

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

**Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la
Producción**

Caracterización de estructuras andamio para generación de implantes
biomiméticos óseos usando manufactura aditiva.

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero Mecánico

Presentado por:

Lasso Buendia Carlos Javier

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2022

DEDICATORIA

Este proyecto se lo dedico a mi madre que siempre me apoyó en todo lo que pudiera necesitar, así como en la redacción de este mismo proyecto. A mi padre que, para mi fortuna, nunca llevó a cabo sus jocosas amenazas de dejarme sin universidad.

A Sigrít cuyo apoyo y aliento incondicionales me ayudaron no solo durante la redacción de este proyecto, pero también durante todos estos años de carrera.

AGRADECIMIENTOS

Sin lugar a duda a mis padres por proveerme de las herramientas necesarias para que yo pueda concentrarme en mis estudios mientras que desarrollaba mi amor por la carrera.

A mí homónimo abuelo que mostró tanto interés en mi carrera y me impulsó a seguir adelante, además de ser mi compañero de conversación en temas ingenieriles.

Al Doctor Helguero por darme la oportunidad de formar parte de este proyecto y poner a buen recaudo mis conocimientos e intereses por este tema.

DECLARACIÓN EXPRESA

"Los derechos de titularidad y explotación, me corresponden conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; yo, Carlos Javier Lasso Buendia doy mi consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"


Autor

EVALUADORES

.....
Nombre del Profesor

Miguel Quilambaqui, PhD.

.....
Nombre del Profesor

Carlos Gabriel Helguero, PhD.

RESUMEN

En la actualidad los implantes óseos existentes presentan algunos problemas como el “stress shielding” y la resorción ósea, varios de estos se deben a que la prótesis tiende a ser más o menos resistente que el hueso original. Los implantes biomiméticos son una buena alternativa porque pueden hacerse con materiales biocompatibles y con una estructura interna trabecular, es decir similar a la del hueso. Este proyecto busca caracterizar las propiedades mecánicas de probetas con estructura trabecular impresas en 3D para compararlas con probetas similares de estructura maciza. Para realizar esta caracterización, se imprimieron probetas a compresión y tensión normadas por las normas ISO 604 e ISO 527 respectivamente. La estructura trabecular de dichas probetas se obtuvo de imágenes médicas descargadas de la plataforma embodi3D.com. Al someter las estructuras a las pruebas de compresión y tensión se pudo observar que las estructuras macizas soportaban una mayor carga que las trabeculares.

Palabras claves: Implantes óseos, manufactura aditiva, estructura trabecular, módulo de compresión.

ABSTRACT

Currently existing bone implants have some problems such as "stress shielding" and bone resorption, several of these are because the prosthesis tends to be much more or much less resistant than the original bone. Biomimetic implants are a good alternative because they can be made with biocompatible materials and with an internal trabecular structure, that is, similar to that of bone. This project seeks to characterize the mechanical properties of 3D printed specimens with a trabecular structure to compare them with similar specimens with a solid structure. To carry out this characterization, compression and tension specimens were printed according to ISO 604 and ISO 527 standards, respectively. The trabecular structure of these specimens was obtained from medical images downloaded from the embodi3D.com platform. When the structures were subjected to compression and tension tests, it was possible to conclude that the solid structures endured a greater load than the trabecular ones.

Key words: Bone implants, additive manufacture, trabecular structure, compression module

INDICE GENERAL

RESUMEN.....	I
ABSTRACT.....	II
INDICE GENERAL.....	III
ABREVIATURAS.....	V
SIMBOLOGÍA.....	VI
ÍNDICE DE FIGURAS.....	VII
ÍNDICE DE TABLAS.....	IX
CAPÍTULO 1.....	1
1. Introducción.....	1
1.1 Definición de problema.....	1
1.2 Justificación del proyecto.....	2
1.3 Objetivos.....	2
1.3.1 Objetivo general.....	2
1.3.2 Objetivos específicos.....	3
1.4 Marco teórico.....	3
CAPÍTULO 2.....	7
2. Metodología.....	7
2.1 Factores de influencia.....	7
2.2 Objetivos de diseño.....	7
2.3 Alternativas.....	8
2.4 Matriz de decisión.....	8
2.5 Diseño de probetas trabeculares.....	9
2.6 Diseño de probetas macizas.....	16
2.7 Parámetros de impresión.....	17
2.7.1 Configuración de impresión.....	17
2.7.2 Dirección de impresión.....	17
2.8 Plan de probetas.....	18
CAPÍTULO 3.....	19

3. Resultados.....	19
3.1 Ensayos a tracción	19
3.1.1 Calibración de parámetros	19
3.1.2 Resultados de probetas macizas.....	19
3.1.3 Resultados de probetas trabeculares.....	21
3.2 Ensayos a compresión.....	22
3.2.1 Calibración de parámetros.....	22
3.2.2 Resultados de probetas macizas	22
3.2.3 Resultados de probetas trabeculares.....	25
3.3 Módulos de elasticidad y compresión.....	27
3.4 Comparación de resultados.....	30
3.5 Anotaciones finales sobre resultados.....	32
3.6 Análisis de resultados.....	33
CAPÍTULO 4.....	36
4. Conclusiones y recomendaciones.....	36
4.1 Conclusiones.....	36
4.2 Recomendaciones.....	36

ABREVIATURAS

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
ISO	International Organization for Standardization
ABS	Acrilonitrilo Butadieno Estireno
PLA	Ácido poliláctico
DICOM	Digital Imaging and Communications in Medicine
STL	Stereo Lithography
CAD	Computer Aided Design
3D	Tercera Dimensión
LEMAT	Laboratorio de Ensayo de Materiales

SIMBOLOGÍA

mm	Milímetro
MPa	Mega pascal
N	Newton
Pa	Pascal
σ	Esfuerzo de rigidez
ε, e	Deformación
E_c	Módulo de compresión
F	Fuerza de compresión
Δl	Deformación del material
l	Longitud inicial de probeta

ÍNDICE DE FIGURAS

Imagen 1.1 Estructura trabecular de un hueso fémur visualizado a través del programa meshmixer.....	4
Imagen 1.2 Dimensiones de la probeta para pruebas de tracción especificado en la norma ISO 527 en milímetros (ISO, 2012)	5
Imagen 2.1 Trayectoria seguida para el diseño de probetas trabeculares.....	9
Imagen 2.2 Página de inicio de Embodi3D.com.....	10
Imagen 2.3 Creación de malla 3D del fémur en InVesalius (CTI, Brasil).....	10
Imagen 2.4 Archivo STL del hueso fémur en meshmixer después de haber sido editado..	11
Imagen 2.5 Estructura trabecular del fémur expuesta en meshmixer (Autodesk, NY-USA)	12
Imagen 2.6 Probeta generada en meshmixer (Autodesk, NY-USA).....	12
Imagen 2.7 Probeta terminada en meshmixer (Autodesk, NY-USA).....	13
Imagen 2.8 Archivo de impresión de probeta tipo B listo en Ultimaker Cura (Ultimaker, Países Bajos)	14
Imagen 2.9 Archivo de impresión de probeta tipo A listo en Ultimaker Cura (Ultimaker, Países Bajos)	14
Imagen 2.10 Archivo de impresión de probeta para pruebas a tracción listo para ser impreso.....	15
Imagen 2.11 Impresora utilizada para las probetas.....	15
Imagen 2.12 Probetas trabeculares impresas.....	16
Imagen 2.13 Probetas macizas en el archivo de impresión.....	16
Imagen 2.14 Se ilustra como la dirección de impresión afecta en la anisotropía del material, la figura de la derecha podrá soportar una mayor carga que la de la izquierda en esa dirección (Diegel et al, 2020)	17
Imagen 3.1 Probeta maciza montada en la máquina de ensayos.....	19
Imagen 3.2 Gráfica de Esfuerzo vs deformación de probetas macizas.....	21
Imagen 3.3 Gráfica de Esfuerzo vs deformación de probetas trabeculares.....	22
Imagen 3.4 Probeta para ensayos de compresión montada.....	22
Imagen 3.5 Gráfica de deformación vs esfuerzo de probetas macizas cortas.....	23

