

DESARROLLO DE HILO DE MATERIAL BIOCOMPATIBLE PARA IMPRESIÓN 3D

Laura Natalia García López, Brayan Julián Paredes Torres

Trabajo de Grado para Optar al Título de Ingeniero Mecánico

Director

Alberto David Pertuz Comas

Doctor en Ingeniería Mecánica

Universidad Industrial de Santander

Facultad de Ingenierías Físico Mecánicas

Escuela de Ingeniería Mecánica

Bucaramanga

2022

Dedicatoria

Le dedico el éxito de este proyecto a Dios primero que todo, y a mi mama, a mi hermano y a mi familia que son el motor de mi vida y sin ellos nada sería posible.

Natalia

Dedico este resultado principalmente a Dios. A mis padres y hermana quienes con su amor, paciencia y apoyo me han permitido llegar a cumplir hoy un sueño más.

Brayan

Agradecimientos

Agradecemos al Profesor Alberto Pertuz, al Laboratorio de Microscopia de la UIS y a la escuela de ingeniería mecánica e ingeniería química, ya que sin su apoyo nada hubiera sido posible.

Brayan & Natalia

Agradezco a Dios por guiarme en el camino. A mi familia y a Pablo por su apoyo incondicional. A los profesores de la escuela por sus enseñanzas, y también agradezco a todos mis amigos que estuvieron ahí para brindar su ayuda, amistad, comprensión y apoyo a lo largo del desarrollo de este proyecto y de la carrera. Sin ustedes, tampoco hubiera sido posible.

Natalia

Agradezco a Dios por darme sabiduría y entendimiento. A mis padres quienes han Sido siempre el motor que impulsa mis sueños y metas. A mis amigos que de una u otra manera me han acompañado en mi proceso de formación.

Brayan

Tabla de Contenido

	Pág.
1.Introducción.....	14
2.Objetivos.....	16
2.1 Objetivo General.....	16
2.2 Objetivos Específicos.....	16
3. Justificación.....	17
4. Marco Teórico.....	18
4.1 Referentes Teóricos.....	19
4.1.1 Biomateriales.....	19
4.1.1.1 Definición.....	19
4.1.1.2 Clasificación.....	19
4.1.1.3 Biopolímeros.....	20
4.1.2 Impresión 3D.....	20
4.1.2.1 Definición y antecedentes.....	20
4.1.2.2 Métodos de impresión.....	21
4.1.3 Proceso de obtención de hilos para impresión 3D.....	22
4.1.4 Ensayos mecánicos.....	22
4.1.4.1 Clasificación de ensayos.....	23
4.1.4.2 Muestras para ensayos: Probetas.....	24
4.1.4.3 Normativa de ensayos.....	24

4.1.4.3.1 Tracción: Para plásticos compuestos ASTM D638.....	24
4.1.4.3.2 Impacto: Ensayo Charpy ASTM D6110 (ISO 179-1).....	25
4.1.1.1.1 Indentación Knoop ASTM C1326-99	28
4.2 Estado del arte.....	29
5. Metodología Experimental	34
5.1 Materiales	34
5.1.1 Planteamiento de Alternativas.....	34
5.1.2 Ácido Poli láctico (PLA)	37
5.1.3 Componente de origen orgánico.	40
5.1.3.1 Proceso de obtención de polvo de hueso.	44
5.2 Obtención de Filamento.....	48
5.2.1 Preparación de las mezclas	48
5.2.1.1 Composición de PLA puro.....	48
5.2.1.2 Composición de PLA + Polvo de hueso.	48
5.2.2 Proceso de extrusión.....	51
5.3 Impresión 3D	60
5.3.1 Parámetros de impresión.....	61
5.3.2 Impresión de muestras	68
5.4 Ensayos mecánicos.....	70
5.4.1 Ensayo de tracción.....	70
5.4.2 Ensayo de impacto.....	71
5.4.3 Ensayo de Indentación.....	72

5.5 Microscopía	73
5.6 Análisis Químico.....	75
6. Resultados.....	76
6.1 Caracterización del material	76
6.1.1 Tracción	76
6.1.2 Impacto	82
6.1.3 Indentación.....	85
6.1.4 Microscopía.....	86
6.1.5 Análisis Químico.....	92
7. Análisis de Resultados.....	94
7.1 Modelo Estadístico.....	94
7.1.1 Tracción	95
7.1.2 Impacto	96
7.1.3 Indentación.....	97
7.3 Análisis ensayos mecánicos.....	98
7.3 Microscopía	99
7.3 Análisis Químico.....	104
8. Conclusiones.....	105
9. Recomendaciones.....	107
Referencias Bibliográficas.....	108
Apéndices... ..	113

Lista de Tablas

	Pág.
Tabla 1 Calificación de criterios.....	36
Tabla 2 Matriz de selección.....	37
Tabla 3 Ficha técnica PLA NatureWorks.....	38
Tabla 4 Análisis toxicológico PLA NatureWorks	39
Tabla 5 Porcentaje de composición de refuerzo	49
Tabla 6 Perfiles de temperatura de la extrusión.....	57
Tabla 7 Ficha técnica impresora 3D	61
Tabla 8 Parámetros finales de impresión	68
Tabla 9 Proceso de impresión 3D.....	69
Tabla 10 Esfuerzos y módulo de elasticidad probetas de 20% Hueso – 80% PLA.....	79
Tabla 11 Esfuerzos y módulo de elasticidad probetas de 40% Hueso.....	80
Tabla 12 Esfuerzos y módulo de elasticidad probetas de PLA INGEO 2003D	81
Tabla 13 Datos iniciales prueba impacto	84
Tabla 14 Datos obtenidos prueba impacto PLA INGEO 2003D.....	84
Tabla 15 Datos obtenidos prueba impacto, proporción 20% PH- 80% PLA	85
Tabla 16 Datos obtenidos prueba impacto, proporción 40% PH- 60% PLA	85
Tabla 17 Resultados análisis Químico	93
Tabla 18 Análisis de varianza para tracción.....	95

Tabla 19 Análisis de varianza para módulo de elasticidad	96
Tabla 20 Análisis de varianza para impacto	96
Tabla 21 Análisis de varianza para indentación	97

Lista de Figuras

	Pág.
Figura 1 Principio del Experimento del Péndulo <i>de Impacto</i>	26
Figura 2 Estructura Ósea Sus scrofa domestica.....	42
Figura 3 Proceso de limpieza del hueso	45
Figura 4 Resultado final del proceso de limpieza.	46
Figura 5 Polvo de hueso	47
Figura 6 Vista de mezcla reforzada al 20%	51
Figura 7 Maquina extrusora de plásticos.....	53
Figura 8 Controles de la máquina extrusora.....	54
Figura 9 Elementos del proceso de almacenamiento y enfriamiento del filamento.	56
Figura 10 Filamentos obtenidos en la extrusora	60
Figura 11 Patrón de impresión.....	63
Figura 12 Segmentación de impresión.....	64
Figura 13 Resultados de impresiones.....	65
Figura 14 Resultados de impresión.....	65
Figura 15 Resultados de impresión.....	66
Figura 16 Segmentación de impresión 3D	67
Figura 17 Máquina universal prueba de tracción.....	71
Figura 18 Péndulo de Impacto.....	72

Figura 19 Maquina Tribolab UMT	73
Figura 20 Preparación de muestras microscopía	74
Figura 21 Cámara Microscopio	75
Figura 22 Rotura de probetas de PLA reforzado	77
Figura 23 Rotura de probetas de PLA reforzado	78
Figura 24 Proporción 20% Hueso – 80% PLA.....	79
Figura 25 Proporción 40% Hueso – 60% PLA.....	80
Figura 26 PLA INGENIO 2003D.....	81
Figura 27 Gráfica para diferentes composiciones.....	82
Figura 28 Probetas de impacto fracturadas.	83
Figura 29 Grafica de datos obtenidos prueba de dureza	86
Figura 30 Imágenes microscopia muestra 1.	88
Figura 31 Imágenes microscopia muestra 2.	89
Figura 32 Imágenes microscopia muestra 3.	90
Figura 33 Imágenes microscopia muestra 4.	91
Figura 34 Concentrador de esfuerzos.....	103

Lista de Apéndices

	pág.
Apéndice A. Ficha técnica maquina extrusora de plásticos (Romero et al., 2022)	113
Apéndice B. Tomas Microscopía muestra 1.....	115
Apéndice C. Tomas Microscopía muestra 2.....	117
Apéndice D. Tomas Microscopía muestra 3.	119
Apéndice E. Tomas Microscopía muestra 4.....	120
Apéndice F. Formato resultados composición elemental.....	122

Resumen

Título: Desarrollo de hilo de material biocompatible para impresión 3D*

Autor: Laura Natalia García López, Brayan Julián Paredes Torres**

Palabras Clave: Impresión 3D, filamento, biocompatible, biopolímero, PLA, cerdo.

Descripción: En los últimos años, el uso de la manufactura aditiva en los diferentes sectores de la industria, específicamente en áreas de producción y diseño ha aumentado, en efecto han crecido la cantidad de materiales que se pueden usar. El objetivo de este estudio es desarrollar un filamento biocompatible para impresión 3D, que se presente como una alternativa para la ingeniería biomecánica y de tejidos. Para ello como primera etapa, se definió una matriz polimérica compuesta por ácido poli láctico y reforzada con polvo de hueso porcino obtenido de la columna vertebral y radio. A partir de esto se extruye filamento con tres composiciones diferentes, PLA puro y PLA con refuerzo del 20% y 40%. Seguidamente para caracterizar el material se obtuvieron probetas mediante manufactura aditiva, donde se evidenció que los parámetros de impresión inciden de forma directa en las propiedades mecánicas. Posteriormente, para definir las propiedades mecánicas de cada composición se realizaron ensayos de tracción, indentación e impacto, cuyos resultados presentan que, agregando refuerzo al PLA, se aumenta en un 47% el esfuerzo de fluencia y en un 34% el módulo de elasticidad en las probetas con mayor composición de refuerzo. Adicionalmente, un análisis de microscopia electrónica de barrido evidencia una alta porosidad del material ocasionada por factores no controlables en la extrusión del hilo y en la impresión de las muestras. Para finalizar, un estudio de Espectroscopia de rayos X de energía dispersiva evidencio la composición elemental del material, asegurando que este no induce efectos citotóxicos en seres vivos.

* Trabajo de Grado

** Facultad de Ingenierías físico-mecánicas. Escuela de Ingeniería Mecánica. Director: Alberto David Pertuz Comas. Doctor en Ingeniería Mecánica.

Abstract

Title: Development of biocompatible filament material for 3D printing *

Author(s): Laura Natalia García López, Brayan Julián Paredes Torres **

Key Words: 3D printing, filament, biocompatible, biopolymer, PLA, pig.

Description: In recent years, the use of additive manufacturing in different sectors of industry, specifically in areas of production and design, has increased, in fact, the number of materials that can be used has grown. The objective of this study is to develop a biocompatible filament for 3D printing, which is presented as an alternative for biomechanical and tissue engineering. For this purpose, as a first step, a polymeric matrix composed of poly lactic acid and reinforced with porcine bone powder obtained from the spine and radius was defined. From this, filament was extruded with three different compositions, pure PLA and PLA with 20% and 40% reinforcement. Next, to characterize the material, specimens were obtained by additive manufacturing, where it was shown that the printing parameters have a direct impact on the mechanical properties. Subsequently, in order to define the mechanical properties of each composition, tensile, indentation and impact tests were carried out. The results showed that, by adding reinforcement to PLA, the yield stress increased by 47% and the modulus of elasticity by 34% in the specimens with the highest reinforcement composition. Additionally, a scanning electron microscopy analysis evidences a high porosity of the material caused by uncontrollable factors in the extrusion of the yarn and in the printing of the samples. Finally, an energy dispersive X-ray spectroscopy study evidenced the elemental composition of the material, assuring that it does not induce cytotoxic effects in living beings.

* Degree Work

** Faculty of physical and mechanical engineering, School of Mechanical Engineering, Director: Alberto David Pertuz Comas. Mechanical Engineer, PhD

1. Introducción

La impresión 3D ha constituido un gran avance en la bioingeniería y biomecánica, al permitir desarrollar biomodelos y materiales que facilitan la labor del área médica; por medio de este proceso se permite el desarrollo de piezas y componentes tridimensionales sólidos a partir de un modelo digital, simplificando los procesos de fabricación, reduciendo costos y dificultades relacionadas con las geometrías y composiciones de los elementos, por tal razón, en la actualidad es objeto de estudio, los biomateriales procesables por impresión 3D, que sirven de prospecto para desarrollar productos biomédicos, con diferentes características, tales como, tejidos, prótesis, ortesis, entre otros.

El término biomaterial se emplea para describir una amplia gama de materiales usados para aplicaciones biomédicas (Sáenz, 2004) y en la actualidad estos materiales han adquirido una importancia trascendental en esta área por sus múltiples aportes en cuanto a la mejora de la calidad de vida de las personas, tanto así, que en la actualidad existe una alta demanda en el campo médico para el desarrollo de elementos clínicos, para el tratamiento de fracturas y otros tipos de lesiones, sin embargo, aún con los avances tecnológicos de la actualidad, el desarrollo de nuevos biomateriales se ve limitado, ya que estos deben cumplir con ciertas propiedades biológicas, físicas, químicas y mecánicas aptas para procesos orientados a no inducir efectos tóxicos o dañinos sobre los sistemas biológicos donde actúan y además, las técnicas de fabricación existentes en la industria pueden resultar costosas y poco asequibles.

Por tal razón, se hace necesario abordar nuevas investigaciones con el objetivo de desarrollar materiales biocompatibles de producción simple y de bajo costo que permitan la fabricación de diferentes dispositivos mediante un método de manufactura flexible, por medio del cual se pueda suplir la alta demanda biomédica actual. En esta situación, la impresión 3D, se consolida como la técnica de fabricación más apropiada para este campo, puesto que tiene un alto nivel de funcionalidad que permite a los fabricantes usar de manera eficiente los recursos, determinar la forma, resistencia y textura del producto, y además, presenta la facilidad para crear piezas a partir de materiales con una composición plástica combinada con ingredientes de tipo orgánico, los cuales pueden ser residuos de la industria agrícola, cárnica y avícola, cuya estructura permite la obtención de propiedades mecánicas eficientes en conjunto con características biológicas aceptables, y un aprovechamiento de los desechos más apropiado, lo cual contribuye a la disminución de la producción de basuras en estos sectores.

En el presente trabajo de investigación, se va a desarrollar un hilo para impresión 3D de material biocompatible, mediante la evaluación fisicoquímica de una con composición de una matriz polimérica en conjunto con un componente de origen orgánico, el cual será, los restos óseos de los cerdos de la industria cárnica, ya que no tienen algún tipo de aprovechamiento y son considerados desechos. Este filamento se evaluará mecánicamente en forma de probetas de ensayos impresos por manufactura aditiva con el fin de caracterizar el material.

2. Objetivos

2.1 Objetivo General

Desarrollar un hilo de material biocompatible para impresión 3D, con el fin de fabricar elementos mecánicos para el uso en ingeniería biomecánica.

2.2 Objetivos Específicos

Definir dos alternativas de composición para completar la matriz polimérica base de los hilos de impresión 3D, mediante una matriz de selección de alternativas para obtener el hilo de mejor composición.

Identificar las condiciones termo mecánicas del procedimiento de extrusión, realizando pruebas de extrusión a diferentes temperaturas y haciendo test sobre la calidad de filamentos para la obtención del hilo de impresión 3D.

Obtener probetas elaboradas por medio de la impresora 3D de la escuela de ingeniería mecánica de la UIS, con el propósito de evaluar las propiedades mecánicas y biocompatibilidad.

Determinar las propiedades mecánicas de los hilos de impresión 3D por medio de ensayos de tracción, impacto e indentación instrumentada según la norma ASTM de los materiales estudiados.

Analizar las características de biocompatibilidad mediante un ensayo de citotoxicidad, para establecer si los compuestos seleccionados tendrán efectos tóxicos sobre células vivas.

3. Justificación

El desarrollo de un hilo para impresión 3D a partir de un material biocompatible tiene un impacto considerable en la ingeniería mecánica debido a que ofrece una propuesta novedosa de investigación de un nuevo material aplicado a el campo de ingeniería biomecánica y de tejidos, puesto que podría ser adaptado para desarrollar prótesis y ortesis, las cuales toman un papel fundamental en la medicina regenerativa y en la rehabilitación de pacientes con discapacidades neuronales.

El impacto ambiental del proyecto se centra en la investigación de diferentes biomateriales de origen orgánico que generarán un material biocompatible, que puede ser incorporado o implantado en organismos vivos con el objetivo de reponer alguna función de este. Para este estudio las principales características que se deben tener presentes son la biocompatibilidad, es decir, que el organismo debe aceptar el material, que no sea tóxico ni cancerígeno y ser biodegradable. Esta última es muy importante, ya que esta cualidad es de vital importancia para el planeta y para nuestra salud, en los tiempos actuales de crisis medioambiental y de salubridad. Con el fin de disminuir el impacto ambiental, se aplican los principios bioéticos de la responsabilidad y de beneficencia, el primero enuncia que se debe velar por la conservación y el cuidado de la naturaleza, tanto para el presente como para las generaciones futuras, por otra parte, el segundo designa que se debe buscar un beneficio mutuo evitando daños y perjuicios.

El carácter social de esta investigación constituye al inicio del proceso de análisis de un nuevo material, el cual tiene la esperanza de poder ser aplicado en la ingeniería biomecánica y en sus diferentes campos; con la finalidad de brindar un mejor tratamiento a las personas que posean diferentes afecciones de salud, haciendo posible por medio de la impresión 3D el desarrollo de andamios, ortesis y dispositivos protésicos con diseños específicos de alta complejidad para cada paciente de manera rápida de calidad y a bajo costo.

Finalmente, el desarrollo de un hilo para impresión 3D a partir de un material biocompatible resulta ser una parte fundamental en el macroproyecto, que busca lograr brindar una mejor calidad de vida a una población determinada, sin dejar de lado el constante interés por el mejoramiento y sustentabilidad del medio ambiente.

4. Marco Teórico

Con el fin de desarrollar de manera óptima este proyecto, se dará una idea global de las condiciones y parámetros que debe considerar el proceso de desarrollo de un hilo de material biocompatible para impresión 3D, buscando de esta forma la ejecución óptima del procedimiento implicado en el mismo. Por lo cual, se utilizan como punto de partida y de referencia los antecedentes mencionados en el estado del arte, los cuales aportaran pautas metodológicas a considerar; y por medio de los referentes teóricos se pretende ilustrar al lector con respecto a los conceptos físicos necesarios para entender en su totalidad el desarrollo de este trabajo.

4.1 Referentes Teóricos

En esta sección se presentan los principios teóricos más importantes que se aplican en el presente trabajo de investigación.

4.1.1 Biomateriales

La industria biomédica está constituida por cuatro segmentos fundamentales: farmacéutico, biotecnológico, dispositivos médicos y de diagnóstico (Löffler & Stern,2008). Aparte de estos segmentos, los biomateriales poliméricos son aplicados en la ingeniería de tejidos, biomedicina y bioingeniería, con el objetivo de buscar la regeneración del cuerpo de manera controlada, utilizando materiales biocompatibles, los cuales deben ser materiales porosos, que imiten la matriz extracelular y, a su vez, guíen el crecimiento celular hacia el desarrollo de un tejido tridimensional (Osorio Delgado et al, 2017, pp. 5).

4.1.1.1 Definición. Biomaterial es una sustancia creada por un organismo vivo o una sustancia que está en contacto con un organismo vivo. Este tiene el fin de entrar en contacto con un sistema biológico y funcionar dentro de él, por tal razón la característica a asegurar en este tipo de materiales es la biocompatibilidad, la cual es definida como “la cualidad de no inducir efectos tóxicos o dañinos sobre los sistemas biológicos donde actúan, devolviendo una respuesta apropiada por parte del receptor y con un fin específico” (Biomateriales,2020).

4.1.1.2 Clasificación. Los biomateriales se clasifican según su origen, ya sea Natural, por ejemplo, seda, lana, colágeno, o de origen sintético, comúnmente denominados materiales biomédicos; los sintéticos, según su naturaleza pueden ser, metales que poseen buenas propiedades mecánicas, usados en prótesis ortopédicas, implantes dentales; polímeros, que tienen propiedades cercanas a

los tejidos vivos y son los biomateriales más usados en implantes e ingeniería de tejidos; Cerámicos, que son químicamente inertes y estables, usados en prótesis óseas, válvulas de corazón y los compuestos, cuyas propiedades son muy variadas según los elementos que los constituyan y son usados en todos los campos de la bioingeniería. Finalmente, se clasifican en función de la respuesta del propio organismo como inertes, bioactivos, reimplantados, biodegradables y no degradables.

4.1.1.3 Biopolímeros. Este tipo de material se define como:

Un polímero cuyo fin es el de interactuar con un sistema biológico. Evaluar, curar, corregir o reemplazar algún tejido, órgano o función del organismo son las posibles interacciones entre el biopolímero y el ser vivo. El biopolímero es una sustancia sólida tipo orgánico, inorgánico o inerte con la propiedad de ser biocompatible con el ser vivo, normalmente el cuerpo humano (Biomateriales,2020).

4.1.2 Impresión 3D

4.1.2.1 Definición y antecedentes. La impresión 3D es un gran avance en la tecnología de fabricación por adición donde se crea un objeto tridimensional creado mediante la superposición de capas sucesivas de material. Esta práctica es controlada por un ordenador, se emplean diferentes técnicas desarrollarse. Hay tres elementos básicos implicados para que esto se lleve a cabo:

- Tecnología de impresión 3D. En este campo existen diferentes tecnologías conocidas para el proceso de impresión 3D, en este caso se considerará la impresión por extrusión. Pese a que haya diferentes procesos posibles, todos tienen en común la adición de material por capas.

- **Material empleado.** Gran cantidad de materiales pueden ser utilizados en impresión 3D con diferentes tecnologías. Todo se trata de conseguir un material que permita cierta fluidez para ser extruido y seguidamente ser superpuesto en numerosas capas.
- **Diseño digital.** En esta parte se debe mencionar el programa de modelado 3D, denominado CAD (Computer Aided Design). Este programa crea cientos de capas horizontales basados en un modelo 3D ya existente, lo que define la sucesión que seguirá la máquina durante la impresión. (Gascón, 2020)

4.1.2.2 Métodos de impresión. Existen diferentes tecnologías para impresión 3D todas se diferencian principalmente en la forma en la que se emplean las distintas capas para crear las piezas. Algunas de ellas utilizan métodos de fundido del material, como por ejemplo FDM y SLS, mientras que otras depositan materiales líquidos que son solidificados con diferentes tecnologías. Entre los métodos más conocidos están:

- **Modelado por deposición fundida (FDM).** Este método consiste en ir depositando un material fundido sobre una estructura capa a capa que posteriormente es sintetizado por un láser para su solidificación.
- **Estereolitografía.** Este produce modelos mediante el trazado de un haz de luz UV sobre una base de resina fotosensible que polimeriza con dicha luz. Una de las ventajas de esta tecnología es el alto nivel de detalle y el buen acabado superficial que se obtiene.

