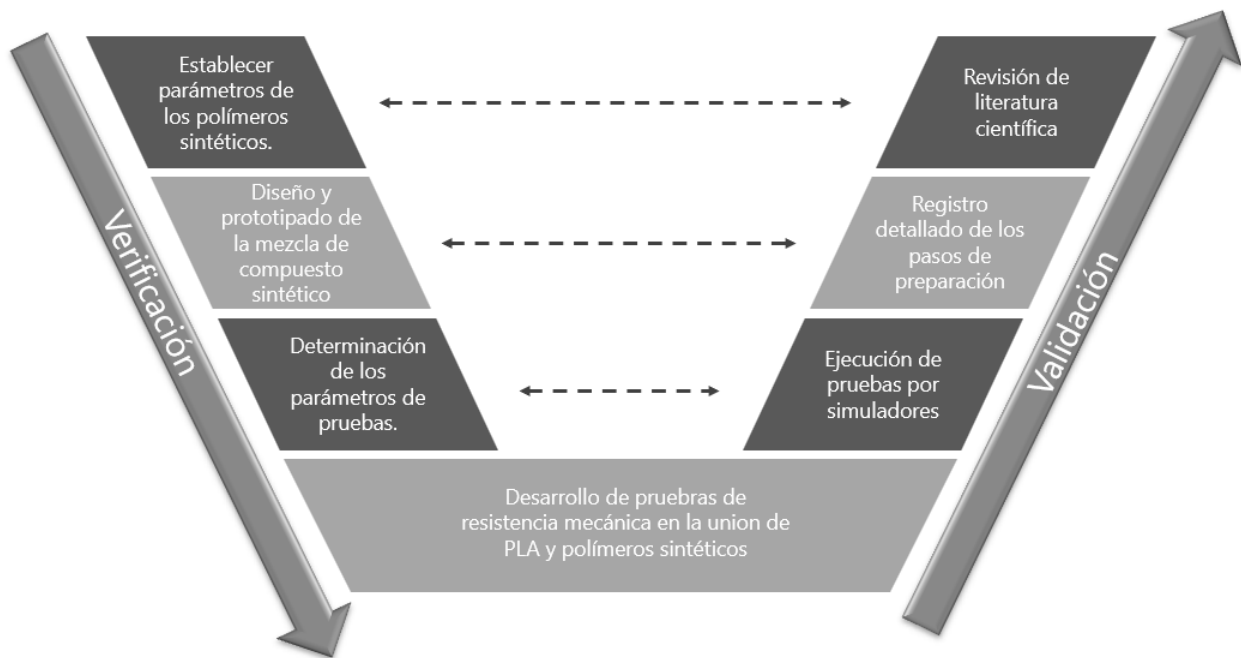


Ilustración 8 Modelo en V

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

4.5.1.1 Parámetros de selección

Establecer e identificar los parámetros para la sección de los polímeros sintéticos fue fundamental para encontrar los materiales utilizados durante la investigación. Teniendo requerimientos físicos y biológicos antes de seleccionar polímeros sintéticos similares a la piel garantiza que los materiales elegidos sean seguros, funcionales, duraderos y estéticamente adecuados para su aplicación en productos que interactúan con la piel humana. Esto no solo afecta la efectividad del producto, sino también la salud y la satisfacción del usuario.

Los requisitos funcionales y no funcionales son dos categorías clave de especificaciones que se utilizan en el desarrollo de productos para definir las características y propiedades de un producto. Los requisitos funcionales especifican las funciones, acciones o tareas específicas que el sistema debe poder realizar para cumplir con sus objetivos y propósitos y los requisitos no funcionales se centran en cómo debe realizar el producto sus funciones.

Requisitos funcionales:

1. El compuesto de polímero sintético debe ser compatible con el PLA, lo que significa que debe ser posible fusionar ambos materiales de manera efectiva y lograr una unión fuerte entre las capas.
2. El polímero debe tener la capacidad de adherirse al PLA de manera segura y duradera, asegurando que no se despegue ni se degrade prematuramente.
3. El polímero debe ser elástico y capaz de estirarse de manera similar a la piel humana para facilitar la movilidad de la prótesis de PLA.
4. El compuesto debe tener una textura y un tacto similares a la piel humana para que la prótesis sea cómoda y se sienta natural al tocarla.
5. El polímero debe poder replicar la apariencia y sensación de la piel natural para lograr un resultado estético y comfortable.

Requisitos no funcionales:

1. El polímero no debe causar reacciones alérgicas ni irritaciones y debe ser seguro para el contacto prolongado con la piel humana.
2. La piel sintética debe mantener su integridad y propiedades en una variedad de temperaturas.
3. Debe ser compatible con adhesivos utilizados en prótesis para una fijación segura.
4. La piel sintética debe ser fácil de limpiar y resistente a productos químicos suaves para mantener su aspecto y funcionalidad.

4.5.1.2 Mezcla de compuestos sintéticos

Se emprendió un enfoque meticuloso y progresivo. Inicialmente, se llevó a cabo un análisis exhaustivo de los materiales clave: TPU, TPE y silicona, cada uno con sus propias propiedades y características únicas. A través de pruebas rigurosas, se determinaron las proporciones óptimas de estos compuestos para lograr una combinación que garantizara la durabilidad, flexibilidad y apariencia deseada para la piel sintética.

Posteriormente, se procedió a la etapa de prototipado, donde se desarrollaron muestras (rectángulos elaborados en Tinkercad) mediante la impresión 3D de TPU Y TPE con capas de PLA para probar la adhesión de ambos materiales con la fusión de la impresora. También se crearon

piezas piloto de la piel sintética utilizando distintos tipos de silicona de la marca SMOOTH ON para luego ser adherida al PLA con epoxi. Estos procesos permitieron la evaluación práctica de la adherencia de la piel sintética al PLA de la prótesis, así como la verificación de su desempeño en condiciones realistas. Los resultados obtenidos en esta fase fueron fundamentales para ajustar y refinar la mezcla de compuestos, garantizando una unión sólida y duradera entre la piel sintética y la estructura de la prótesis.

4.5.1.3 Parámetros de pruebas

La determinación precisa de los parámetros de pruebas desempeña un papel fundamental en la evaluación de la producción de una mezcla de compuesto sintético polimérico diseñada para imitar las propiedades del sistema tegumentario. Estos parámetros, meticulosamente seleccionados, permiten garantizar la calidad y funcionalidad del prototipo. Es necesario establecer una serie de pruebas exhaustivas que aborden tanto la estructura como la funcionalidad de la mezcla polimérica.

La resistencia del PLA a esta mezcla cobra especial relevancia, ya que determina la eficacia y durabilidad del compuesto resultante en su aplicación potencial. Para lograr una evaluación completa, se considerarán variables como el tipo de material y pruebas de estrés, desplazamiento y deformación. Estos procedimientos permitirán no solo determinar la resistencia y la cohesión del compuesto, sino también evaluar su capacidad para mantener una adhesión efectiva en condiciones variables.

Los parámetros de pruebas garantizan que la mezcla de compuesto sintético polimérico exhiba una similitud relevante con el sistema tegumentario y, al mismo tiempo, asegura la efectividad deseada en términos de adherencia al material PLA.

4.5.1.4 Revisión de literatura científica

El proceso incluyó una revisión exhaustiva de la literatura científica. Esta etapa permitió contextualizar y respaldar científicamente las decisiones tomadas durante el diseño y prototipado de la piel sintética y su adhesión al PLA de la prótesis, donde se emplearon materiales novedosos como silicona, TPU y TPE. La revisión de la literatura proporcionó un análisis detallado de investigaciones anteriores sobre los materiales seleccionados y sus aplicaciones en ingeniería

biomédica e ingeniería de materiales. Las propiedades mecánicas, la biocompatibilidad y la adherencia de estos compuestos fueron objeto de estudios en contextos similares.

Esta información fue esencial para validar la elección de los materiales, respaldar la viabilidad de la piel sintética desarrollada y prever desafíos y oportunidades potenciales. La integración de la revisión de la literatura en la metodología en "V" fortaleció la base científica del proceso y aumentó la confianza en la eficacia y seguridad de la prótesis resultante.

4.5.1.5 Pasos de preparación

Se llevó a cabo un registro detallado de los pasos involucrados en la preparación de la muestra, lo que agregó un grado crucial de rigurosidad al proceso. La documentación detallada fue crucial en este caso específico, donde se emplearon materiales innovadores como TPU, TPE y silicona para crear piel sintética, utilizando impresoras 3D para TPU y TPE, y muestras de silicona de la marca SMOOTH ON. Cada paso de la preparación de muestra fue meticulosamente registrado, desde la selección y medición precisa de los materiales hasta los parámetros de impresión 3D aplicados en el caso de TPE y TPU. Además, se detallaron los procedimientos específicos para la creación de las muestras de silicona utilizando la marca SMOOTH ON, incluyendo las proporciones de mezcla, el proceso de curado y los tiempos involucrados.

Al contar con una documentación detallada, se pudo realizar un análisis crítico y objetivo de los pasos de preparación de muestra, identificando posibles variables que podrían influir en los resultados finales. Asimismo, este enfoque riguroso facilitó la identificación de posibles mejoras o ajustes en el proceso de creación de la piel sintética, contribuyendo a la obtención de un producto final de alta calidad y consistencia.

4.5.1.6 Ejecución de pruebas

La ejecución de pruebas mediante simuladores para analizar la producción de una mezcla de compuesto sintético polimérico con similitudes al sistema tegumentario y evaluar su efectividad en términos de resistencia al material PLA, simuladas, permiten recrear condiciones realistas y complejas, imitando la interacción entre el compuesto sintético y el PLA, como si estuvieran interactuando en un entorno biológico. Este enfoque de pruebas por software como SolidWorks, no solo agiliza el proceso de investigación, sino que también proporciona un nivel de detalle y control que sería difícil de lograr en experimentos tradicionales.

4.7 CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

En esta sección se proporciona un detallado cronograma de las actividades llevadas a cabo durante el desarrollo de la investigación, que se extendió por un período de diez semanas (Tabla 4).

Tabla 4 Cronograma de actividades

Actividades del desarrollo del proyecto	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 5	Semana 6	Semana 7	Semana 8	Semana 9	Semana 10
Investigación bibliográfica sobre el sistema tegumentario y sus propiedades.										
Investigación bibliográfica sobre el sistema tegumentario y revisión de literatura sobre polímeros y PLA										
Análisis de las propiedades físicas y químicas de los compuestos seleccionados.										
Diseño del proceso de producción del compuesto sintético. Preparación del material PLA y ajustes necesarios para la experimentación.										
Realización del proceso de producción del compuesto sintético. Recolección de muestras y preparación para pruebas										
Evaluación de la adherencia del compuesto sintético al material PLA mediante pruebas de										

Actividades del desarrollo del proyecto	Semana 1	Semana 2	Semana 3	Semana 4	Semana 5	Semana 6	Semana 7	Semana 8	Semana 9	Semana 10
tracción y análisis de resultados.										
Análisis de los datos recopilados y discusión de los resultados obtenidos. Identificación de posibles mejoras en el proceso de producción.										
Repetición de las pruebas de adherencia para corroborar resultados y la preparación para pruebas de compatibilidad con otros materiales										
Pruebas de compatibilidad con diferentes materiales y aplicaciones.										
Análisis de los resultados.										
Finalización del proyecto.										

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

4.9 MATRIZ METODOLÓGICA

La Matriz Metodológica resume todo el enfoque metodológico empleado en la creación del prototipo (Tabla 5).

Tabla 5 Matriz Metodológica

Título	Problema de investigación	Preguntas de investigación	Objetivos	Variables	Metodología y herramientas
Estudio de la resistencia mecánica en unión de PLA y polímeros sintéticos para prótesis de apariencia orgánica	Actualmente, el creciente interés en la producción de prótesis y modelos anatómicos realistas, así como la importancia de mejorar la experiencia del usuario en la interacción con objetos impresos en 3D, este estudio pretende abordar la necesidad de crear materiales compuestos que combinen las ventajas del compuesto sintético con la compatibilidad y propiedades únicas del PLA.	<p>General ¿Cómo se puede caracterizar y medir de manera efectiva la resistencia mecánica en las uniones entre el PLA y polímeros sintéticos que buscan emular las propiedades de la piel humana en aplicaciones biomédicas?</p> <p>Específicas ¿Cuáles son los polímeros sintéticos identificados a través de la revisión literaria que muestran una mayor semejanza en sus propiedades mecánicas y visuales con la piel humana, y cuáles son los métodos de adhesión más eficaces para unir estos polímeros con el PLA?</p> <p>¿Cuáles son los costos totales involucrados en la adquisición de materiales y recursos necesarios para</p>	<p>General Evaluar la resistencia mecánica en la unión de PLA con polímeros sintéticos que presentan características similares a la piel humana.</p> <p>Específicos Determinar, por medio de revisión literaria, los polímeros sintéticos que exhiban una mayor similitud en sus propiedades mecánicas y visuales con respecto a la piel humana, incluyendo factores como elasticidad, textura, color y apariencia superficial, así como identificar los métodos de adhesión más efectivos entre estos polímeros y el PLA.</p> <p>Realizar un análisis detallado de los costos asociados a la adquisición de materiales para realizar la afueren entre un compuesto sintético y PLA.</p>	<p>Dependiente Resistencia de materiales</p> <p>Independiente Tipo de materiales</p> <p>Costos de elaboración</p>	<p>Impresión 3D</p> <p>Metodología de modelo en V</p> <p>Solidworks</p> <p>Ultimaker</p> <p>Cura</p> <p>Modelado 3D</p> <p>Simulación en Software</p> <p>Recolección de datos</p> <p>Análisis estadístico</p>

Título	Problema de investigación	Preguntas de investigación	Objetivos	Variables	Metodología y herramientas
		llevar a cabo la unión entre un compuesto sintético y PLA, y cómo se distribuyen estos costos en términos de materias primas, mano de obra y equipos?			
		¿Cuál es el proceso de desarrollo y validación necesario para establecer un protocolo de proceso estandarizado que garantice una adherencia confiable y consistente entre un compuesto sintético y PLA?	Desarrollar un protocolo de proceso estandarizado para asegurar una adherencia confiable y consistente entre un compuesto sintético y PLA.	Procesos de elaboración	

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

4.10 OPERACIONALIZACIÓN DE VARIABLES

Tabla 6 Operacionalización de variables

Objetivo General	Variable Dependiente	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores
Evaluar la resistencia mecánica en la unión de PLA con polímeros sintéticos que presentan características similares a la piel humana.	Resistencia de materiales.	Analizar cómo los materiales se comportan bajo cargas, fuerzas diversas y la evaluación de estructuras para garantizar la seguridad y la eficiencia del prototipo	TPU, TPE, Silicon, Ultimaker Cura, tensión, deformación y resistencia.	Tensión, indicadores de esfuerzo y deformación axial.
Objetivos Específicos	Variables independientes	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores

Objetivo General	Variable Dependiente	Definición conceptual	Dimensiones	Indicadores
Determinar, por medio de revisión literaria, los polímeros sintéticos que exhiban una mayor similitud en sus propiedades mecánicas y visuales con respecto a la piel humana, incluyendo factores como elasticidad, textura, color y apariencia superficial, así como identificar los métodos de adhesión más efectivos entre estos polímeros y el PLA.	Tipo de materiales	Realizar una revisión literaria para identificar polímeros sintéticos que muestren similitudes significativas en sus propiedades mecánicas y visuales en comparación con la piel humana.	Impresión 3D, prototipo, propiedades mecánicas, biocompatibilidad, usabilidad, realismo.	Comparación de textura del polímero sintético con la piel.
Realizar un análisis detallado de los costos asociados a la adquisición de materiales para realizar la afueren entre un compuesto sintético y PLA.	Costo de elaboración	de Representa la suma de todos los costos directos e indirectos involucrados en el proceso de elaboración, incluyendo materias primas, mano de obra, costos de maquinaria, energía y otros gastos relacionados.	Costos directos, recursos de energía, costo de importación y costos de capital.	Costo de materiales, costo de equipo utilizado y mano de obra
Desarrollar un protocolo de proceso estandarizado para asegurar una adherencia confiable y consistente entre un compuesto sintético y PLA.	Proceso de elaboración	de Organizar los procedimientos sistemáticos que se llevan a cabo con el propósito de transformar los componentes del producto final.	Secuencia de actividades, duración, tiempo, eficiencia y calidad.	Tiempo de elaboración, eficiencia de tiempo y utilización de productos.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

V. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En el presente capítulo, expone las soluciones correspondientes a las interrogantes que guiaron la investigación en cuestión. A través del análisis de los resultados obtenidos, se procede a la evaluación de la factibilidad y viabilidad del proyecto en cuestión. De manera simultánea, se proporciona un desglose exhaustivo de los logros en el contexto del diseño y prototipado de compuestos sintéticos.