Imagen 3.6 Gráfica de deformación vs esfuerzo de probetas macizas largas.....	24
Imagen 3.7 Deformación de probeta maciza durante prueba de compresión.....	25
Imagen 3.8 Gráfica de deformación vs esfuerzo de probetas trabeculares cortas	26
Imagen 3.9 Gráfica de deformación vs esfuerzo de probetas trabeculares largas.....	27
Imagen 3.10 Gráfica de esfuerzo vs deformación de ensayo de tracción de probetas trabeculares y macizas.....	30
Imagen 3.11 Gráfica de esfuerzo vs deformación de ensayo de compresión de probetas trabeculares y macizas largas.	31
Imagen 3.12 Probetas trabeculares de ensayos a tracción rotas.....	33
Imagen 3.13 Probetas macizas de ensayos a tracción rotas.....	33

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 1.1 Dimensiones de las probetas especificadas por la norma ISO 604 (Ge, 2002)	4
Tabla 2.1 Matriz de decisión.....	8
Tabla 2.2 Parámetros de impresión.....	17
Tabla 2.3 Plan para experimentación de probetas.....	18
Tabla 3.1 Datos de la máquina de ensayos.....	19
Tabla 3.2 Parámetros de las probetas macizas	20
Tabla 3.3 Resultados de las probetas macizas.....	20
Tabla 3.4 Parámetros de las probetas trabeculares.....	21
Tabla 3.5 Resultados de las probetas Trabeculares.....	21
Tabla 3.6 Parámetros de las probetas macizas cortas.....	23
Tabla 3.7 Resultados de las probetas macizas cortas.....	23
Tabla 3.8 Parámetros de las probetas macizas largas.....	24
Tabla 3.9 Resultados de las probetas macizas largas.....	24
Tabla 3.10 Parámetros de las probetas trabeculares cortas.....	25
Tabla 3.11 Resultados de las probetas trabeculares cortas.....	25
Tabla 3.12 Parámetros de las probetas trabeculares largas.....	26
Tabla 3.13 Resultados de las probetas trabeculares largas.....	26
Tabla 3.14 Módulo de elasticidad de las probetas macizas a tensión.....	27
Tabla 3.15 Módulo de elasticidad de las probetas trabeculares a tensión	27
Tabla 3.16 Módulo de compresión de las probetas macizas a compresión	28
Tabla 3.17 Módulo de compresión de las probetas trabeculares a compresión	29
Tabla 3.18 Comparación de los resultados de las pruebas de tensión	31
Tabla 3.19 Comparación de los resultados de las pruebas de compresión de probetas largas.	31
Tabla 3.20 Comparación de módulos de elasticidad promedio de las probetas a tracción.....	32
Tabla 3.21 Comparación de módulos de elasticidad promedio de las probetas a compresión.....	32

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

1.1 Definición del Problema

Se busca definir si los implantes biomiméticos con un patrón trabecular, es decir semejante al del hueso, pueden soportar más carga que implantes con una estructura totalmente sólida. El cáncer a los huesos, también conocido como osteosarcoma, es un tipo de cáncer que afecta mayoritariamente a personas entre 10 y 30 años (cancer.net, 2018). El procedimiento para tratar este tipo de casos es remover la región de hueso afectada; esto a pesar de ser efectivo, conlleva la necesidad de implantes óseos que deben colocarse para reemplazar el fragmento extraído.

Los tipos de implantes más conocidos son los alógrafos y las endoprótesis. Los implantes alógrafos se obtienen de material donado de cadáveres y las endoprótesis son manufacturadas con materiales más resistentes tales como titanio. A pesar de que ambas opciones son viables, tienen inconvenientes mayores que pueden llevar a realizar múltiples operaciones al paciente. Si la prótesis es más débil que el hueso original como suele ser el caso de los implantes alógrafos, el tejido del hueso circundante puede experimentar resorción ósea, es decir, la pérdida y desgaste del tejido. Si, por otro lado, la prótesis tiene una resistencia mucho mayor a la del hueso, se genera un fenómeno conocido como “stress shielding” donde la prótesis absorbe la mayoría de la carga debilitando así al hueso. Sería adecuado decir que, para evitar cualquier tipo de reacción adversa al implante, este se debe de parecer lo más posible al hueso original. Es en este nicho donde entran los implantes biomiméticos. Como su nombre lo indica, los implantes biomiméticos imitan a los tejidos orgánicos del hueso y son hechos con materiales biocompatibles que pueden incluso formar enlaces con el plasma sanguíneo. Además de su composición química, los implantes biomiméticos óseos hacen énfasis en tener una estructura que se asemeja a la estructura trabecular interna del hueso. Para la manufactura de estos implantes se utiliza impresión 3D haciendo

especial énfasis en las anisotropías. El hueso es un material anisotrópico (Peterson, 2015), es decir que sus propiedades mecánicas cambian según la dirección de la carga que se le aplique. La anisotropía es una condición intrínseca de la impresión 3D, especialmente si se trata de extrusión de polímeros, el uso de manufactura aditiva para la elaboración de prótesis óseas nos permite imitar la anisotropía natural del hueso a través de un diseño para manufactura aditiva. Crear prótesis biomiméticas óseas permiten obtener implantes que imiten las propiedades naturales del hueso y mejoren su calidad de vida de pacientes de osteosarcomas.

1.2 Justificación del proyecto

Estadísticas muestran que el osteosarcoma es uno de los tipos de cáncer a los huesos más comunes entre niños y adolescentes, representando no menos de un 2% de todos los cánceres a niños de hasta 14 años (cancer.net, 2021). Estas cifras nos muestran la necesidad de un implante capaz de reemplazar el tejido óseo extraído sin las consecuencias negativas que tienen los implantes ya disponibles. Un implante biomimético podría adaptarse al hueso sin los obstáculos de resorción o stress shielding. La estructura anisotrópica de un implante tipo andamio con una geometría interna trabecular sacada de imágenes médicas de huesos sólo se puede lograr con el uso de la manufactura aditiva. La manufactura aditiva o impresión 3D permite crear piezas con geometrías complejas teniendo una precisión bastante certera, esto da pie a crear prótesis que tengan la estructura interna trabecular y que además se adapten a las necesidades específicas del paciente. La impresión 3D permite además el uso de una amplia gama de materiales de los cuales algunos son biocompatibles. El conocimiento empírico sobre la resistencia de la estructura trabecular permitirá entender de mejor manera las anisotropías de los huesos humanos y diseñar implantes cuyo comportamiento sea similar al de la estructura ósea.

1.3. Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Realizar una caracterización de resistencia mecánica para varios esfuerzos en estructuras tipo andamio usando experimentación para conformación de implantes óseos biomiméticos

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Generar un diseño tridimensional de una estructura tipo andamio basada en estructura trabecular ósea.
2. Modificar el diseño tridimensional de la estructura andamio para incluir detalles de manufactura aditiva
3. Someter a las estructuras andamio a un cálculo de diseño bajo carga estática y dinámica
4. Caracterizar, mediante experimentación, la estructura tipo andamio bajo esfuerzos de compresión y tensión
5. Comparar los resultados obtenidos experimentalmente con las simulaciones previamente realizadas en otro proyecto de materia integradora.

1.4. Marco Teórico

El osteosarcoma representa el 2% de todos los cánceres presentes en niños de 0 a 14 años. Dependiendo del volumen del área afectada, se suele realizar una intervención quirúrgica para extraer todas las células cancerígenas en el hueso, el fragmento de hueso que se extrae debe de ser reemplazado para mantener la integridad estructural de los huesos del paciente (Pruthi, 2022). Sin embargo, los huesos humanos son un material anisotrópico, heterogéneo, no-lineal y viscoelástico (Peterson, 2015) por lo tanto, reemplazar un pedazo de hueso no es una tarea fácil. Los implantes alógenos y endoprótesis que existen actualmente presentan problemas como la resorción y el “stress shielding” respectivamente. Los huesos se adaptan a las cargas obedeciendo la ley de Wolff, si se altera la carga que soportan los huesos, también se afectará su resistencia (Cowin et al., 2007). Para garantizar que la prótesis genere el menor impacto posible en el hueso del paciente, esta debe de ser lo más parecida al tejido óseo original.