- Laminado de objetos de fabricación (LOM). El funcionamiento de dicho proceso comienza con la colocación de las capas, como se mencionó anteriormente. Seguido de estos, las láminas son cortadas con un láser para así poder llegar a la forma deseada. (Rojas-Lozano, 2019)

4.1.3 Proceso de obtención de hilos para impresión 3D.

La extrusión es una técnica de modelado 3D mediante la cual un perfil en dos dimensiones se prolonga para generar una pieza en tercera dimensión. Para que este método realmente funcione hay que usar materiales fáciles de moldear. (Rojas-Lozano, 2019). Este método extrusor con impresión 3D permite generar una nueva dimensión abaratando los costes de producción. Según Rojas (2020) en la revista de materiales compuestos, entre las principales ventajas cabe destacar:

- Se evita que el material se compacte y que esto llegue a afectar a sus propiedades.
- La enorme rapidez para generar una nueva pieza
- Se podrán usar materiales quebradizos o hacer formas complejas que no se pueden conseguir con otra forma de impresión.
- La forma y acabado final serán de gran calidad.

4.1.4 Ensayos mecánicos.

La ingeniería mecánica en conjunto con la ciencia de los materiales , tienen como objetivo estudiar los efectos y relaciones existentes entre las fuerzas aplicadas sobre un material , estructura o cuerpo rígido y la deformación producida en el mismo. Para el caso de este proyecto de investigación , el biomaterial de característica biocompatible a desarrollar debe ser testado con el

propósito de conocer sus propiedades mecánicas ; las cuales son definidas en el estudio de García (2019, p. 14-15) como las características intrínsecas que definirán el comportamiento del material bajo las distintas condiciones de funcionamiento, conformado o mecanización y entre las principales propiedades mecánicas se destacan, la elasticidad, plasticidad, maleabilidad, ductilidad, dureza, fragilidad, resiliencia y tenacidad.

A partir del desarrollo de los ensayos mecánicos, se realiza una caracterización en términos de propiedades del material estudiado. La cual permitirá conocer la viabilidad con la que se desempeñará en el área y función asignada de reemplazar.

4.1.4.1 Clasificación de ensayos. Los ensayos mecánicos se clasifican en función a diferentes parámetros que indican la manera en la que se desarrolla el proceso experimental. De forma universal existen 3 grupos generales para los ensayos mecánicos, los cuales se diferencian entre sí por el deterioro del material, tipo de carga y rigor científico.

Rodríguez García (2019) clasifica los ensayos según el deterioro del material cuando se realiza el ensayo:

- Ensayos destructivos: en este tipo de ensayos la pieza sufre un deterioro permanente el cual la imposibilita para la función para la que fue diseñada.
- Ensayos no destructivos: este tipo de ensayos detectan defectos sin alterar las propiedades y estructura original del material.

En función del tipo de carga

- Ensayos estáticos: Este tipo de ensayo se realiza con cargas estáticas, es decir las fuerzas son aplicadas de manera permanente y continua o varía de forma muy lenta en el tiempo.
- Ensayos dinámicos: En este tipo de ensayos la carga APA aplicada es de magnitud variable a lo largo del tiempo de la prueba. por ese tipo de ensayos es muy común valorar la resistencia de los materiales a cargas de impacto.

En función del rigor científico, se conocen los ensayos tecnológicos los cuales son un tipo de ensayo cualitativo o semi cuantitativo que permite conocer rápidamente las propiedades de los materiales.

4.1.4.2 Muestras para ensayos: Probetas. Para realizar los ensayos es necesario tener muestras representativas para el procedimiento experimental, dichas muestras se denominan probetas. Según Rodríguez García (2019) “Las probetas tienen formas y dimensiones distintas en función del tipo de ensayo que se vaya a realizar sobre ellas y también en función del material que se vaya a estudiar” (p. 51). Según el tipo de ensayo las probetas están normalizadas según una normatividad seleccionada.

4.1.4.3 Normativa de ensayos. Para realizar el análisis y definir propiedades del material se deben seguir una serie de normas basadas en lo establecido por sociedad americana para pruebas y materiales ASTM.

4.1.4.3.1 Tracción: Para plásticos compuestos ASTM D638. Este método de prueba determina las propiedades de tracción propiedades de los plásticos no reforzados y reforzado. Las formas del material compuesto se limitan a fibra continua o compuestos reforzados con fibra

discontinua en los que el laminado está equilibrado y simétrico con respecto a la dirección de prueba. Se lleva a cabo en una maquina universal y combina unidades de pulgada-libra y SI en un solo estándar.

La norma ASTM D638-99 mide las siguientes propiedades de tracción:

- Resistencia a la tracción: tensión máxima aplicada durante la prueba
- Tensión de tracción definitiva: la tensión de rotura
- Módulo de tracción: cuanto se puede deformar el material en respuesta al estrés
- Relación de Poisson: la relación del cambio en la deformación transversal a longitudinal entre dos puntos de deformación longitudinales.
- Tensión de transición: donde se muestra un cambio de pendiente en la respuesta de tensión-deformación.

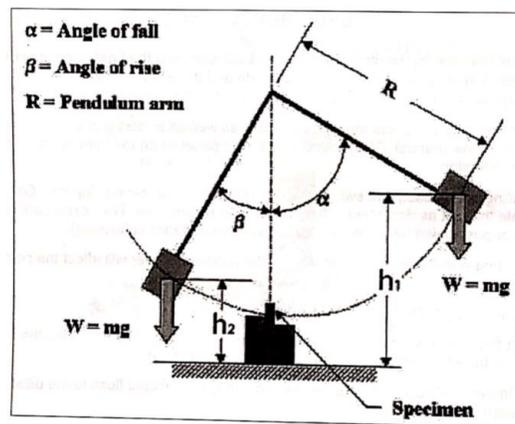
La fuerza y el alargamiento son los parámetros de medición fundamentales de una máquina de ensayos de materiales. Como parte teniendo una calibración periódica, se ha probado que dichas variables de medición alcanzan el nivel de precisión establecido en las normas de ensayo en unos rangos definidos.

4.1.4.3.2 Impacto: Ensayo Charpy ASTM D6110 (ISO 179-1). Este ensayo estudia el comportamiento que tienen los materiales al impacto, se realiza en una máquina de péndulo de impacto, cuyo principio de funcionamiento consiste en golpear mediante una masa, una probeta que se sitúa en un soporte. La masa M , se encuentra acoplada al extremo de un péndulo de longitud L , se deja caer desde una altura H , mediante la cual se controla la velocidad de aplicación de la carga en el momento del impacto. El ensayo consiste en romper una probeta con las dimensiones escogidas por la norma a través de tres entalladuras que tiene situadas en distintas caras. Por medio

del análisis de cómo se rompe la probeta se pueden determinar las propiedades del material, la más interesante es saber cuánta energía es capaz de absorber el material a la fractura. En la figura 1, se presenta el principio del experimento de la máquina de modelo HSM 41(HSM, 2011).

Figura 1

Principio del Experimento del Péndulo de Impacto



Nota. Representación gráfica de las variables del experimento. Tomado de HSM, 2011.

Para el tratamiento de los datos obtenidos por el ensayo, el manual del ensayo de impacto presenta las ecuaciones necesarias para hallar la energía absorbida por la pieza y la resistencia al impacto del material. Los parámetros presentados en figura 1, se describen a continuación en conjunto con las ecuaciones necesarias para presentar los resultados.

m = Masa (Kg)

g = Gravedad (m/s^2)

CSA = Área de sección transversal (m^2)

R = Radio del brazo del péndulo

α = Angulo Inicial ($^\circ$)

β = Angulo final ($^\circ$)

h_1 = Altura inicial (m)

h_2 = Altura final (m)

A_k = Trabajo de impacto de la barra con muesca ($N \cdot m$ o J)

a_k = Resistencia al impacto de la barra dentada ($\frac{J}{m^2}$)

En la máquina de péndulo de impacto, la masa del martillo es soltada desde una altura lo que genera una energía potencial calculada según la Ecuación 1.

$$Ep = m \times g \times h_1 \quad (1)$$

La energía absorbida por la muestra (A_k) se calcula a partir del cambio de alturas en el experimento, tal y como lo describe la Ecuación 2.

$$A_k = m \times g \times (h_1 - h_2) \quad (2)$$

Esta energía absorbida dividida entre la sección transversal de la muestra se define como el esfuerzo de impacto del material, tal y como lo describe la Ecuación 3.

$$a_k = \frac{A_k}{CSA} \quad (3)$$

La Ecuación 4 y Ecuación 5, presenta el ángulo de caída y subida en relación con el cambio de altura.

$$h_1 = R(1 - \cos \alpha) \quad (4)$$

$$h_2 = R(1 - \cos \beta) \quad (5)$$

El cambio de ángulo también nos muestra cuánta energía ha sido absorbida por la muestra, transfiriendo las Ecuaciones 4 y 5 a 2 también podemos calcular A_k como la Ecuación 6 y reemplazando se obtiene en la Ecuación 7.

$$A_k = m \times g \times R (\cos \beta - \cos \alpha) \quad (6)$$

$$(h_1 - h_2) = R(\cos \beta - \cos \alpha) \quad (7)$$

4.1.1.1.1 Indentación Knoop ASTM C1326-99 . Este método de prueba describe una prueba de dureza de Indentación utilizando una máquina calibrada para forzar un indentador de diamante piramidal, de base rómbica y puntiagudo que tiene ángulos de cara especificados, bajo una fuerza predeterminada, sobre la superficie del material bajo prueba y para medir las diagonales proyectadas en la superficie de la impresión resultante después de la eliminación de la fuerza.

Para las muestras de prueba, se utiliza indentadores Knoop para crear muescas cuyas diagonales proyectadas en la superficie se miden con microscopios ópticos. El indentador Knoop crea una impresión cuadrada a partir de la cual se mide la proyección de la superficie de la diagonal larga de la impresión resultante después de la eliminación de la carga. En este ensayo, la dureza Knoop se calcula a partir de la relación entre la fuerza aplicada y el área de Indentación proyectada en la superficie de la muestra (ASTM, 2018). Según la norma ASTM C1326-99, para hallar el número de dureza Knoop se utiliza la Ecuación 8.

$$HK = P / Cp d^2 = 14.229 P / d^2 \quad (8)$$

Donde las variables se definen a continuación.

Cp = Constante del indentador.

P = Fuerza del ensayo *kgf*

d = longitud de la diagonal larga de la indentación *mm*

4.2 Estado del arte

Cuando se habla de materiales para aplicaciones biomédicas especialmente la recuperación de los huesos, la característica de biodegradabilidad, se hace relevante y se define como es un proceso que debe ocurrir a una velocidad en que se cure el tejido óseo, por esto, como base teórica se fundamentó que es relevante considerar que el material debe permitir un traspaso progresivo de cargas al hueso en recuperación, de manera que se comporte como un material osteoinductivo, osteorregenerador y osteoconductor (Pariente et al., 2006).

Los polímeros naturales y sintéticos, las cerámicas y los vidrios biológicos, y algunos metales y aleaciones, son los biomateriales usados para regeneración ósea. Excluyendo los materiales metálicos, ya que no son considerados biodegradables (Plazas y Perilla 2011). Las investigaciones en el desarrollo de nuevos materiales para implantes se encaminan cada vez más a la solución de los inconvenientes que presentan los injertos, como reacciones inmunológicas, los riesgos de contaminación, riesgo de transmisión de enfermedades, entre otras, según Plazas y Perilla.

Los materiales metálicos habitualmente usados para elaborar dispositivos implantables son los aceros inoxidable como el ASTM F138, ASTM F745 entre otros. Todos estos materiales deben satisfacer propiedades intrínsecamente relacionadas, como resistencia mecánica, biocompatibilidad y un punto importante como lo es la resistencia a la corrosión. Materiales como el Ti-Al-V y el Ti Grado 4 presentan mejores propiedades como biomateriales con resistencias mecánicas y módulos de elasticidad mucho más altos (Grau, Gregorutti Y Elsner 2013). De manera similar, (Ríos et al. (2013), establecen que, para aplicaciones en sistemas de fijación ósea, los bio materiales compuestos de matriz polimérica con refuerzo de cerámico vivo es una alternativa que se ha impulsado a lo largo de todo el mundo. Según los autores, dichos compuestos de matriz polimérica con adición de cerámico están diseñados para mejorar las propiedades mecánicas como rigidez y resistencia a la fatiga, además de su bioactividad para aplicaciones en ortopedia y cirugía cráneo maxilofacial, dentro de los desarrollos más presentes se encuentra de manera común el PLA como base el compuesto, mezclado con fibras de vidrio fosfato, nanopartículas de bio vidrio, hidroxiapatita, fosfatos tricálcicos con magnesio, entre otros.

En el 2017, se hizo una revisión de como la tecnología de manufactura aditiva estaba abriendo nuevas posibilidades en comparación con los métodos de la década pasada, es así como Tan et al.(2017), presenta el método de impresión 3D basado en lecho de polvo mecánico; en el cual el material con más ventajas para aplicaciones ortopédicas en términos de biocompatibilidad testada por ensayos, in vitro, de proliferación de células e in vivo, de regeneración de huesos y crecimiento interno, es el Ti-6Al-4 V. Así mismo, Guillen y Girón(2018), trabajando sobre la fabricación de filamentos de alcohol polivinílico (PVA) y policaprolactona (PCL) para ser usados en impresión 3D con tecnología de modelado FDM. Trataron biopolímeros reforzados

internamente con hidroxapatita (HAp) un bio cerámico para así mejorar sus propiedades mecánicas. Realizando un análisis térmico donde fue vital para establecer las condiciones de manufactura incluyendo la temperatura de fusión y degradación de estos polímeros y HAp.

De manera análoga, Moreno (2018) desarrollo un biomaterial por medio de manufactura aditiva a partir de la combinación de un compuesto de hueso, en este caso partículas en estado pulverizado de la pata de la vaca y un biopolímero; dicho material fue caracterizado mecánicamente por medio de ensayos de flexión, rugosidad y dureza, los cuales fueron desarrollados mediante la impresión de probetas, en donde se utilizó un filamento obtenido mediante extrusión. Como resultado, el biomaterial cumple con las propiedades mecánicas óptimas para su aplicación y, además, se observa que las mismas son superiores en comparación con los adelantos desarrollados en la literatura. Para el caso de los materiales y compuestos desarrollados por medio de impresión 3D, Caravaca (2019) presenta que la tecnología FDM con el uso de PLA es el método que ofrece mejores propiedades mecánicas en todas sus configuraciones de impresión, además el autor también recomienda parámetros en los cuales la configuración que permite obtener mejores propiedades en las piezas es la horizontal longitudinal, y se añade que para este tipo de procesos es importante determinar de manera correcta los parámetros como temperatura de la cama, velocidad de impresión y geometría.

Gao y colaboradores (2020), trabajando sobre andamios a multi-escala, utilizaron fibras ultrafinas, que les permitiría conservar el alto grado de biocompatibilidad. Para lograr dicho objetivo, se combinaron los resultados obtenidos de los andamios impresos por el método FMD convencional y en alta resolución EHD; y además se desarrolló un sistema integrado para fabricar andamios de múltiples escalas, mediante un módulo de conmutación para controlar el campo

eléctrico y la extrusión, en la cual los modos FMD y EHD podrían convertirse durante la impresión. (Gao et al., 2020). Este artículo de investigación tiene como objetivo principal desarrollar andamios multi-escala a partir de fibras ultrafina para asegurar un alto grado de biocompatibilidad.

Así mismo, los andamios son una base importante dentro del área de la biomecánica y la ingeniería de tejidos, análogamente a Gao et al., Belaid y colaboradores (2020), desarrollaron un nuevo andamio biocompatible impreso en 3D, a base de óxido de grafeno; este compuesto se procesó por medio de modelado por deposición fundida FDM, utilizando PLA como base de matriz polimérica, sin embargo, este material sintético biodegradable es frágil e incompatible para tejidos óseos, por tal razón, en pro de tener en cuenta las propiedades moleculares para la proliferación de células que garanticen la biocompatibilidad, los autores, a partir de un análisis fisicoquímicos decidieron reforzar el ácido poli láctico con oxido de grafeno y aumentar la resistencia con nano rellenos, dando como resultado un material hidrofóbico, compatible biológicamente y con un 30% de incremento de módulo de Young en comparación con el PLA puro.

De igual manera, Baptista y Guedes (2021) sostienen que para el área de los trasplantes óseos el andamiaje es una es una posibilidad proporcionada por la ingeniería de tejidos. Por tal razón, desarrollaron un procedimiento en el cual se imprimieron en 3D andamios de PLA con diferentes diseños que varían la porosidad de la pieza, utilizando parámetros de fabricación óptimos y con un total de 12 diseños en condiciones de compresión monotónica y dinámica, se encontró que el análisis numérico en general para comportamiento a tracción y respuesta estática a lo largo del tiempo, con un diseño ortogonal, se presentaron resultados que muestran que la impresión 3D con PLA se puede aplicar para la fabricación de andamios para reemplazo del hueso trabecular.

En ese sentido, Vyas y colaboradores (2021), proponen utilizar un material natural, el cual es micropartículas de seda *Bombyx mori* (SMP) combinado con una matriz polimérica de policaprolactona (PCL), a pesar de que este polímero exhibe mala adhesión celular y propiedades mecánicas. Esta investigación es innovadora puesto que no hay estudios que utilicen SMP como agente de refuerzo en un andamio de polímero termoplástico impreso en 3 D, para el desarrollo de la investigación, la seda que es biocompatible y biodegradable, con excelentes propiedades mecánicas se preparó por fusión de mezcla y se fabricaron utilizando un método basado en extrusión asistida por tornillo para generar un hilo que posteriormente fue impreso, el resultado fueron andamios que eran más hidrofóbicos y con un efecto citotóxico a mayor carga de partículas después de 7 días de cultivo y para el día 21 se mostró una actividad metabólica celular mayor, proliferación y alta viabilidad celular, mecánicamente se encontró que el refuerzo mejoró el módulo de Young a compresión y proporcionó un refuerzo mecánico efectivo.

Recientemente, fabricantes de materiales e impresoras 3D han anunciado su interés para desarrollar materiales cerámicos técnicos, entre ellos principalmente las bio cerámicas, debido a que la posibilidad de imprimir implantes de bio cerámica facilita la creación de implantes personalizados para el cuerpo de cada paciente y representa una innovación dentro la investigación biomédica; los compuestos más explorados según la revista *Convertronic* (2021) son “la hidroxiapatita (HA) y el fosfato tricálcico (TCP); estas bio cerámicas son populares no sólo por las propiedades de sus materiales sino por su prevalencia dentro de la medicina, ya que numerosos implantes y dispositivos de HA y TCP (no impresos en 3D) han sido aprobados previamente por la FDA”.

5. Metodología Experimental

A continuación, se presentan las seis etapas metodológicas, sobre las cuales se estructura esta investigación, cada una de estas fases data los procedimientos y decisiones necesarias para desarrollar los objetivos del proyecto.

5.1 Materiales

Los materiales seleccionados para producir filamento de impresión 3D por medio del método de extrusión, fueron escogidos de tal forma que se aseguré que el hilo obtenido presente unas características mecánicas y biológicas aceptables, que permitan clasificar el material seleccionado como biocompatible, para que pueda ser aplicado en el área de la bioingeniería. Para el presente proyecto, se selecciona un material base y su respectivo refuerzo mediante una matriz de selección la cual se presenta a continuación, junto con la descripción de las materias primas elegidas.

5.1.1 Planteamiento de Alternativas.

La selección del material base estuvo condicionada por los requerimientos de la impresión 3D, los cuales establecen que la materia prima debe presentar propiedades de servicio admisibles para la aplicación dada y, además, debe formarse en un estado compatible con el método de impresión seleccionado (León et al., 2019), el cual se modela por deposición fundida (FDM). En este caso, los materiales que más se adaptan a los requerimientos establecidos son los polímeros termoplásticos, entre los cuales se encuentra el ABS, ASA, Nylon 12, PC, PPSF/PPSU, PEI, PLA y TPU; y dentro de este grupo, numerosos estudios sitúan al Acido poli láctico PLA como uno de los polímeros termoplásticos con mayor proyección en los campos biomédicos debido a su

biocompatibilidad comprobada y su buena resistencia a la tracción y calidad de superficie (León et al., 2019). Por tal razón, la matriz polimérica para el material base para el presente proyecto investigación es el ácido poli láctico PLA.

El proceso de selección de alternativas del refuerzo se desarrolla por medio de una matriz de selección de alternativas la cual contiene diferentes materiales, los cuales están supeditados a tener un origen biológico ya sea animal o vegetal, para asegurar en un porcentaje de aproximadamente 50% la biocompatibilidad de este. Esta característica se hace indispensable para poder cumplir los objetivos y garantizar posibles aplicaciones en el campo de la bio ingeniería a futuro.

Para el desarrollo de la matriz de selección, se definen cuatro criterios a evaluar, los cuales se presentan a continuación y se califican por un valor numérico establecido de 1 a 3, donde 1 es la calificación más baja y 3 es la calificación más alta.

1. Tipo, origen de los materiales a extruir: Para garantizar en un mayor porcentaje las características de biocompatibilidad en el hilo de impresión 3D, se cuenta con un material de origen y/o tipo biológico, y para obtener propiedades mecánicas aceptables para cualquier tipo de uso.
2. Composición de los materiales: Se garantiza un material de origen biológico o biocerámica para lograr un porcentaje de biocompatibilidad.
3. Disponibilidad de materiales en el área: Cómo se necesitan componentes de origen biológico, la materia prima debe encontrarse disponible y al alcance en el área dónde se desarrolla el presente proyecto; el cual tiene lugar en la escuela

de ingeniería mecánica de la Universidad industrial de Santander, ubicada en el área de Bucaramanga en el departamento de Santander, Colombia.

4. Viabilidad del material para el proceso de extrusión e impresión 3D: Los materiales seleccionados para los procedimientos de extrusión del filamento e impresión de probetas por tecnología 3D, cumplen las especificaciones necesarias para garantizar la viabilidad de estos procesos. Para el caso de los materiales de matriz polimérica, su uso en aplicaciones de fabricación aditiva está garantizado.

Las alternativas planteadas tienen una composición base fija de Ácido poli láctico PLA en adición con las opciones que se evalúan a continuación:

- A. PLA + Componente de origen Vegetal
- B. PLA + Hidroxiapatita (Mineral)
- C. PLA+ Componente orgánico (Animal).
- D. PLA + Bio cerámico (TCP)

Tabla 1

Calificación de criterios

Numeración	Calificación
1	Bajo
2	Medio
3	Alto

Nota. Esta Tabla muestra cómo se darán valores cuantitativos a una calificación.

Tabla 2*Matriz de selección.*

Matriz de selección				
Criterio	Alternativas			
	A	B	C	D
1. Tipo y origen	1	2	2	2
2. Composición	1	2	3	3
3. Disponibilidad en el área	2	1	3	2
4. Viabilidad para el proceso	1	2	3	2
Total	5	7	11	9

Nota. Esta Tabla la evaluación de las alternativas.

De acuerdo con la Tabla 1 y Tabla 2, en el presente trabajo de investigación se estudia una alternativa de materia prima, en la cual se condiciona la composición de una matriz polimérica, en este caso Acido Poli láctico (PLA) combinado con un material de origen orgánico animal, derivado de la especie porcina.

5.1.2 Ácido Poli láctico (PLA)

Como se mencionaba anteriormente, para la matriz polimérica base del filamento se decide seleccionar ácido Poli láctico, el cual es un biopolímero termoplástico cuya molécula precursora es el ácido láctico, este material presenta un amplio rango inusual de propiedades en todos sus estados, como la biodegradabilidad, propiedades de barrera y biocompatibilidad. Este material se considera como una materia prima innovadora y versátil debido a que es ampliamente utilizado en

diferentes industrias como la alimenticia, química, farmacéutica, textil, agraria entre otras (Ácido poli láctico (PLA) | Textos Científicos, 2010).