5.1 DESARROLLO DE PROTOTIPO DE COMPUESTO SINTÉTICO

5.1.1 SELECCIÓN DE LOS POLÍMEROS SINTÉTICOS

Se seleccionaron tres polímeros sintéticos para el desarrollo de comparaciones con la piel humana con el fin de realizar los prototipos del compuesto sintético: el TPU (poliuretano termoplástico), el TPE (elastómero termoplástico) y la silicona. Estas tablas, basadas en evaluaciones físicas realizadas previamente en investigaciones relacionadas, ofrecieron una visión de las características clave de estos materiales. El objetivo primordial de esta sección fue identificar el polímero sintético que más se asemeje a las propiedades de la piel humana, en términos de flexibilidad, elasticidad y otras cualidades relevantes. Además, se consideró esencial que este polímero seleccionado sea compatible con el PLA utilizado en prótesis, lo que representa un aspecto crucial en la búsqueda de prótesis más avanzadas y naturalmente funcionales.

El TPU 85 A (Tabla 7) resaltó por sus atributos intrínsecos de maleabilidad, resistencia y capacidad de emulación de la textura cutánea, confiriéndole un estatus de elección idónea para reproducir la apariencia deseada.

Tabla 7 Propiedades del Filamento de TPU 85 A

Filamento de TPU 85 A		
Propiedades	Valores Típicos	Piel Humana
Dureza Shore	85 A	N/A
Resistencia a la tracción	20 - 30 MPa	20.2–28.8 MPa (Ní Annaidh et al)
Módulo de elasticidad	300 - 500 MPa	0.001 to 57 MPa (Hamed Joodaki et al)
Elongación a la ruptura	400 - 700%	N/A
Resistencia al impacto	Buena	Media
Resistencia al desgaste	Buena	Media
Flexibilidad	Alta	Media

Filamento de TPU 85 A		
Propiedades	Valores Típicos	Piel Humana
Temperatura de fusión	Aprox. 190 - 220 °C	44-46°C
Temperatura de servicio	-30 °C a 80 °C	N/A
Densidad	1.1 - 1.2 g/cm ³	N/A
Absorción de agua	Baja	Baja

Fuente: (BCN 3D, 2019).

Por otro lado, la utilización del filamento TPE 75 A (Tabla 8) había coadyuvado a la introducción de atributos inherentes de elasticidad y textura suave. Dichas características se erigen como elementos esenciales para la emulación de una respuesta táctil análoga a la epidermis, así como para posibilitar la ejecución de ciclos de expansión y contracción realista en el compuesto en cuestión.

Tabla 8 Propiedades del Filamento de TPE 75 A

Filamento de TPE 75 A		
Propiedad	Valor Típico	Piel humana
Dureza Shore	75 A	
Resistencia a la tracción	6 - 15 MPa	20.2–28.8 (Ní Annaidh et al)
Alargamiento a la ruptura	400% - 700%	N/A
Módulo de elasticidad	2 - 10 MPa	0.001 to 57MPa (Hamed Joodaki et al)
Temperatura de fusión	180 °C - 220 °C	44-46°C
Temperatura de impresión	200 °C - 230 °C	N/A
Temperatura de cama caliente	0 °C - 60 °C	N/A
Coefficiente de fricción	Bajo	Bajo
Flexibilidad y elasticidad	Alta	Media

Fuente: (MexPolimericos, 2020).

La silicona de platino y gel (Tablas 9 y 10) han sido reconocidas en virtud de su cualidad táctil suave y sus atributos aislantes dentro de la literatura especializada. La mezcla de estos dos compuestos ha constituido una contribución de alta relevancia destinada a la potenciación de la fidelidad textural. No obstante, la adhesión de dichos compuestos al PLA ha planteado retos sustantivos, debido a la carencia de compatibilidad intrínseca entre dichos materiales,

con lo cual se ha suscitado la necesidad de emplear metodologías adicionales para concretar una vinculación eficiente.

Tabla 9 Silicona EcoFlex 00-30

Propiedad	Silicona EcoFlex 00-30 Valor Típico	Piel humana
Dureza Shore (A)	30	N/A
Viscosidad (cP)	~12,000	5.13 (Fredeerich H silver et al)
Tiempo de curado (hrs)	~4	N/A
Ratio de mezcla	1:1 (volumen o peso)	N/A
Color	Transparente	N/A
Resistencia a la tracción	~3.5 MPa	20.2–28.8 MPa (Ní Annaidh et al)
Elongación	~450%	N/A
Resistencia al desgarro	~17 N/mm	~15 N/mm (Wen Yang et al)
Conductividad térmica	Baja	Baja
Estabilidad a la temperatura	-62 °C a +177 °C (-80 °F a +350 °F)	N/A

Fuente: (SmoothOn, 2016).

Tabla 10 Silicona de Gel

Propiedad	Silicona Gel Valor Típico	Piel Humana
Dureza Shore (A)	10-70 A	N/A
Resistencia a la tracción	1-10 MPa	20.2–28.8 MPa (Ní Annaidh et al)
Alargamiento a la rotura	50 - 800 %	N/A
Módulo de elasticidad	0.1 - 10 MPa	0.001 to 57MPa (Hamed Joodaki et al)
Temperatura de uso	-40 a 200	N/A
Conductividad térmica	0.15 - 0.3 W/(m·K)	0.34 W/(m·K)

Fuente: (SmoothOn, 2016).

Los resultados alcanzados suministraron un fundamento substancial para la concepción de una combinación de compuestos sintéticos que no solamente emularon las atribuciones dérmicas, sino que también lograron una adherencia eficaz al PLA.

5.1.2 DISEÑO Y PROTOTIPADO DE LA MEZCLA DEL COMPUESTO SINTÉTICO

Al dar inicio al proceso de diseño y prototipado, se formularon tres alternativas materiales que exhiben características connotativas a las inherentes a la epidermis. Se define en la normativa ASTM D2095-96 (ASTM 2015), los estándares generales para la fijación, autoalineación y el procedimiento a seguir para pruebas de estrés. Sin embargo, en la investigación realizada por Tamburrino se modifica las dimensiones de la muestra para abordar algunas cuestiones tecnológicas del proceso de fabricación de la muestra tales como mejorar la adhesión de dos materiales y asegurar una buena adherencia en la base de la impresión (Tamburrino, 2019).

En virtud de ello, se realizó un cuadrado de 3 in de ancho x 3.5 in de largo y 0.5 in de profundidad para conocer su comportamiento al estar bajo estrés, desplazamiento, deformación y aspectos de influencia en su adhesión por FDM.

5.1.2.1 *Silicona de platino y gel*

El diseño de la mezcla de silicona se determinó un tamaño de 6.5 in de largo, 6 in de ancho y 0.2 in de alto. La fase inicial del prototipado implicó la preparación del contrachapado mediante la aplicación de un revestimiento compuesto por vinilo texturizado y spandex. A continuación, se aplicó una capa de un agente desmoldante llamado "Mann Release" con el propósito de facilitar la separación del modelo de la superficie del sustrato.

Una vez completada la preparación del molde, se procedió a la mezcla y preparación de las siliconas Eco Flex 00-30 para la conformación de la epidermis del prototipo. La operación comprendió la dispensación de 20 mL de las componentes A y B de la silicona, con la incorporación de pigmento en la fracción B. La mezcla resultante de ambas partes fue homogeneizada de manera exhaustiva para luego ser vertida en el molde previamente preparado, asegurando la transferencia completa de la amalgama (Ilustración 9).

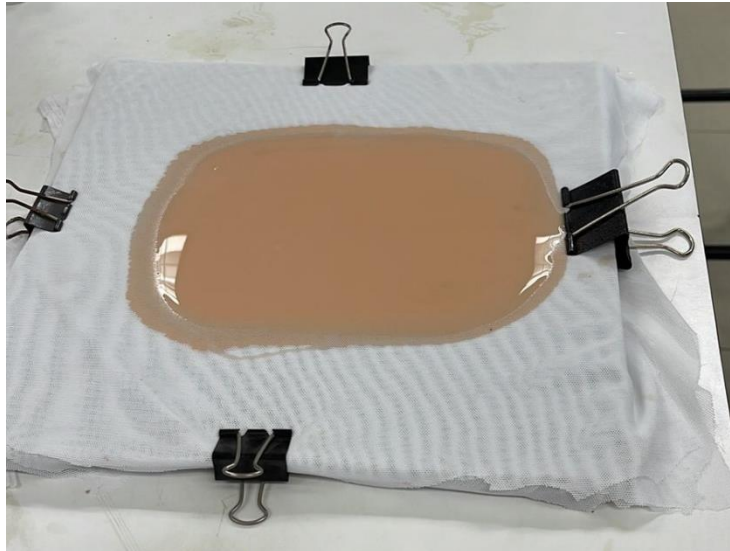


Ilustración 9 Primera capa sobre el molde.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Después de un intervalo de espera de 40 minutos destinado al secado de la capa inicial, se procedió a ejecutar la preparación de la capa subsecuente, designada como capa grasa, en el contexto de este proceso de investigación. Para llevar a cabo esta etapa, se optó por emplear silicona de gel como material primordial. Específicamente, se dispusieron 25 mL de la parte A y 25 mL de la parte B del compuesto, incorporando el pigmento exclusivamente en la parte B. Esta amalgama resultante fue puesta a secar durante un lapso de 30 minutos.

Dicho procedimiento fue iterado posteriormente utilizando un volumen total de 50 mL, nuevamente distribuido entre las partes A y B, seguido de la inclusión del pigmento en la parte B. El tiempo de secado de 30 minutos se mantuvo constante para esta segunda repetición del proceso. Esta iteración duplicada se ejecutó con la finalidad de lograr la obtención de una capa de mayor espesor, contribuyendo así al cumplimiento de los objetivos de esta investigación (Ilustración 10).

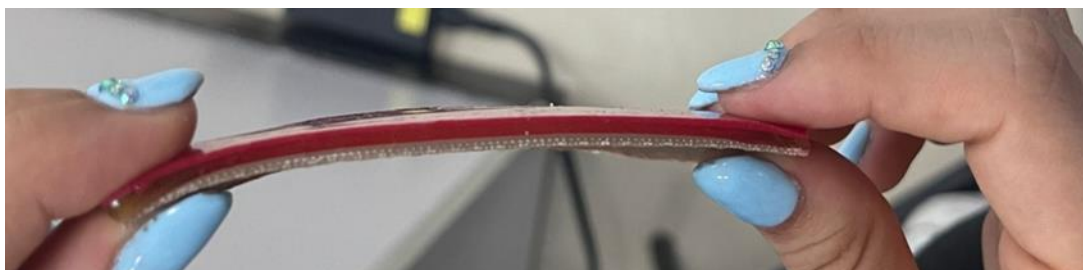


Ilustración 10 Vista lateral del prototipo.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Una vez que ambas capas hubieron sido preparadas de manera adecuada y se habían realizado las iteraciones necesarias para garantizar su calidad, el procedimiento continuó para confeccionar la capa muscular del prototipo. Esta etapa del proceso se llevó a cabo mediante la utilización de silicona Eco Flex 00-30, una sustancia reconocida por su elasticidad y versatilidad en aplicaciones similares. Esta silicona se preparó mediante la mezcla de 25 mL de componente A y 25 mL de componente B, asegurando así una proporción precisa y una homogeneidad óptima en el material.



Ilustración 11 Capa trasera del prototipo.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).



Ilustración 12 Capa frontal del prototipo.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Posteriormente, se procedió a la fase de secado, la cual se extendió a lo largo de un lapso temporal de cuatro horas. Durante este período, la silicona Eco Flex 00-30 culminó en la obtención de una capa muscular con las propiedades físicas necesarias para el funcionamiento adecuado del prototipo. Este proceso se ejecutó con precisión, ya que la calidad de la capa muscular era esencial para la funcionalidad y apariencia de la prótesis final. (Ilustración 11 y 12).

Una vez completada la unión, se otorgó un período de 24 horas de reposo, durante el cual se permitió que el adhesivo epoxi se curara y endureciera completamente. Este tiempo de secado garantiza que la unión entre el PLA y la silicona alcance su máxima resistencia y cohesión. Transcurrido este período, se procedió a realizar pruebas para evaluar de manera concluyente la efectividad de la unión.



Ilustración 13 Prototipo de silicona adherido al PLA.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Estas pruebas incluyeron ensayos de resistencia mecánica y evaluaciones de estabilidad bajo diversas condiciones de carga y estrés. Los resultados de estas pruebas son fundamentales para determinar la idoneidad de la unión y para confirmar que cumple con los estándares físicos requeridas para su aplicación en prótesis de apariencia orgánica.

5.1.2.2 Impresión 3D en TPU y TPE

El prototipo del rectángulo (Ilustración 14) tiene unas dimensiones de 3 pulgadas de ancho, 3.5 pulgadas de largo y 0.5 pulgadas de alto. Este prototipo se generó utilizando la plataforma en línea TinkerCAD.

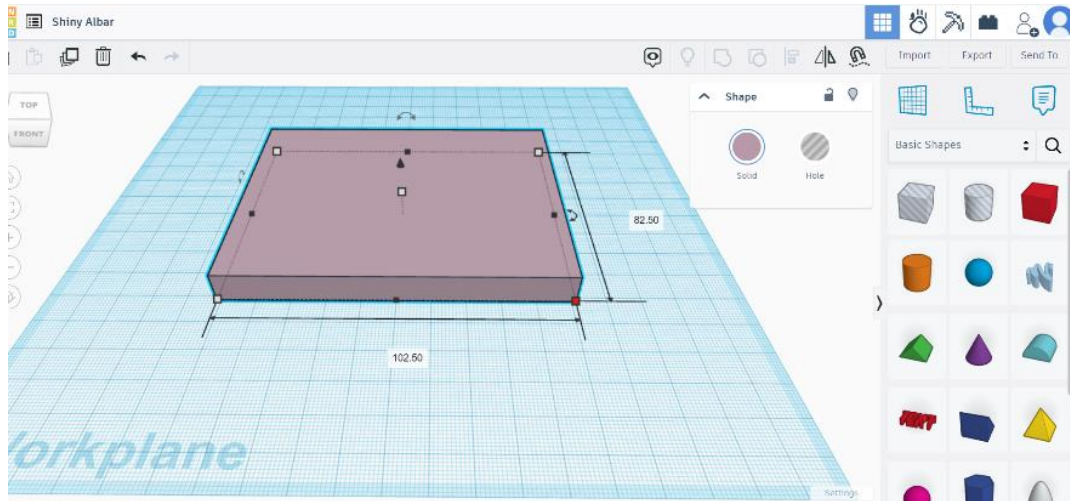


Ilustración 14 Modelo en TinkerCad.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

El archivo se almacenó siguiendo el formato estándar STL, asegurando su compatibilidad con el software UltiMaker Cura (Ilustración 15). Para preparar el modelo antes de la impresión en la plataforma de impresión, se llevó a cabo la selección de las estructuras de soporte necesarias. Una vez definidas, se activaron estas estructuras en el material PLA, lo que permitió la superposición de un entramado transparente con forma de rectángulo sobre el modelo principal.