La complejidad estructural de los huesos demanda el uso de manufactura aditiva para la fabricación de prótesis óseas. La impresión 3D puede generar estructuras complejas e imitar las anisotropías naturales de los huesos. La impresión 3D por extrusión de polímeros es anisotrópica, la dirección de mayor resistencia de una pieza varía en función de la dirección de impresión (Diegel et al, 2020). La

versatilidad de la manufactura aditiva permitiría crear prótesis biocompatibles y con una estructura personalizada para cada paciente.

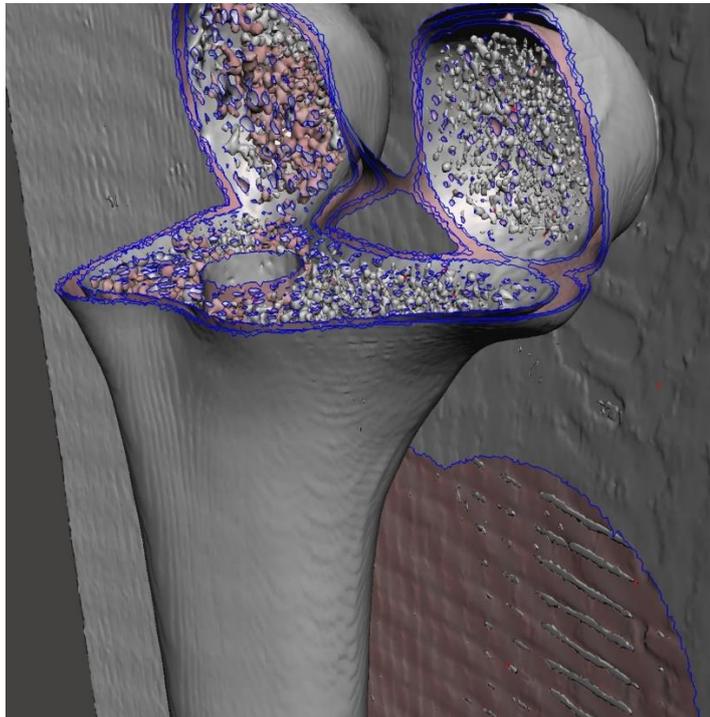


Imagen 1.1 Estructura trabecular de un hueso fémur visualizado a través del programa meshmixer (Autodesk, NY-USA)

La estructura trabecular de los huesos permite que la carga, en este caso de compresión, se distribuya a través de toda la estructura, esto aumenta su resistencia (Manske et al., 2009), la manufactura de prótesis óseas busca imitar esta estructura interna.

Las propiedades mecánicas de diferentes materiales se pueden determinar a través de pruebas de tracción y compresión. En el caso de los polímeros se utiliza la norma ISO 604 e ISO 527 para determinar las propiedades a compresión y tracción respectivamente. Las normas especifican las dimensiones de las probetas y las condiciones en las que deben de ser puestas a prueba. La norma ISO 604 describe dos probetas en la forma de dos prismas rectangulares cuyas medidas se especifican a continuación:

Tabla 1.1 Dimensiones de las probetas especificadas por la norma ISO 604 (Ge, 2002)

Tipo	Medición	Longitud (mm)	Ancho (mm)	Espesor (mm)
A	Módulo	50 ±2	10 ± 0.2	4 ±0.2
B	Fuerza	10 ±0.2		

Para el cálculo de los parámetros, la norma ofrece ecuaciones que definen el esfuerzo, la deformación y el módulo de compresión al que se somete la probeta. El esfuerzo de compresión último se define como la fuerza de compresión dividida para el área transversal de la probeta.

$$\sigma = \frac{F}{A} \quad (1.1)$$

La deformación es un valor adimensional que se calcula como la razón entre el cambio de longitud de la probeta y su longitud original.

$$\varepsilon = \frac{\Delta L}{L} \quad (1.2)$$

El módulo de compresión relaciona las deformaciones y esfuerzos iniciales y finales de la probeta.

$$E_c = \frac{\sigma_2 - \sigma_1}{\varepsilon_2 - \varepsilon_1} \quad (1.3)$$

La norma ISO 527 describe una probeta cuyas dimensiones y geometría se detallan en la siguiente imagen:

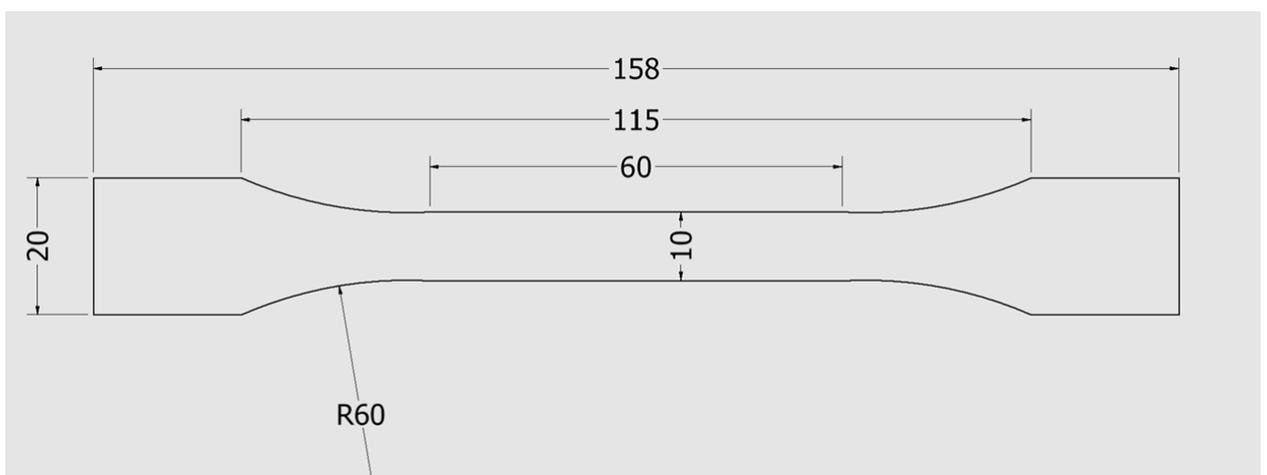


Imagen 1.2 Dimensiones de la probeta para pruebas de tracción especificado en la norma ISO 527 en milímetros (ISO, 2012)

En el caso de este estudio se debe de tener en cuenta que se utilizarán probetas de estructura maciza y trabecular ambas impresas al 100% de infill. Se compararán las propiedades mecánicas de ambas probetas para observar de manera experimental la diferencia entre sus propiedades.

CAPÍTULO 2

2.METODOLOGÍA

2.1 Factores de influencia

- Tipo de implante.
- Estructura interna.
- Material.
- Biocompatibilidad.
- Disminución de stress shielding.
- Reducción de resorción ósea.
- Proceso de fabricación.
- Proceso de diseño.

2.2 Objetivos de diseño

Evitar el stress Shielding

Si el material de la prótesis es mucho más resistente que el hueso, se genera el fenómeno conocido como Stress Shielding que puede debilitar el tejido óseo circundante.

Biocompatibilidad

El material utilizado para el implante deberá ser capaz de formar enlaces con el plasma sanguíneo sin riesgo a ser rechazado por el cuerpo del paciente.

Personalización

Cada paciente requiere de una prótesis única y personal para tratar su caso de osteosarcoma, por esto el tipo de prótesis utilizado deberá tener gran adaptabilidad para tomar la forma necesaria, cualquiera que esta sea.

Propiedades mecánicas semejantes a las del hueso

Para el diseño de la prótesis será necesario que la estructura interna pueda aguantar una carga de compresión y tensión equivalente a la que aguantan los huesos, es decir que sus propiedades mecánicas tendrán que ser parecidas a las de los huesos.

Costo de fabricación

El material y método de manufactura hacen que el costo varíe considerablemente. Por lo general materiales metálicos como el titanio o el níquel tienden a ser más costosos mientras que polímeros como el ABS y el PLA, son más asequibles.