En el presente proyecto de investigación, se utiliza como materia prima el PLA en forma de pellets, lo que indica que, para poder ejecutar el proceso de extrusión, el Acido Poli láctico ingresa a la maquina extrusora en pequeñas porciones de material aglomerado o comprimido, conocido como Pellets. Los pellets seleccionados son de la marca NatureWorks, el cual es un producto conocido como Ingeo biopolymer 2003D de la empresa Cargill LCC (Nebraska, EE. UU.), cuya ficha técnica se presenta a continuación en la tabla 3.

Tabla 3

Ficha técnica PLA NatureWorks

FICHA TECNICA ACIDO POLILACTICO (PLA) MARCA NATUREWORKS	
Densidad	1.25
Temperatura de descomposición	428 F (250 °C)
Temperatura de transición vítrea (Tg)	131 – 140 F (55-60 °C)
Temperatura de rango de fusión	320- 356 F (160-180 °C)
Temperatura de autoignición	388 °C
Estado físico	Solido
Solubilidad en agua	Insoluble

Nota. Esta tabla presenta las propiedades de la ficha técnica del fabricante. Tomado de NatureWorks Cargill LCC.

De manera análoga, el proveedor de la marca NatureWorks anexa un estudio de toxicológico del PLA, el cual se presenta a continuación en la tabla 4.

Tabla 4

Análisis toxicológico PLA NatureWorks

ANALISIS TOXICOLOGICO ACIDO POLILACTICO (PLA) MARCA NATUREWORKS	
Toxicidad aguda	No se observaron efectos en los órganos diana tras la ingestión o la exposición dérmica en los estudios con animales.
Efectos locales	El polvo del producto puede ser irritante para los ojos, la piel y el sistema respiratorio. Las partículas de resina, como otros materiales inertes, son mecánicamente irritantes para los ojos. La ingestión puede causar irritación gastrointestinal, náuseas, vómitos y diarrea.
Efectos específicos	Puede causar irritación de la piel y/o dermatitis La ingestión puede causar irritación gastrointestinal, náuseas, vómitos y diarrea La inhalación del polvo puede causar dificultad para respirar, opresión en el pecho, dolor de garganta y tos La combustión produce humos irritantes.
Toxicidad a largo plazo	No causó reacciones alérgicas en la piel en estudios de sensibilización cutánea con cobayas.
Efectos mutagénicos	No es mutagénico en la prueba AMES
Efectos cancerígenos	Este producto no contiene ningún carcinógeno o carcinógeno potencial según la lista de OSHA, IARC o NTP.
Efectos en los órganos diana	No se observaron efectos en los órganos diana tras la exposición por ingestión en estudios con animales.

Nota. Esta tabla presenta el estudio de toxicidad del PLA de la ficha técnica del fabricante.

Tomado de NatureWorks Cargill LCC.

A partir de la tabla 3, se obtienen los valores para realizar el proceso de extrusión y obtención del filamento, lo cual se analiza posteriormente; y según la tabla 4, desde la ficha toxicológica del fabricante es posible afirmar que el PLA como material puro es biocompatible tal como se establece en la literatura científica.

5.1.3 Componente de origen orgánico.

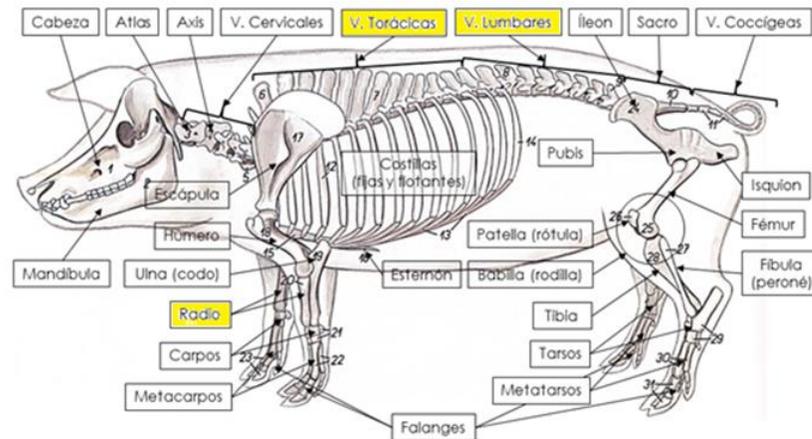
El componente que actúa como refuerzo de la matriz polimérica de ácido poli láctico, se define a partir del análisis de la matriz de selección de alternativas como un componente de origen animal, el cual, combinado en respectivas proporciones con el PLA, es extruido por medio de una extrusora de tornillo sin fin y convertido en filamento para impresión 3D con ciertas características de biocompatibilidad aceptables.

En la presente investigación, el componente animal seleccionado para completar la matriz polimérica se deriva del cerdo, el cual es “un animal mamífero que puede encontrarse en estado salvaje o doméstico, de nombre científico *Sus scrofa doméstica*” (Definición de cerdo, s. f.). La selección de esta especie en particular se debe a estudios que ubican a un conjunto de diferentes especies animales como prospectos altamente aceptables para hacer la labor de reservorios orgánicos en trasplantes humanos. Dentro este grupo de especies, los cerdos son los más empleados en este campo debido a su cercanía genética con el hombre y, por ende, por su mayor tolerancia a los continuos ataques del sistema inmunológico (Márquez Díaz, 2020). Además, esta especie cuenta con una amplia proyección de investigación a futuro, debido a que se han desarrollado investigaciones recientes (Weintraub,2019) donde se especifica que, con la aplicación

de modificaciones puntuales al genoma de un cerdo, se pueden obtener órganos y tejido más compatibles para trasplantarse a un humano.

Actualmente, en la vida cotidiana el cerdo se utiliza principalmente para los procesos de alimentación humana, sin embargo, existen partes como la estructura ósea que no se aprovechan en su totalidad en el proceso alimenticio y son consideradas desperdicios, sin tener en cuenta su gran potencial químico en términos de su composición, razón por la cual, para el componente de refuerzo de la matriz polimérica se decide usar los huesos de cerdo desechados del proceso de producción de cárnicos, los cuales se procesaran hasta convertirlos en polvo de hueso, el cual se mezcla con PLA en su respectiva proporción y posteriormente extruido para obtener filamento.

El hueso de cerdo ha sido analizado en múltiples ocasiones encontrando que este es rico en macro nutrientes minerales, destacándose Calcio (29,5% y 50,10%), así como la presencia de fósforo total (17,10% y 30,20%) y su forma soluble con 4,88 y 12,65%, respectivamente (Benítez, 2008), para este caso, como se observa en la Figura 2, los huesos utilizados para el refuerzo de la matriz del filamento de impresión 3D son la canilla, más conocida como el radio y el espinazo, que comprende el grupo óseo de la columna, que va desde el cuello hasta el rabo, es decir, las vértebras torácicas y lumbares.

Figura 2*Estructura Ósea Sus scrofa doméstica*

Nota. Esta figura presenta la estructura ósea del cerdo resaltando los grupos de hueso utilizados en la presente investigación. Tomado de Veterinaria ECD LTDA. Esqueleto de Cerdo (Fantoma)

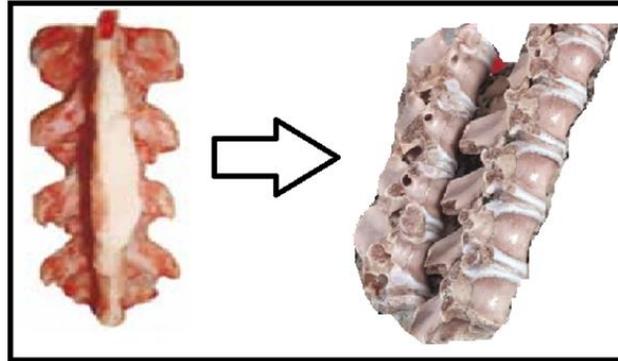
El primer grupo óseo utilizado en este trabajo de investigación fue el espinazo de cerdo, el cual comprende en su totalidad el área de la columna vertebral, la cual, en los porcinos cuenta con un número de vértebras variable dependiendo de la especie genética. Actualmente, existen estudios que han demostrado que la columna en cuadrúpedos soporta diferentes tipos de cargas a lo largo de su eje longitudinal, de manera similar a la columna humana e incluso el valor de densidad de las vértebras es más elevado en comparación con la de los humanos, lo cual indica, que la estructura ósea de un porcino soporta esfuerzos de compresión de magnitud más alta que los humanos, lo que sugiere una similitud, entre la columna humana y la columna de cerdo como

sistema biomédico (Smith, 2002). Además, la columna porcina es ampliamente utilizada por la comunidad científica como modelo alternativo en experimentación de pruebas in vivo o in vitro para la evaluación de condiciones de la función espinal para su aplicación funcional en los modelos humanos (Tsai et al., 1998).

El segundo grupo óseo utilizado en este trabajo de investigación fueron los huesos de cubito y radio, los cuales constituyen la base ósea del antebrazo de los porcinos. El cúbito es grueso, alargado y de calibre similar al del radio, sobre todo en su tercio proximal, estos especímenes presentan una tipología de tipo robusta y corta, y además presentan una fuerte y rugosa tuberosidad, característica de los huesos pertenecientes al miembro torácico. Estudios han demostrado que estos huesos tienen una amplia resistencia a la tracción debido a los altos contenidos de calcio presentes en su composición química (Gil Cano et al., 2017), por esta razón, este espécimen en particular se seleccionó para reforzar la matriz de PLA del filamento para impresión 3D.

A partir de la evolución científica de las últimas décadas, es posible verificar y demostrar las múltiples similitudes que existen en la fisiología y anatomía, tanto macroscópica como microscópica, entre la especie porcina y los humanos. Dichas semejanzas, han tenido como consecuencia, que el cerdo como especie animal sea utilizado ampliamente en la investigación médica, biomédica y biomecánica, superando el porcentaje de uso de otras especies como los monos, bovinos, ovinos o perros. En este sentido, es posible afirmar que el cerdo es el animal más idóneo para ser biocompatible con el ser humano (Sisson & Grossman, 1985) .

5.1.3.1 Proceso de obtención de polvo de hueso. Los dos grupos óseos se obtienen por medio de un comercializador de productos cárnicos de la ciudad de Bucaramanga, con el objetivo de garantizar ciertas condiciones de salubridad en el manejo de los huesos. Una vez obtenidos, se realiza el proceso de limpieza de los tejidos blandos como músculos, tendones, ligamentos, entre otros, existentes por encima del espécimen, para esto se utiliza principalmente un bisturí de hoja No.15 y pinzas de disección simples. Para el desarrollo de este procedimiento, se procede a retirar la carne del hueso con el material quirúrgico, sin embargo, en ese estado no es posible retirar por completo los tejidos presentes, por tal razón, se realiza una mezcla que contiene un porcentaje de 70% agua y 30% de desengrasante, la cual es puesta a calentar a una temperatura de aproximadamente 70° C en un recipiente y una vez calentada la mezcla se introducen los especímenes en recinto durante aproximadamente treinta y cinco minutos, periodo en cual se suministra calor de manera constante con el fin de mantener una temperatura homogénea. Esta técnica se realiza con el fin de disminuir el porcentaje grasa y de restos orgánicos en los huesos, y, de distender los tejidos restantes; una vez finalizados los treinta y cinco minutos, se repite el procedimiento de limpieza con los implementos quirúrgicos. Este proceso de limpieza y enjuague se repite cuatro veces en cada hueso, en la figura 3., se presenta el estado inicial de el “espinazo” de cerdo antes y después del procedimiento de remoción de tejidos blandos.

Figura 3*Proceso de limpieza del hueso*

Nota. En la figura se representa el avance del proceso de limpieza en los especímenes.

En la figura 3, se observa el primer resultado de la limpieza del hueso. Sin embargo, debido a la alta cantidad de grasa y residuos orgánicos, los huesos seguían presentados restos de tejidos y materia orgánica, principalmente en la columna. Por tal razón, posteriormente al proceso de limpieza descrito anteriormente, se ejecuta un segundo procedimiento de saneamiento, en el cual los especímenes se dejan en remojo por 24 horas en una solución que contiene 50% de Peróxido de Hidrogeno más conocido como agua oxigenada y 50% de agua natural a temperatura ambiente(Sisson & Grossman, 1985). Una vez transcurrido el periodo de 24h, se realiza otra limpieza con los instrumentos quirúrgicos para eliminar los restos atrapados en cavidades de difícil acceso en el hueso. Finalmente, se realiza otro ciclo de limpieza dejando hervir los especímenes por aproximadamente una hora en una solución que en su volumen tiene 1/3 de peróxido de hidrogeno y 2/3 de agua, y finalizado este tiempo, se remueven los últimos residuos orgánicos,

dando como resultado un espécimen óseo de columna totalmente limpio como el que se presenta en la figura 4.

Figura 4

Resultado final del proceso de limpieza.



Nota. En la figura se representa el resultado del proceso de limpieza después de realizado.

Una vez obtenidos los especímenes totalmente libres de residuos orgánicos y grasa, se ejecuta el proceso de secado, en el cual los huesos se someten a altas temperaturas en un contenedor sellado con el fin de eliminar el mayor porcentaje de humedad para la elaboración del polvo de hueso. Finalizada la etapa de secado, se procede a desarrollar la etapa de pulverización, la cual, conto con tres etapas, en la primera, el espécimen se somete a altas cargas de impacto con un mortero con el objetivo de disminuir el tamaño de las cavidades, en la segunda fase, se utiliza un molino de anillos para procesar los especímenes obtenidos en la fase anterior y finalmente, como

tercera etapa, la viruta obtenida se pasa por un molino de mandíbulas para refinar y disminuir al máximo el tamaño de granulo.

A continuación, en la figura 5, se presenta el polvo de hueso obtenido a partir de proceso descrito anteriormente, al realizar las mediciones granulométricas respectivas fue posible establecer que el diámetro de los granos obtenidos promedia entre 0.15 y 1.5 mm. Sin embargo, la amplitud de este rango puede resultar en complicaciones para fines de la impresión tridimensional de las probetas de los ensayos, por tal razón, el polvo de hueso fue tamizado múltiples veces para obtener una granulometría constante en un rango de 0.15 a 0.6 mm.

Figura 5

Polvo de hueso



Nota. En la figura se representa el polvo de hueso como resultado del proceso de limpieza y molienda.

5.2 Obtención de Filamento

En el presente proyecto se obtiene filamento para impresión 3D de PLA reforzado con partículas de polvo de hueso con diferentes composiciones, junto con filamento de Ácido Poli láctico Puro, ambos fabricados por medio de una extrusora de tornillo sin fin ubicada en la Escuela de Ingeniería Mecánica de la UIS. A continuación, se describe el proceso desarrollado para obtener los diferentes hilos de impresión 3D.

5.2.1 Preparación de las mezclas

En el presente proyecto de investigación se extruyen tres tipos de filamento, el primero de PLA puro, el segundo y tercero, de PLA reforzado con polvo de hueso en dos diferentes composiciones. A continuación, se presenta el proceso desarrollado para obtener el compuesto que se ingresa a la maquina extrusora para obtener el filamento.

5.2.1.1 Composición de PLA puro. Para obtener el filamento de Acido Poli láctico sin refuerzo, no se realiza una mezcla puesto que el producto de fabrica venía en presentación pura, por tal razón, los pellets se ingresan de forma directa a la tolva de alimentación de la maquina extrusora.

5.2.1.2 Composición de PLA + Polvo de hueso. En esta composición se mezclan pellets de PLA con un componente orgánico, en este caso serán huesos de cerdo, obtenidos como residuos de la industria cárnica, los cuales son procesados hasta un estado de pulverización. Para obtener las mezclas, se decide establecer dos composiciones con el objetivo de caracterizar las mezclas y compararlas con respecto al PLA puro. En este sentido, el primer porcentaje seleccionado fue 80% de Acido Poli láctico y 20% de Polvo de hueso en proporción de peso, y el segundo porcentaje,

fue 60% de Acido Poli láctico y 40% de Polvo de hueso, igualmente en proporción de peso. Estos porcentajes se seleccionan debido a que existe evidencia de investigaciones previas que afirma que con estos valores se obtienen mejores propiedades mecánicas (Moreno Ramos, 2018), además, con un porcentaje de 50% o mayor, se evidencia que se corre riesgo de tapar la boquilla, afectar el rango de movimiento del tornillo y que no es posible obtener un filamento constante.

Las mezclas se realizan de forma manual, utilizando recipientes, donde en cada uno de ellos solo se realizaba el proceso de combinación de PLA + refuerzo de 1 Kg de mezcla, en la Tabla 5 se presenta la proporción de peso aglomerado en cada recipiente según cada composición establecida.

Tabla 5

Porcentaje de composición de refuerzo

Porcentaje de Composición	Peso del refuerzo (Polvo de Hueso)	Peso del PLA (Pellets)	Peso total de la mezcla
80% PLA 20% Refuerzo	0.2 Kg	0.8 Kg	1 Kg
60% PLA 40% Refuerzo	0.4 Kg	0.6 Kg	1 Kg

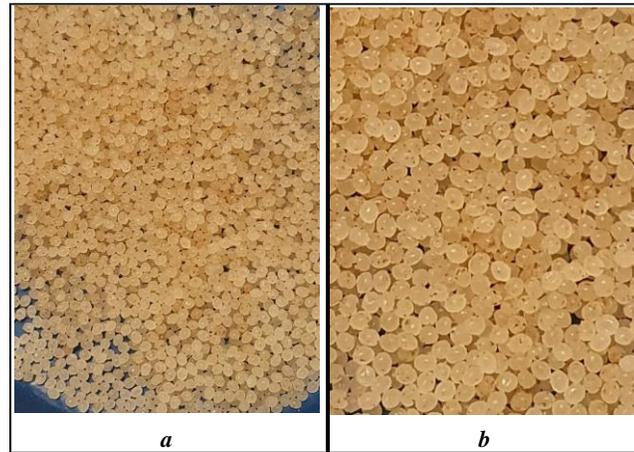
Nota. En la tabla se presentan los porcentajes de composición del filamento junto con su respectivo peso.

En cada recipiente, se introduce la cantidad fija de 1 Kg en partes diferentes de PLA y refuerzo según se indica en la Tabla 5, sin embargo, debido a la diferencia entre tamaños y densidades entre los pellets y el polvo de hueso, se presenta que los gránulos más pequeños (partículas de hueso) se concentran en el fondo del recipiente y los pellets quedan por encima del polvo, y de manera similar sucedería en la tolva de la extrusora. Por tal razón, para garantizar al menos un porcentaje del 50% de homogeneidad en la composición de la mezcla y el filamento, se decide usar un aglutinante entre los pellets y el polvo.

En la industria, los aglutinantes son materiales con la capacidad de unir fragmentos de dos o más materiales y permiten obtener un grado de homogeneidad en una mezcla (Rodríguez Gordillo et al., 2013). Para el presente proyecto se selecciona Alcohol Antiséptico al 60% , debido a se aplica principalmente para el uso galeno y se evapora a una temperatura de 82.5 °C en un tiempo muy corto (Téllez & Cote, 2006). Esta sustancia se utiliza segundos antes de ingresar la mezcla a la tolva, en una mínima cantidad para adherir una cantidad de gránulos a los pellets aumentando la probabilidad de una mezcla homogénea. Una vez la mezcla entra en contacto con las altas temperaturas del cilindro, el alcohol restante se termina de evaporar, evitando la presencia de burbujas en el filamento. A continuación, en la Figura 6, se presenta la vista normal y aumentada de una mezcla reforzada con 20% de polvo de hueso y aglutinada antes de entrar a la tolva.

Figura 6

Vista de mezcla reforzada al 20%



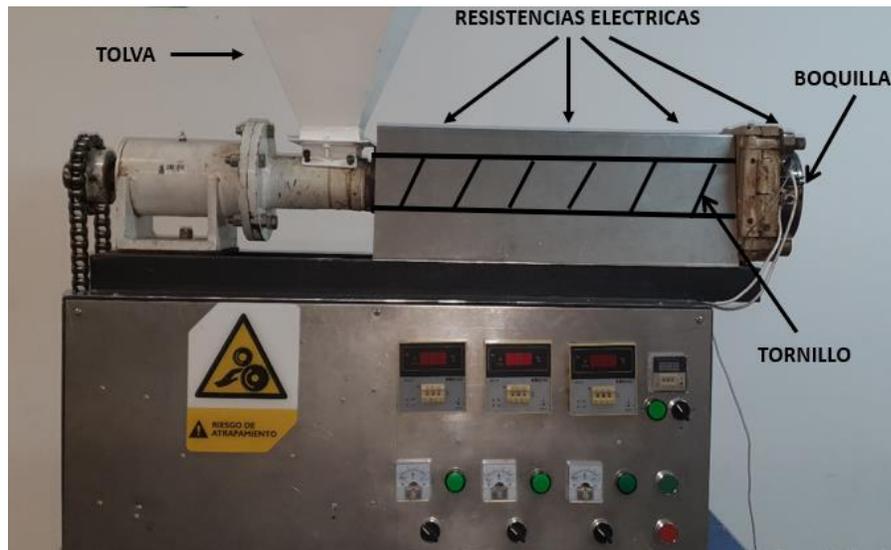
Nota. En la figura se presentan dos vistas, a) vista general b) vista aumentada de los pellets con los gránulos de polvo de hueso.

5.2.2 Proceso de extrusión

La máquina extrusora ubicada en la escuela de ingeniería mecánica de la UIS es la encargada de la extrusión de los polímeros mediante la actuación de un husillo, que hace el prensado, fusión y empuje de los materiales, los cuales al final de proceso salen por una boquilla de 3 mm en forma de filamento. Para el desarrollo de este proceso de extrusión, se selecciona un rango de temperatura definido por las propiedades del PLA tanto para mezcla pura como para las mezclas con refuerzo, debido a que en la composición de cada mezcla reforzada se tiene un mayor porcentaje de composición de ácido poli láctico por encima del polvo de hueso. Por tal razón, se realiza la extrusión entre 120° y 150°C (Moreno Ramos, 2018) y se hace un proceso de prueba y error, donde en cada intento se ejecuta una prueba de calidad del hilo producido a diferentes

condiciones térmicas seleccionadas dentro del rango establecido y a partir de estos resultados se realiza un proceso iterativo entre las temperaturas hasta llegar a las condiciones óptimas para una extrusión de filamento de calidad. La ficha técnica de la extrusora de plástico de la escuela de Ingeniería Mecánica de la UIS se presenta en el apéndice A .

La estructura de la maquina extrusora se presenta en la Figura 7 y su funcionamiento inicia ingresando la materia prima en forma de pellets o gránulos a través de un embudo o tolva que pasa material de manera constante al cilindro, el cual posee una alta temperatura, la cual es suministrada por cuatro resistencias térmicas controladas por medio de termocuplas, las cuales miden la temperatura del cilindro y encienden o apagan las resistencias, según la temperatura programada en los controladores ubicados en la parte frontal de la máquina; de las cuatro resistencias de la máquina, tres están ubicadas a lo largo del tornillo y una se encuentra calentando la boquilla de salida tal como se ilustra en la Figura 7.

Figura 7*Maquina extrusora de plásticos*

Nota. En la figura se presenta la vista frontal de la maquina extrusora utilizada.