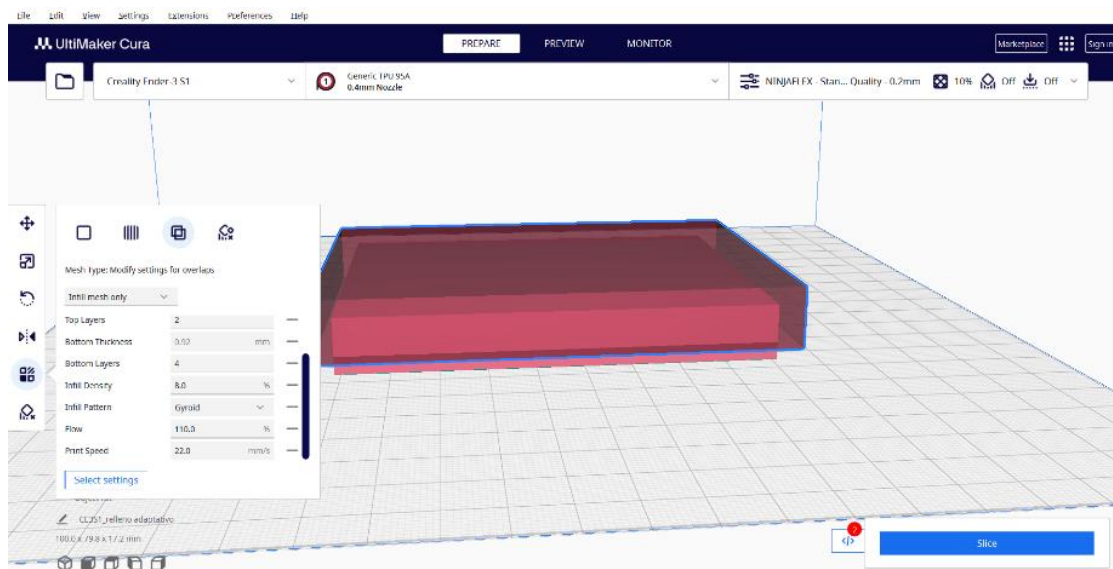


Ilustración 15 Cuadro diseñado para la impresión.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Posteriormente, se procedió a realizar una operación de escalamiento con el objetivo de posicionar el nuevo componente material por encima de la capa superior del sustrato hecho de PLA. Esta preparación del archivo garantizó una impresión precisa del modelo en la impresora 3D, permitiendo obtener un resultado final coherente con las especificaciones deseadas.

Se accedió al menú de configuración específica por modelo con el fin de realizar una optimización de los parámetros relacionados con la superposición de materiales. Estos ajustes abarcaron aspectos, como la densidad de relleno, que se modificó para lograr una mayor resistencia estructural en las piezas impresas, así como la disposición del patrón de deposición, que fue adaptada para minimizar los efectos de la deformación y las imperfecciones superficiales.

Además, se ajustó la tasa de flujo del material, lo que permitió un control más preciso de la cantidad de material depositado en cada capa, mejorando así la uniformidad y la definición de los detalles en los objetos impresos. Estos refinamientos en los parámetros de superposición no solo contribuyeron a la optimización de la calidad de impresión, sino que también aumentaron la velocidad del proceso de fabricación, lo que resultó en una notable mejora en la producción en general. (Ilustración 16).

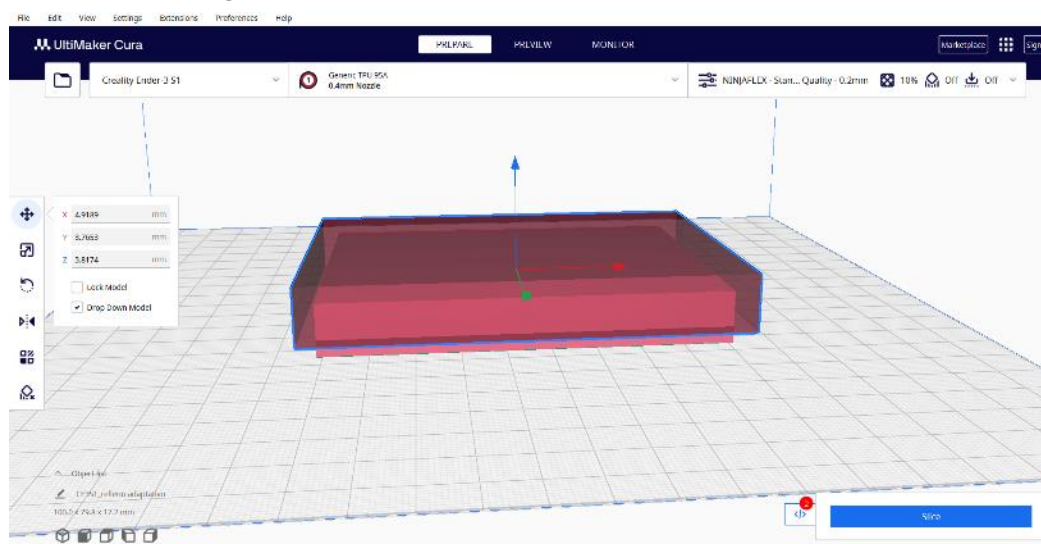


Ilustración 16 Ajustes de impresión.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

La segmentación de este proceso se llevó a cabo para realizar un análisis estratificado que permitiera una visualización detallada de la secuencia de construcción por capas (Ilustración 17). Este enfoque no solo buscaba entender la progresión de la fabricación, sino también determinar con una precisión sin precedentes el momento exacto en el que se debía ejecutar una interrupción en la deposición del material PLA. El motivo detrás de esta interrupción era facilitar una transición perfecta hacia el proceso de extrusión de TPU. Al tomar esta decisión en el punto óptimo de la deposición del PLA, se lograba una transición fluida y sin problemas, garantizando la calidad y cohesión de la estructura final.

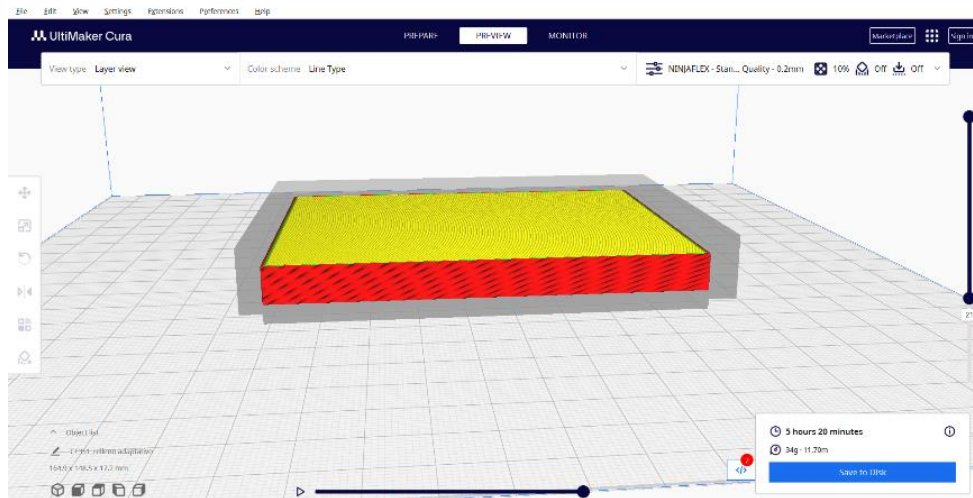


Ilustración 17 Segmentación del cuadrado.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

En esta etapa del proceso, se realizó un ajuste crítico al Gcode mediante la introducción de una secuencia de comandos diseñada para ejecutar una pausa en la producción en un punto predefinido de la estructura a imprimir. Este tipo de pausa programada es una técnica avanzada que se utiliza con el fin de incorporar múltiples materiales o colores en un mismo objeto impreso. Para lograr esto, se utilizó específicamente el comando "Pause at height", como se muestra en la Ilustración 18.

Durante esta fase, se llevó a cabo un ajuste adicional de la temperatura de extrusión correspondiente al segundo material utilizado en el proceso. Este ajuste de temperatura es esencial para garantizar una transición fluida y precisa entre los materiales, contribuyendo así a la calidad de la apariencia del prototipo.

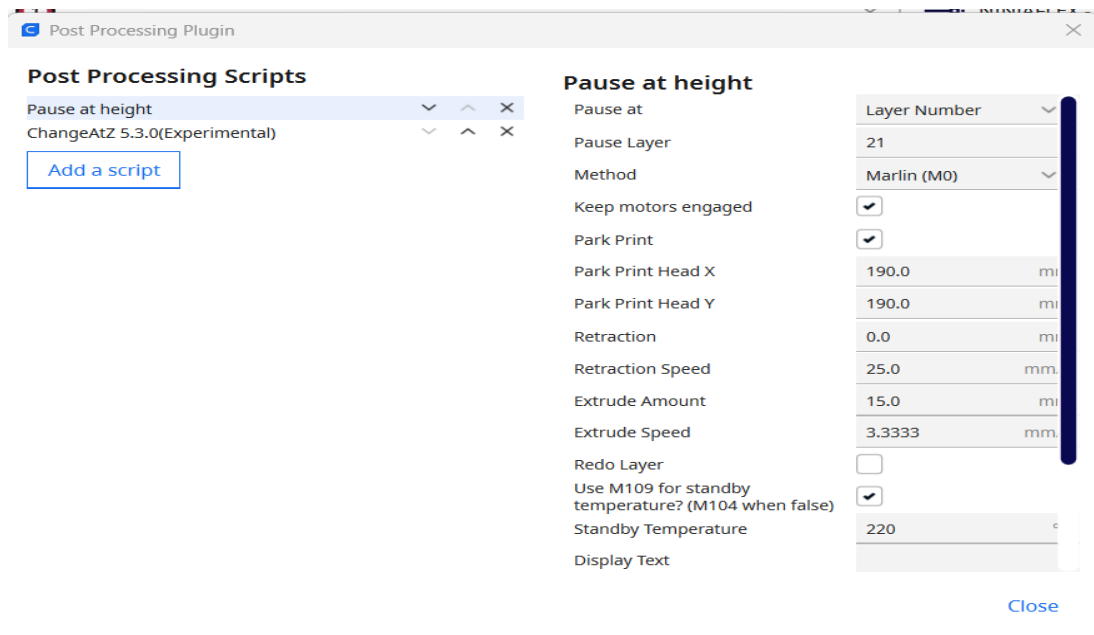


Ilustración 18 Post procesamiento de ajustes de impresión.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

El tiempo de transición, que se aproximó a un minuto, fue fundamental para garantizar una interacción fluida y sin problemas entre el PLA y el nuevo material, ya sea TPU o TPE. Durante este intervalo, se realizó el cambio del filamento y se ajustaron cuidadosamente los parámetros de impresión, como la temperatura del extrusor y la velocidad de impresión, para garantizar una unión efectiva y una continuidad en la estructura de apariencia orgánica. Este enfoque de transición manual se diseñó para minimizar cualquier posible efecto adverso en la calidad y resistencia mecánica del prototipo, asegurando así un resultado óptimo en el proceso de impresión.



Ilustración 19 Resultado de impresión.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Se efectuaron múltiples experimentos, variando variables clave como la temperatura de la boquilla, la velocidad de impresión, la densidad de relleno y la altura de capa. Mediante la meticulosa recopilación de datos, se obtuvieron resultados que evidencian la interdependencia entre los parámetros de impresión y las propiedades finales de las piezas impresas (Tabla 11).

Tabla 11 Parámetros de impresión de PLA, TPU y TPE.

	PLA	TPU	TPE
Patrón de impresión	Zigzag	Giroide	Giroide
Velocidad de impresión	500 mm/seg	25 mm/seg	25 mm/seg
Tiempo de impresión	1 hr y 30 min	3 hr	3 hr
Temperatura de impresión	200 Celsius	220 Celsius	220 Celsius
Densidad de relleno	10%	8%	8%
Flujo	100%	110%	110%

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

5.1.3 DETERMINACIÓN DE LOS PARÁMETROS DE PRUEBA

5.1.3.1 Análisis Estático

Para el análisis estático del bloque adherido del PLA con TPU, TPE, o Silicona se ingresaron los parámetros mecánicos para que cada pieza del bloque tenga su material, esto se logró mediante el modo "Assembly" en SolidWorks. Se determinaron las fuerzas emitidas mediante la fórmula de presión (Ecuación 3) en el cual esta es igual a la fuerza dividida por el área sobre la cual actúa la fuerza, según esta ecuación.

La presión es la fuerza ejercida por una unidad de área. El pascal (Pa), que es igual a 1 newton por metro cuadrado (N/m²), es la unidad SI de presión. En este caso, el área del bloque elaborado es 8cm² y la presión es de 10 MPA. Dichos datos fueron buscados en el archivo de SolidWorks. Por ende, se realizaron las pruebas con una fuerza máxima de 3200 N, media de 1200 N y mínima de 800N.

$$P = \frac{F}{A}$$

Ecuación 3 Fórmula de presión

Fuente: (Torricelli,1642).

Para el análisis estático del bloque adherido de PLA con Silicona las fuerzas se encontraron según el número de newtons que permitía el programa SolidWorks ingresarle, por ende, estuvo en el rango de 1-5 N, ya que es el único parámetro aceptable de simulación en el cual se permita utilizar el material de goma de silicona (Ilustración 20).

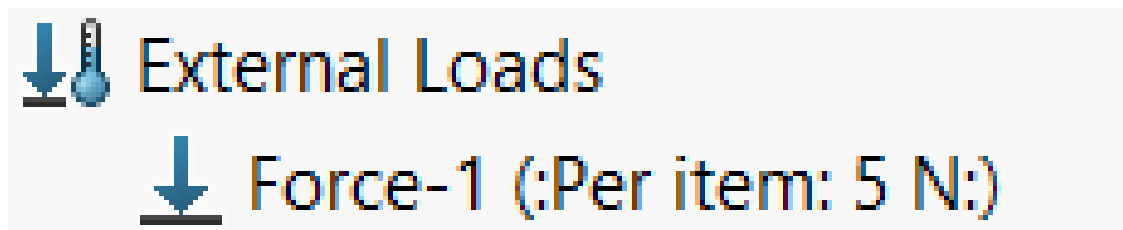


Ilustración 20 Parámetro de simulación.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

La aplicación de simulaciones de elementos finitos representa un componente esencial en la evaluación de la integridad estructural y el desempeño de una amplia gama de diseños. Entre las diversas herramientas disponibles para llevar a cabo estas simulaciones, el análisis estático mediante plataformas de software de renombre, como SolidWorks, ha emergido como un método fundamental para anticipar y comprender cómo una estructura reacciona frente a diversas condiciones de carga y tensiones.

A través de la implementación de simulaciones estáticas, se logra extraer información mecánica de vital importancia. Esta información abarca desde la distribución de tensiones en el material hasta el comportamiento de desplazamiento y los patrones de deformación que surgen en un componente o conjunto específico (Ilustración 21).

Estos resultados fundamentales proporcionan una base sólida para la optimización del diseño, la identificación temprana de posibles puntos de falla y la garantía de que los materiales empleados, como el PLA en combinación con TPU, TPE y silicona, se adhieran y funcionen de manera eficiente en la aplicación deseada.

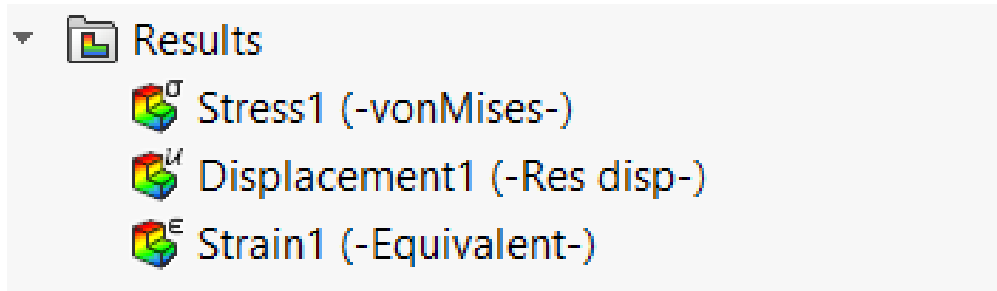


Ilustración 21 Pruebas en SolidWorks.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

El programa genera y resuelve un conjunto de ecuaciones de equilibrio lineales simultáneas de elementos finitos. Este procedimiento ayuda a calcular los componentes de desplazamiento para cada nodo. Luego, el software utiliza los resultados de desplazamiento recopilados para identificar los componentes de la deformación. El software calcula los niveles de tensión utilizando los datos de deformación generados y las relaciones tensión-deformación (Ilustración 22).

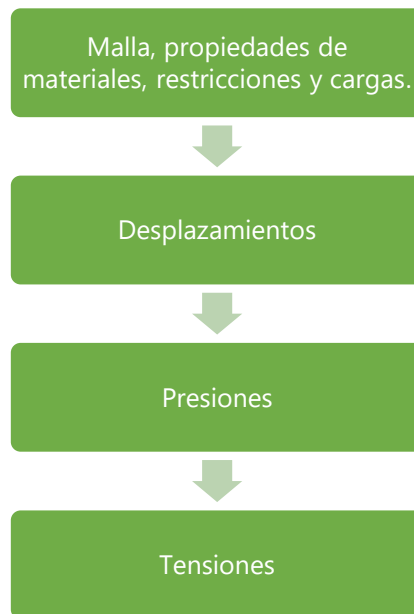


Ilustración 22 Niveles de tensión

Fuente: (Dassault Systems, 2023).