2.3 Alternativas

Implantes endoprótesis

Son implantes metálicos de gran resistencia que se fabrican utilizando titanio, su alta resistencia los hace duraderos, pero también los hace más propensos a producir stress shielding en los huesos.

Implantes alógrafos

También conocidos como cadavéricos, son implantes obtenidos a partir de huesos de donantes, son más escasos debido a que deben de ser obtenidos de cadáveres.

Implantes biomiméticos

Estos implantes mantienen la misma estructura del hueso y pueden ser personalizados para cada paciente. Debido a que se manufacturan con materiales biocompatibles, estos pueden formar enlaces con el plasma sanguíneo permitiendo que se adapten al hueso sin ser rechazados.

2.4 Matriz de decisión

Tabla 2.1 Matriz de decisión

<p style="text-align: center;">Objetivos</p> <p style="text-align: center;">Obj. 1: Evitar stress shielding</p> <p style="text-align: center;">Obj. 2: Biocompatibilidad</p> <p style="text-align: center;">Obj. 3: Personalización</p>

Obj. 4: Propiedades mecánicas semejantes a las del hueso							
Obj. 5: Bajo costo de fabricación							
Alternativas							
Alt. 1: Implantes endoprótesis							
Alt. 2: Implantes alógrafos							
Alt. 3: Implantes biomiméticos							
	Obj. 1	Obj. 2	Obj. 3	Obj. 4	Obj. 5	Total	
Ponderación	30%	30%	10%	20%	10%	10	100
Alt. 1	2	3	5	3	4	3.9	39%
Alt. 2	8	10	5	7	5	7.8	78%
Alt. 3	9	9	10	8	8	8.8	88%

Tomando como referencia la matriz de decisión de la tabla 2.1 se deduce que la opción óptima es la 3 debido a que los implantes biomiméticos pueden fabricarse con propiedades mecánicas parecidas a las de los huesos y con geometrías más complejas que permiten una mejor personalización del implante.

2.5 Diseño de probetas trabeculares

Para el diseño e impresión de las probetas se siguió el procedimiento indicado en el cuadro sinóptico mostrado (Imagen 2.1).

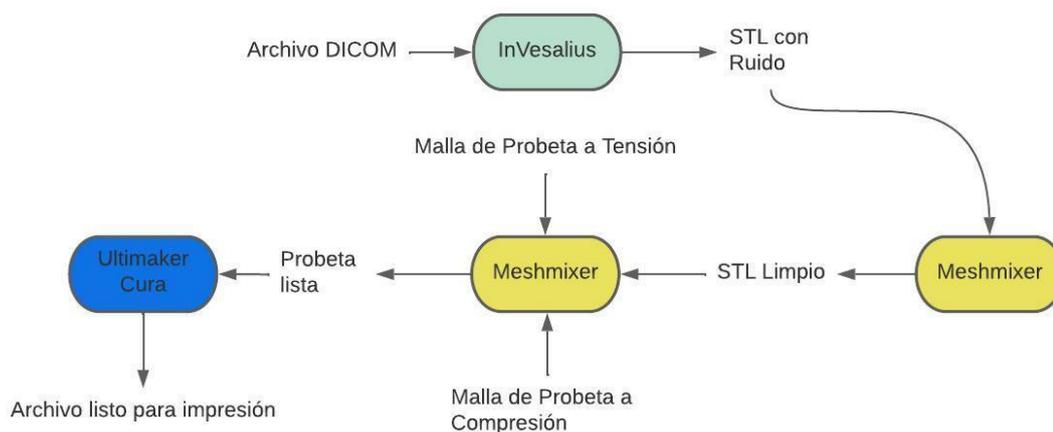


Imagen 2.1 Trayectoria seguida para el diseño de probetas trabeculares

Para la experimentación se necesitaron escaneos médicos de huesos fémur en formato DICOM, estos se obtuvieron de la página Embodi3D.com (Imagen 2.2). La página permite descargar archivos de escaneos médicos de diversas partes del cuerpo, se obtuvieron varias muestras del hueso fémur.



Imagen 2.2 Página de inicio de Embodi3D.com

Una vez que se descargaron y seleccionaron los archivos de fémur que iban a ser utilizados, se los pasó a InVesalius (CTI, Brasil), un software que permite crear objetos en 3D a partir de escaneos médicos. Utilizando InVesalius (CTI, Brasil) se seleccionó el hueso esponjoso para crear una malla 3D.

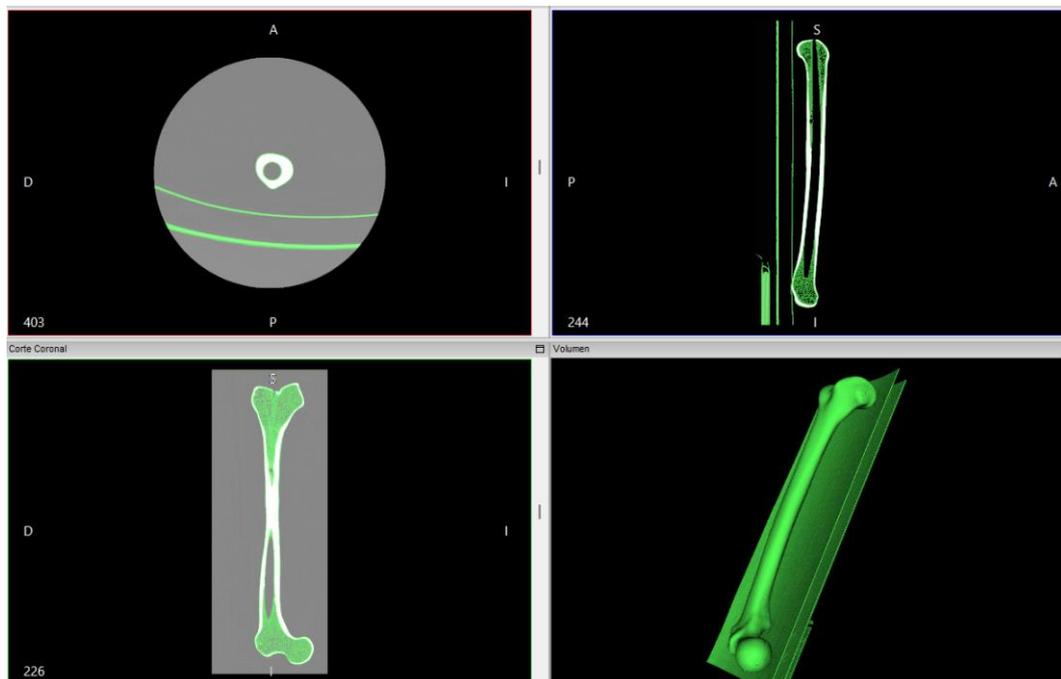


Imagen 2.3 Creación de malla 3D del fémur en InVesalius (CTI, Brasil)

Como se puede apreciar en la imagen 2.3, hay algo de ruido en la imagen, en este caso se puede observar la cama sobre la que se apoyó el hueso para realizar el escaneo. Para limpiar el archivo STL se utilizó el programa meshmixer (Autodesk, NY-USA) que permite editar una malla dando como resultado el archivo que se ve en la imagen 2.4.