En la maquina extrusora, el husillo que está dentro del cilindro es de gran diámetro y longitud, capaz de dar forma al material a medida que este va avanzando por el tornillo sin fin, el cual se encuentra en movimiento gracias a una transmisión por cadenas cuya potencia se deriva de un motor de 2.4 HP. Para controlar las revoluciones por minuto del tornillo, la maquina cuenta con unos controles térmicos y de velocidad que permiten programar la velocidad y temperatura deseada, ubicados en la parte inferior de la máquina, tal como se ilustra en la Figura 8.

Figura 8

Controles de la máquina extrusora



Nota. En la figura se presenta los controles térmicos y de velocidad de la maquina extrusora utilizada.

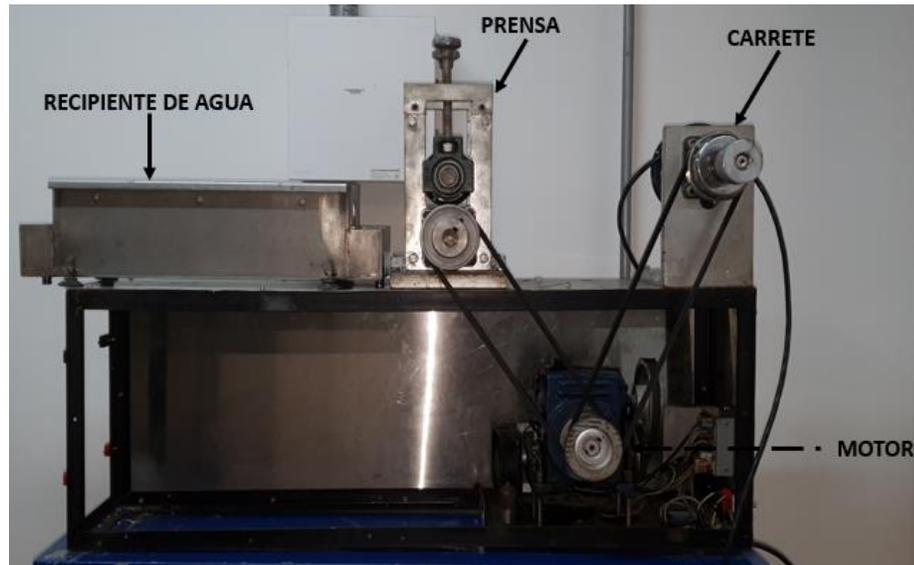
Para descubrir los parámetros de extrusión de la matriz polimérica se escoge un proceso de ingeniería inversa, que consiste en utilizar datos de fabricación del hilo y parámetros presentes en la literatura, para establecer unos parámetros de impresión cuyos resultados serán testeados para evaluar las condiciones que presenten una mejor calidad y a partir de estos resultados, se redefinirán los parámetros establecidos hasta encontrar una configuración que permita obtener el mejor resultado. Este proceso nos ayuda a reducir la complejidad del sistema, ya que se realizan pruebas de extrusión con diferentes factores, variando la temperatura de las resistencias y revoluciones de la fase.

El primer filamento se obtiene mediante un enfriamiento al ambiente, que se da una vez el material saliera por la boquilla de la extrusora, con esta práctica, se obtiene un hilo muy frágil y poco manejable, debido a que el hilo sale por la boquilla a una temperatura superior a los 140° C y el choque térmico con la temperatura ambiente, hace que el hilo no sea apto para el posterior proceso de manufactura aditiva. Por tal razón, para lograr un proceso efectivo y con el objetivo de garantizar un filamento resistente y de calidad, se opta por implementar un enfriamiento controlado con agua, una vez transcurrida la extrusión para que el cambio térmico sea menos abrupto.

Una vez se completa el recorrido de las mezclas desde la tolva hasta la boquilla, y una vez obtenido el filamento en estado fluidez, este inmediatamente se pasa por agua a una temperatura inicial de 45°C , la cual, debido a la transferencia de calor entre el fluido y el hilo, sube a una temperatura aproximadamente de 50°C en el punto inicial de entrada del hilo y 45°C en el punto de salida del recipiente. La temperatura de este proceso se asemeja a un procedimiento recocado en polímeros, el cual se realiza a la temperatura de transición vítrea (Di Vona,2014), la cual para el PLA se encuentra en un rango de 55° C a 60° C según el fabricante, sin embargo, en este caso el filamento se deja en el fluido una cantidad mínima de tiempo con el fin de evitar choques térmicos y remover el estrés interno del hilo. Por último, el hilo se pasa por un sistema de poleas que gira un carrete, mediante un motor y potenciómetro, donde se va enrollando el hilo para su almacenamiento. La estructura del proceso descrito se presenta en la Figura 9.

Figura 9

Elementos del proceso de almacenamiento y enfriamiento del filamento.



Nota. En la figura se presenta la estructura de la maquinaria por la cual paso el filamento una vez salió de la boquilla.

Con el proceso de extrusión por ingeniería inversa se optimiza el proceso de fabricación del hilo, ya que con el resultado de cada extrusión fue posible modificar los factores para mejorar los diseños existentes. Esta alternativa se escoge ya que facilita la decisión al momento de escoger las variables de extrusión y también permite estudiar la incidencia de la temperatura en la calidad de la extrusión. A continuación, en la Tabla 6, se presentan enumerados los diferentes perfiles de temperatura utilizados para cada ensayo del proceso de ingeniería inversa utilizado en la extrusión, es importante aclarar, que, para todos los perfiles a excepción del primero, las características del hilo descritas son las presentadas por el filamento una vez pasado por el enfriamiento en agua, el cual se manejó a la misma temperatura en todos los intentos. Para el caso de las revoluciones

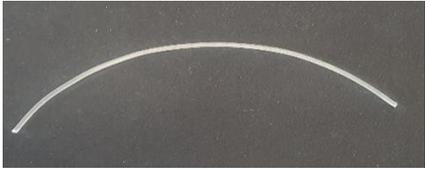
presentadas en la Tabla 7 , se establece que no se iba a seleccionar una variación mayor al 30% del valor base que fue 1000 RPM, el cual se define según el proceso de extrusión realizado por Moreno Ramos (2018).

Los perfiles de temperatura probados en la Tabla 6, son formulados para las dos composiciones (PLA puro y PLA + Polvo de hueso) tomando como base los parámetros de extrusión del Acido Poli láctico puro presentes en la literatura, las cuales establecen un rango de trabajo aproximado desde los 120° hasta 150° C (Moreno Ramos, 2018). Para el caso del filamento reforzado, estudios establecen que las partículas de hueso de cerdo requieren de una temperatura mayor a 500° C para descomponer la composición del óseo y una temperatura mayor a 900° C para extraer los carbonatos y alterar su estructura (Fernández Castillo, 2011). Esto indica que el polvo de hueso puede trabajarse en el rango de temperaturas establecido, sin alterar sus propiedades a gran escala.

Tabla 6

Perfiles de temperatura de la extrusión

No	R1 (°C)	R2 (°C)	R3 (°C)	Rev. (RPM)	Características del hilo	Ilustración
1	202	170	166	1000	El filamento sale en condición muy líquida, por lo tanto, solo es posible obtener pedazos amorfos	

2	137	152	154	730	Filamento de color amarillo es sumamente frágil, se rompe al tacto. De diámetro grueso. Se fractura al enrollar de forma circular.	
3	161	169	152	915	El filamento obtenido es muy delgado, ligeramente maleable, pero de color beige. Se deja enrollar, pero al presentar ligera tensión se fractura.	
4	133	143	128	730	Filamento de color transparente, diámetro grueso, sin consistencia constante. Frágil al tacto	
5	130	139	108	960	Filamento de color blanco, de diámetro irregular, no tiene una consistencia constante. Se fractura al enrollar de forma circular.	
6	123	132	104	815	Filamento de color blanco brillante, diámetro irregular, tapa la boquilla de manera constante lo que impide un hilo continuo.	

7	135	140	142	730	Filamento de color transparente, diámetro constante y delgado, maleable, permite enrollar con facilidad sin fracturarse y soporta diferentes cargas ligeras sin dañarse	
---	-----	-----	-----	-----	-------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	-------------------------------------------------------------------------------------

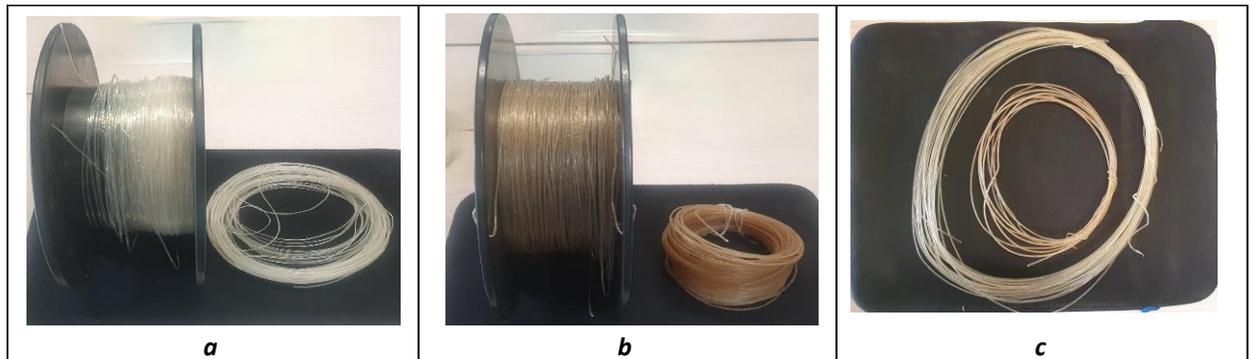
Nota. En la tabla se presentan los diferentes perfiles de temperatura probados en el proceso de extrusión con su respectiva descripción gráfica.

De los perfiles presentados en la tabla 6, el último fue el que presentó el mejor resultado, con valores de temperatura en las resistencias de 135-140-142 °C respectivamente, en términos de acabado superficial del filamento y las propiedades que destacaban al momento de su almacenamiento, por tal razón, con esta configuración de temperaturas y revoluciones se obtiene el filamento de impresión 3D puro y reforzado. Es importante aclarar, que con 730 rpm del motor es decir 17 rpm del tornillo se obtiene una mejor consistencia del diámetro del hilo en cualquier perfil de temperatura, por tal razón, este valor no se altera en varios intentos y fue el seleccionado para la configuración final. También, es importante recalcar, que a pesar de que los parámetros aseguran una continuidad en el filamento, el diámetro de este se controla mediante los rpm del carrete de enrollado, lo que indica que, a la velocidad de rotación del tornillo de 17 rpm, si el carrete enrolla a una velocidad menor que el tornillo el diámetro del hilo, será más grueso, por otra parte, si el carrete enrolla a una mayor velocidad el filamento se irá adelgazando de manera proporcional al aumento de velocidad.

A partir de las condiciones establecidas por el perfil No. 7 de la Tabla 6, se obtienen por medio de extrusión tres tipos diferentes de filamentos, el primero de PLA puro, el segundo de PLA reforzado con polvo hueso al 40% y finalmente, PLA reforzado con polvo hueso al 20%, los cuales se presentan en la Figura 10.

Figura 10

Filamentos obtenidos en la extrusora



Nota. En la figura se presentan los tres filamentos obtenidos con diferente composición

a) PLA puro b) PLA con polvo de hueso al 40% c) PLA con polvo de hueso al 20%.

5.3 Impresión 3D

Con cada uno de los filamentos obtenidos, se imprimen las probetas según la norma de cada ensayo mecánico planteado, con el fin de caracterizar las propiedades mecánicas del PLA puro y reforzado, y realizar los respectivos análisis y comparaciones entre cada filamento.

Los especímenes son impresos en una impresora 3D de modelo Ender-3 V2 , cuya ficha técnica se presenta a continuación en la Tabla 7.

Tabla 7

Ficha técnica impresora 3D

Ficha Técnica Ender-3 V2	
	
Tecnología de impresión	Modelado por deposición fundida (FDM)
Filamento	PLA/TPU/PETG
Software	Cura UltimateMaker
Diametro del filamento	1.75 mm
Presición de impresión	$\pm 0,1$
Temperatura de la cama	$<100^\circ$
Tamaño	475 x 470 x 620 mm

Nota. En la tabla se presentan las características técnicas de la impresora utilizada.

5.3.1 Parámetros de impresión

Las condiciones termo mecánicas de impresión están dadas con el fin de obtener hilos de impresión de material biocompatible para producir las probetas de estudio. De acuerdo con la materia prima compuesta por el material orgánico y el PLA, se maneja un proceso iterativo en los parámetros mecánicos de impresión, para una impresión de la muestra con las mejores características, en una impresora 3D de modelo Ender3 V2. El proceso de impresión inicia con el

modelado del esquema de las muestras de ensayo en el software CAD SolidWorks, donde se realizan los croquis de cada probeta con sus respectivas medidas, para ser importados en formato *STL al programa Cura Ultimate Maker, el cual convierte al modelo en una serie de capas de líneas patrón, definido según la configuración de parámetros seleccionada y posteriormente, genera un archivo G-Code con los comandos que debe seguir el cabezal de la boquilla en la impresión.

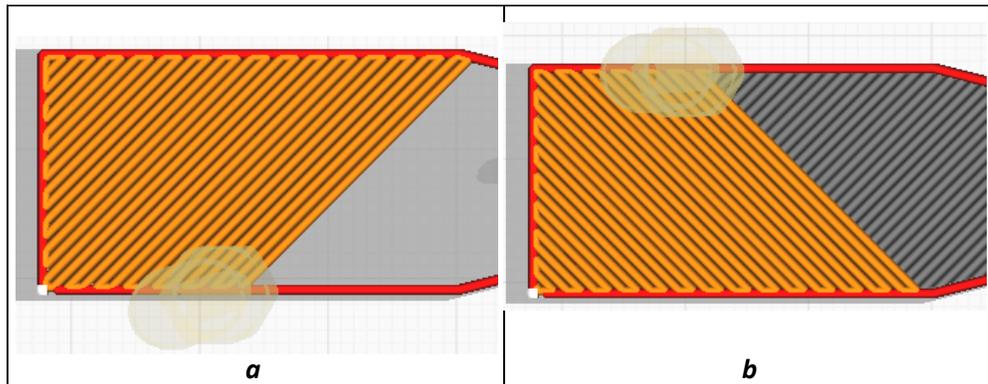
En el software de laminado 3D Cura Ultimate Maker se configuran los parámetros de impresión para las probetas, los cuales son determinados siguiendo los valores pre establecidos en la literatura para el PLA, estos parámetros se tomaron con base en las propiedades del polímero debido a que en la manufactura aditiva se presenta la misma situación del proceso de extrusión, es decir, las temperaturas de trabajo del ácido poli láctico para impresión 3D son bajas comparadas con la temperatura necesaria para afectar las propiedades del polvo de hueso. Por tal razón, los parámetros básicos seleccionados son los recomendados por Gao et al. (2020), que establece que para un filamento de PLA reforzado para impresión 3D, la temperatura de impresión más óptima se encuentra entre los 190 ° y 210° C y la velocidad de impresión con un mejor acabado esta entre los 30 mm/s y 80 mm/s.

De manera análoga, las variables de patrón y densidad de relleno se establecen según las recomendaciones de Gao et al. (2020), que indica que para garantizar una estabilidad mecánica es necesario una densidad de relleno con valores a partir del 75% junto una geometría que combina fibras ortogonales entre sí. La ortogonalidad entre las líneas de relleno es uno de los patrones de impresión más utilizados en el diseño de elementos biocompatibles, debido a que la geometría asegura un mejor adhesión y proliferación celular (Belaid et al.,2020). En la presente investigación,

se adopta una densidad de relleno del 100% para garantizar una estabilidad mecánica y un patrón de relleno diagonal a 45° ortogonal entre capas, es decir, la orientación de las líneas varía entre las capas de la impresión, de manera que cada capa es perpendicular entre sí, tal y como se ilustra en la Figura 11.

Figura 11

Patrón de impresión



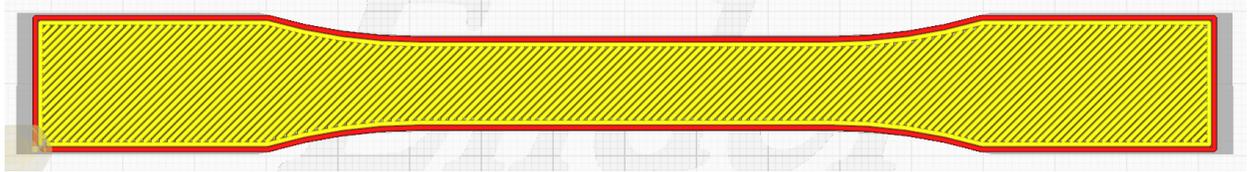
Nota. En la figura se presentan las dos capas de impresión a)Capa de impresión inicial con patrón diagonal b) Segunda capa de impresión con patrón diagonal ortogonal a la capa anterior.

El proceso de impresión de las probetas se desarrolla con los tres filamentos obtenidos como materia prima, para su desarrollo, se aplica un procedimiento iterativo que consto de cuatro pruebas, en las cuales solo se mantuvo constante la velocidad de impresión, la temperatura de impresión, la temperatura de la cama, la densidad de relleno, patrón de relleno, velocidad de enfriamiento y velocidad de retracción del material. En la primera iteración, se realiza una impresión con una boquilla 0,6 mm, con dos líneas de pared separadas del relleno y con líneas del

patrón de relleno independientes, es decir, que para iniciar y finalizar cada trazo la boquilla debía detener el flujo de material, cambiar de posición e iniciar de nuevo el movimiento del material. En la Figura 12, se presenta la segmentación de impresión de estos parámetros, en la cual se puede observar cómo cada trazo del patrón es independiente y no continuo.

Figura 12

Segmentación de impresión



Nota. En la figura se presenta la segmentación a partir de las condiciones de la iteración No. 1.

A partir de estos parámetros, se desarrolla una impresión cuyo resultado se presenta en la Figura 13 y como se puede apreciar con esta configuración no se logra una impresión total de la pieza, las líneas de pared no se adhieren y hay vacíos de material. Esto se presenta debido a que la granulometría del filamento de refuerzo tapa parcial y completamente la boquilla de 0,6 mm, lo que daña la impresión, además, el movimiento de retracción continuo puede generar vacíos y burbujas de aire en la impresión. A partir de estos resultados, para las próximas iteraciones se modifica el diámetro de la boquilla a 0,8 mm, el cual era el más grande disponible, por tal razón, el valor del diámetro de la boquilla se mantendrá constante en 0,8 mm en las posteriores iteraciones.

Figura 13

Resultados de impresiones



Nota. En la figura se presenta los resultados de la impresión de las condiciones de la iteración No. 1 Fuente Autores.

La segunda iteración, toma los mismos parámetros de la primera difiriendo únicamente del diámetro de boquilla. Los resultados se presentan la Figura 14, y como se puede apreciar los vacíos de material disminuyen, sin embargo, la impresión no se completa y el acabado superficial de las líneas es de baja calidad.

Figura 14

Resultados de impresión



Nota. En la figura se presenta los resultados de la impresión de las condiciones de la iteración No. 2. Fuente Autores.

La tercera iteración, tiene las líneas de relleno independiente de manera similar a las anteriores, sin embargo, esta se imprime con una línea de pared. El resultado se presenta en la Figura 15, en donde se observa una mejoría sustancial en el acabado del patrón, sin embargo, aún quedan hilos sueltos que hacen que la impresión no se complete de manera óptima.

Figura 15

Resultados de impresión



Nota. En la figura se presenta los resultados de la impresión de las condiciones de la iteración No. 3.

Finalmente, para la última iteración, se condiciono un relleno continuo, es decir el flujo de material solo se pausa al finalizar o iniciar la capa, y no para cada línea, además, se establece una sola línea de pared la cual esta combinada con las líneas de relleno, esto indica que las líneas de relleno se fijan a la pared debido a que en la configuración las diagonales no son independientes si no que penetran en un porcentaje del 70% la pared, lo que asegura una mejor adhesión y homogeneidad en las piezas, esto se puede evidenciar en la Figura 16.

Figura 16

Segmentación de impresión 3D



Nota. En la figura se presenta la segmentación a partir de las condiciones de la iteración No.4.

A partir de las piezas obtenidas es posible concluir que la iteración No. 4 establece las variables que generan piezas completas con un menor error en la impresión, un acabado superficial óptimo y una homogeneidad y adhesión entre capas aceptable. Finalmente, en la Tabla 8 se presentan los parámetros de impresión finales, con los cuales se imprimen las muestras de los ensayos con los filamentos de PLA puro y reforzado en dos composiciones.

Tabla 8*Parámetros finales de impresión*

Diámetro de Boquilla	0.8 mm
Velocidad de Impresión	70 mm/s
Ancho de línea	0.8 mm
Espesor de pared	1.6 mm
Patrón de relleno	Ortogonal entre capas -Diagonal continuo
Densidad de relleno	100%
Temperatura de Impresión	210 ° C
Temperatura de la cama	60 ° C
Velocidad de retracción del material	25 mm/s
Velocidad de enfriamiento	70 mm/s

Nota. En la tabla se presentan los parámetros de impresión finales utilizados en el presente proyecto de investigación.

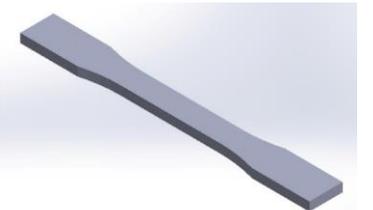
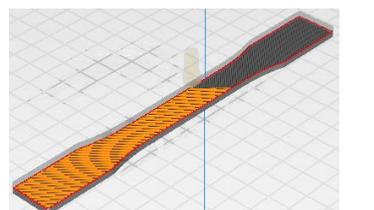
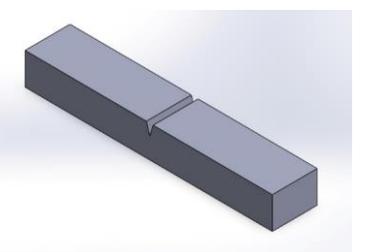
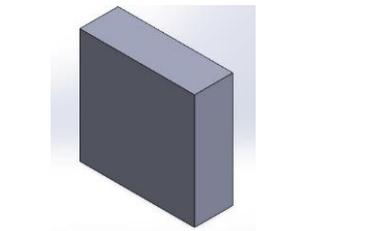
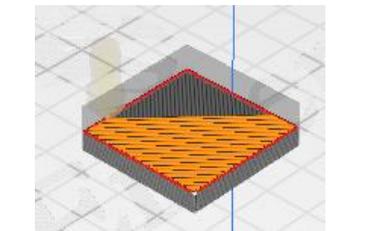
5.3.2 Impresión de muestras

Una vez definidos y configurados los parámetros de impresión, el archivo G-Code se exporta a la impresora 3D vía microSD, la cual se conecta a un puerto de la máquina. Posterior a la conexión, se ejecuta la puesta a punto de la impresora, que consiste en nivelar la cama de impresión, limpiar la boquilla de residuos y regular el desfase en el eje Z. Una vez terminado este proceso, se inserta el filamento, se precalienta la boquilla y la cama, y a esta última se le aplica un adhesivo antiwarping para evitar que la pieza se desprege durante la impresión. Finalmente, se elige el archivo G-Code en la impresora y se inicia con la impresión de las probetas. Teniendo en cuenta que son tres ensayos mecánicos, se imprimen cuatro muestras de cada filamento para cada ensayo. En la Tabla 9 se presenta el modelado CAD, la segmentación de impresión y el resultado

final obtenido para cada muestra de ensayo mecánico, las cuales fueron modeladas según la respectiva norma para cada uno.