5.1.3.2 Estrés

El estrés es una medida de cuán fuertes son estas fuerzas internas (fuerza aplicada por unidad de área). Inicialmente, se calculan los resultados de la tensión en ubicaciones únicas dentro de cada elemento, conocidas como puntos gaussianos o puntos de cuadratura. Estos puntos fueron elegidos para producir los mejores resultados numéricos posibles.

La aplicación extrapola los resultados proporcionados en los puntos gaussianos para determinar tensiones en los nodos de cada elemento. Los resultados de la tensión nodal para cada nodo de cada elemento están disponibles en la base de datos después de una ejecución exitosa. Hay muchos resultados para nodos compartidos por dos o más elementos (Dassault Systems, 2023).

5.1.3.3 Von Mises

Se utilizó el modelo de estrés de Von Mises (Ecuación 4), ya que es un parámetro crítico que informa los resultados del análisis de estrés. Es una medida del efecto combinado de las tensiones normales y cortantes sobre la falla de un material. La tensión de Von Mises se utiliza a menudo para predecir cuándo un material podría ceder o experimentar deformación plástica, independientemente del tipo de tensión (tracción, compresión, corte) que la esté causando.

$$\sigma_{VM} = \sqrt{\frac{3}{2} \sigma' : \sigma'}$$

Ecuación 4 Ecuación de VonMises

Fuente: (Continuum Mechanics, 2012).

5.1.3.4 Desplazamiento

La simulación de desplazamiento en SolidWorks se refiere al análisis de cómo una estructura o componente se deforma o se mueve en respuesta a fuerzas o cargas aplicadas. Es un tipo de análisis de elementos finitos (FEA) que ayuda a comprender cómo se comportó un diseño bajo diversas condiciones de carga e identificar áreas de preocupación donde las deformaciones podrían ser excesivas.

5.1.3.5 Euclidean norm

Dassault Systems (2021) establece que: "Para todos los modelos, se verifica el desplazamiento máximo (norma euclidiana) entre el número total de nodos y lo compara con la longitud característica del modelo. Si la relación entre el desplazamiento máximo y la longitud característica del modelo es superior al 10%, aparece un mensaje de advertencia" (Ecuación 5).

$$L = \sqrt{[\sum_{i=1}^n ((X_i - X_c)^2 + (Y_i - Y_c)^2 + (Z_i - Z_c)^2) / N]}$$

Ecuación 5 Euclidean norm

Fuente: (Dassault Systems, 2021).

N es el número total de nodos en el modelo, X_i , Y_i y Z_i son las coordenadas del nodo i , X_c , Y_c y Z_c son las coordenadas del centro geométrico del modelo.

5.1.3.6 Deformación

Es un subconjunto del análisis de elementos finitos (FEA) que tiene como objetivo pronosticar cómo se comportará un componente o estructura cuando se someta a cargas y tensiones aplicadas. Se utilizó para comprender mejor cómo responde el diseño del bloque a fuerzas externas y cómo se deforma el material (TPU, TPE y Silicona) mediante el uso de simulación de deformación, que mide la cantidad de deformación que experimenta un material como resultado de esas fuerzas. El simulador de SolidWorks utiliza la fórmula de deformación (Ecuación 6).

$$Strain = \frac{\Delta L}{L}$$

Ecuación 6 Fórmula de deformación

Fuente: (Dassault Systems, 2023).

La deformación es la cantidad de deformación o alargamiento experimentado por el material. ΔL representa el cambio en la longitud del material debido a la fuerza o carga aplicada y L es la longitud original del material antes de que ocurra cualquier deformación.

5.1.4 EJECUCIÓN DE PRUEBAS POR SIMULADORES

5.1.4.1 Análisis estático con TPU

Para el análisis estático se midió el estrés, desplazamiento y deformación para cada una de las fuerzas, el cual son 3200N, 1200N y 800N (Tabla 12). La fuerza fue ejercida sobre la parte superior del material TPU. Se fijaron las capas inferiores, el cual son PLA, esto debido a que solo es el TPU, se desea medir para conocer como este interactúa adherido al PLA.

En la fuerza resultante se utilizaron los tres vectores x , y , z para encontrar una fuerza resultante (Tabla 12). La mayoría de fuerza fue ejercida en la simulación con una dirección perpendicular en el plano de x - y debido al diseño y escenario en el cual predominan las fuerzas verticales, esto significa que el componente z tuvo el mismo el valor de la fuerza resultante.

Tabla 12 Resultados de TPU en análisis estático

	X	Y	Z	Resultante
3200N	0.0121963	0.0397373	-3,200.06	3,200.06
1200N	0.00451446	0.0148957	-1,200.02	1,200.02
800N	0.00304908	0.00993432	-800.014	800.014

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

5.1.4.2 Resultados de pruebas estáticas en TPU

El análisis estático brindó los resultados mínimos y máximos de estrés. El rango de límite de estrés se encuentra con un mínimo de $2.265e-04\text{N/m}^2$ con la menor fuerza y máximo de Max: $7.711e+05\text{N/m}^2$ con la mayor fuerza (Tabla 13). Los valores bajos de estrés sugieren áreas más flexibles y elásticas, capaces de deformarse temporalmente bajo carga y recuperar su forma original y los valores altos de estrés indican áreas que están soportando cargas considerables, lo que podría conducir a deformaciones permanentes o incluso a fallos si el material no puede manejar estas cargas sin exceder sus límites de resistencia.

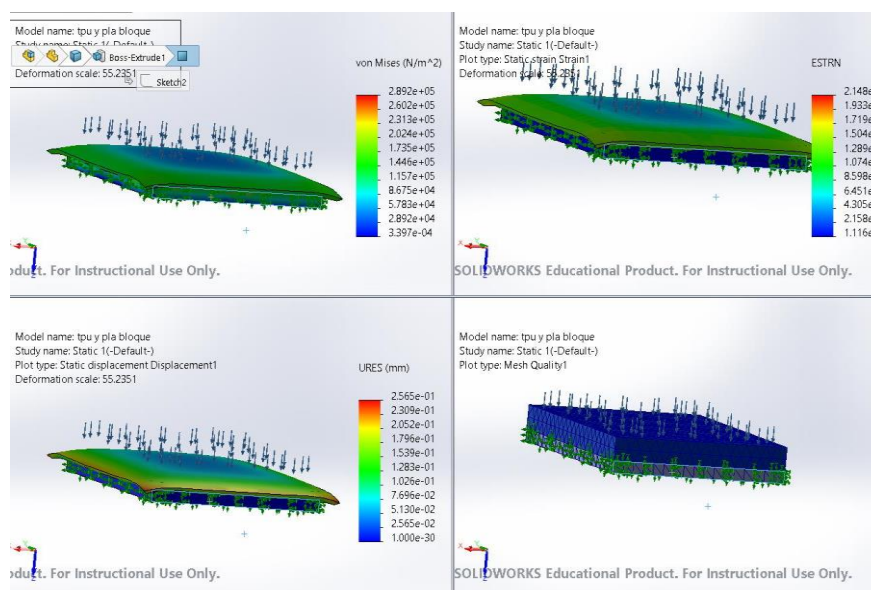


Ilustración 23 Simulación de análisis estático en 1200 N con TPU.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Los resultados de la simulación de desplazamiento con el material TPU, en el cual el rango mínimo fue de 0 y el máximo de $6.841e-01$ mm (Tabla 13). Un desplazamiento mínimo de 0 en algunas áreas sugiere que en esas zonas el material TPU no experimentó deformación visible o desplazamiento bajo las cargas aplicadas. Esto podría indicar que estas áreas son relativamente rígidas y no sufrieron cambios significativos en su forma, lo que podría reflejar una menor elasticidad en esas regiones.

Por otro lado, un desplazamiento máximo de 0.6841 mm indica que en ciertas partes el TPU pudo deformarse o desplazarse hasta esa cantidad debido a las cargas. Esto sugiere que estas áreas son más flexibles y elásticas, capaces de adaptarse y recuperar su forma original después de aplicar las cargas. Los resultados de la simulación de deformación el rango mínimo fue de $7.441e-06$ con una carga de 800 N (Ilustración 25) y el máximo con una carga de 3200

N de 5.728e-02 (Tabla 13). Esto podría sugerir que esas regiones son relativamente rígidas y no se deforman fácilmente ante cargas moderadas.

Por otro lado, un valor máximo de deformación de TPU bajo una carga de 3200 N indica que en ciertas partes el material pudo deformarse más significativamente, lo que sugiere una cierta flexibilidad y capacidad de adaptarse a cargas mayores. Con el material TPU, un rango más amplio de deformación con cargas más bajas es una característica de su comportamiento elástico y su capacidad para estirarse y recuperar su forma original (Ilustración 23 y 24).

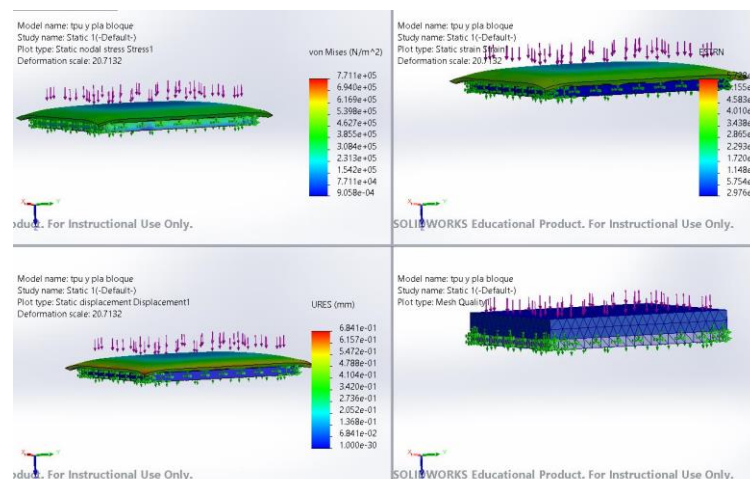


Ilustración 24 Simulación de análisis estático con 3200 N con TPU.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Tabla 13 Resultante de análisis estático

Fuerza ejercida(N)	800N	1200N	3200N
Estrés	Min: 2.265e-04N/m ²	Min: 3.397e-04N/m ²	Min: 9.058e-04N/m ²
	Max: 1.928e+05N/m ²	Max: 2.892e+05N/m ²	Max: 7.711e+05N/m ²
Desplazamiento	Min: 0.000e+00mm	Min: 0.000e+00mm	Min: 0.000e+00mm
	Max: 1.710e-01mm	Max: 2.565e-01mm	Max: 6.841e-01mm
Deformación	Min: 7.441e-06	Min: 1.116e-05	Min: 2.976e-05
	Max: 1.432e-02	Max: 2.148e-02	Max: 5.728e-02

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

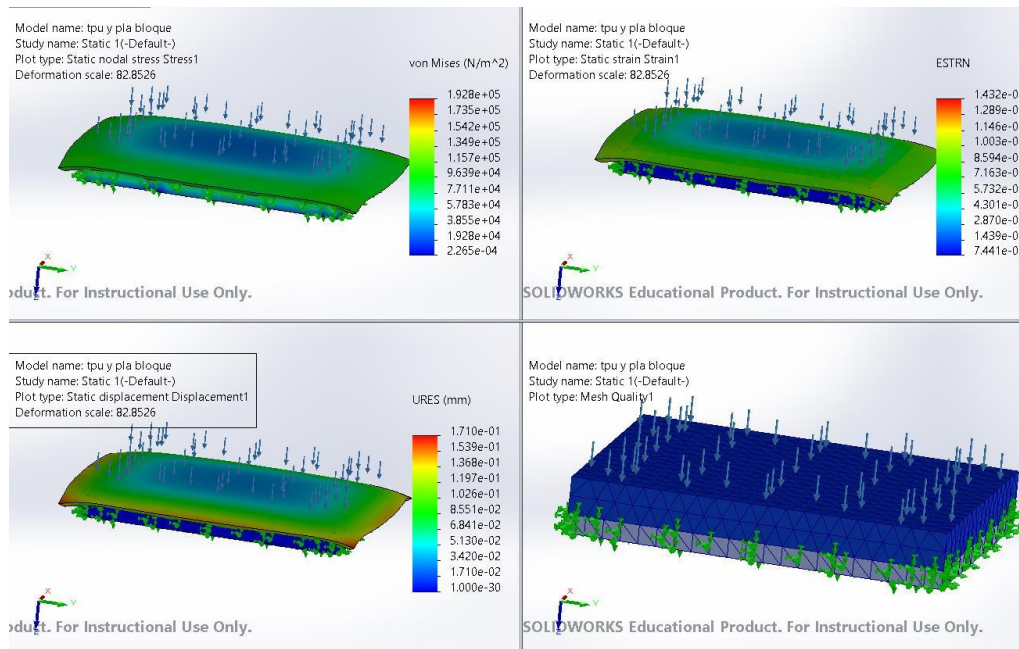


Ilustración 25 Simulación de análisis estático en 800 N con TPU.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

5.1.4.3 Análisis estático con TPE

Para el análisis estático se midió el estrés, desplazamiento y deformación para cada una de las fuerzas el cual son 3200N, 1200N y 800N. La fuerza fue ejercida sobre la parte superior del material TPE y se fijaron las capas inferiores del PLA al igual que las capas laterales del TPE, debido a que la impresión del material es más rígida así que su elasticidad es bastante baja al momento de ejercer fuerza.

En la fuerza resultantes se utilizaron los tres vectores x, y, z, para encontrar una fuerza resultante al igual que con el material TPU (Tabla 14). La mayoría de fuerza fue ejercida en la simulación con una dirección perpendicular en el plano de x-y debido al diseño y escenario en el cual predominantes las fuerzas que son verticales, esto significa que el componente z tuvo el mismo el valor de la fuerza resultante.

Tabla 14 Fuerza resultante con 3200N, 1200N, 800N

	X	Y	Z	Resultante
3200N	-0.00283313	0.00579807	-3,199.99	3,199.99
1200N	-0.00105368	0.00217435	-1,200	1,200
800N	-0.000708282	0.00144952	-799.997	799.997

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

5.1.4.4 Resultados de pruebas con TPE

Los resultados de la simulación de estrés con el material TPE, el rango mínimo fue de $2.265e-04 \text{ N/m}^2$ con una carga de 800 N (Ilustración 26) y el máximo con una carga de 3200 N (Tabla 15) de $7.711e+05 \text{ N/m}^2$. El valor máximo de estrés de indica que el material TPE está experimentando una alta tensión en ciertas áreas bajo cargas más pesadas. Esto podría sugerir que estas áreas son capaces de soportar cargas sustanciales antes de alcanzar su límite de resistencia. Dado que el valor mínimo de estrés es relativamente pequeño en relación con la carga aplicada, es posible que en esas áreas el TPE sea relativamente rígido y no experimente una tensión significativa bajo cargas moderadas.

Un desplazamiento mínimo de 0 indica que, en ciertas áreas, el material TPE no sufrió deformación o desplazamiento visible bajo las cargas aplicadas. Esto podría sugerir que estas regiones son relativamente rígidas y no se deforman fácilmente ante cargas moderadas. Sin embargo, un desplazamiento máximo de $5.971e-03 \text{ mm}$ (Tabla 15) indica que, en otras áreas, el material pudo deformarse o desplazarse en hasta 0.005971 mm debido a las cargas aplicadas. Esto sugiere que estas áreas son más flexibles y elásticas, capaces de adaptarse a las fuerzas externas y recuperar su forma original después de retirar la carga.

Un valor mínimo de deformación de $1.380e-05$ (Tabla 15) indica que, bajo las cargas aplicadas, el material TPE experimentó una deformación muy pequeña en algunas áreas. Esto podría sugerir que estas regiones son relativamente rígidas y no se deforman fácilmente ante cargas moderadas. Por otro lado, un valor máximo de deformación de $7.421e-04$ indica que, en ciertas partes del material, pudo deformarse en hasta 0.0007421 mm debido a las cargas aplicadas.

Esto sugiere que estas áreas son más flexibles y elásticas, capaces de adaptarse a las fuerzas externas y recuperar su forma original después de retirar la carga. La observación de que a medida que aumenta la fuerza aplicada en el TPU, la deformación disminuye, se debe a su comportamiento elástico y su capacidad de adaptarse a cargas mayores sin experimentar deformaciones permanentes.