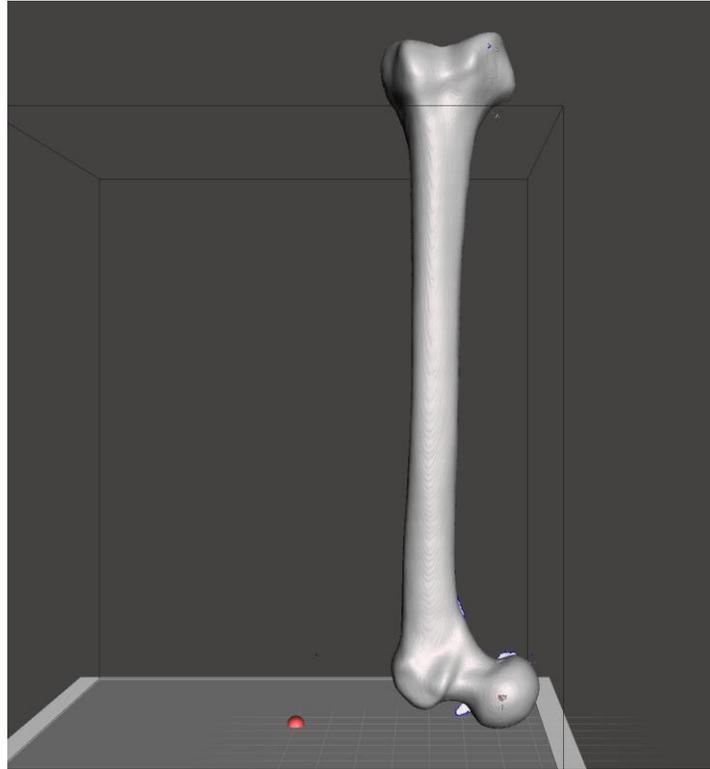


Imagen 2.4 Archivo STL del hueso fémur en meshmixer después de haber sido editado (Autodesk, NY-USA)

El diseño de las probetas de estructura trabecular se realizó en meshmixer (Autodesk, NY-USA), para esto se utilizaron herramientas como “plane cut” para cortar la malla del fémur y exponer la estructura trabecular interna. Cortar el fémur permite revisar la estructura interna y determinar si la calidad de la imagen es adecuada para el diseño de la probeta.

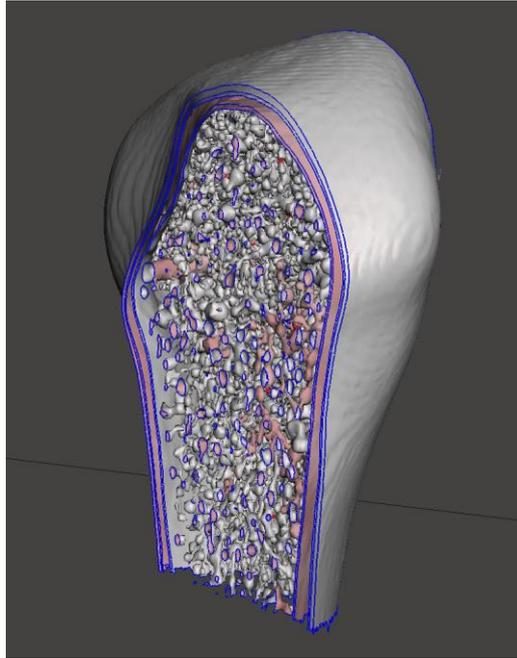


Imagen 2.5 Estructura trabecular del fémur expuesta en meshmixer (Autodesk, NY-USA)

Cuando ya se tuvo la estructura trabecular se empezó con el diseño de las probetas para ensayos de compresión con sus dimensiones especificadas en la norma ISO 604. Para crear la malla rectangular de la probeta se utilizó la herramienta “meshmix” con la finalidad de generar un prisma rectangular con las medidas de la probeta y darles la estructura de la imagen 2.5.

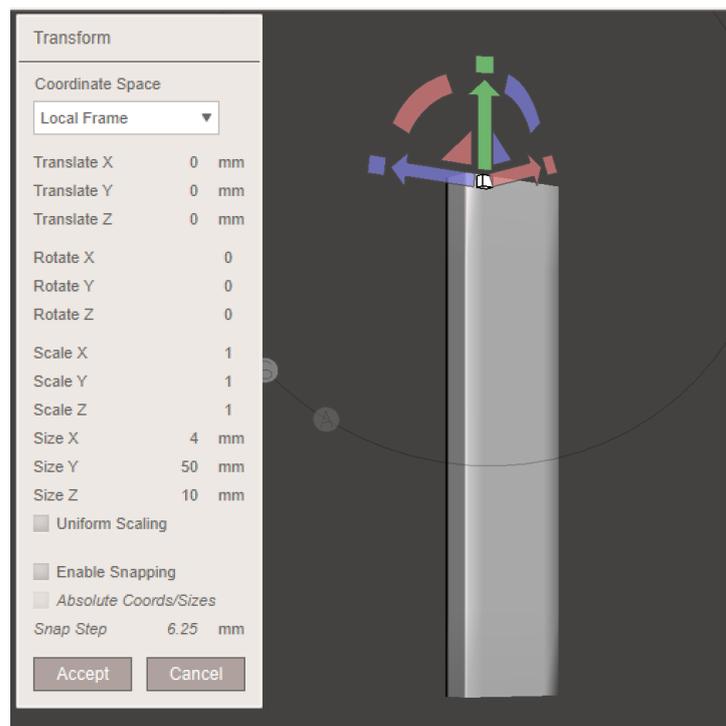


Imagen 2.6 Probeta generada en meshmixer (Autodesk, NY-USA)

Una vez generada la probeta (Imagen 2.6), se recortó la estructura trabecular del fémur para darle las mismas dimensiones y obtener una sección de estructura trabecular que se adaptara a la probeta. Después de recortar la estructura del fémur, se utilizó la función diferencia booleana para crear agujeros en la probeta que sean consistentes con la estructura trabecular (Imagen 2.7).

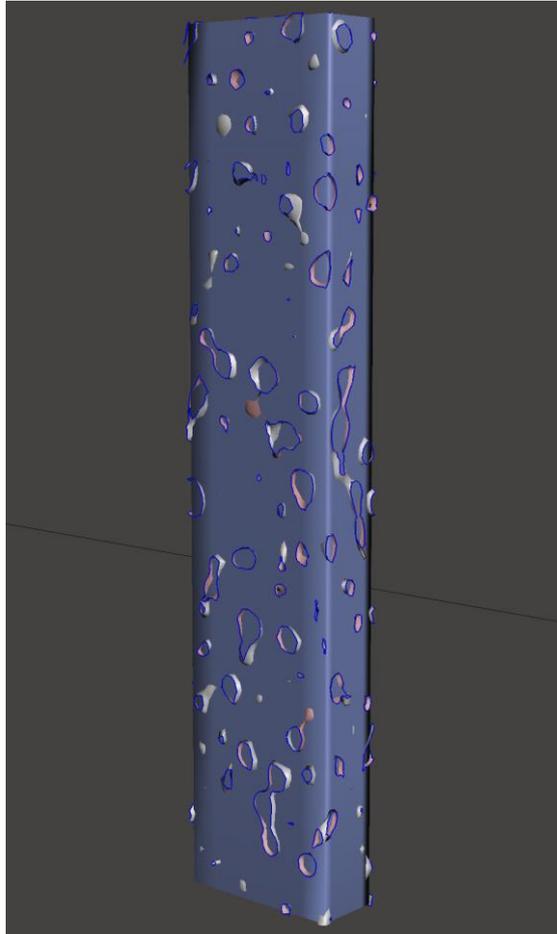


Imagen 2.7 Probeta terminada en meshmixer (Autodesk, NY-USA)

Para revisar la calidad de impresión y los parámetros de esta, se utilizó el programa Ultimaker Cura (Ultimaker, Países Bajos) que permite configurar el infill y el grosor de capa de la impresión. Además de configurar los parámetros, se pudo ver un adelanto de la impresión final.