Tabla 9

Proceso de impresión 3D

Tipo de muestra	Modelado SolidWorks	Segmentación Cura Ultimate Maker	Resultado Final
Tracción			
Impacto			
Indentación			

Nota. En la tabla se presentan los tres pasos realizados para obtener la pieza final de impresión para cada ensayo mecánico.

5.4 Ensayos mecánicos

Por medio del estudio mecánico se realiza una caracterización de propiedades mecánicas por medio de ensayos de tracción, impacto e indentación. Con este análisis se pretende estudiar el comportamiento del material seleccionado en los pasos metodológicos anteriores; frente a cargas, fuerzas y velocidades determinadas en cada ensayo con el fin de encontrar valores de límite elástico, módulo de elasticidad, tenacidad y dureza.

5.4.1 Ensayo de tracción

La prueba de tracción se lleva cabo bajo la norma ASTM D638 para plásticos reforzados en una máquina universal para ensayos MTS, presentada en la Figura 17. Se ensayan un total de 12 probetas, cuya geometría corresponde a probeta tipo IV, utilizada cuando se requiere el estudio de materiales rígidos y semirrígidos. Para este ensayo se define una velocidad de 5 mm/min, especificado por la norma.

Figura 17

Máquina universal prueba de tracción



Nota. Fotografía de maquina universal de la escuela de Ingeniería Mecánica de la UIS, con el montaje de probeta y extensómetro.

5.4.2 Ensayo de impacto

El ensayo de impacto Charpy se lleva a cabo bajo la norma ASTM 6110, definido para muestras de polímeros con muescas. Se utiliza el péndulo de impacto de la Escuela de Ingeniería Química de la UIS, el cual capaz de entregar energía mayor a 2,7 J, que es la necesaria según la norma. La longitud efectiva del péndulo es de 0,345 metros, dentro de un rango establecido entre 0,325 y 0,406 metros. A continuación, en la Figura 18 se ilustra el instrumento de péndulo de impacto.

Figura 18

Péndulo de Impacto



Nota. Fotografía del péndulo de impacto de la escuela de Ingeniería Química de la UIS.

5.4.3 Ensayo de Indentación

La prueba de dureza de indentación Knoop se lleva a cabo bajo la norma ASTM C1326. Se ensaya un total de 3 probetas, cuya geometría tiene un espesor de 10mm, medida que se encuentra sobre el límite mínimo según la norma. Esta prueba se desarrolla en el laboratorio de metalografía de la escuela de ingeniería mecánica de la UIS, específicamente en la maquina UMT Tribolab, que se presenta en la Figura 19. Para los parámetros de la prueba se define la fuerza del indentador como 4,9N, especificado por la norma. En esta prueba, se presiona un indentador de diamante piramidal con base rómbica y puntiagudo en la superficie, con la fuerza definida para producir una indentación permanente relativamente pequeña. Para los resultados de la prueba de

indentación Knoop se mide la diagonal de marca dejada por el indentador, con este valor se calcula el número de dureza Knoop con la Ecuación 8 del Marco teórico.

Figura 19

Maquina Tribolab UMT



Nota. Fotografía de la máquina de indentación de Ingeniería Mecánica de la UIS.

5.5 Microscopía

La microscopía tiene como fin estudiar a microescala la zona de rotura a tracción e impacto de una muestra de ensayo mecánico impresa en 3D con los filamentos de diferente composición desarrollados. El análisis microscópico se desarrolla en el laboratorio de Microscopía de la UIS en un Microscopio Electrónico de Barrido FEG (Field Emission Gun) **QUANTA FEG 650**, en el cual se analizan un total de cuatro especímenes, uno de cada composición, los cuales se listan a continuación.

1. Zona de fractura a tracción probeta con composición 60% PLA + 40% Polvo de hueso

2. Zona de fractura a tracción probeta con composición 80% PLA + 20% Polvo de hueso
3. Zona de fractura a tracción probeta con composición 100% PLA
4. Zona de fractura a impacto probeta con composición 60% PLA + 40% Polvo de hueso

Para el desarrollo de este proceso, inicialmente se realiza la preparación de las muestras colocándolas sobre stubs metálicos con cinta adhesiva de carbón, los cuales se ingresan a una máquina que induce vacío y posteriormente genera un recubrimiento con oro superficial en cada espécimen, con el fin de hacer que el material refleje y se asegure una correcta visualización en el Microscopio electrónico de Barrido. En la Figura 20, se presenta la preparación de muestras realizadas.

Figura 20

Preparación de muestras microscopía



Nota. Fotografía laboratorio de microscopía a) muestras estudiadas en el respectivo stubs b) máquina de recubrimiento de las muestras.

Una vez preparadas las muestras, los cuatro stubs metálicos se ingresan a la cámara del Microscopio Electrónico de Barrido para su respectivo análisis, como se presenta en la Figura 21. Las imágenes se toman al alto vacío, con un voltaje de aceleración:15 kV y el detector para imágenes que se utiliza para las tomas es Electrones secundarios(**SE**): Everhart Thornley detector ETD y Electrones retro dispersados (**BSE**): Back scattered electrón detector (BSED) tipo SSD.

Figura 21

Cámara Microscopio



Nota. Fotografía de las muestras dentro del Microscopio FEG del Laboratorio de Microscopía de la UIS.

5.6 Análisis Químico

El procedimiento de análisis químico de las muestras se desarrolla en el laboratorio de Microscopía de la UIS en un Detector EDAX APOLO X de resolución de 126.1 eV (en. Mn $K\alpha$), controlada por Software EDX Genesis. En esta máquina se realiza un análisis EDS (Energy-Dispersive Spectroscopy) y brinda información cualitativa y semicuantitativa en porcentaje de

masa de los elementos químicos presentes en el material. Para el análisis químico se realizan cinco tomas de composición en los especímenes, dos en el primero y uno de cada uno de los restantes. A partir del resultado de este análisis es posible identificar si dentro de los compuestos desarrollados existen componentes que pueden afectar la integridad de la membrana celular de los tejidos.

6. Resultados

A continuación, se presenta cada uno de los resultados de las pruebas de caracterización del material descritas en la metodología experimental, las cuales incluyen caracterización mecánica, química y microscópica.

6.1 Caracterización del material

Los tres filamentos obtenidos se caracterizan de manera cuantitativa y cualitativa con el fin de aproximarse al conocimiento y comprensión de las estructuras y características de las composiciones. A continuación, se presenta cada prueba con sus respectivos resultados para las tres composiciones de PLA puro, PLA reforzado al 20% y PLA reforzado al 40%.

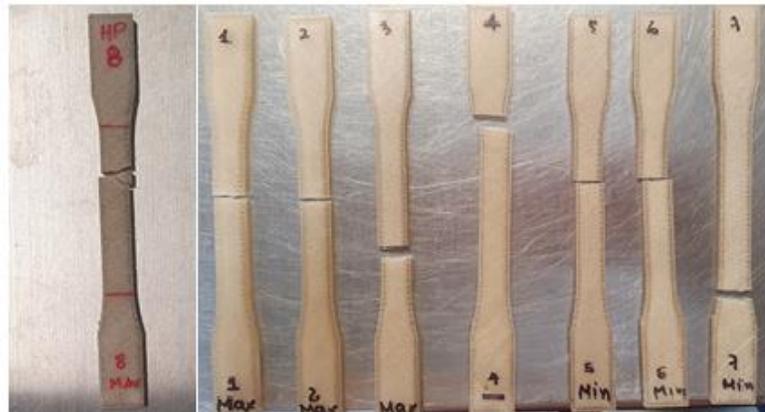
6.1.1 Tracción

Por cada mezcla de PLA puro y PLA reforzado con hueso se manejan 4 probetas, a cada una de ellas se le realiza la gráfica esfuerzo vs deformación, las probetas de hueso después de ensayadas se presentan en la Figura 22, donde las probetas con 40 % de refuerzo tienen la numeración 8-1-2-3 y las probetas con 20% de refuerzo tienen la numeración 4-5-6-7. De manera

similar, las probetas de PLA puro ensayadas se presentan en la Figura 23. Para obtener una gráfica final de cada composición, se hizo un promedio de desplazamientos manteniendo constante la fuerza y tomando datos cada 250N, con este proceso se obtiene un módulo de elasticidad más preciso. Para identificar el cambio de pendiente en el límite elástico, se obtiene el valor del límite fluencia al 0,2% de deformación a partir de una recta paralela a la inclinación de la zona elástica hasta su corte con la gráfica.

Figura 22

Rotura de probetas de PLA reforzado



Nota. Fotografía de las probetas de tracción de PLA reforzado después del ensayo cuatro de cada composición.

Figura 23

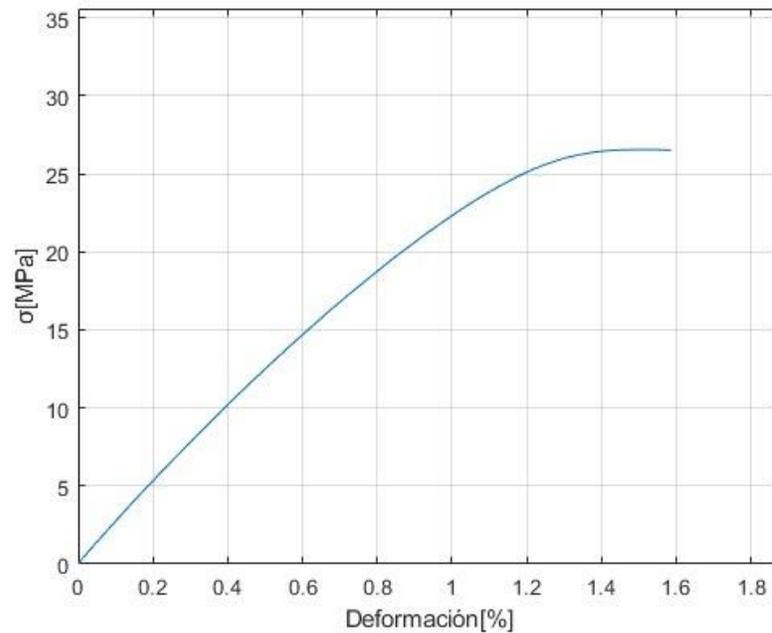
Rotura de probetas de PLA reforzado



Nota. Fotografía de las probetas de tracción de PLA puro después del ensayo.

Los resultados de las pruebas de tracción para los tres materiales probados se presentan a continuación. Para cada composición se presenta la gráfica esfuerzo vs deformación, con su respectiva tabla de datos que incluye los valores de esfuerzo máximo, esfuerzo de fluencia y módulo de elasticidad.

Los resultados de composición con 20% de refuerzo se presentan en la Figura 24 y Tabla 10 y los resultados para el 40% de refuerzo se presentan en la Figura 25 y Tabla 11.

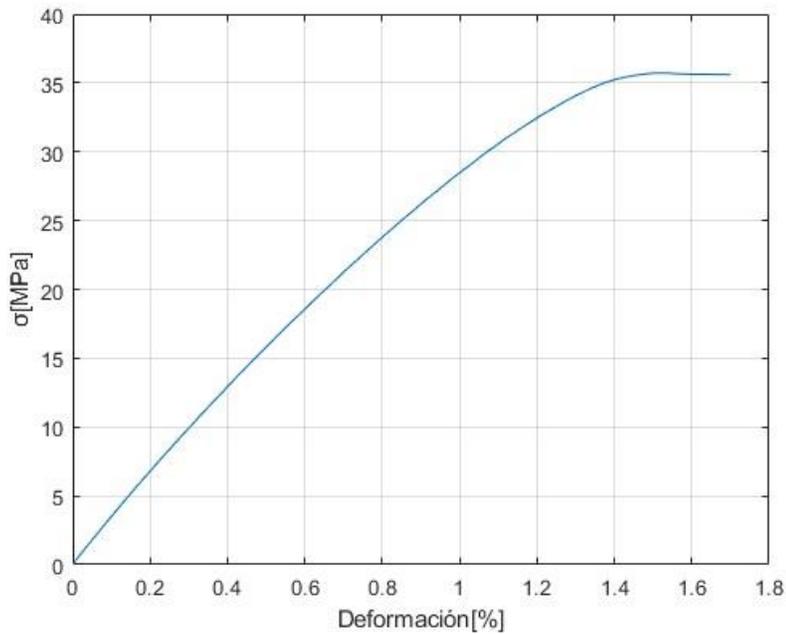
Figura 24*Proporción 20% Hueso – 80% PLA*

Nota. Gráfica Esfuerzo vs Deformación de probetas de proporción 20% polvo de hueso y 80% PLA.

Tabla 10*Esfuerzos y módulo de elasticidad probetas de 20% Hueso*

	Esfuerzo Máximo [MPa]	Esfuerzo de Fluencia [MPa]	Módulo de elasticidad [GPa]
	25,7	23,8	2,23
	26,3	25,4	2,45
	28,2	26,7	2,65
	25,7	25,2	2,52
Promedio	26,5	25,3	2,46
Desviación	1,18	1,19	0,18

Nota. Valores de ensayo tracción de probetas reforzadas 20% hueso – 80% PLA.

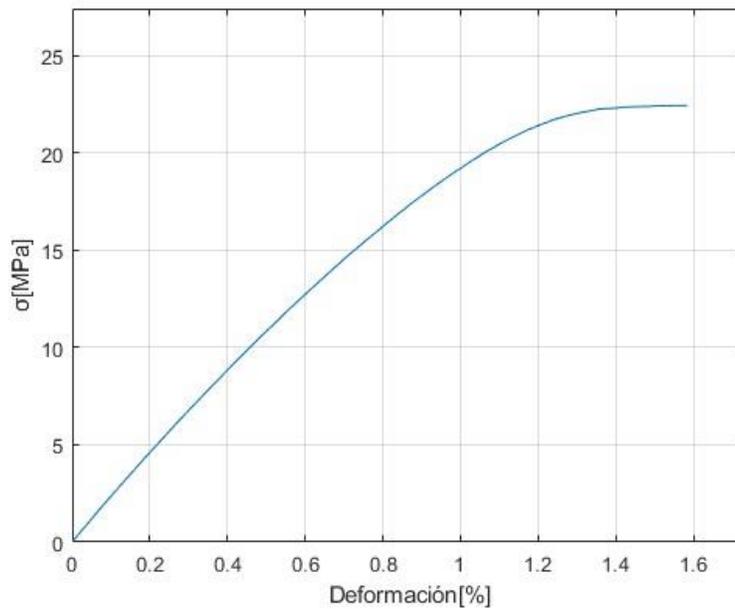
Figura 25*Proporción 40% Hueso – 60% PLA*

Nota. Gráfica Esfuerzo vs Deformación de probetas de proporción 40% polvo de hueso y 60% PLA.

Tabla 11*Esfuerzos y módulo de elasticidad probetas de 40% Hueso*

	Esfuerzo Máximo [MPa]	Esfuerzo de Fluencia [MPa]	Módulo de Elasticidad [GPa]
	39,1	38,1	3,12
	37,69	35,6	2,84
	34,2	33,8	2,79
	34,6	32,9	2,81
Promedio	36,4	35,1	2,89
Desviación	2,38	2,29	0,15

Nota. Valores de ensayo tracción de probetas reforzadas 40% hueso – 60% PLA.

Figura 26*PLA INGEO 2003D*

Nota. Gráfica Esfuerzo vs Deformación de probetas de PLA PURO.

Tabla 12*Esfuerzos y módulo de elasticidad probetas de PLA INGEO 2003D*

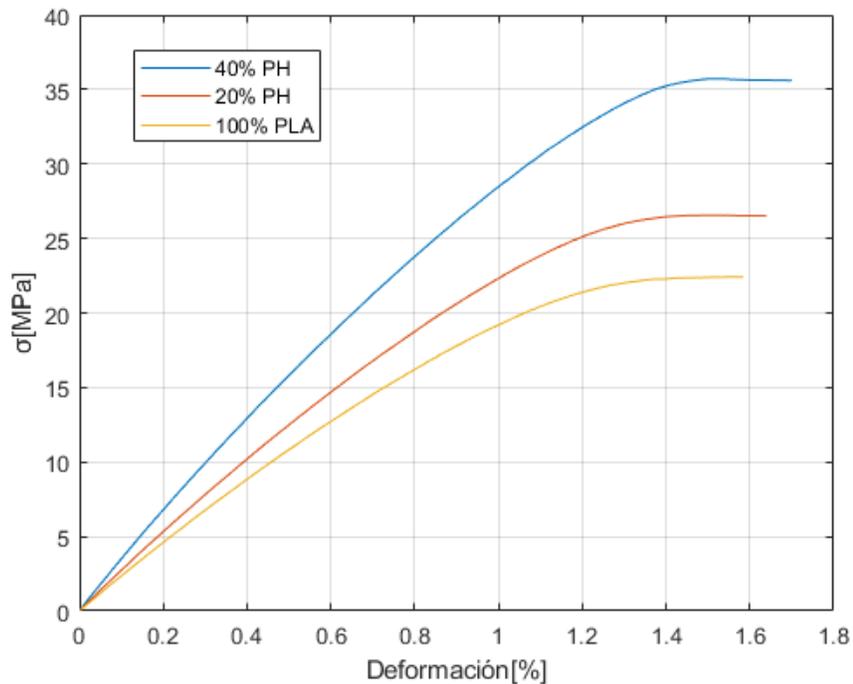
	Esfuerzo Máximo [MPa]	Esfuerzo de Fluencia [MPa]	Módulo de elasticidad [GPa]
	25,2	24,9	1,97
	25,9	24,3	2,31
	21,8	20,9	2,12
	22,2	21,5	2,15
Promedio	23,8	22,9	2,14
Desviación	2,08	1,99	0,14

Nota. Valores de ensayo tracción de probetas 100% PLA.

Finalmente, en la Figura 27 se presentan el comportamiento a tracción de las tres composiciones desarrolladas.

Figura 27

Comportamiento de las tres composiciones.



Nota. Gráfica Esfuerzo vs Deformación de probetas con diferente composición.

6.1.2 Impacto

Para el ensayo de impacto, el péndulo da lectura del ángulo que alcanza la altura máxima. Una vez calculado este parámetro, es posible encontrar el cambio de altura y, por lo tanto, el cambio de energía. Esta será la cantidad de energía absorbida para romper la muestra de prueba.

Al dividir esto por el área de sección transversal (CSA), se calcula la resistencia al impacto de la barra con la muesca, que se compara entre las diferentes composiciones de mezcla. A continuación, en la Figura 28 se presentan las probetas de impacto fracturadas después del ensayo.

Figura 28

Probetas de impacto fracturadas.



Nota. Fotografía probetas de impacto fracturadas de PLA puro y de PLA con refuerzo de hueso al 40%.

Al comienzo de la prueba se establecen ciertas variables para parametrizar el experimento. En la Tabla 13 se definen los parámetros iniciales de la prueba, los cuales se mantienen constantes en todas las tomas.

Tabla 13*Datos iniciales prueba impacto*

Masa del Martillo [Kg]	Altura Inicial [m]	Angulo inicial [°]	CSA [m²]
4	0,2845	80	0,000055

Nota. Valores de masa, altura, ángulo y área transversal de la muestra para experimento de impacto.

Se ensaya un total de 12 probetas. En las siguientes tablas se detallan los valores respectivos de ángulo final, energía absorbida y esfuerzo de impacto para el PLA puro en la Tabla 14, para el hilo reforzado al 20% en la Tabla 15 y para el hilo reforzado al 40% en la Tabla 16.

Tabla 14*Datos obtenidos prueba impacto PLA INGENIO 2003D*

Angulo Final [°]	Energía Absorbida [J]	Esfuerzo de Impacto [KJ/m²]
69	2,492	45,30
70	2,296	41,73
67	2,923	53,15
68	2,727	49,58
Promedio	2,758	50,15
Desviación	0,273	4,98

Nota. Valores de ensayo de impacto de probetas 100% PLA.

Tabla 15*Datos obtenidos prueba impacto, proporción 20% PH- 80% PLA*

	Angulo Final [°]	Energía Absorbida [J]	Esfuerzo de Impacto [KJ/m2]
	63	3,787	68,85
	64	3,59	65,28
	63	3,787	68,85
	62	4,022	73,13
Promedio		3,79	69,03
Desviación		0,177	3,210

Nota. Valores de ensayo de impacto de probetas con 20% Polvo de hueso.

Tabla 16*Datos obtenidos prueba impacto, proporción 40% PH- 60% PLA*

	Angulo Final [°]	Energía Absorbida [J]	Esfuerzo de Impacto [KJ/m2]
	57	5,042	91,68
	58	4,823	87,69
	55	5,414	98,44
	59	4,622	84,03
Promedio		4,975	90,46
Desviación		0,339	6,168

Nota. Valores de ensayo de impacto de probetas con 40% Polvo de hueso.

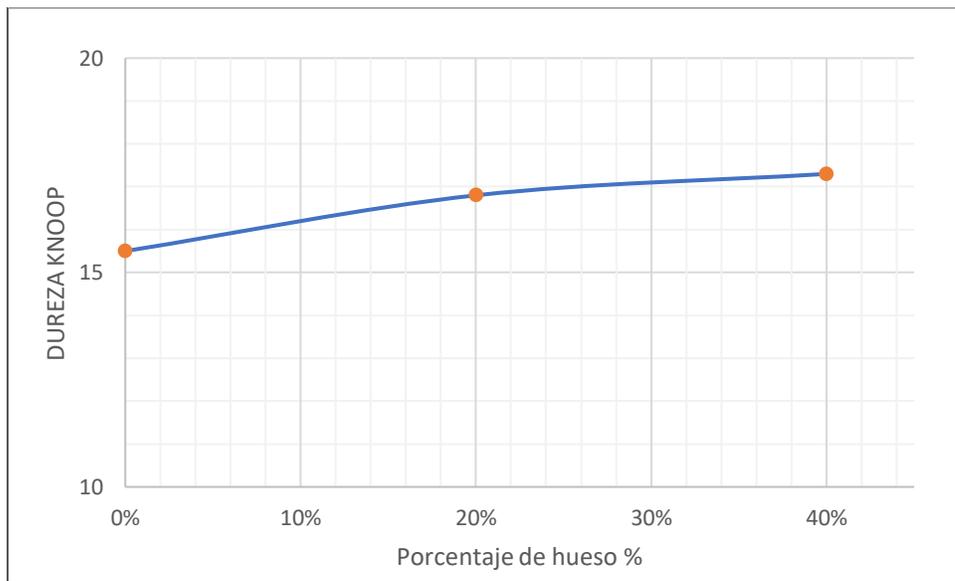
6.1.3 Indentación

Para obtener los resultados del ensayo de indentación, se mide la proyección superficial de la diagonal mayor de la muesca permanente con un microscopio óptico. Este dato y la fuerza aplicada permite calcular la dureza Knoop, que representa la resistencia del material a la

penetración del indentador Knoop. En la Figura 29 ,se presenta la gráfica con el resultado promedio de la prueba de dureza para composición de hilo.