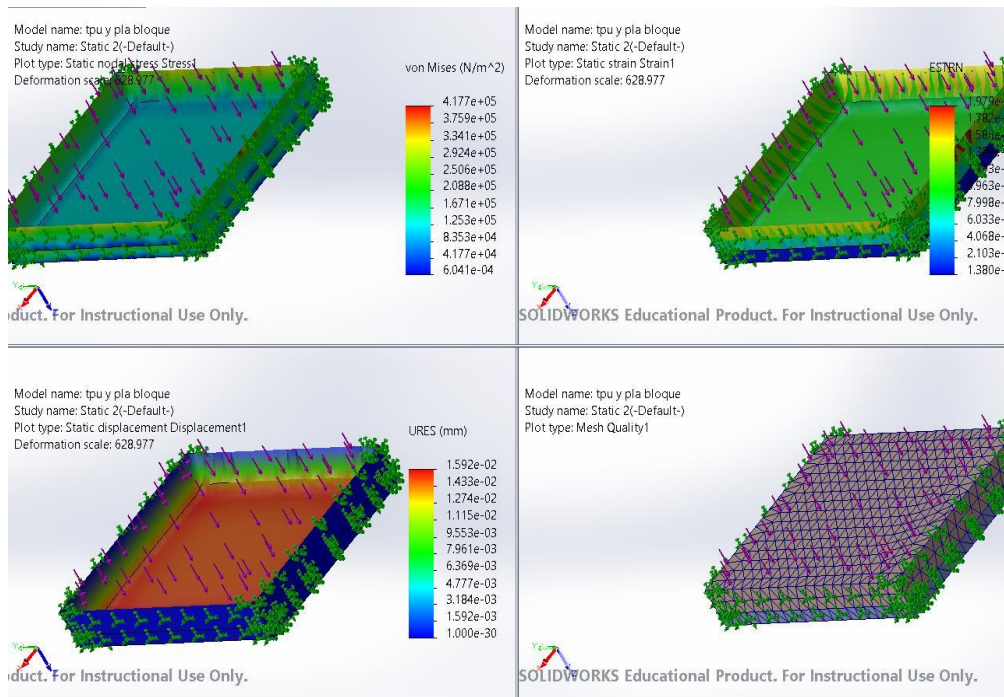


Ilustración 26 Simulación de análisis estático en 3200 N con TPE.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

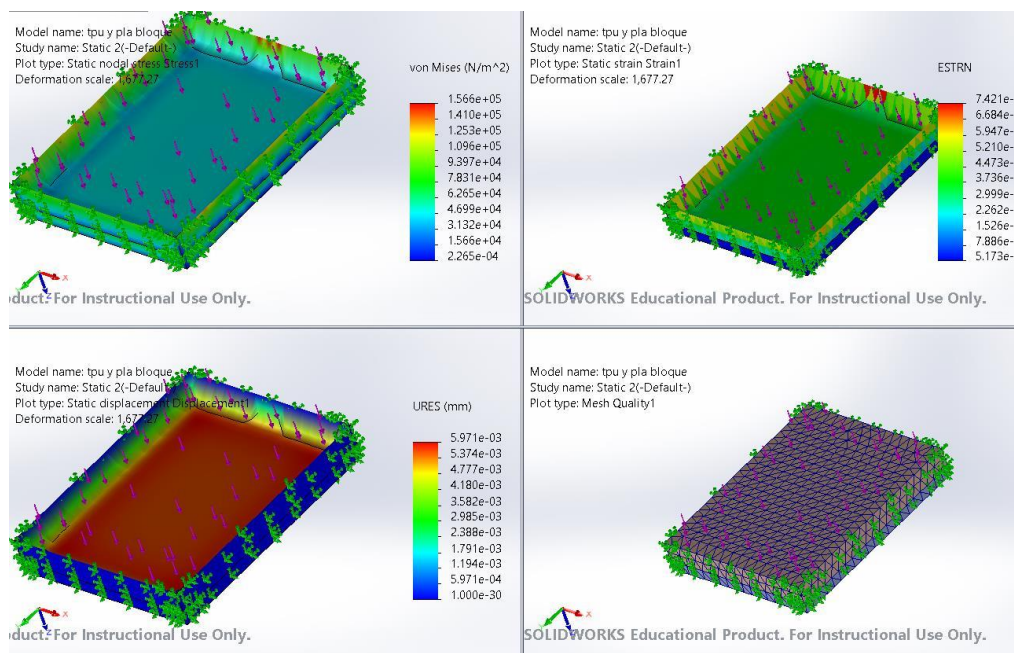


Ilustración 27 Simulación de análisis estático en 1200 N con TPE.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

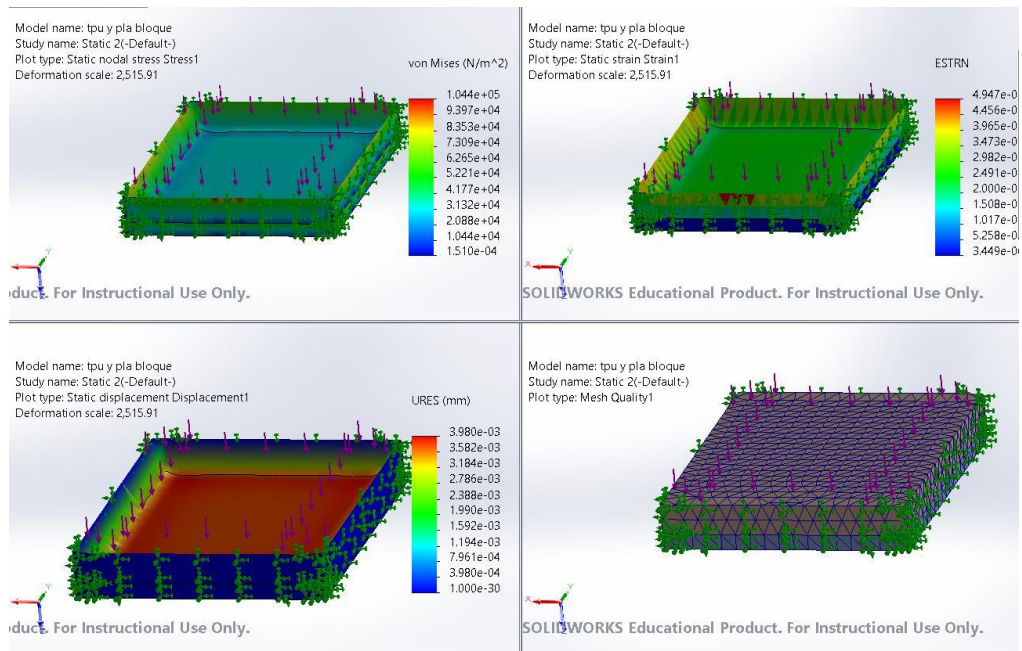


Ilustración 28 Simulación de análisis estático en 800 N con TPE.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Tabla 15 Resultante de análisis estático

Fuerza ejercida(N)	800N	1200N	3200N
Estrés	Min: 1.510e-04N/m ²	Min: 2.265e-04N/m ²	Min: 6.041e-04N/m ²
	Max: 1.044e+05N/m ²	Max: 1.566e+05N/m ²	Max: 4.177e+05N/m ²
Desplazamiento	Min: 0.000e+00mm	Min: 0.000e+00mm	Min: 0.000e+00mm
	Max: 3.980e-03mm	Max: 5.971e-03mm	Max: 1.592e-02mm
Deformación	Min: 3.449e-06	Min: 5.173e-06	Min: 1.380e-05
	Max: 4.947e-04	Max: 7.421e-04	Max: 1.979e-03

Fuente: (Elaboración propia,2023).

5.1.4.5 Pruebas con Silicona

Para el análisis estático se midió el estrés, desplazamiento y deformación para la fuerza el cual es 0.2N (Ilustración 29). Debido a las características del material de goma de silicona, utilizar un rango bajo de fuerza en el simulador de SolidWorks fue una elección razonable y práctica que se basa en cómo este material responde a las cargas aplicadas. Al ser elastómeros, las gomas de silicona tienen características mecánicas únicas que afectan cómo se deforman y responden a las fuerzas. La fuerza fue ejercida sobre la parte superior del material Silicon y se fijaron las capas inferiores del PLA.

Se emplearon los tres vectores x, y, z en la fuerza resultante para determinar su magnitud, de manera similar al proceso con el material TPE (Tabla 16). En la simulación, la mayor parte de la fuerza actuó en una dirección perpendicular al plano x-y, debido al diseño y al escenario en los cuales predominan las fuerzas verticales. Esto resultó en que el componente z presentara el mismo valor que la fuerza resultante en su totalidad.

Tabla 16 Resultados de Silicona en análisis estático con 0.2 N

Componentes	X	Y	Z	Resultante
Fuerza resultante(N)	7.25124e-05	-0.000121454	-0.281594	0.281594

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

5.1.4.6 Resultados de pruebas con silicona

El valor mínimo de estrés fue de $7.765e-08$ N/m² (Tabla 17) indica que, bajo las cargas aplicadas, el material de goma de silicona experimentó una tensión extremadamente pequeña en ciertas áreas. Esto podría sugerir que estas regiones son relativamente rígidas y no se deforman fácilmente ante cargas moderadas.

Por otro lado, un valor máximo de estrés de $7.685e+01$ N/m² indica que, en ciertas partes del material, se experimentó una tensión mayor debido a las cargas aplicadas. Esto sugiere que estas áreas son más flexibles y elásticas, capaces de adaptarse a las fuerzas externas. El rango de estrés es relativamente estrecho debido a su capacidad de deformarse y distribuir cargas uniformemente. La goma de silicón puede ser capaz de adaptarse y absorber tensiones en una variedad de condiciones, lo que resulta en tensiones similares en diferentes puntos del material.

Un valor mínimo de desplazamiento de 0 mm indica que, en ciertas áreas, el material de goma de silicona no sufrió desplazamiento visible bajo las cargas aplicadas. Esto podría sugerir que estas regiones son relativamente rígidas y no se deforman fácilmente ante cargas moderadas. Por otro lado, un valor máximo de desplazamiento de $2.261e+00$ mm (Tabla 17) indica que, en otras áreas, el material pudo desplazarse en hasta 2.261 mm debido a las cargas aplicadas.

El hecho de que el material de goma de silicona pueda experimentar desplazamientos de hasta 2.261 mm bajo las cargas aplicadas sugiere que tiene la capacidad de soportar deformaciones considerables sin sufrir daños permanentes. Esto indica una cierta resistencia y adaptabilidad a las tensiones aplicadas.

Un valor mínimo de deformación de 2.712e-09 (Tabla 17) indica que, bajo las cargas aplicadas, el material de goma de silicona experimentó una deformación extremadamente pequeña en ciertas áreas. Esto podría sugerir que estas regiones son relativamente rígidas y no se deforman fácilmente ante cargas moderadas.

Por otro lado, un valor máximo de deformación de 1.886e-01 indica que, en otras áreas, el material pudo deformarse en hasta 0.1886 mm debido a las cargas aplicadas (Ilustración 29). Esto sugiere que estas áreas son más flexibles y elásticas, capaces de adaptarse a las fuerzas externas. Los resultados sugieren que el material de goma de silicona es elástico y puede experimentar una gama de deformaciones bajo las cargas aplicadas.

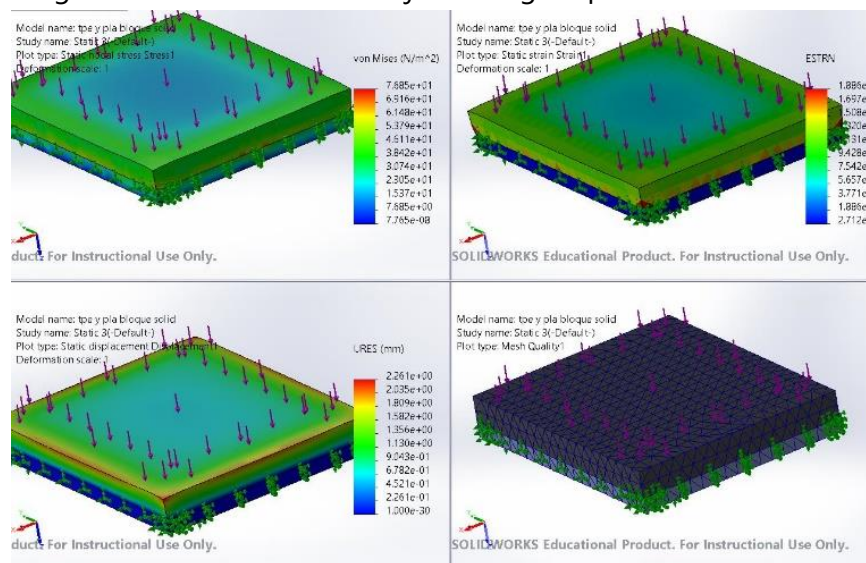


Ilustración 29 Simulación de análisis estático en 0.2 N con Silicona.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Tabla 17 Tabla de resultados: 0.2 N

Estrés	Desplazamiento	Deformación
Min: 7.765e-08N/m ²	Min: 0.000e+00mm	Min: 2.712e-09
Max: 7.685e+01N/m ²	Max: 2.261e+00mm	Max: 1.886e-01

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

5.1.5 CONTRASTE DE RESULTADOS

En el marco de la investigación realizada, se llevó a cabo un estudio para determinar cuál de los tres polímeros sintéticos: TPU, TPE y silicona, se asemeja más a las propiedades de la piel humana y cuál presenta la mejor adhesión con el PLA utilizado en prótesis médicas. Los resultados de los simuladores se resumen (Tabla 18) a continuación, que destaca las ventajas y desventajas de cada polímero, así como el método de adhesión empleado para unirlos al PLA.

Tabla 18 Comparativa de materiales

Polímero	Descripción	Ventajas	Desventajas	Método de adhesión
Poliuretano termoplástico (TPU)	Polímero altamente flexible y elástico ampliamente utilizado en aplicaciones que requieren una simulación precisa de la piel humana debido a su capacidad de estiramiento y su textura realista.	Flexible, elástico, capaz de deformarse bajo cargas externas, facilidad de adhesión mediante FDM, resistente al desgaste, distintas opciones de colores en el mercado, amplia disponibilidad, fabricación de prótesis más rápida y precisa que la producción convencional.	Limitaciones en la reproducción de detalles finos, necesidad de habilidades de impresión 3D avanzada.	Modelado por deposición fundida.
Elastómeros termoplásticos (TPE)	Polímero conocido por su elasticidad y flexibilidad, lo que los convierte en una elección popular para aplicaciones que requieren materiales que puedan estirarse y recuperarse de forma similar a la goma o el caucho.	Resistente a cargas aplicadas, capaz de adaptarse a altas cargas, facilidad de adhesión mediante FDM, distintas opciones de colores en el mercado, facilidad de encontrar, fabricación de prótesis más rápida y precisa que la producción convencional.	Limitaciones en la reproducción de detalles finos, relativamente rígido, menor durabilidad, poca disponibilidad dentro del país, desplazamiento mínimo, deformación mínima, poco realismo en apariencia y tacto, necesidad de habilidades de impresión 3D avanzadas.	Modelado por deposición fundida.
Silicón	Polímero versátil conocido por su resistencia al calor, la flexibilidad y su capacidad para simular la piel humana, lo que lo hace valioso en aplicaciones que van desde la industria médica hasta la fabricación de productos de consumo.	Flexibilidad similar a la piel, mayor durabilidad, fácil de aplicar pigmentos, apariencia física similar a la piel, resistencia al calor, fácil de trabajar, moldear y es imprimible en 3D.	Relativamente rígido, el rango de estrés es relativamente estrecho debido a su capacidad de deformarse y distribuir cargas uniformemente mayores costos, adhesión selectiva, largo tiempo de trabajo e impurezas que reducen la eficiencia del curado.	Adhesivo: epoxi.

Fuente: (Elaboración propia, 2023)

5.1.6 REGISTRO DE PASOS DE PREPARACIÓN

El proceso de preparación de una mezcla de compuesto sintético demandó una preparación minuciosa y el registro pormenorizado de etapas, con el propósito de asegurar la uniformidad y excelencia del producto resultante. Se logró plasmar cuantitativamente la eficacia temporal de la confección mediante un prototipo automatizado (Tabla 19 y 20).