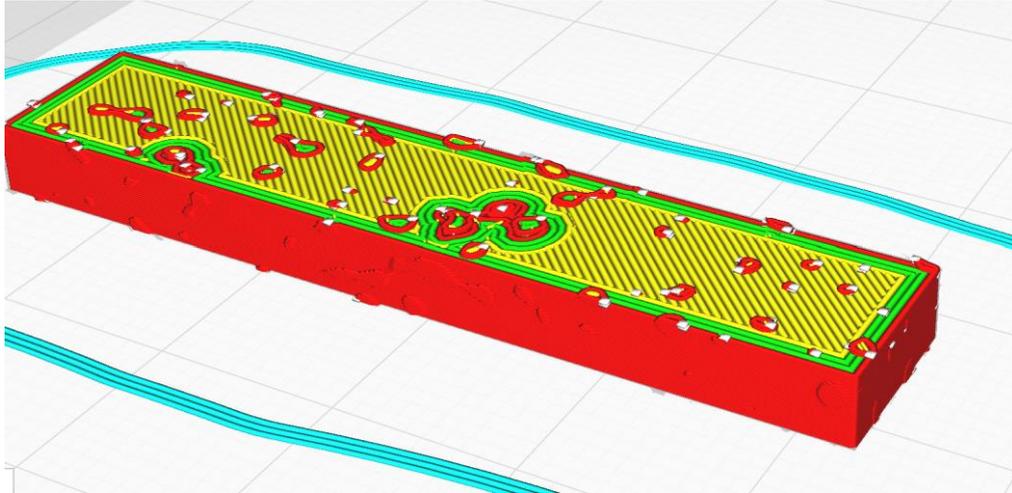


Imagen 2.8 Archivo de impresión de probeta tipo B listo en Ultimaker Cura (Ultimaker, Países Bajos)

Para la probeta a compresión tipo A, se siguió el mismo procedimiento, con la única diferencia que se utilizaron otras dimensiones para la probeta, las misma que se especifican en la tabla 1.1.

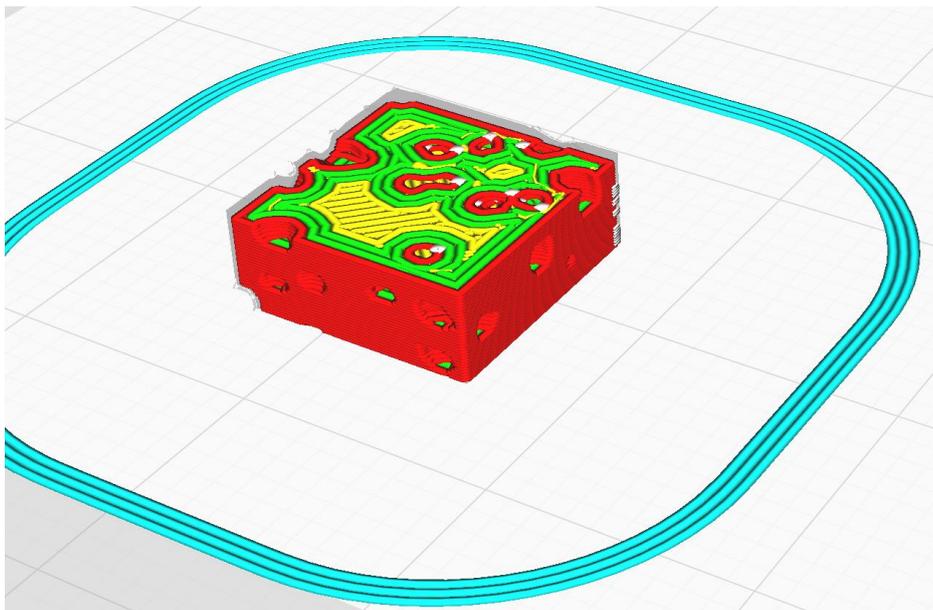


Imagen 2.9 Archivo de impresión de probeta tipo A listo en Ultimaker Cura (Ultimaker, Países Bajos)

Para la elaboración de la probeta para pruebas de tracción, se recurrió a dibujar la probeta en Inventor y luego exportar la malla a meshmixer (Autodesk, NY-USA) debido a la complejidad de esta. Después de importar la probeta, el procedimiento fue el mismo.

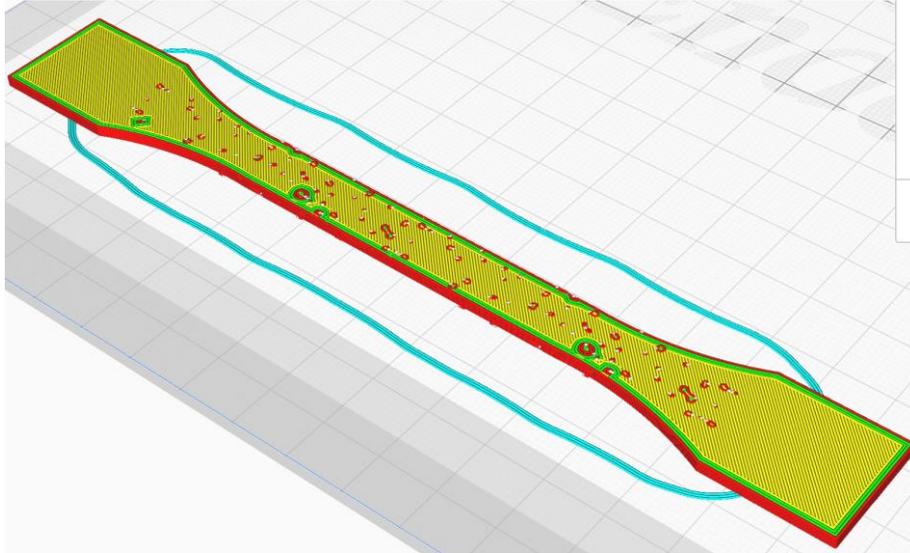


Imagen 2.10 Archivo de impresión de probeta para pruebas a tracción listo para ser impreso

La impresión de las probetas se realizó en una impresora Creality Ender-3 (Imagen 2.11) con un 100% de infill y un grosor de capa de 0.12 mm en la orientación que se ve en las imágenes 2.8, 2.9 y 2.10.



Imagen 2.11 Impresora utilizada para las probetas

Las probetas fueron impresas en ácido poliláctico (PLA), una vez terminadas se revisaron para asegurar que la estructura trabecular fuese notable en cada una de ellas.



Imagen 2.12 Probetas trabeculares impresas

2.6 Diseño de probetas macizas

El diseño de las probetas macizas fue significativamente menos complejo debido a la estructura interna de las probetas. Las probetas de compresión fueron diseñadas en Meshmixer (Autodesk, NY-USA) y la de tracción en Inventor (Autodesk, NY-USA).

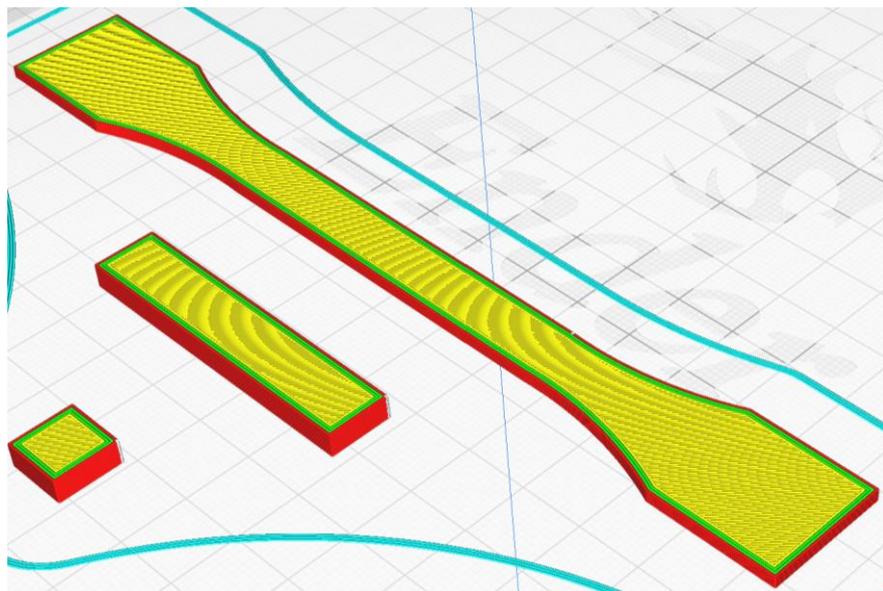


Imagen 2.13 Probetas macizas en el archivo de impresión

2.7 Parámetros de impresión

2.7.1 Configuraciones de impresión

Todas las probetas fueron impresas con los mismos parámetros de impresión para asegurar que la única variable entre probetas fuera su estructura interna y geometría. Los parámetros de impresión se especifican en la tabla 2.2.