Figura 29

Gráfica de datos obtenidos prueba de dureza



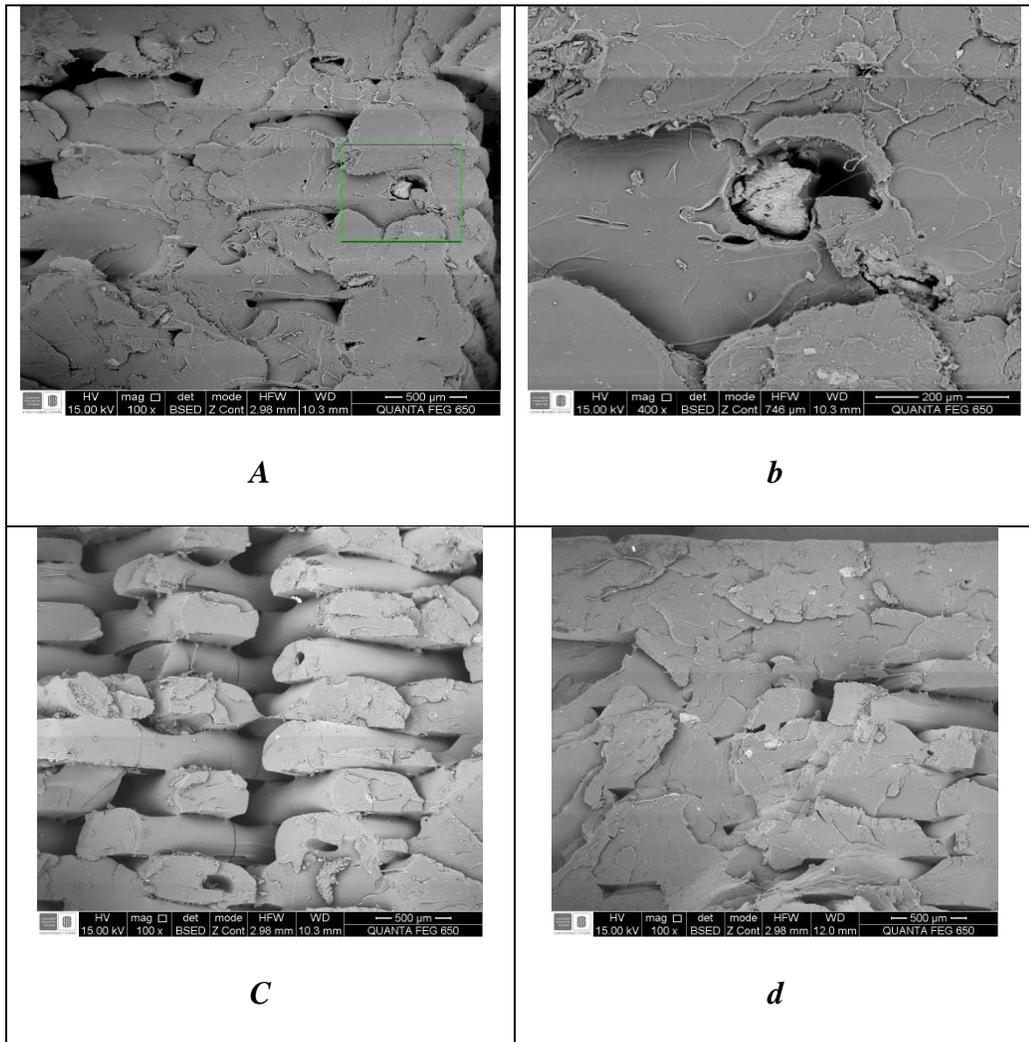
Nota. Gráfica Dureza Knoop vs Porcentaje de hueso.

6.1.4 Microscopía

A continuación, se presentan las cuatro tomas microscópicas más significativas de cada muestra, para observar la totalidad de las imágenes dirigirse a los apéndices B a E. En la Figura 30, se presentan las imágenes de la zona de fractura a tracción de una probeta con composición 60% PLA + 40% Polvo de hueso; en la Figura 31 se presentan las imágenes de la zona de fractura a tracción de una probeta con composición 80% PLA + 20% Polvo de hueso; en la Figura 32 se

presentan las imágenes de la zona de fractura a tracción de una probeta con composición 100% PLA y en la Figura 33, se presentan las imágenes de la zona de fractura por impacto de una probeta con composición 60% PLA + 40% Polvo de hueso.

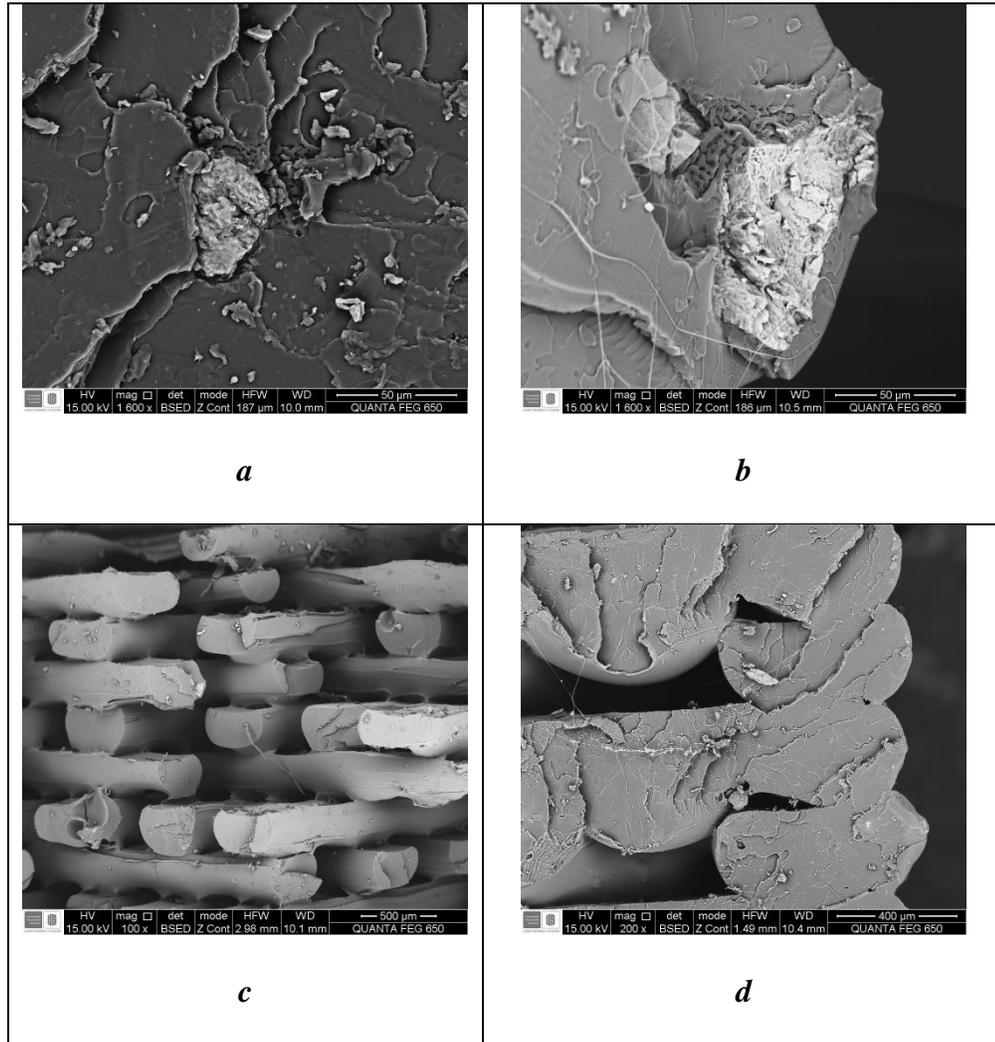
En las fotografías presentadas a continuación, las partículas de hueso presentes en el filamento se reconocen por tener una colorimetría más blanca e iluminada debido a que atómicamente es más pesado que el PLA, por lo tanto, absorbe más electrones.

Figura 30*Imágenes microscopia muestra 1.*

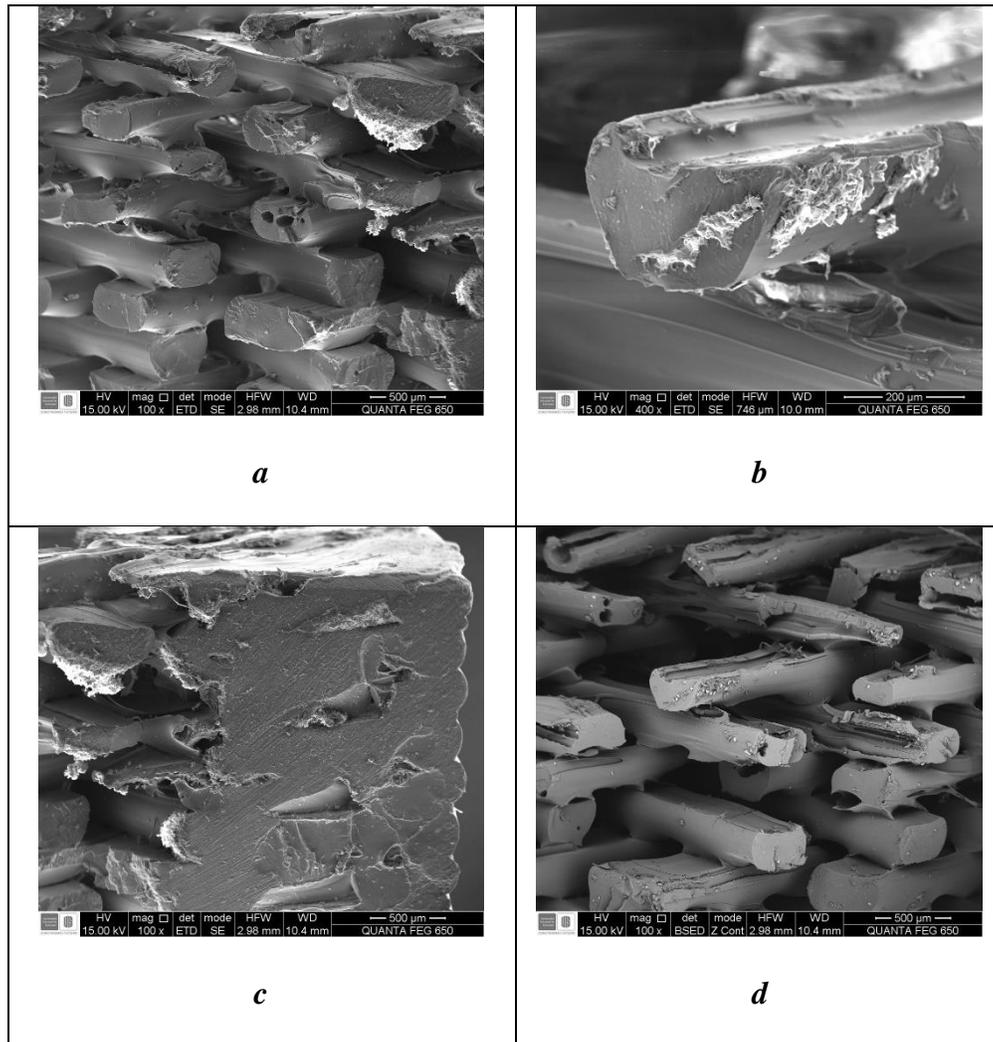
Nota. Fotografías Microscopio FEG a) toma general b) ampliada partícula de hueso c) vista grieta de rotura d) toma general.

Figura 31

Imágenes microscopia muestra 2.



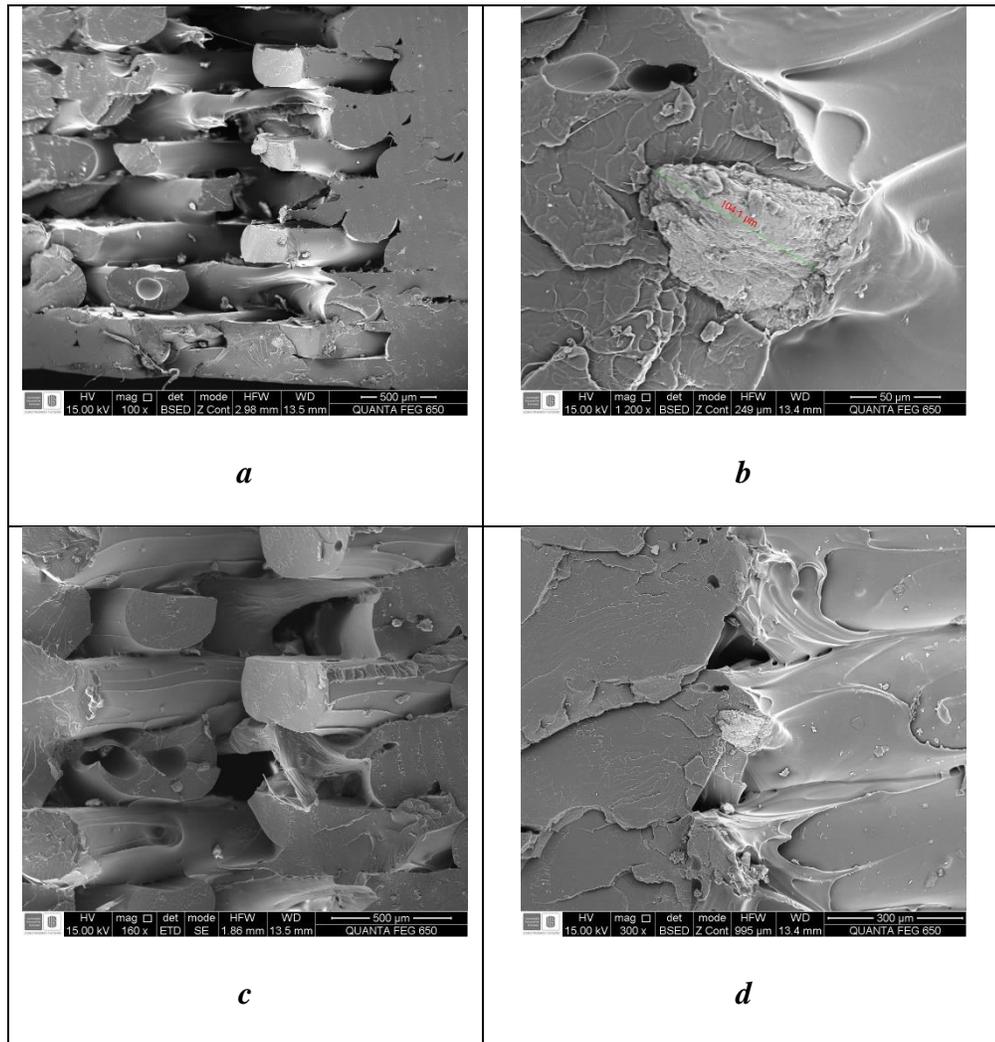
Nota. Fotografías Microscopio FEG a) vista de partículas de hueso b) ampliada partícula de hueso c) vista grieta de rotura d) toma general.

Figura 32*Imágenes microscopia muestra 3.*

Nota. Fotografías Microscopio FEG a) vista grieta de rotura b) ampliada de filamento puro PLA c) vista de pared de impresión d) toma general.

Figura 33

Imágenes microscopia muestra 4.



Nota. Fotografías Microscopio FEG a) vista grieta de rotura general b) ampliada de partícula de hueso c) vista de pared de impresión d) toma ampliada de filamento.

6.1.5 Análisis Químico

Los resultados de la composición obtenida en las muestras a partir del análisis EDS, presentan la caracterización de las cinco muestras, la cual incluye información semicuantitativa del tipo de elemento encontrado y datos cuantitativos que datan el porcentaje en masa del elemento y el porcentaje atómico presente. A continuación, en la Tabla 17 se presentan los resultados obtenidos, se debe tener en cuenta que este estudio se realiza en el nivel orbital K, por tal razón, en la Tabla 17 se presenta el símbolo químico con el subíndice K. En el apéndice F, se presenta un formato de resultados de una prueba.

Tabla 17*Resultados Análisis Químico*

Elemento	Muestra 1 Partícula de hueso		Muestra 1 PLA		Muestra 2 Partícula de hueso		Muestra 2 Partícula de hueso		Muestra 4 Partícula de hueso	
	Wt%	At%	Wt%	At%	Wt%	At%	Wt%	At%	Wt%	At%
<i>Carbono</i> C_k	19.18	30.68	80.74	84.81	35.88	49.55	11.74	24.96	21.35	38.68
<i>Nitrogeno</i> N_k	03.50	04.81	-	-	02.84	03.37	01.57	02.87	01.89	02.93
<i>Oxigeno</i> O_k	34.12	40.98	19.26	15.19	31.74	32.92	14.05	22.42	17.49	23.80
<i>Sodio</i> Na_k	01.54	01.28	-	-	01.56	01.13	00.24	00.26	00.12	00.11
<i>Magnesio</i> Mg_k	00.71	00.56	-	-	00.57	00.39	00.27	00.28	00.23	00.21
<i>Fosforo</i> P_k	14.54	09.02	-	-	09.92	05.31	16.94	13.97	13.95	09.80
<i>Calcio</i> Ca_k	26.23	12.57	-	-	16.36	06.77	54.43	34.69	44.23	24.02
<i>Cloro</i> Cl_k	00.19	0.11	-	-	00.34	00.16	00.76	00.55	00.75	00.46

Nota. Valores en peso y porcentaje atómico de los elementos presentes en el filamento obtenidos por análisis EDS.

7. Análisis de Resultados

En esta sección se presenta el análisis realizado a partir de los datos de la sección anterior, con los cuales se realizan modelos estadísticos y caracterizaciones cualitativas con el fin de presentar una investigación completa de las composiciones propuestas.

7.1 Modelo Estadístico

En esta etapa se realiza un análisis de experimento factorial, donde se estudian los valores obtenidos en las diferentes combinaciones planteadas, en el cual se tiene la composición de polvo de hueso como único factor.

Se plantea la hipótesis nula H_0 , según la Ecuación 9, estableciendo que la proporción de polvo de hueso presente en el compuesto no cambia las propiedades del material, esto nos dice que las diferencias de las medias no son estadísticamente significativas:

$$H_0: \mu_1 = \mu_2 = \mu_3 \quad (9)$$

También puede ocurrir una hipótesis alternativa en el caso de que el factor tratamiento influya en la variable de respuesta, entonces la proporción de polvo de hueso presente en el compuesto cambia las propiedades del material

$$H_A = \mu_i \neq \mu_j \quad (10)$$

Las hipótesis planteadas se comprueban mediante una prueba ANOVA o análisis de varianza sobre los resultados obtenidos en los ensayos de tracción, dureza e impacto. Se utiliza un nivel de significancia de $\alpha = 5\%$

7.1.1 Tracción

Los resultados del análisis de varianza para los criterios de tracción se presentan a continuación. En la Tabla 18 se presenta el análisis de varianza para el esfuerzo de tensión del material.

Tabla 18

Análisis de varianza para tracción

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrados medios	Fo	Valor P
Tratamiento	334,68	3	111,56	27,95	0,00137
Error	31,92	8	3,99		
Total	366,609	11			

Nota. Valores de Análisis de varianza para todas las muestras del ensayo de tracción.

Dado que el valor P es menor que el nivel de significancia se concluye que hay evidencia estadística para descartar la hipótesis nula, por esto, se dice que existe un cambio significativo entre los valores medios de esfuerzo de tensión. El análisis del módulo de elasticidad se presenta en la Tabla 19.

Tabla 19*Análisis de varianza para módulo de elasticidad*

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrados medios	Fo	Valor P
Tratamiento	1,139	3	0,379	13,64	0,01640
Error	0,223	8	0,027		
Total	366,609	11			

Nota. Valores de Análisis de varianza para el módulo de elasticidad de todas las muestras del ensayo de tracción.

En este caso el resultado estadístico P es menor que el nivel de significancia se concluye que hay evidencia estadística para descartar la hipótesis nula, se dice que en los valores medio de módulo de elasticidad existe un cambio significativo.

7.1.2 Impacto

En esta prueba se realiza análisis de varianza al criterio esfuerzo de impacto, cuyos resultados se presentan en la Tabla 20.

Tabla 20*Análisis de varianza para impacto*

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrados medios	Fo	Valor P
Tratamiento	3701,4	3	1233,8	44,97	0,00024
Error	219,49	8	27,436		
Total	3920,9	11			

Nota. Valores de Análisis de varianza para todas las muestras del ensayo de impacto.

Puesto que el valor P es menor al nivel de significación se concluye que hay evidencia estadística para descartar la hipótesis nula, se manifiesta que existe un cambio significativo en los valores medio del esfuerzo de impacto.

7.1.3 Indentación

Los resultados del análisis de varianza para indentación se presentan en la Tabla 21.

Tabla 21

Análisis de varianza para indentación

Fuente de variación	Suma de cuadrados	Grados de libertad	Cuadrados medios	Fo	Valor P
Tratamiento	5,8866	3	1,9622	2,0023	0,19232
Error	7,84	8	0,98		
Total	13,726	11			

Nota. Valores de Análisis de varianza para todas las muestras del ensayo de indentación.

Ya que el valor P es mayor que el nivel de significancia se concluye que no hay prueba estadística para descartar la hipótesis nula, por tanto, se dice que no existe cambio significativo entre las medias de dureza Knoop.

7.3 Análisis ensayos mecánicos

En los resultados de tracción para el PLA INGENIO 2003D tanto el módulo de elasticidad como su esfuerzo de tensión presentan valores apropiados, teniendo como referencia los datos enunciados en la norma ISO 527. El módulo de elasticidad tangente se incrementa en las dos composiciones con hueso, obteniendo su valor más alto en el material con 40% de PH, con el que se consigue superar hasta en un 34% del valor de la propiedad mecánica con respecto al PLA puro. La resistencia que genera el polvo de hueso disminuye la deformación de la estructura del PLA mejorando significativamente la rigidez del material compuesto, lo que indica que el módulo de elasticidad aumenta con la adición de PH en la mezcla.

El esfuerzo de fluencia tuvo variaciones, evidenciando una mejora del 47% sobre el compuesto puro, lo que causa un aumento del margen de tensión de tracción. El polvo de hueso genera un bloqueo en algunas estructuras del pellet impidiendo su deslizamiento y generando así un aumento en el esfuerzo de cedencia. La deformación a la tracción no tuvo cambio significativo y se mantuvo con un comportamiento bastante frágil, característico del PLA.

Por otra parte, se observa un aumento en el esfuerzo de impacto, incrementando así la tenacidad, siendo capaz de absorber o acumular más energía antes de alcanzar la rotura en condiciones de impacto. Si bien existen en la bioingeniería materiales que brindan mejores propiedades como las aleaciones de titanio, la composición desarrollada, siendo un material biocompatible y opcional para reparaciones óseas y de tejidos, presenta una resistencia tracción aceptable, lo que lo proyecta a futuro como una materia prima de uso en aplicaciones biomédicas.

En el análisis estadístico del esfuerzo de tensión y módulo de elasticidad presentes en la Tablas 18 y Tabla 19 respectivamente, hay evidencia estadística para establecer que dichos

esfuerzos cambian según la proporción de polvo de hueso. Se plantea cambiar el proceso de mezclado del polvo de hueso y el PLA para distribuir mejor el cruce de estos dos componentes y obtener así incrementos mucho más altos en las propiedades.

En la Figura 29, se puede observar los resultados del ensayo de indentación relacionados a cada composición, en este se puede ver que la dureza no varía mucho con la adición de polvo de hueso, sin embargo, se puede establecer que la dureza es propia del PLA, es decir del material base. En este caso, de acuerdo con los resultados del análisis de varianza se puede concluir que en la propiedad de dureza no existe un cambio visible a medida que se aumenta la proporción de PH, a diferencia de los otros factores estudiados.