Tabla 19 Impresión 3D con PLA y TPU

Impresión 3D PLA-TPU	
Fases	Tiempo de ejecución
Fase 1: Modelado de pieza	00:40:00
Fase 2: Calentamiento de la cama de impresora	00:10:00
Fase 3: Impresión de capa PLA	01:30:00
Fase 4: Impresión de capa superior de TPU	03:00:00
Tiempo Total	05:20:00

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Tabla 20 Impresión 3D con PLA y TPE

Impresión 3D PLA-TPE	
Fases	Tiempo de ejecución
Fase 1: Modelado de pieza	00:40:00
Fase 2: Calentamiento de la cama de impresora	00:10:00
Fase 3: Impresión de capa PLA	01:30:00
Fase 4: Impresión de capa superior de TPE	03:00:00
Tiempo Total	05:20:00

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Mediante un análisis detallado de los parámetros de configuración de la impresora 3D utilizando TPU y TPE, las propiedades de los materiales y los requisitos de diseño, se logró establecer un esquema riguroso que representara la secuencia temporal y las interdependencias entre los pasos (Ilustración 30 y 31).

Contrastando con los resultados anteriores es notable el intervalo temporal que se extendió en la elaboración de tejido con silicona (Tabla 20) debido a la intervención manual necesaria en las fases de manipulación y secado del prototipo.

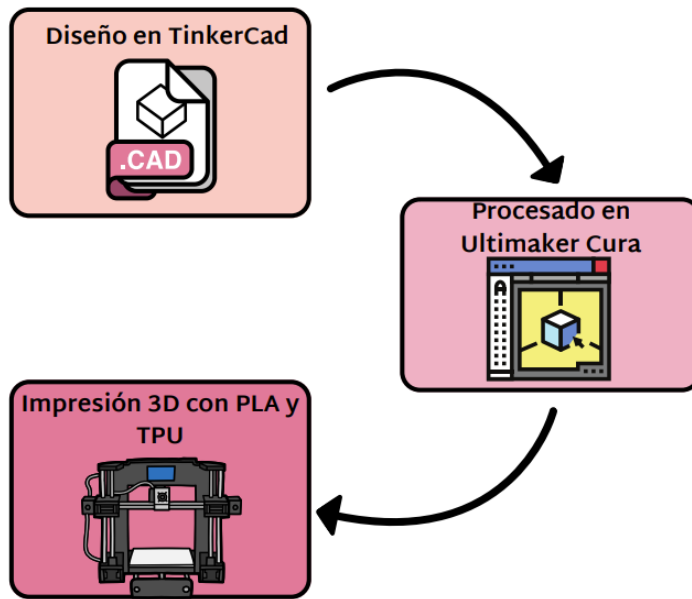


Ilustración 30 Secuencia de pasos para impresión 3D con TPU.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

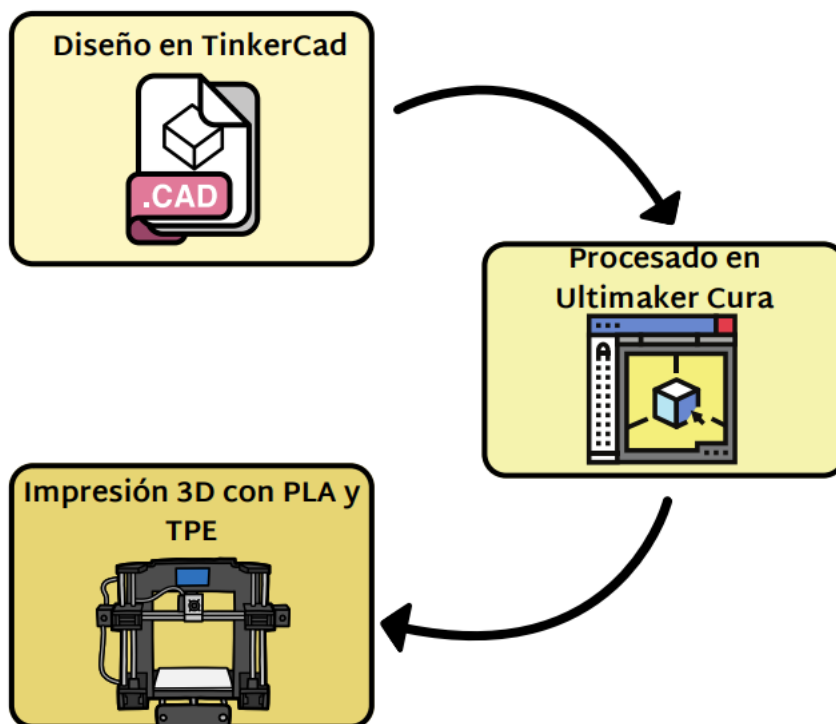


Ilustración 31 Secuencia de pasos para impresión 3D con TPE.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Tabla 21 Elaboración de tejido con silicona

Silicona	
Fases	Tiempo de ejecución
Fase 1: Preparar la superficie de trabajo	00:10:00
Fase 2: Creación y secado de la epidermis	01:20:00
Fase 3: Creación y secado de capa de grasa	01:30:00
Fase 4: Creación y secado de capa muscular	03:00:00
Fase 5: Adhesión del prototipado al PLA	01:00:00
Tiempo Total	07:00:00

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Por medio de la recopilación de datos y observaciones directas, se capturaron minuciosamente los pasos esenciales requeridos para la preparación del tejido de silicona. Posteriormente, estos datos fueron organizados y estructurados en un diagrama que proporciona una representación visual detallada de las fases, secuencias y relaciones temporales inherentes al proceso (Ilustración 32).

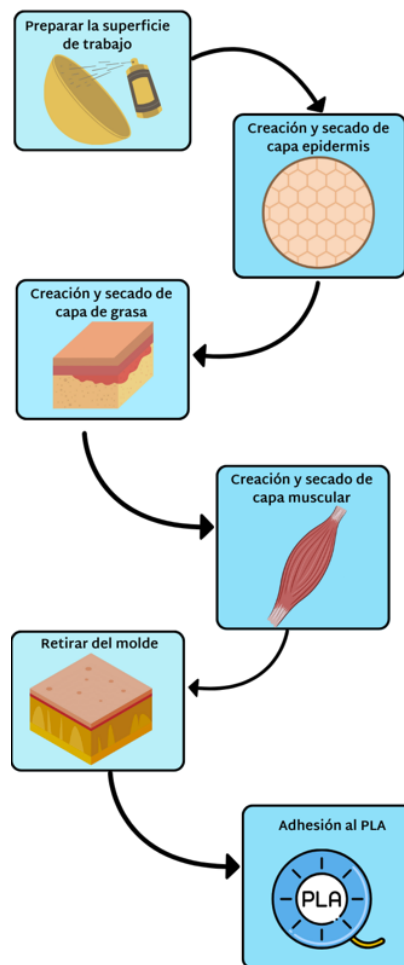


Ilustración 32 Secuencia de pasos para la elaboración de tejido con silicona.

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

5.1.7 RESULTADOS DE COSTOS

Los costos asociados en moneda local (Lempiras hondureños) en relación con los diversos elementos constituyentes y recursos empleados para la concreción del proceso de prototipado del compuesto sintético a la piel, caracterizado por su afinidad con el PLA. Se efectúa una lista detallada de los distintos materiales desplegados en el procedimiento, subrayando con exactitud los desembolsos inherentes a la impresión 3D mediante la utilización de filamentos de TPU 85 A y TPE 75 A (Tabla 21).

Los filamentos TPU 85 A, TPE 75 A, además de las distintas variantes de silicona junto con sus pigmentos correlativos, ostentan la particularidad de no encontrarse disponibles en el mercado hondureño, con lo cual la totalidad de los insumos aludidos previamente se importaron de los Estados Unidos.

Tabla 22 Costos de impresión 3D

Impresión 3D – Cuadro 3 in x 3.5 in x 0.5 in					
Item	Materia prima	Unidad/Medida	Cantidad Utilizada	Costo unitario	Costo Total
1	Filamento PLA	g	10	L. 0.37	L. 3.71
2	Filamento TPU 85 A	g	30	L. 2.24	L. 67.16
3	Filamento TPE 75 A	g	30	L. 2.21	L. 66.42
Subtotal de materia prima					L. 137.29
Importación de materiales					L. 56.20
Costo de impresión					L. 200.00
Total					L. 393.49

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

En sucesión, se exhiben los costos intrínsecos a la manufactura del prototipo de silicona de platino (Tabla 22), acción que posibilitó la identificación de sectores susceptibles a optimización en la manufactura del mencionado compuesto sintético.

Tabla 23 Costos de Silicona

Silicona – Cuadrado 6.5 in x 6 in x 0.2 in					
Item	Materia prima	Unidad/Medida	Cantidad utilizada	Costo unitario	Costos Total
1	Silicona EcoFlex 00-30	mL	55	L. 2.27	L. 124.99
2	Silicona EcoFlex Gel	mL	75	L. 2.95	L. 221.41
3	Silic Pig Pigments	Fl. oz	1	L. 360.76	L. 360.76

Silicona – Cuadrado 6.5 in x 6 in x 0.2 in					
Item	Materia prima	Unidad/Medida	Cantidad utilizada	Costo unitario	Costos Total
4	Ease Release 200	Fl. oz	1	L. 38.65	L. 38.65
5	Vinilo texturizado	yd	1	L. 65.06	L. 65.06
6	Tela Spandex	yd	1	L. 34.15	L. 34.15
7	Plywood	Pie	1	L. 33.50	L. 33.50
Subtotal de materia prima					L. 878.52
Costos de importación					L. 439.26
Total					L. 1,317.78

Fuente: (Elaboración propia, 2023).

VI. CONCLUSIONES

1. Se ejecutaron simulaciones en SolidWorks, el cual son significativas en la evaluación de la resistencia mecánica de las uniones entre el PLA y los polímeros sintéticos seleccionados. Los datos obtenidos a partir de las pruebas de estrés realizadas indican que tanto el TPU como el TPE exhiben una alta resistencia, lo que sugiere que son materiales altamente elásticos capaces de soportar cargas considerables. Asimismo, las pruebas de deformación resaltan la notable flexibilidad de todos los materiales evaluados, especialmente el TPU y la silicona, que presentan una gran capacidad de adaptación a deformaciones. Sin embargo, es importante señalar que se requieren una variedad de equipos como ser: tribómetro, durómetro, máquina de prueba universal y cutómetro para realizar pruebas de tracción y obtener resultados más precisos.
2. La silicona, el TPE y el TPU fueron los tres compuestos poliméricos seleccionados para el presente estudio. Se ha encontrado compatibilidad adhesiva de dichos materiales con respecto al filamento de PLA durante la implementación del método de la fusión, en caso de los filamentos; y, epoxi en el caso de la silicona. Se puede determinar que el TPU es el material más idóneo entre todos los polímeros seleccionados a estudiar para conseguir una apariencia orgánica de una prótesis, ya que una de sus ventajas es que se puede obtener un color similar a la piel según el usuario solicite. La versatilidad del TPU como material base permite crear estructuras que imiten la textura y apariencia de la piel humana, brindando no solo funcionalidad, sino también un aspecto estético y psicológico más natural y reconfortante para el usuario. También este material tiene propiedades mecánicas tales como alta elasticidad y flexibilidad, comprobadas a través de simulaciones elaboradas en SolidWorks, que confirman su capacidad para adaptarse a movimientos y tensiones similares a los de la piel humana.
3. Se identificó que los costos de los materiales representan una parte sustancial de los costos totales, con una variabilidad notable dependiendo de la composición específica del compuesto sintético empleado y las cantidades requeridas para cada prótesis. Además, la calidad y la fuente de los materiales también influyen en estos ya que dichos materiales son importados de USA. En el caso de los filamentos TPE y TPU al momento de imprimirse tuvo un costo total de 393.49 LPS esto incluyendo los materiales y el costo de impresión. Por otro lado, al utilizarse la silicona de platino y gel se tiene un

costo de 1,317.78 LPS, igualmente estos materiales se tuvieron que importar por su escasez en el país. La optimización de estos costos a lo largo del proceso de producción puede conducir a una mayor accesibilidad de estos prototipos enfocados en prótesis para quienes las necesitan, sin comprometer su calidad y funcionalidad. Asimismo, el TPU es un material que se puede encontrar dentro del país por lo tanto se puede determinar que tiene un costo beneficio favorable para la elaboración de este prototipo.

4. El desarrollo del protocolo de proceso estandarizado es un paso a paso para garantizar que las prótesis de apariencia orgánica cumplan con los estándares de calidad y resistencia mecánica requeridos. El protocolo de proceso para el material TPE y TPU consiste en un proceso de cuatro pasos con una duración de 5:30 horas de elaboración. En el caso de la silicona, el proceso cuenta con cuatro fases de elaboración, sin embargo, el proceso al ser manual tiene una duración de 7:00 horas. La implementación de este protocolo contribuye a la consistencia en la adherencia entre el TPU, TPE, silicona y el PLA. Por otro lado, representa un proceso de elaboración para la silicona y los parámetros de proceso y secado de dicho prototipo. Al interpretar cada uno de los factores de los materiales empleados, se puede determinar que al utilizar la impresión 3D o en si el método de deposición fundida se obtiene un protocolo de proceso estandarizado más efectivo y rápido ya que por medio de los ajustes aplicados de procesamiento se pudo conseguir adhesión y resistencia entre el PLA y los demás polímeros sintéticos. Como resultado, la combinación de la tecnología de impresión 3D y el TPU no solo redefine el diseño y la producción de prótesis, sino que también mejora significativamente la calidad de vida de los usuarios ofreciéndoles una solución asequible, eficiente y estéticamente atractiva.

VII. RECOMENDACIONES

1. Seleccionar filamentos de TPU y TPE en colores similares a la piel para lograr una apariencia visual auténtica y mejorar la identificación y aceptación de las prótesis por parte de los usuarios.
2. Realizar pruebas térmicas detalladas para comprender el comportamiento de los materiales al unir las capas de PLA con TPU o TPE mediante modelado por FDM en una impresora 3D, lo que permitirá optimizar las condiciones de adhesión y asegurar la calidad de las uniones en aplicaciones de fabricación aditiva.
3. Emplear una impresora 3D con múltiples cabezas o doble extrusor para facilitar la adhesión de dos materiales de manera automática, eliminando la necesidad de cambiar el filamento en capas específicas y mejorando la eficiencia en la producción de prototipos.
4. Requerir mayores recursos económicos y equipamientos especializados, como durómetros, máquinas de ensayo universal, tribómetro, cutómetro y un estilo de Hommel Tester el cual es un sistema altamente versátil capaz de evaluar una amplia gama de parámetros y generar gráficas de rugosidad de forma automática, lo que proporcionaría un análisis más completo y preciso de los materiales estudiados.
5. Aplicar encuestas o entrevistas a usuarios que utilicen prótesis para poder comprender el desafío psicológico de las personas con discapacidades y como obtener una apariencia orgánica de este dispositivo medico puede permitir tener un efecto psicológico positivo o negativo a ellos. Por medio de esto se podrá conocer la perspectiva, experiencia y emociones relacionadas con el uso de prótesis de extremidades.

VIII. APLICABILIDAD

El prototipo, después de su fase de desarrollo final tiene la capacidad de ser empleado en las siguientes áreas:

1. **Recubrimientos para dispositivos médicos y biomateriales:** Podría utilizarse en la mejora de la biocompatibilidad y la capacidad de integración de dispositivos médicos y biomateriales hechos de PLA, como implantes y prótesis.
2. **Industria cosmética:** Dado que el compuesto polimérico es seguro para la piel y tiene propiedades similares a la misma, podría utilizarse en la fabricación de productos cosméticos y cuidado de la piel para mejorar la aplicación y durabilidad de estos productos.
3. **Industria de la moda y textiles:** El compuesto polimérico puede replicar las propiedades de la piel humana, podría ser utilizado en la fabricación de textiles avanzados, prendas deportivas, y productos de belleza que proporcionen comodidad y funcionalidad similares a la piel.

IV. TRABAJO FUTURO

Para trabajo a futuro por investigadores, el presente puede ser continuado agregando mediciones como ser de adherencia por softwares como Abaqus y pruebas térmicas para medir la temperatura en la cual se adhieren los materiales mediante la impresión 3D, también es necesario investigar acerca de los patrones de impresión que garantice una mejor adherencia y firmeza de los materiales. La silicona es un material en constante investigación debido a sus propiedades y utilidad en la industria medica por ende se recomienda comenzar a investigar acerca de las ventajas de la impresión de silicona en 3D para crear tejidos. Asimismo, debido a que el objetivo del proyecto fue encontrar materiales similares a la piel y que se puedan adherir al PLA, se podría utilizar los mismos materiales, pero implementados a crear una prótesis de PLA. De esta manera, se pueda crear un estudio completo de como estos materiales interactúan en una prótesis de alguna extremidad y su adaptación con el usuario.