Tabla 2.2 Parámetros de impresión

Altura de capa	0.12 mm
Grosor de pared	1.2 mm
Densidad de relleno	100%
Patrón de relleno	Líneas
Material	PLA
Temperatura de impresión	200 °C

2.7.2 Dirección de impresión

Otro parámetro importante para la impresión es la dirección de impresión ya que esta determina la dirección de anisotropía dada por la impresión. Un objeto impreso en 3D, especialmente si se trata de impresión por extrusión de polímeros, podrá soportar una mayor carga en la dirección paralela a la cama de impresión. Esto significa que la dirección de impresión determina el esfuerzo máximo que puede soportar la pieza en una dirección determinada (Imagen 2.14).

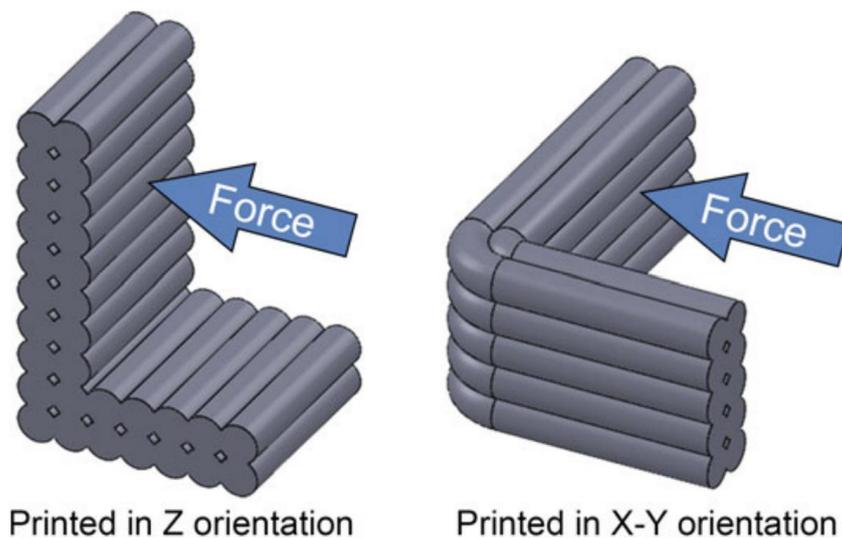


Imagen 2.14 Se ilustra como la dirección de impresión afecta en la anisotropía del material, la figura de la derecha podrá soportar una mayor carga que la de la izquierda en esa dirección (Diegel et al, 2020)

Para evitar que la anisotropía sea un factor en las probetas, se imprimieron todas con la misma dirección, la misma que se puede ver en la imagen 2.13.

2.8 Plan de probetas

Tabla 2.3 Plan para experimentación de probetas

Probetas a Compresión (Largas)	Trabeculares	5
	Macizas	5
Probetas a Compresión (Cortas)	Trabeculares	5
	Macizas	5
Probetas a Tensión	Trabeculares	6
	Macizas	5
Probetas de Control	Trabeculares	2
Probetas para pruebas	Total	33

Para las pruebas se usaron 33 probetas, 20 probetas a compresión, 11 de tracción y 2 de control. Las 20 probetas de compresión se dividieron equitativamente entre las probetas de compresión tipo A y B, y se imprimieron 5 trabeculares y 5 macizas de cada una. De las 11 probetas de tracción, 6 serán trabeculares y 5 macizas. Las probetas de control fueron la copia exacta de otras dos probetas con el fin de revisar la calibración del equipo de prueba. El plan de probetas se especifica en la imagen 2.3.

Las pruebas se realizaron en el Laboratorio de Ensayo de Materiales de la Espol (LEMAT), se compararon las probetas macizas con las trabeculares para determinar cuáles pueden soportar una mayor carga. Las probetas fueron sometida a cargas de tracción y compresión hasta su punto de quiebre para determinar los esfuerzos máximos y elongaciones

CAPÍTULO 3

3.RESULTADOS

3.1 Ensayos de tracción

3.1.1 Calibración y parámetros

Las pruebas se realizaron en el Laboratorio de Ensayo de Materiales de la Espol (LEMAT) empleando una máquina para ensayos de tracción de polímeros (Imagen 3.1). La deformación se midió por la distancia entre cabezales a una velocidad de 10 mm/min y una precarga de 3N, los datos de la máquina se observan en la tabla 3.1.

Tabla 3.1 Datos de la máquina de ensayos

Descripción	Máquina de Ensayo Universal 10 KN
Marca	Shimadzu
Modelo	AG-IS-10KN
Código	EM-010-00
Serie	346-51961-01



Imagen 3.1 Probeta maciza montada en la máquina de ensayos

3.1.2 Resultados de probetas macizas

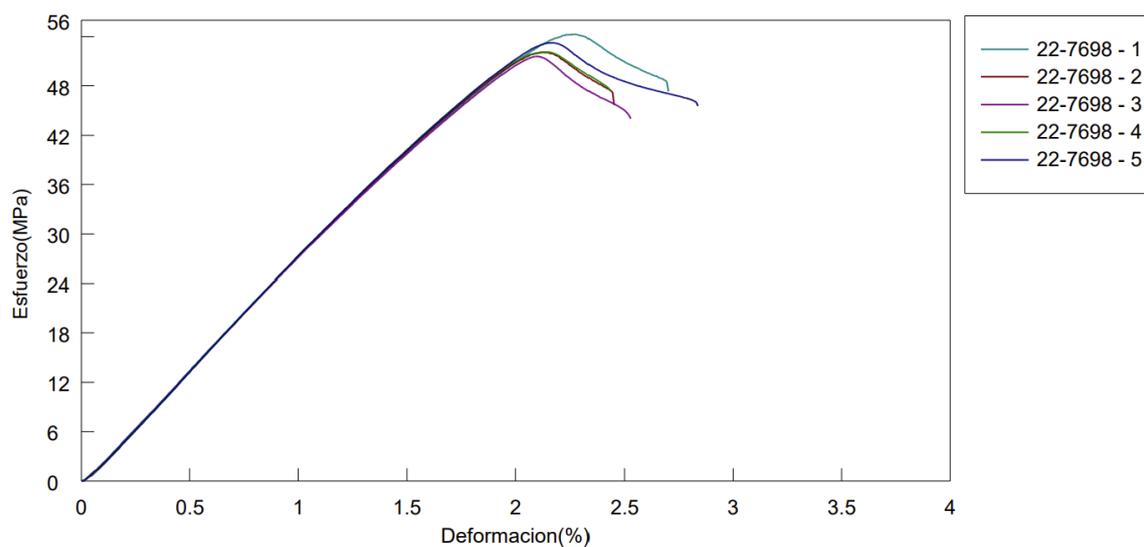
Tabla 3.2 Parámetros de las probetas macizas

Probeta	Espesor (mm)	Anchura (mm)	Longitud calibrada (mm)
1	1.52	10.39	115.00
2	1.49	10.17	115.00
3	1.48	10.28	115.00
4	1.48	10.31	115.00
5	1.45	10.21	115.00

Tabla 3.3 Resultados de las probetas macizas

Probeta	Carga Máxima (kN)	Esfuerzo Máximo (MPa)	Deformación Rotura (%)
1	0.86	54.30	2.7
2	0.79	52.14	2.5
3	0.79	51.62	2.5
4	0.80	52.14	2.4
5	0.79	53.29	2.8
Media	0.81	52.70	2.6
Desviación estándar	0.03	1.08	0.16
Coef. Variación	0.04	0.02	0.06

Imagen 3.2 Gráfica de Esfuerzo vs deformación de probetas macizas



3.1.3 Resultados de Probetas Trabeculares

Tabla 3.4 Parámetros de las probetas trabeculares

Probeta	Espesor (mm)	Anchura (mm)	Longitud calibrada (mm)
1	1.64	10.31	115.00
2	1.63	10.26	115.00
3	1.64	10.30	115.00
4	1.62	10.40	115.00
5	1.67	10.34	115.00
6	1.62	10.28	115.00