7.3 Microscopía

El análisis microscópico permite detallar y caracterizar los filamentos de composición desarrollados. A partir de las tomas capturadas por el Microscopio Electrónico de Barrido, es posible analizar la impresión 3D, la microestructura del filamento y la distribución de las partículas de hueso en el hilo, entre otros. A continuación, se analiza cada una de las fotografías a modo general y específico de cada muestra.

En términos generales, en la Figura 30, Figura 31, Figura 32 y Figura 33, cuando se observan las tomas globales, es posible evidenciar el patrón de relleno de la impresión seleccionado en cada muestra analizada, el cual es diagonal alternado entre capas. Por otra parte, se puede apreciar que en las cuatro muestras una cantidad considerable de espacios nanométricos entre las fibras a lo ancho y a lo largo del espécimen, esto indica que las piezas obtenidas tienen un alto porcentaje de porosidad, aun cuando el parámetro de densidad de relleno se configura al

100% al momento de la impresión. Esta condición puede ser consecuencia del método de modelado por deposición fundida utilizado en la manufactura aditiva, el cual es una técnica donde las piezas son creadas capa por capa, donde lo ideal es que la capa superficial se funda uniéndose a la anterior, cerrando así los espacios. Sin embargo, el proceso de unión entre capas óptimo no se presenta seguido en la impresión 3D, por lo que lo normal en la industria es que queden poros entre los filamentos, especialmente en las piezas de PLA impresas por deposición fundida, debido a que ya se ha verificado que este material es el que presenta una mayor porosidad al ser impreso en 3D (Cómo imprimir una pieza impermeable, 2021).

No obstante, el fenómeno de porosidad presente en las muestras no solo es consecuencia del método de impresión 3D, también es posible que los tres filamentos de diferente composición obtenidos tengan burbujas de aire encapsuladas a lo largo del filamento. Esto se presenta por varias razones, en primer lugar, el tornillo sin fin de la extrusora puede dejar pequeños vacíos de material al momento de este ingresar a la boquilla, dichos espacios, se llenan con aire y aunque no afectan la continuidad del hilo, las burbujas quedan presentes en el filamento después de extruido. En segundo lugar, para las muestras reforzadas con hueso es posible que las partículas de polvo de hueso al adherirse al PLA generen burbujas de aire en el filamento, y finalmente, las muestras con polvo hueso también pueden presentar una alta porosidad debido a una evaporación incompleta del aglutinante utilizado para garantizar la homogeneidad de la pieza. Cada uno de estos fenómenos pueden causar que, al momento de la impresión, la boquilla inyecte cierta cantidad de material y si una burbuja está presente, se expulsará una menor cantidad de material a la necesaria, lo que ocasiona vacíos entre la continuidad del patrón de relleno. En conclusión, cada una de estas situaciones tiene una incidencia directa en el porcentaje de porosidad de la pieza y, por lo tanto,

en la resistencia mecánica del material, sin embargo, es importante recalcar que cada una de estas situaciones no son controlables al momento del desarrollo de esta investigación.

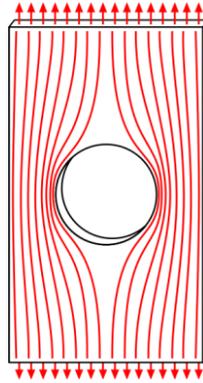
Para el caso de muestras con mayor porcentaje de refuerzo de hueso, cuyas fotografías se presentan en la Figura 30 y Figura 33, es posible evidenciar que las tomas generales no demuestran una alta cantidad de partículas de hueso en estos especímenes, esto se debe a que la proporción de refuerzo se hizo en términos de masa y no de volumen, lo que ocasiona que la diferencia de peso entre los pellets de PLA y las partículas de polvo hueso, tenga como consecuencia que el filamento reforzado no tenga una mayor predominancia de partículas de hueso. De manera análoga, este fenómeno también se presenta en la muestra con 20% de refuerzo, cuya fotografía se presenta en la Figura 32.

Al analizar de manera específica la toma b de la Figura 30, se observa una partícula de hueso la cual se encuentra dentro de un filamento de impresión, sin embargo, esta no se adhiere completamente a la matriz polimérica, creando un espacio entre los dos componentes similar a un cráter con la forma de la partícula. Al realizar la respectiva medición se encuentra que la partícula de hueso mide $123.9 \mu m$ en su parte más ancha y el cráter de alrededor tiene un ancho de $207.9 \mu m$, lo que indica una distancia de aproximadamente $84 \mu m$ entre el polímero y el componente orgánico. Por otra parte, cuando se analiza la toma a y b de la Figura 31, también se observa una partícula de hueso en la matriz polimérica con una medida de $51,6 \mu m$ en su parte más ancha, sin embargo, en este caso, el hueso se encuentra considerablemente bien adherido, sin espacios visibles entre la matriz y el componente orgánico. De manera análoga, en la Figura 32 en la toma b, se puede ver una partícula de hueso en la matriz, con espacios de separación mínimos pero apreciables.

El fenómeno de separación entre la matriz polimérica y las partículas del componente orgánico, no se presenta de manera constante en todas las muestras y su aparición no es un factor controlable en esta investigación. Sin embargo, la presencia de estos espacios puede afectar las propiedades del filamento y la impresión, lo que es la causa del alto porcentaje de dispersión presentado en los resultados de los ensayos mecánicos. La aparición de este fenómeno se debe a que cierto grano de polvo de hueso aleatorio presente en el filamento actúa como concentrador de esfuerzos, debido a que la partícula se posiciona en la matriz con un cambio abrupto de geometría y en otras ocasiones, el granulo puede causar pequeñas discontinuidades en la impresión. En la Figura 34, se presenta el principio físico de un concentrador de tensiones, de esta manera se ubica el hueso en la matriz polimérica ante un esfuerzo de tracción, en donde las isostáticas del esfuerzo son más densas y se concentran alrededor de los límites del agujero circular, que en este caso es una partícula amorfa. En este estado, también se puede presentar esfuerzos de corte que acomodarán las líneas de tensión de manera transversal, ocasionando las amplias separaciones entre las partículas y la matriz.

Figura 34

Concentrador de esfuerzos



Nota. Principio de funcionamiento de concentrador de esfuerzos. Tomado de Hibbeler, R. C. (2005). Mechanics of Materials. Pearson Educación. .

Para finalizar, la microscopía de la muestra de PLA puro, presentada en la Figura 31, muestra variables como porosidad y patrón de relleno en las muestras, discutidas anteriormente, sin embargo, es importante destacar, que en la toma b de la Figura 32, se observa un filamento que presenta una especie de agrietamiento en la parte superior debido al esfuerzo de tracción, en esta toma, también es posible reconocer grumos adheridos al filamento, los cuales se identificaron como un tipo de contaminación de la impresión 3D, aspecto que no es posible controlar en este proyecto debido a la escala de tamaños donde se encuentra esta polución .

7.3 Análisis Químico

Los resultados del estudio de composición química elemental presentados en la Tabla 17, corresponden a diferentes pruebas puntuales de partículas de hueso y PLA tomadas por espectroscopia de rayos X de energía dispersiva, las cuales son tomadas por separado en ubicaciones variables a lo largo de la zona de análisis de las muestras. Para el caso de la muestra de PLA, ya se ha demostrado en diferentes estudios su biocompatibilidad (Gao et al.,2020), lo cual se reafirma en la ficha técnica que proporciona el fabricante en la Tabla 3, que establece que el PLA no induce efectos mutagénicos ni cancerígenos y tampoco representa algún tipo de riesgo en los órganos Diana de organismos vivos, esta información se evidencia en el análisis elemental obtenido, el cual data únicamente los elementos de Carbono y Oxígeno, en mayor y menor proporción respectivamente.

Los compuestos citotóxicos se agrupan en cinco grupos principales, las mostazas nitrogenadas, las etilendiaminas, los sulfonatos de alquilo, las nitrosureas, las Triacenos y los Fármacos metiladores del DNA. Cada uno de estos compuestos necesita enlaces simples y dobles con el hidrogeno para poder ser formados, lo que indica que si se suprime el Hidrogeno de la composición del material no se puede formar algún compuesto de los grupos citotóxicos mencionados anteriormente. De acuerdo con la información presentada, para el caso de los resultados obtenidos de las muestras de partículas de hueso estudiadas, se evidencia que todos los elementos de la composición elemental son inofensivos para los organismos vivos y la posible unión de elementos tampoco representará un posible riesgo citotóxico debido a la ausencia de Hidrogeno dentro la composición elemental (Hilal-Dandan & L. Brunton, 2015). Sin embargo, en

los resultados se presenta Cloro en una cantidad despreciable, la cual es resultado del proceso de limpieza por el cual fueron sometidos los restos óseos.

Finalmente, los resultados obtenidos se reafirman con las investigaciones de Gonzaga y Basurto (2018) y Amaya & Navarrete (2006), los cuales estudian la biocompatibilidad de piezas obtenidas con polvo de hueso de cerdo y Moreno Ramos (2018) quien implanta prótesis impresos en 3D de PLA reforzado con hueso de cerdo.

8. Conclusiones

Esta tesis presenta el desarrollo de un filamento para impresión 3D biocompatible, el cual consta de una matriz polimérica de base de PLA, y un componente de refuerzo, el cual se define por medio de un estudio de diferentes alternativas, que da como resultado la selección del polvo de hueso porcino de la columna vertebral y radio, como la opción más viable para complementar el hilo de impresión 3D, debido a que los huesos de cerdo como materia orgánica sometida a altos esfuerzos completan de manera mecánica y biológica el filamento obtenido. A partir de este refuerzo, se obtienen tres tipos de filamento cada uno con diferente composición, PLA puro, PLA con 20% de refuerzo y PLA con 40% de refuerzo, entre los cuales se presenta una diferencia en el comportamiento mecánico, lo que indica que el refuerzo seleccionado tiene una incidencia benéfica en las piezas de impresión 3D y, además, su adición sigue manteniendo biocompatible el compuesto.

El filamento fue obtenido por medio de un proceso de extrusión, donde se identifican las condiciones termo mecánicas realizando pruebas con diferentes perfiles de temperatura y velocidad del motor. A partir de estos datos, es posible concluir que el mejor rango de temperatura para trabajar el PLA reforzado en una extrusora con las condiciones presentadas, es de 130 a 140 °C, en esta temperatura los materiales son moldeables a una velocidad del motor específica de 730rpm permitiendo obtener un filamento de buena consistencia, maleable y de buenas propiedades al tacto. Sin embargo, a pesar de haber obtenido un hilo apto para impresión se presentaron factores no controlables que tienen una incidencia directa en las propiedades mecánicas del material, como las burbujas de aire, humedad interna en las partículas de hueso y la irregularidad del diámetro.

Para caracterizar el material se obtienen probetas mediante impresión 3D donde se pudo evidenciar que la configuración de parámetros tiene una incidencia directa en las propiedades mecánicas y en el acabado superficial de las piezas. El patrón de relleno diagonal alternado continuo con una línea de pared unida a los filamentos permite obtener impresiones completas y piezas de mejor calidad, sin embargo, microscópicamente es posible apreciar vacíos en el interior de la impresión relacionados con las burbujas de aire en el filamento y defectos en la técnica de modelado por deposición fundida.

La caracterización de las propiedades mecánicas de las diferentes composiciones de hilo mediante los ensayos tracción, indentación instrumentada e impacto, evidencian cambios significativos en algunos factores como el módulo de elasticidad que aumenta 34% en las mezclas de mayor composición y esfuerzo de fluencia que aumenta 47% en las mezclas de mayor composición. Sin embargo, aspectos como la dureza no presentaron alteraciones significativas, debido a que sigue manteniendo el comportamiento de su material principal PLA. Se concluye que fue posible desarrollar un biomaterial, mejorando sus características mecánicas mediante fabricación aditiva y a partir de la experimentación realizada se tiene un material que, si bien continúa siendo inferior a otros en términos de propiedades mecánicas de resistencia, se presenta como una alternativa en el campo de ingeniería biomecánica y de tejidos.

9. Recomendaciones

Para futuras investigaciones, con el objetivo de obtener mejores resultados en el área, se recomienda el desarrollo de un modelo matemático que permita identificar el comportamiento del material reforzado ante el aumento y disminución del porcentaje de relleno, verificar la incidencia del método de mezclado en las propiedades mecánicas y en el porcentaje de homogeneidad del filamento. Por otra parte, se recomienda realizar adecuaciones técnicas a la máquina extrusora con el fin de garantizar un mejor control de temperatura y de vacíos de material en el tornillo.

Referencias Bibliográficas

- ABAX (2020). Historia de la impresora 3D. Recuperado de: <https://abax3dtech.com/2020/07/24/historia-de-la-impresora-3d/>
- Ácido poli láctico (PLA) | Textos Científicos. (2010). Textos Científicos. <http://www.textoscientificos.com/polimeros/acido-polilactico>
- Arteaga Medina, L. (2015). Fabricación y caracterización de filamentos para impresoras 3D a partir de materiales reciclados. Universidad de la Laguna, Santa Cruz de Tenerife.
- ASTM. (2018). Standard Test Method for Knoop Indentation Hardness of Advanced Ceramics (ASTM C1326-13).
- Baptista, R., & Guedes, M. (2021). Morphological and mechanical characterization of 3D printed PLA scaffolds with controlled porosity for trabecular bone tissue replacement. *Materials Science and Engineering: C*, 118, 111528.
- Belaid, H., Nagarajan, S., Teyssier, C., Barou, C., Barés, J., Balme, S., Garay, H., Huon, V., Cornu, D., Cavallies, V., & Bechelany, M. (2020). Development of new biocompatible 3D printed graphene oxide-based scaffolds. *Materials Science and Engineering: C*, 110, 110595. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.11059>
- Benítez Benítez, R. (2008). Hidrólisis enzimática de la proteína del hueso de cerdo composición, propiedades funcionales y usos del hidrolizado [Tesis]. Universitat de Lleida.
- Biomateriales. (2017). <http://bibing.us.es/proyectos/abreproy/5275/fichero/04+BIOMATERIALES.pdf>
- Caravaca Peñalver, P. J. (2019). Influencia de las condiciones de trabajo en piezas generadas por impresión 3D.
- CCA (2017), Caracterización y gestión de los residuos orgánicos en América, informe sintético, Comisión para la Cooperación Ambiental, Montreal, 52 pp.
- Cómo imprimir una pieza impermeable.* (2021, 29 junio). Abax Innovation Technologies. Recuperado 14 de octubre de 2022, de <https://abax3dtech.com/2020/12/14/imprimir-piezas-impermeables-y-estancas-con-fdm/>

- Definición de cerdo - Definicion.de. (s. f.). Definición. De. Recuperado 9 de septiembre de 2022, de <https://definicion.de/cerdo/>
- Di Vona, M. L. (2014). Annealing of Polymer Membranes. *Encyclopedia of Membranes*, 1-2. https://doi.org/10.1007/978-3-642-40872-4_627-1
- Ensayos de biocompatibilidad. (2020, 27 marzo). Fundació Universitat-Empresa de les Illes Balears. <https://fueib.org/es/investigadors/65/otri/catalogo/2/706/servicio/ensayos-de-biocompatibilidad>
- Estraño, Alfredo. (1985). Investigaciones en Orientación para la Acción. *Paradigma*. Vol. IV. N° 1,2 y 3. Abril - Diciembre. Pp. 7-15.
- Fernandez Castillo, R. (2011). ESTUDIO HISTOLOGICO DEL HUESO PARA ANALISIS DE LOS CAMBIOS POR DIFERENCIA DE TEMPERATURA [Tesis Doctoral]. Universidad de Granada.
- Gao, Q., Xie, C., Wang, P., Xie, M., Li, H., Sun, A., Fu, J., & He, Y. (2020). 3D printed multi-scale scaffolds with ultrafine fibers for providing excellent biocompatibility. *Materials Science and Engineering: C*, 107, p. 110269. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2019.110269>.
- García, X. C. (2019). Ensayos físicos (2 Actualizada ed., Vol. 1) [Libro electrónico]. Síntesis.
- Rodríguez García, X. C. (2019). Ensayos físicos (2 Actualizada ed., Vol. 1) [Libro electrónico]. Síntesis.
- Gascon Martinez de Quel, L. (2020). Desarrollo de un material basado en residuos de patata para su utilización en impresión 3D (Doctoral dissertation, Universitat Politècnica de València).
- Gil Cano, F., Ramírez Zarzosa, G., Ayala Florenciano, M. D., López Albors, O., Latorre Reviriego, R., Martínez Gomariz, F., Sánchez Collado, C., Arencibia Espinosa, A., Orenes Hernández, M. & Vazquez Autón, J. M. (2017). Anatomía Interactiva Del Cerdo [Tesis]. Universidad de Murcia.
- Grau, J. E., Gregorutti, R. W., & Elsner, C. I. (2013). Aleaciones metálicas usadas en implantes quirúrgicos. *Ciencia y Tecnología de los Materiales*.
- Guillén-Girón, T. (2018). Fabrication of filaments of PCL and PVA reinforced with HAp to be used in 3D Printing. *Revista Tecnología en Marcha*, 31(2), 58-71.

- Hilal-Dandan, R. & L. Brunton, L. (2015). *Goodman & Gilman. Manual de farmacología y terapéutica* (2.^a ed.). Mc Graw Hill. <https://accessmedicina.mhmedical.com/book.aspx?bookid=1468>
- HSM. (2011). Impact Testing Aparatous HSM41/M/E/10. En Instruction Manual (1.a ed.).
- Loffler, A. and Stern, S., The future of the biomedical industry in an era of globaliztion. [online]. 2008. 76. [Date of reference: 2015-09-30]. Available at: http://www.kellogg.northwestern.edu/biotech/faculty/articles/future_biomedical_industry.pdf
- Método de prueba estándar para propiedades de tracción de los plásticos (D 638-99). (2015). American Society for Testing and Materials.
- Moreno Ramos, J. A. Manufactura, aplicación y caracterización de un implante óseo veterinario mediante manufactura aditiva de un compuesto de hueso y biopolímeros.
- NIH. (2019). Biomaterials. National institute of biomedical imaging and bioengineering. <https://www.nibib.nih.gov/espanol/temas-cientificos/biomateriales#:~:text=Los%20biomateriales%20pueden%20ser%20naturales,suturas%20hechas%20de%20tendones%20animales>.
- Pariante, J. L., Bordenave, L., Villars, F., Renard, M., Delmond, S., Fricain, J. C., & Baquey, C. (2006). Centre d'innovations technologiques biomatériaux du CHU de Bordeaux. ITBM-RBM, 27(4), 150-155.
- Plazas Bonilla, C. E., & Perilla, J. E. (2011). Pasado, presente y futuro cercano de los materiales para uso en implantes óseos biodegradables. *Ingeniería e investigación*, 31(2), 124-133.
- Ríos, T., López, M. E., & Franco, A. (2014). Biomateriales compuestos de matriz polimérica con refuerzo de cerámico bioactivo usados en sistemas de fijación ósea revisión del estado del arte. *Revista Colombiana de Materiales*, (5), 270-276.
- Rodríguez Gordillo, J., Sáez Pérez, M. P. & Durán Suárez, J. A. (2013). Evaluación experimental del comportamiento cromático de pigmentos inorgánicos en diversos aglutinantes pictóricos. *ph Investigación*, 1. <http://www.iaph.es/phinvestigacion/index.php/phinvestigacion/article/view/7>

- Rojas-Lozano, J., Diaz-Rodríguez, P., Barreiro, P., López-Senraa, E., Rodríguez-Valencia, C., López-Álvarez, M., ... & Serra, J. (2019). Desarrollo de nuevos filamentos para impresión 3D basados en cerámicas bioinspiradas. *Materiales Compuestos*, 3(4), 65-69.
- Sáenz-Ramírez, A. (2004). Biomateriales. *Revista Tecnología en Marcha*, 17(1), ág-34.
- Sionkowska, A., Current research on the blends of natural and synthetic polymers as new biomaterials: Review. *Prog Polym Sci*, 36, pp. 1254-1276, 2011. DOI: 10.1016/j.progpolymsci.2011.05.003.
- Sisson, S. & Grossman, J. (1985). *Anatomía de Animales Domésticos*. (5.a ed.). Salvat Editores S.A.
- Smith, T. (2002). The use of a quadruped as an in vivo model for the study of the spine – biomechanical considerations. *Eur Spine J*, 11(2), 137-144.
- Téllez Mosquera, Jairo, & Cote Menéndez, Miguel. (2006). ALCOHOL ETÍLICO: Un tóxico de alto riesgo para la salud humana socialmente aceptado. *Revista de la Facultad de Medicina*, 54(1), 32-47. Retrieved September 30, 2022, from http://www.scielo.org.co/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0120-00112006000100005&lng=en&tlng=es.
- Tsai, K.-H., Lin, R.-M. & Chang, G.-L. (1998). Rate-related fatigue injury of vertebral disc under axial cyclic loading in a porcine body-disc-body unit. *Clinical Biomechanics*, 13(1), S32-S39.
- Vyas, C., Zhang, J., Øvrebø, Y., Huang, B., Roberts, I., Setty, M., Allardyce, B., Haugen, H., Rajkhowa, R., & Bartolo, P. (2021). 3D printing of silk microparticle reinforced polycaprolactone scaffolds for tissue engineering applications. *Materials Science and Engineering: C*, 118, 111433. <https://doi.org/10.1016/j.msec.2020.111433>
- Weintraub, Karen. 2019. “Estos cerdos en miniatura podrían resolver la falta de órganos para trasplante.” *MIT Technology Review*, November 15, 2019. <https://www.technologyreview.es/s/11599/estos-cerdos-en-miniatura-podrian-resolver-la-falta-de-organos-para-trasplante>
- Yang, S., Leong, K-F., Du, Z., et al., Review the design of scaffolds for use in tissue engineering. Part I. Traditional factors. *Tissue Eng*, 7, pp. 679-689, 2001. DOI:

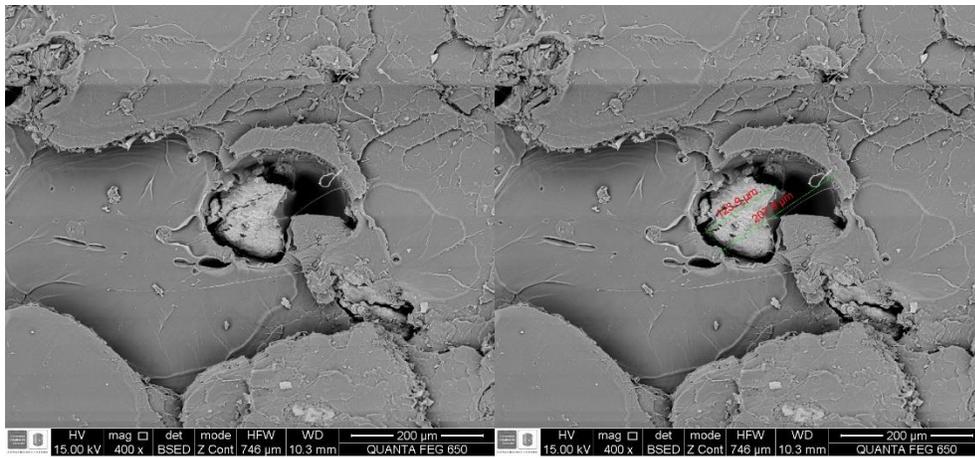
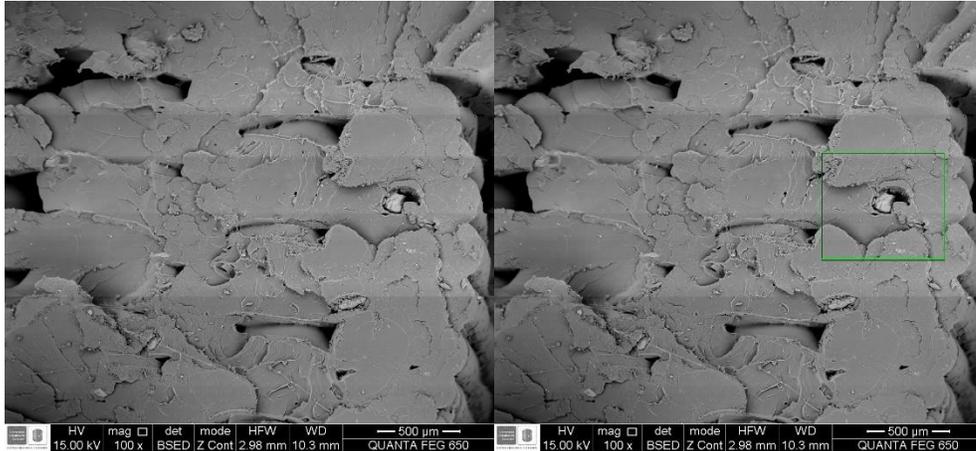
10.1089/107632701753337645. The Design of Scaffolds for Use in Tissue Engineering. Part I. Traditional Factors | Tissue Engineering (liebertpub.com)