X. BIBLIOGRAFÍA

1. Additive manufacturing of sustainable biomaterials for biomedical applications, Asian Journal of Pharmaceutical Sciences, Volume 18, Issue 3, 2023, 100812, ISSN 1818-0876, <https://doi.org/10.1016/j.ajps.2023.100812>.
2. Admin. (2023, May 25). Condensation polymerization - get full description along with examples. BYJUS. <https://byjus.com/chemistry/condensation-polymerization/#:~:text=What%20is%20Condensation%20Polymerization%3F,as%20water%20or%20methanol%20molecule>.
3. Al-Tamimi, A. A. (2023). Material Extrusion of Multi-Polymer Structures Utilizing polymers, 6.
4. Alves, T.F.R.; Morsink, M.; Batain, F.; Chaud, M.V.; Almeida, T.; Fernandes, D.A.; da Silva, C.F.; Souto, E.B.; Severino, P. Applications of Natural, Semi-Synthetic, and Synthetic Polymers in Cosmetic Formulations. *Cosmetics* 2020, 7, 75. <https://doi.org/10.3390/cosmetics7040075>
5. Arif, Z. U. (2022). Recent advances in 3D-printed polylactide and polycaprolactone-based biomaterials for tissue engineering applications. ScienceDirect.
6. Baran, E.H.; Erbil, H.Y. Surface Modification of 3D Printed PLA Objects by Fused Deposition Modeling: A Review. *Colloids Interfaces* 2019, 3, 43. <https://doi.org/10.3390/colloids3020043>
7. Brancewicz-Steinmetz, E. (2021). The Influence of 3D Printing Parameters on Adhesion between Polylactic Acid (PLA) and Thermoplastic Polyurethane (TPU). *materials*.
8. Código de la salud - BVS. (n.d.). Retrieved from <http://www.bvs.hn/Honduras/Leyes/CodigodelaSalud.pdf>
9. Constitución de la República de Honduras. (n.d.). Retrieved from <https://pdba.georgetown.edu/Parties/Honduras/Leyes/constitucion.pdf>
10. Daihui Zhang, Junyu Jian, Yitong Xie, Shishuai Gao, Zhe Ling, Chenhuan Lai, Jifu Wang, Chunpeng Wang, Fuxiang Chu, Marie-Josée Dumont, Mimicking skin cellulose hydrogels for sensor applications, *Chemical Engineering Journal*, Volume 427, 2022, 130921, ISSN 1385-8947, <https://doi.org/10.1016/j.cej.2021.130921>.

11. Díaz Leiva, L. M. (2016). Programa de intervención de inclusión sociolaboral para las personas con discapacidad en Honduras.
12. Diccionario de Cáncer del NCL. (n.d.). Retrieved from <https://www.cancer.gov/espanol/publicaciones/diccionarios/diccionario-cancer/def/dermis>.
13. Ding, W. (2021). Study of the protective effects of cosmetic ingredients on the skin. *Molecular Biology Reports*.
14. Drupitha, MP, Bankoti, K, Pal, P, Das, B, Parameswar, R, Dhara, S, Nando, GB, Naskar, K. 2019. Morphology-induced physico-mechanical and biological characteristics of TPU–PDMS blend scaffolds for skin tissue engineering applications. *J Biomed Mater Res B Part B* 2019: 107B: 1634– 1644.
15. Fundación CAMO. (2021). Retrieved from <https://es.camo.org/servicios/servicios-para-personas-con-discapacidad/>.
16. Gausemeier, J., & Moehringer, S. (2002). VDI 2206- A New Guideline for the Design of Mechatronic Systems. *IFAC Proceedings Volumes*, 35(2), 785–790. [https://doi.org/10.1016/S1474-6670\(17\)34035-1](https://doi.org/10.1016/S1474-6670(17)34035-1)
17. GUALA Manos en accion. (2023). Retrieved from <https://guala.hn/>
18. Guerrero, V., Pontón, P., Tamayo, A., Villacís, H., Delgado, F., & Galeas, S. (2013, July). Materiales compuestos de matriz poliéster reforzados con fibras naturales y sintéticas. In *Congreso de Ciencia y Tecnología ESPE* (Vol. 8, No. 1, pp. 70-74).
19. Heather M. Powell, P. S. (2009). Engineered Human Skin Fabricated Using. *TISSUE ENGINEERING: Part A*, 3.
20. Hernández Sampieri, R., & Fernández Collado, C. (2014). *Metodología de la investigación* (P. Baptista Lucio, Ed.; Sexta edición). McGraw-Hill Education.
21. Honeyman, J. (2013). Fisiología de la Piel. *Dermatología Ibero-Americana On Line*.
22. Instron. (n.d.). Retrieved from <https://www.instron.com/es-es/resources/test-types/compression-test>.

23. Issabayeva, Z.; Shishkovsky, I. Prediction of The Mechanical Behavior of Polylactic Acid Parts with Shape Memory Effect Fabricated by FDM. *Polymers* 2023, 15, 1162. <https://doi.org/10.3390/polym15051162>.
24. Itsuno, S. (2013). Polymer Catalysts. In: Kobayashi, S., Müllen, K. (eds) Encyclopedia of Polymeric Nanomaterials. Springer, Berlin, Heidelberg. https://doi.org/10.1007/978-3-642-36199-9_127-2
25. Jablonski, N. G. (2004). The evolution of human skin and skin color. *Annu. Rev. Anthropol*, 33.
26. Jablonski, N. G. (2004). The evolution of human skin and skin color. *Annu. Rev. Anthropol.*,
27. Joodaki, H. &. (2018). Skin mechanical properties and modeling: A review. . *Journal of Engineering in Medicine*.
28. Juan Antonio Paz-González, Carlos Velasco-Santos, Luis Jesús Villarreal-Gómez, Enrique Alcudia-Zacarias, Amelia Olivas-Sarabia, Marcos Alan Cota-Leal, Lucía Z. Flores-López, Yadira Gochi-Ponce, Structural composite based on 3D printing polylactic acid/carbon fiber laminates (PLA/CFRC) as an alternative material for femoral stem prosthesis, *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, Volume 138, 2023, 105632, ISSN 1751-6161, <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2022.105632>.
29. Khalid Mahmood Zia, Shazia Tabasum, Muhammad Nasif, Neelam Sultan, Nosheen Aslam, Aqdas Noreen, Mohammad Zuber, A review on synthesis, properties and applications of natural polymer based carrageenan blends and composites, *International Journal of Biological Macromolecules*, Volume 96, 2017, Pages 282-301, ISSN 0141-8130, <https://doi.org/10.1016/j.ijbiomac.2016.11.095>.
30. Kim, L. (2023, March 25). Polymers and polymerization in organic chemistry. ChemTalk. <https://chemistrytalk.org/polymers-and-polymerization-in-organic-chemistry/>
31. Krmpotic, C. M. (2022). Sistema tegumentario.
32. Kurichi, J.E., Bates, B.E., Stineman, M.G. : Amputation. *International Encyclopedia of Rehabilitation*, (2010).

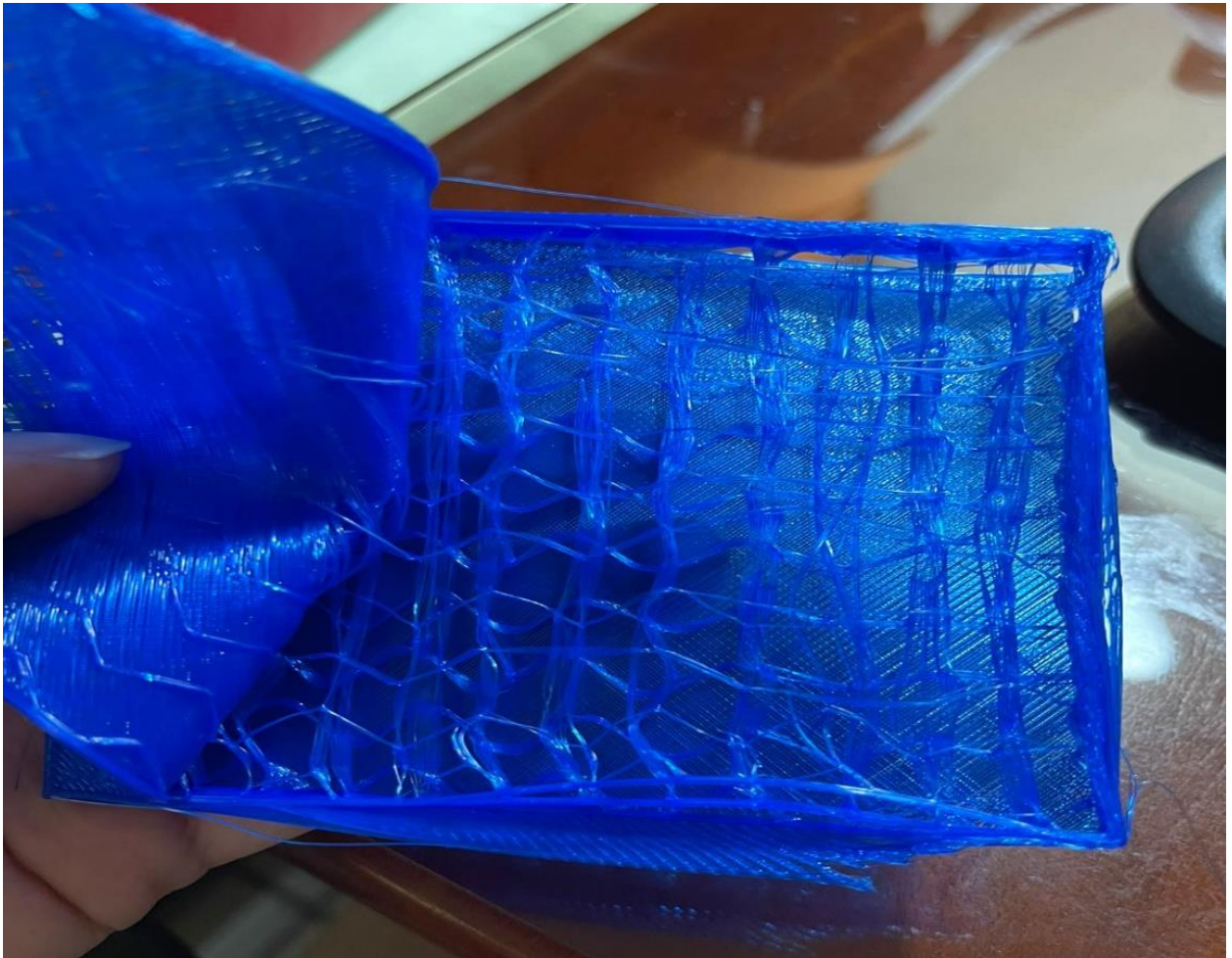
33. Ley General de Aguas - GWP. (n.d.). Retrieved from https://www.gwp.org/globalassets/global/gwp-cam_files/ley-general-de-aguas-2009.pdf.
34. Ley general del ambiente honduras. (n.d.). Retrieved from https://portalunico.iaip.gob.hn/portal/ver_documento.php?uid=NTk1NjM4OTM0NzYzNDg3MTI0NjE5ODcyMzQy.
35. Li, J. A., Ma, Z., Wang, H. T., Gao, X. X., Zhou, Z., Tao, R. W., ... & Shi, Y. (2019). Skin-inspired electronics and its applications in advanced intelligent systems. *Advanced Intelligent Systems*, 1(6), 1900063.
36. Llorente, L., Soto, D., Reyes, S., & Zúñiga, J. (2019). Impacto funcional y psicosocial del uso de prótesis de bajo costo en impresión 3D en amputado unilateral de antebrazo: estudio de un caso. *Rehabilitación Integral*, 14(1), 8-15.
37. Medlineplus. (n.d.). Retrieved from <https://medlineplus.gov/spanish/ency/anatomyvideos/000029.htm#:~:text=La%20capa%20m%C3%A1s%20profunda%20de,llamada%20la%20%22piel%20verdadera%22>.
38. Mettler-Toledo International Inc. all rights reserved. (2022, June 14). *Thermal analysis system DSC 3. Overview* - METTLER TOLEDO. https://www.mt.com/us/en/home/products/Laboratory_Analytics_Browse/TA_Family_Browse/ta-instruments/thermal-analysis-system-DSC-3.html
39. Milisavljević, J. P. (2012). Tensile testing for different types of polymers. In *Danubia-Adria Symposium, University Of Belgrade, Serbia, Vol. 29*, pp. 266.
40. Mirabal Nápoles, M., Llanes Mesa, L., Cadenas Freixas, J. L., Carvajal Hernández, B., & Betancourt Valladares, M. (2020). Interdisciplinarietà e investigación formativa desde la asignatura Célula, tejidos y sistema tegumentario. *Medisur*, 18(4), 639-649.
41. Muñoz Biendicho, M. (2019). Caracterización térmica de mezclas compatibles estructuralmente basadas en biomateriales de lignina y poliuretano termoplástico como precursores de fibras de carbono.

42. N. Shahrubudin, T.C. Lee, R. Ramlan, An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications, *Procedia Manufacturing*, Volume 35, 2019, Pages 1286-1296, ISSN 2351-9789, <https://doi.org/10.1016/j.promfg.2019.06.089>.
43. Nehra, R., Maiti, S. N. and Jacob, J. (2017), Analytical interpretations of static and dynamic mechanical properties of thermoplastic elastomer toughened PLA blends. *J. Appl. Polym. Sci.*, 135, 45644. doi: 10.1002/app.45644
44. Nemani, S. K., Annavarapu, R. K., Mohammadian, B., Raiyan, A., Heil, J., Haque, M. A., ... & Sojoudi, H. (2018). Surface Modification : Surface Modification of Polymers: Methods and Applications (*Adv. Mater. Interfaces* 24/2018). *Advanced Materials Interfaces*, 5(24), 1870121.
45. ORITEL. (2023). Retrieved from <https://oritel.org/>.
46. Ortiz-Acosta, D., & Moore, T. (2019). Functional 3D Printed Polymeric Materials. *IntechOpen*. doi: 10.5772/intechopen.80686
47. Prieto, L. (2012). *Estadística para ciencias sociales y humanas*. Maracaibo: Ediciones del.
48. Reglamento para el control sanitario de establecimientos. (15, Marzo 2019). Retrieved from <https://sde.gob.hn/wp-content/uploads/2019/03/Reglamento-DPF-Borrador-Final-15-mar-2019.pdf>.
49. Sandoval, P. R., & Arévalo, M. I. (2020). Los materiales biodegradables, una alternativa a la contaminación de los polímeros sintéticos. *Revista de la Escuela de Ingenierías y Tecnologías Unimonserate*, (1), 29-37.
50. Schubert, C. V. (2014). Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs. *British Journal of Ophthalmology*. CrossMark, 1.
51. Serna, L., & Albán, F. (2003). Ácido poliláctico (PLA): Propiedades y aplicaciones. *Ingeniería y competitividad*, 5(1), 16-26.
52. Shady Farah, Daniel G. Anderson, Robert Langer, Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review, *Advanced Drug Delivery Reviews*, Volume 107, 2016, Pages 367-392, ISSN 0169-409X, <https://doi.org/10.1016/j.addr.2016.06.012>.