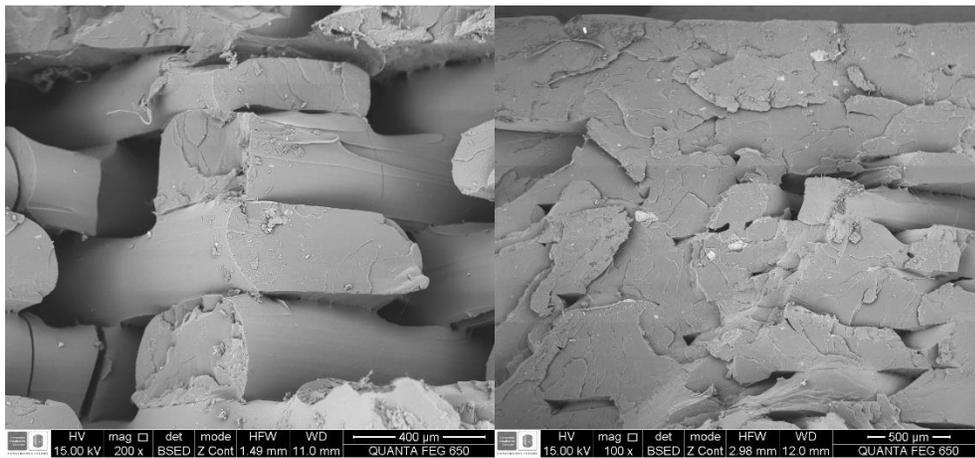
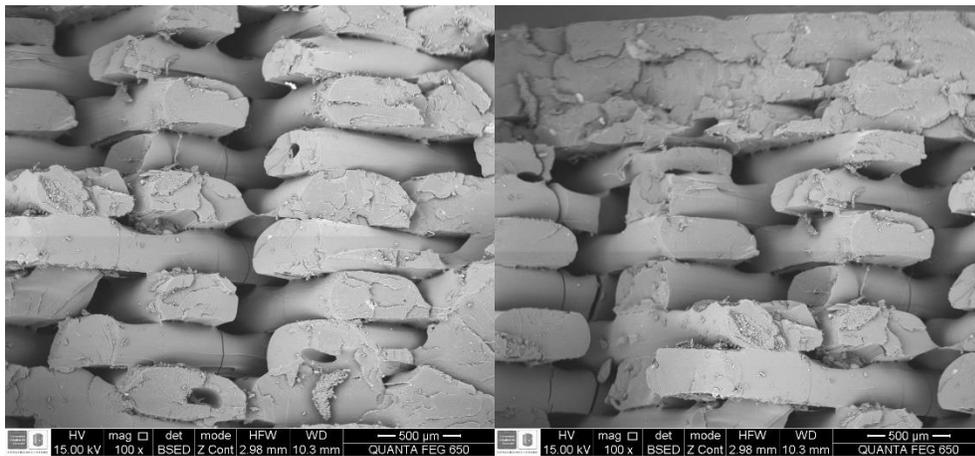
Apéndices

Apéndice A. Ficha técnica maquina extrusora de plásticos (Romero et al., 2022)

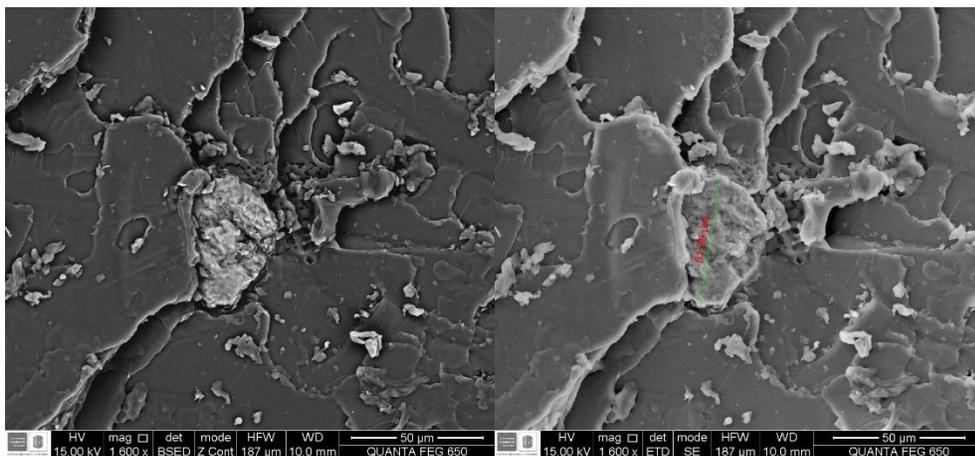
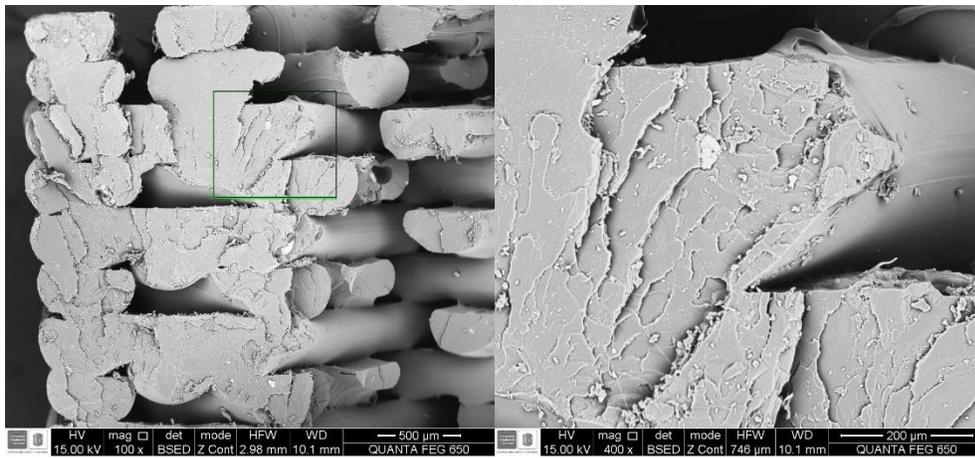
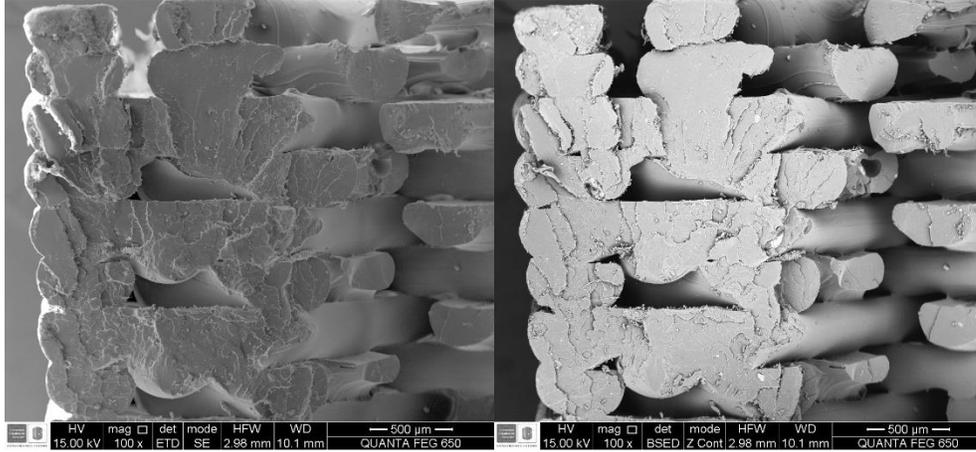
Ficha Técnica		
Extrusora para Plástico		
Tipo de Extrusora	Tornillo Único Eje	
Capacidad/ Rendimiento	4,6 Kg/h	
Rango de T °	25 °C - 300°C	
Altura Total	180 cm	
Longitud Total	118 cm	
Ancho Total	42 cm	
No de Operarios	3	
Potencia	Motor	2,4 HP 1680 rpm 60 Hz Trifásica
	Tipo de Transmisión	1. Polea - Correa
		2. Caja engranajes
		3. Piñón - Cadena
	Relación total	44 (Motor): 1 (Tornillo)
	Variador de Frecuencia	Mín. 200 rpm Máx. 1470 rpm
Tornillo	Diámetro del Tornillo	36 mm

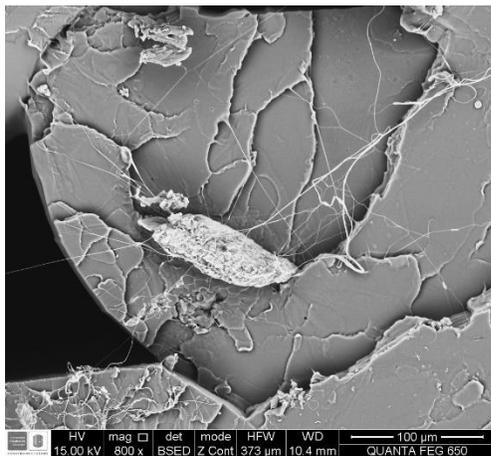
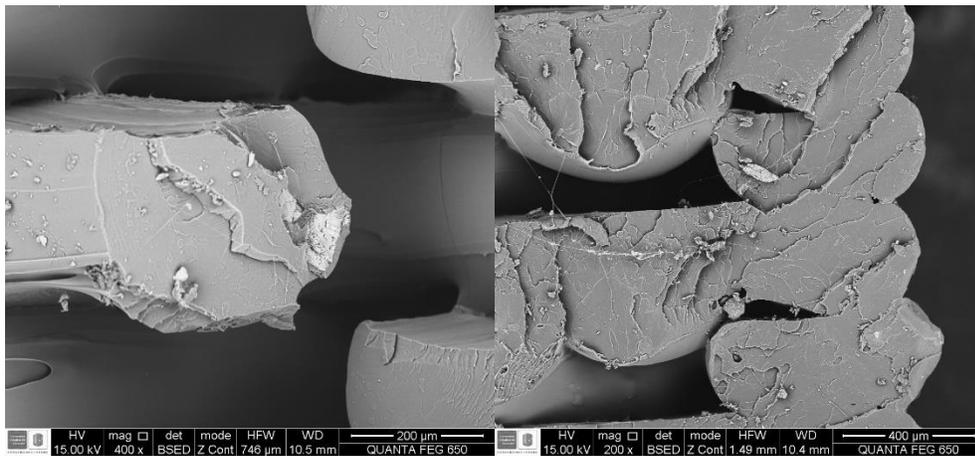
	L/D	31
	Zonas del Tornillo	3
		Alimentación-Transición-Dosificación
	P _{máx}	<60 Mpa
Resistencias	No de Resistencias	4
	Controles de Temperatura	3
	Tipo	Abrazaderas
	Resistencias Camisa [3]	Pot 700 w D 80mm L80mm
	Resistencias Cabezal [1]	Pot 650 w D128 mm L45mm
Tolva	Apertura	30 cm x 30 cm
	Volumen	9396 cm ³

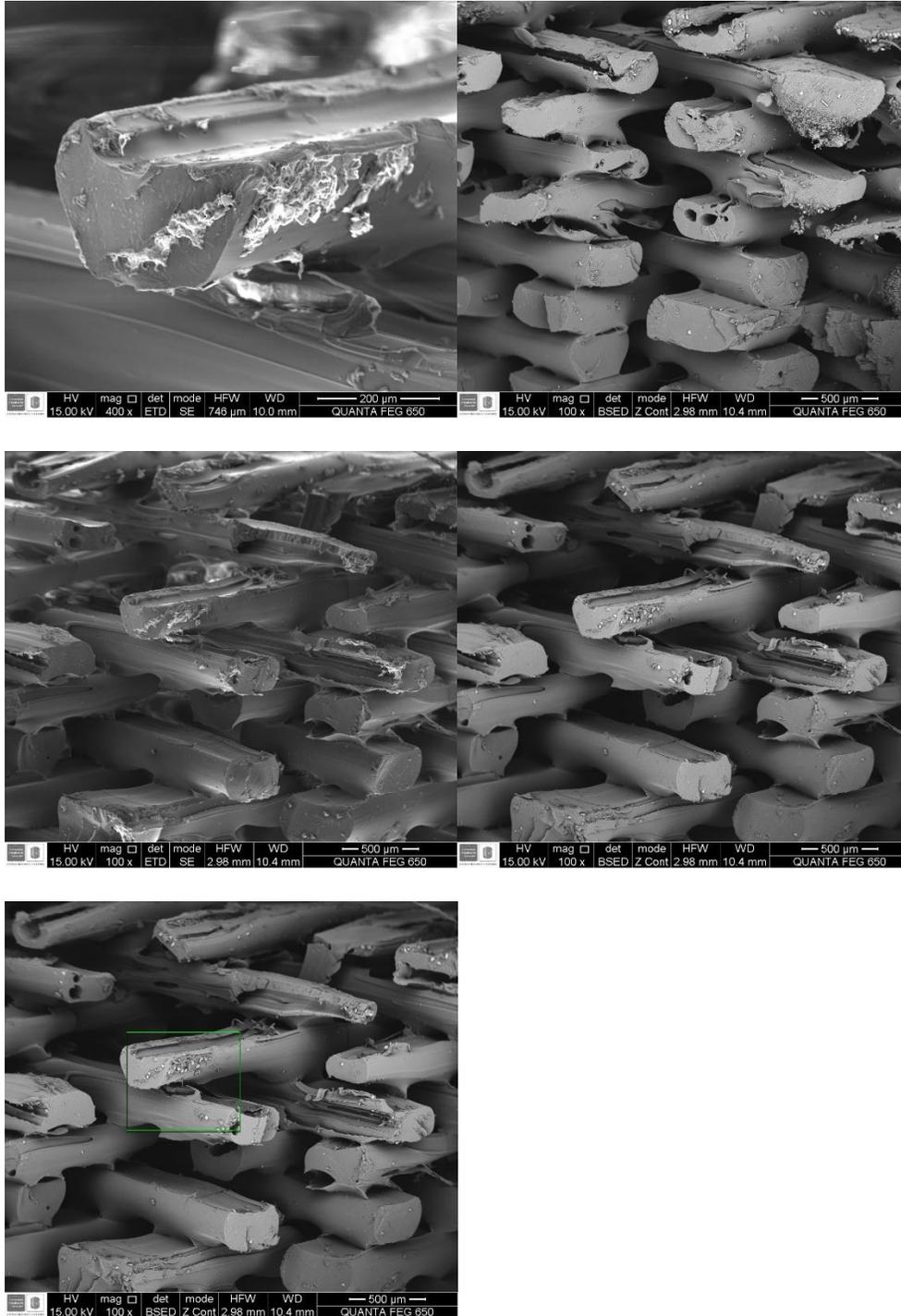
Apéndice B. Tomas Microscopía muestra 1.

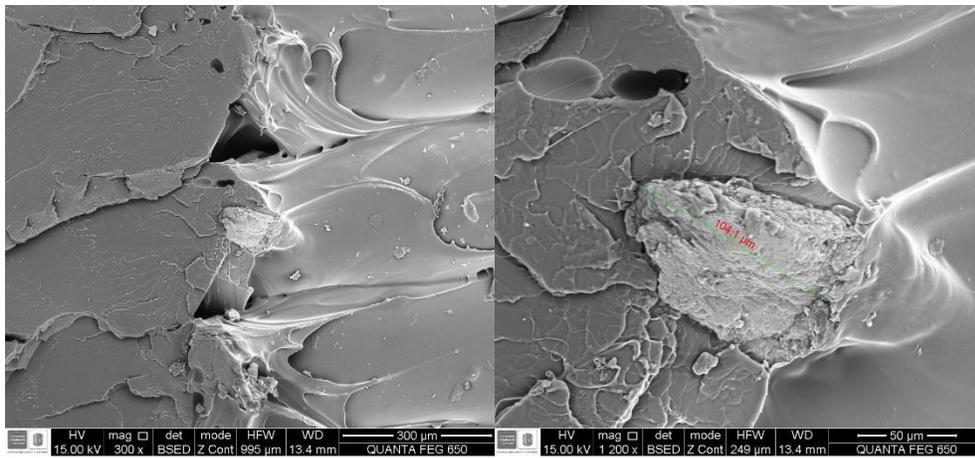
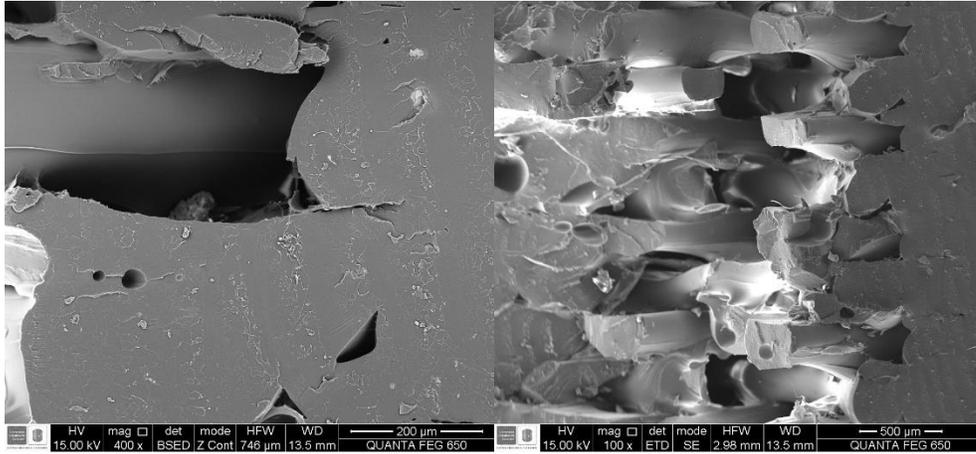


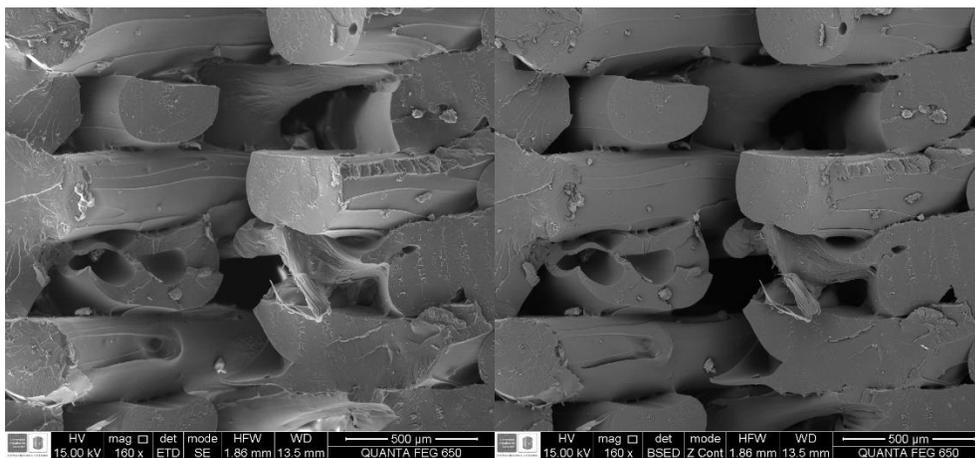
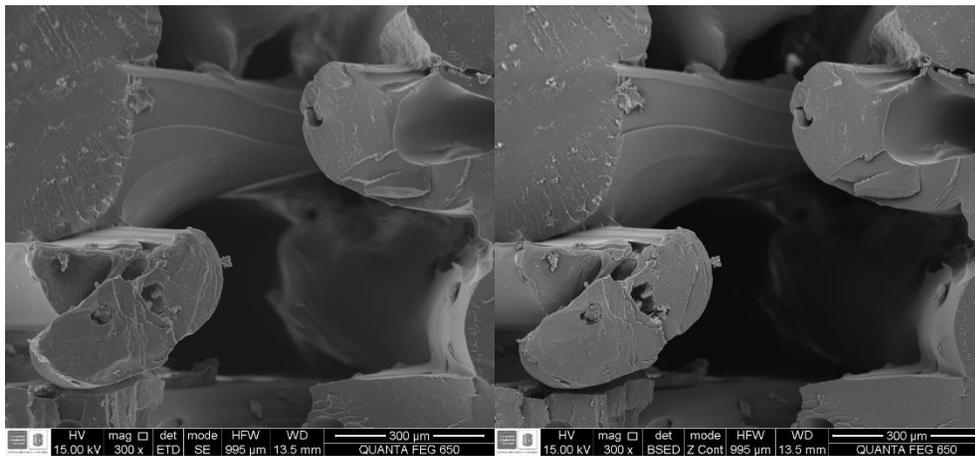
Apéndice C. Tomas Microscopía muestra 2.





Apéndice D. Tomas Microscopía muestra 3.

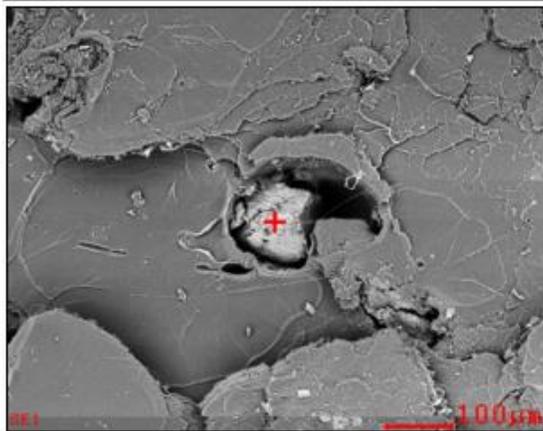
Apéndice E. Tomas Microscopía muestra 4.



Apéndice F. Formato resultados composición elemental.

LABORATORIO DE MICROSCOPIA

14-Oct-22



<i>Element</i>	<i>Wt%</i>	<i>At%</i>
<i>CK</i>	19.18	30.68
<i>NK</i>	03.50	04.81
<i>OK</i>	34.12	40.98
<i>NaK</i>	01.54	01.28
<i>MgK</i>	00.71	00.56
<i>PK</i>	14.54	09.02
<i>ClK</i>	00.19	00.11
<i>CaK</i>	26.23	12.57
<i>Matrix</i>	Correction	ZAF