53. Singhvi MS, Zinjarde SS, Gokhale DV. Polylactic acid: synthesis and biomedical applications. *J Appl Microbiol.* 2019 Dec;127(6):1612-1626. doi: 10.1111/jam.14290. Epub 2019 Jun 17. PMID: 31021482.
54. Sterner, R. W., Small, G. E. & Hood, J. M. (2011) The Conservation of Mass. *Nature Education Knowledge* 3(10):20
55. Tandon, G.P.; Goecke, K.E.; Cable, K.M.; Baur, J.W. Durability Assessment of Fabric-Reinforced Shape-Memory Polymer Composites. In *Proceedings of the ASME 2009 Conference on Smart Materials, Adaptive Structures and Intelligent Systems*, Oxnard, CA, USA, 21–23 September 2009.
56. Tejada Oliveros, R. (2021). Mejora de las propiedades a impacto de ácido poliláctico mediante mezclas binarias con elastómeros termoplásticos.
57. teleton. (n.d.). Retrieved from <http://teleton.org.hn/>.
58. TestResources. (2023). Retrieved from <https://www.testresources.net/applications/test-types/bond-test/bond-strength-testing-of-plastics/>.
59. Venitez-Mosquera, J. F., Córdoba-Palacios, Y. M., Mena-Ramírez, K. P., & Pérez, O. F. A. (2020). Propiedades mecánicas de concretos modificados con plástico marino reciclado en reemplazo de los agregados finos. *Revista Politécnica*, 16(31), 77-84.
60. Vincent DeStefano, Salar Khan, Alonzo Tabada, Applications of PLA in modern medicine, *Engineered Regeneration*, Volume 1, 2020, Pages 76-87, ISSN 2666-1381, <https://doi.org/10.1016/j.engreg.2020.08.002>.
61. Wang, Z., Xiao, C., Roy, M., Yuan, Z., Zhao, L., Liu, Y., Guo, X., & Lu, P. (2023). Bioinspired skin towards next-generation rehabilitation medicine. *Frontiers in bioengineering and biotechnology*, 11, 1196174. <https://doi.org/10.3389/fbioe.2023.1196174>
62. Zare, M., Ghomi, E. R., Venkatraman, P. D., Ramakrishna, S., *J Appl Polym Sci* 2021, 138(38), e50969. <https://doi.org/10.1002/app.50969>

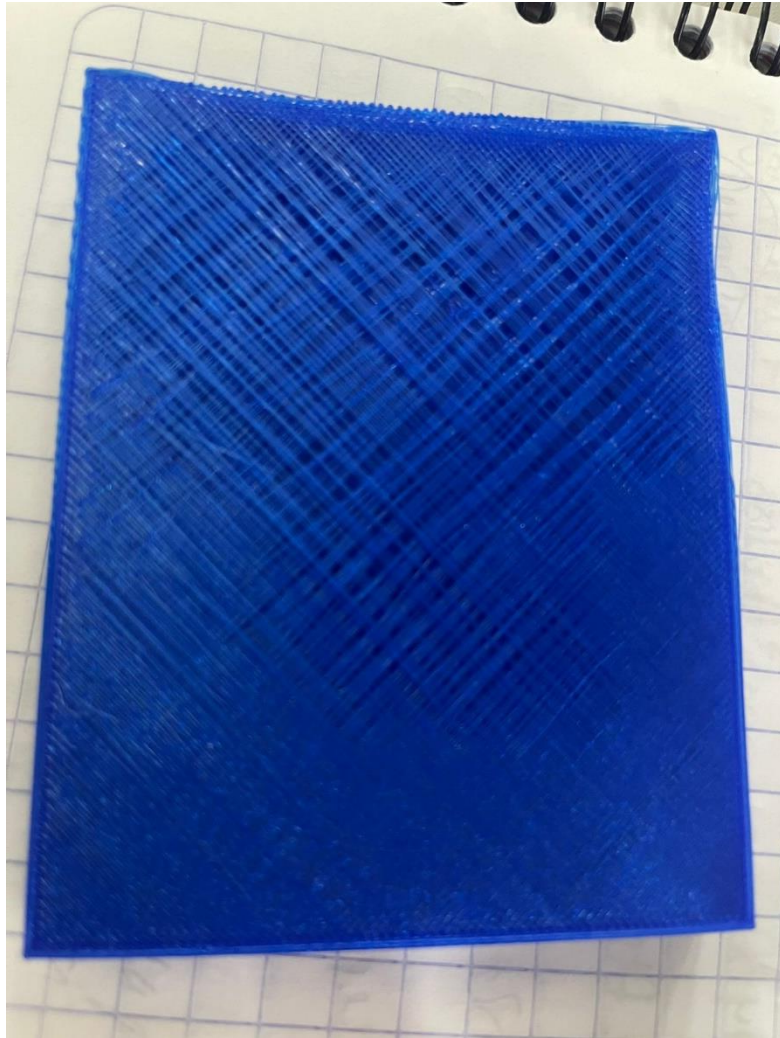
ANEXOS

Anexo 1 Patrón de relleno giroide en impresión 3D para interior



Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Anexo 2 Patrón lineal para impresión 3D en capa superficial



Fuente: (Elaboración propia, 2023).

Anexo 3 Matriz Bibliográfica

Autores de los Estudios	Año	Título de investigación	País	Área de conocimiento	Propósito de la investigación
Al-Tamimi	2023	Material Extrusion of Multi-Polymer Structures Utilizing	Saudi Arabia	Industrial and Chemical Engineering	Optimizar fabricación de piezas compuestas de PLA y ABS mediante la optimización de procesos y diseños, lo que puede conducir a una fabricación más eficiente y rentable de componentes funcionales en la tecnología de impresión 3D.
Alves	2020	Applications of Natural, Semi-Synthetic, and Synthetic Polymers in Cosmetic Formulations	USA	Biomaterials and Nanotechnology	Los polímeros sintéticos y semi-sintéticos, junto con los polímeros naturales, se utilizan en la formulación de productos cosméticos con propiedades termosensibles y quimiosensibles, lo que les confiere un diseño atractivo.
Arif. Z	2022	Recent advances in 3D-printed polylactide and polycaprolactone-based biomaterials for tissue engineering applications	Pakistan	Mechanical Engineering	Explorar y resumir los avances recientes en el uso de polímeros biodegradables basados en PLA y PCL en la fabricación de productos mediante impresión 3D (3DP) para aplicaciones en ingeniería de tejidos.
Barrajón	2021	El ácido poliláctico (PLA): Un material innovador en la actualidad.	España	Ingeniería Biomedica	Mejorar la calidad de vida, se están desarrollando continuamente novedosos e interesantes avances en la producción de polímeros.
Braniewicz-Steinmetz	2021	The Influence of 3D Printing Parameters on Adhesion between Polylactic Acid (PLA) and Thermoplastic Polyurethane (TPU)	Poland	Material Engineering	Evaluar cómo diferentes parámetros de impresión afectan a la resistencia de unión entre PLA y TPU, identificando las configuraciones óptimas.

Autores de los Estudios	Año	Título de investigación	País	Área de conocimiento	Propósito de la investigación
Denisse Ortiz-Acosta	2019	Functional 3D Printed Polymeric Materials	United Kingdom	Biomedical Engineering	Desarrollar materiales de impresión 3D basados en polímeros con propiedades multifuncionales para su aplicación en la fabricación de dispositivos biomédicos, dispositivos electrónicos y productos relevantes para la industria aeroespacial.
Díaz Leiva	2016	Programa de intervención de inclusión sociolaboral para las personas con discapacidad en Honduras	España	Psicopedagogía	Comprender a fondo la situación social y económica de las personas con discapacidad en Honduras, identificando las barreras y desafíos que enfrentan en su vida diaria.
Ding	2021	Study of the protective effects of cosmetic ingredients on the skin.	China	Chemistry and Materials Engineering	Aborda la problemática de la piel sensible, que es el resultado de un proceso complejo relacionado con el daño en la barrera cutánea.
Drupitha	2019	Morphology-induced physico-mechanical and biological characteristics of TPU-PDMS blend scaffolds for skin tissue engineering applications	India	Biomedical Engineering	Estudiar y caracterizar scaffolds elaborados a partir de una mezcla de TPU y PDMS en diferentes proporciones para su posible aplicación en la fabricación de sustitutos de piel en ingeniería de tejidos.
Gonzales	2023	Structural composite based on 3D printing polylactic acid/carbon fiber laminates (PLA/CFRC) as an alternative material for femoral stem prosthesis	Mexico	Facultad de Ciencias de la Ingeniería y Tecnología	El objetivo principal de esta investigación es proponer una alternativa, un compuesto estructural compuesto por capas de ácido poliláctico (PLA) impresas en 3D y laminados de fibra de carbono (CFRC), con el potencial de ser utilizado en prótesis de implantes.
H Joodaki	2018	Skin mechanical properties and modeling: A review		Engineering in Medicine	Aborda detalles sobre el comportamiento mecánico general de la piel, abordando aspectos

Autores de los Estudios	Año	Título de investigación	País	Área de conocimiento	Propósito de la investigación
Hazal	2019	Surface Modification of 3D Printed PLA Objects by Fused Deposition Modeling: A Review	Turkey	Chemical Engineering	como la no linealidad, la viscoelasticidad, la anisotropía, la dependencia de la historia de carga, las propiedades de falla y los efectos del envejecimiento. Abordar la importancia de los filamentos de ácido poliláctico (PLA) en el campo de la impresión 3D, específicamente en el método de "Fused Deposition Modeling" (FDM), y su crecimiento en la última década.
Heather M. Powell	2009	Engineered human skin fabricated using electro spun collagen-PCL blends: morphogenesis and mechanical properties	USA	Materials Engineering	Mejorar la fabricación de piel humana artificial mediante el uso de andamios de colágeno, que a menudo presentan propiedades mecánicas deficientes.
Honeyman	2013	Fisiología de la Piel	Chile	Dermatología	La importancia multifuncional de la piel y su interacción con otros sistemas del cuerpo humano.
Issabayeva	2023	Prediction of The Mechanical Behavior of Polylactic Acid Parts with Shape Memory Effect Fabricated by FDM	Russia	Materials Technologies	Comprender el comportamiento mecánico y termomecánico de las piezas de PLA (ácido poliláctico) con memoria de forma.
Jablonski N. G.	2014	The evolution of human skin and Skin color	USA	Department of Anthropology	Comprender la evolución de la piel humana y su diversidad en cuanto a color y funcionalidad desde una perspectiva científica y genómica.
Jie-an-Li	2019	Skin-Inspired Electronics and Its Applications in Advanced Intelligent Systems	Alemania	Electronic Engineering	Avances en la tecnología de la electrónica inspirada en la piel para crear dispositivos altamente funcionales y versátiles que tengan

Autores de los Estudios	Año	Título de investigación	País	Área de conocimiento	Propósito de la investigación
					aplicaciones en campos como la salud, la robótica y la interacción humano-máquina.
Joodaki	2018	Skin mechanical properties and modeling: A review	USA	Aerospace Engineering	Caracterizar las propiedades mecánicas de la piel, ya que estas propiedades son fundamentales en diversas aplicaciones.
Khalid Zia	2017	A review on synthesis, properties and applications of natural polymer-based carrageenan blends and composites	Pakistan	Chemical Engineering	Aborda las limitaciones mediante la modificación de la carragenina con polímeros naturales y sintéticos.
Krmpotic	2022	Introducción a la Histología	Argentina	Dermatología	Conocer la integración del sistema tegumentario y sus anexos cutáneos.
Kurichi	2010	Factors Associated with Home Discharge After Rehabilitation Among Male Veterans with Lower Extremity Amputation.	USA	Clinical Epidemiology and Biostatistics	Informa a los tomadores de decisiones de atención médica y mejorar el proceso de rehabilitación y los resultados para esta población específica de veteranos.
Lorente	2020	Impacto funcional y psicosocial del uso de prótesis de bajo costo en impresión 3D en amputado unilateral de antebrazo: estudio de un caso.	Chile	Ingeniería Biomédica	Evaluar el impacto funcional y psicosocial del uso de mano protésica manufacturada con impresión 3D.
M.S. Singhvi	2019	Polylactic acid: synthesis and biomedical applications	USA	Microbiology	Abordar la importancia del ácido poli láctico (PLA) como un biopolímero prometedor y su aplicación en el campo biomédico.

Autores de los Estudios	Año	Título de investigación	País	Área de conocimiento	Propósito de la investigación
Milisavljević	2012	Tensile testing for different types of polymers	Serbia	Mechanical Engineering	La degradación de las propiedades físicas y mecánicas de los polímeros en diferentes entornos y bajo diferentes condiciones.
Nehra	2017	Analytical interpretations of static and dynamic mechanical properties of thermoplastic elastomer toughened PLA blends	India	Polymer Science	La investigación se centra en entender cómo la incorporación de diferentes volúmenes de SEBS-g-MA afecta las propiedades del PLA y su comportamiento en diversas condiciones.
Nemani	2018	Surface Modification: Surface Modification of Polymers: Methods and Applications	USA	Mechanical Engineering	Mostrar cómo la modificación de superficie de polímeros puede ser aplicada en diversas industrias, como la energía, el agua, la electrónica y la biomedicina.
Prieto	2012	Estadística para ciencias sociales y humanas	Venezuela	Contaduría Pública	Describir las bases del análisis estadístico en las investigaciones educativas positivistas, enfatizando en las medidas de tendencia central que permiten la interpretación de los datos de un grupo en cuanto a su comportamiento en torno a determinada variable.
Schubert	2014	Innovations in 3D printing: a 3D overview from optics to organs	USA	Ophthalmology	Explorar el potencial de la impresión 3D para revolucionar la fabricación de objetos tridimensionales de la misma manera en que la imprenta revolucionó la impresión convencional.
Shady Farah	2016	Physical and mechanical properties of PLA, and their functions in widespread applications — A comprehensive review	USA	Chemical Engineering	Comprender la profundidad las propiedades mecánicas y físicas del ácido poliláctico (PLA) y cómo estas propiedades afectan su estabilidad, procesabilidad, degradación, inmiscibilidad con otros polímeros, envejecimiento y reciclabilidad.

Autores de los Estudios	Año	Título de investigación	País	Área de conocimiento	Propósito de la investigación
Shahrubudin	2019	An Overview on 3D Printing Technology: Technological, Materials, and Applications	Malaysia	Faculty of Technology Management and Business	Proporcionar una visión general de la tecnología de fabricación digital, también conocida como impresión 3D o fabricación aditiva, y destacar su creciente importancia en diversas industrias.
Silver	2001	Viscoelastic properties of human skin and processed dermis.	USA	Biomaterials	Avance en la comprensión de las propiedades viscoelásticas de la piel humana y la dermis procesada, lo que puede tener implicaciones significativas en diversas áreas, desde la medicina hasta la ingeniería de materiales y la industria cosmética.
Tandon	2009	Durability Assessment of Fabric-Reinforced Shape-Memory Polymer Composites	USA	Mechanical Engineering	Realizar una evaluación inicial de la durabilidad ambiental de los materiales de memoria de forma reforzados con tejido de última generación que se están considerando para aplicaciones de morfología.
TestResources	2023	Bond Strength Testing of Plastics	USA	Material Engineering	Desarrollar un enfoque sistemático para determinar cómo probar la resistencia de la unión de los plásticos.
Vincent DeStefano	2020	Applications of PLA in modern medicine	USA	Biomedical Engineering	Explorar y desarrollar compuestos sintéticos poliméricos que puedan adherirse de manera efectiva al PLA (ácido poliláctico) y que tengan propiedades similares al sistema tegumentario.
Wang	2023	Bioinspired skin towards next-generation rehabilitation medicine	China	Rehabilitation medicine	Proporciona una visión completa y actualizada del estado de la tecnología de la piel bioinspirada en el contexto de la medicina de rehabilitación, destacando sus aplicaciones,

Autores de los Estudios	Año	Título de investigación	País	Área de conocimiento	Propósito de la investigación
					ventajas y desafíos, y sugiriendo áreas de investigación futuras para mejorar su utilidad en este campo médico.
Yang	2014	On the tear resistance of skin	USA	Materials Science and Engineering	Comprender de manera mecánica la extrema resistencia a la rotura de la piel y identificar las características estructurales subyacentes que conducen a sus sofisticados mecanismos de falla.
Zare	2021	Silicone-based biomaterials for biomedical applications: Antimicrobial strategies and 3D printing technologies	Finland	Polymer Science	Proporcionar una revisión exhaustiva sobre el uso de silicona como un polímero sintético en la industria biomédica.
Zhang	2022	Mimicking skin cellulose hydrogels for sensor applications	China	Chemical Industry of Forest Products	La investigación tiene como objetivo específico la fabricación de este material a través de un proceso que se inspira en la estructura y el comportamiento de la celulosa, con el fin de crear un material que sea adecuado para la integración con tejidos blandos, como la piel humana.
Zia Ullah Arif	2022	Additive manufacturing of sustainable biomaterials for biomedical applications	Pakistan	Mechanical Engineering	Explorar y analizar las últimas innovaciones en el uso de biopolímeros en aplicaciones biomédicas, centrándose específicamente en su fabricación mediante tecnologías de impresión 3D.