Tabla 3.5 Resultados de las probetas Trabeculares

Probeta	Carga Máxima (kN)	Esfuerzo Máximo (MPa)	Deformación Rotura (%)
1	0.33	19.74	1.2
2	0.33	19.83	1.2
3	0.33	19.47	1.1
4	0.39	23.40	1.2
5	0.34	19.66	1.2
6	0.35	20.98	1.1
Media	0.34	20.51	1.2
Desviación estándar	0.02	1.51	0.05
Coef. Variación	0.07	0.07	0.04

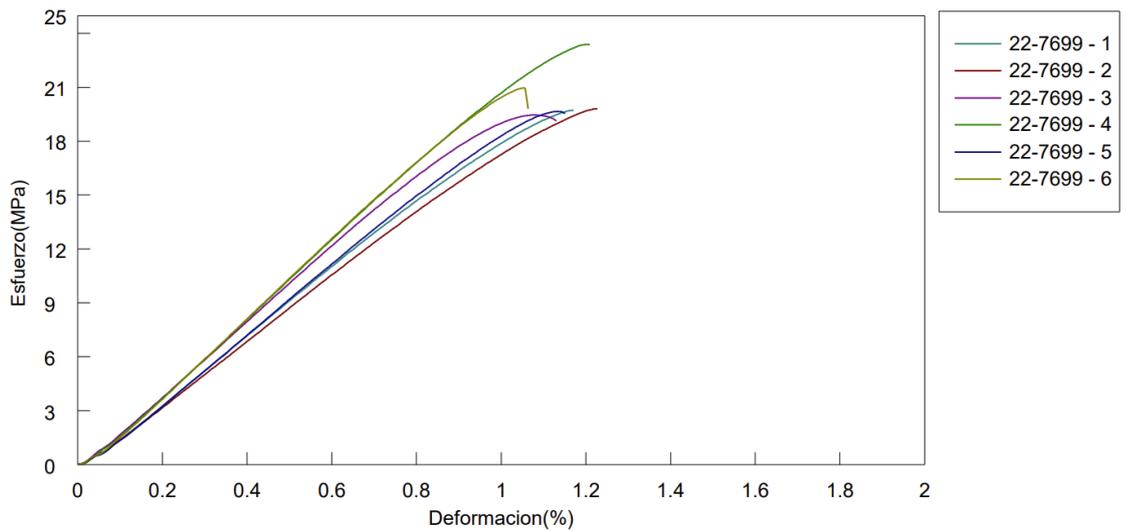


Imagen 3.3 Gráfica de Esfuerzo vs deformación de probetas trabeculares

3.2 Ensayos de compresión

3.2.1 Calibración y parámetros

Las pruebas se realizaron en el Laboratorio de Ensayo de Materiales de la Espol (LEMAT) empleando una máquina para ensayos de tracción de polímeros. La deformación se midió por la distancia entre cabezales a una velocidad de 2 mm/min. La probeta se montó como se ve en la imagen 3.4.

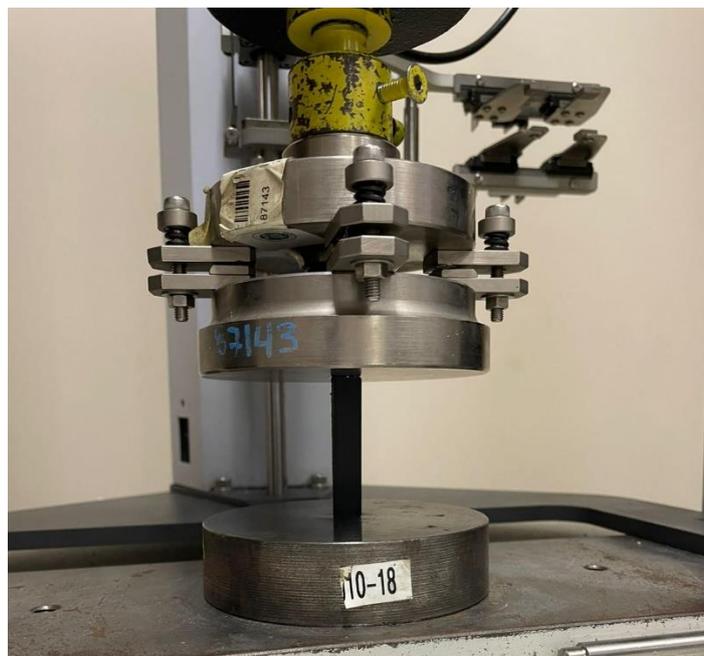


Imagen 3.4 Probeta para ensayos de compresión montada

3.2.2 Resultados de probetas macizas

Tabla 3.6 Parámetros de las probetas macizas cortas

Probeta	Espesor (mm)	Anchura (mm)	Longitud calibrada (mm)
1	3.5	10.38	10.38
2	3.5	10.38	10.38
3	3.5	10.38	10.38
4	3.5	10.38	10.38
5	3.5	10.38	10.38

Tabla 3.7 Resultados de las probetas macizas cortas

Probeta	Carga Máxima (kN)	Esfuerzo Máximo (MPa)	Deformación Rotura (%)
1	2.67	73.45	8.95
2	2.95	81.10	9.78
3	3.00	82.49	9.31
4	2.77	76.16	9.77
5	2.87	78.90	9.45
Media	2.85	78.42	9.45
Desviación estándar	0.13	3.67	0.35
Coef. Variación	0.05	0.05	0.04

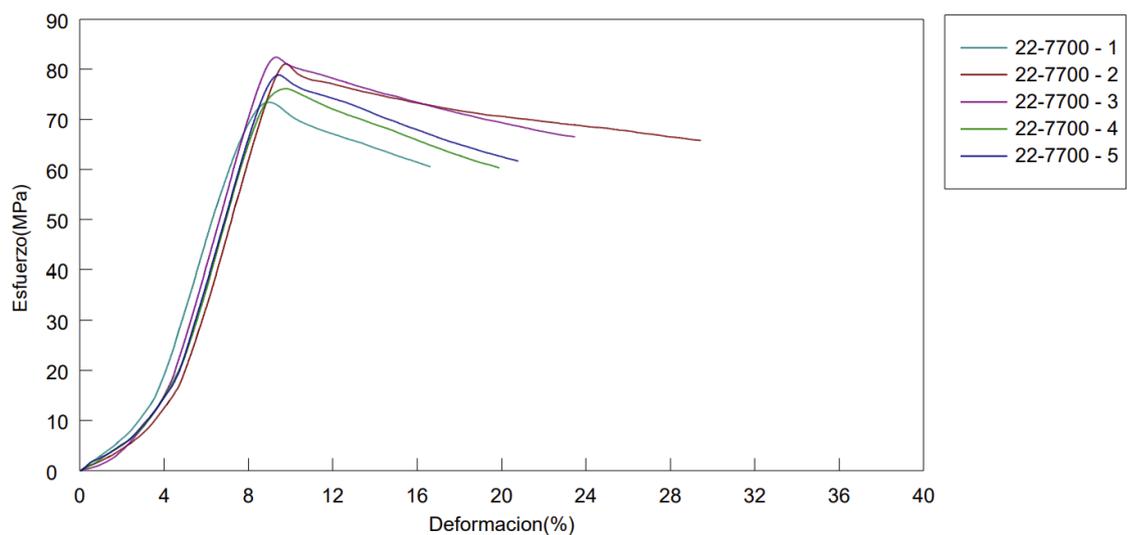


Imagen 3.5 Gráfica de deformación vs esfuerzo de probetas macizas cortas

Tabla 3.8 Parámetros de las probetas macizas largas

Probeta	Espesor (mm)	Anchura (mm)	Longitud calibrada (mm)
1	3.65	10.05	50.08
2	3.65	10.05	50.08
3	3.65	10.05	50.08
4	3.65	10.05	50.08
5	3.65	10.05	50.08

Tabla 3.9 Resultados de las probetas macizas largas

Probeta	Carga Máxima (kN)	Esfuerzo Máximo (MPa)	Deformación Rotura (%)
1	1.28	34.98	2.49
2	1.35	36.90	2.43
3	0.93	25.24	2.31
4	1.07	29.04	1.75
5	1.16	31.55	2.31
Media	1.16	31.54	2.26
Desviación estándar	0.17	3.67	0.26
Coef. Variación	0.14	0.05	0.13

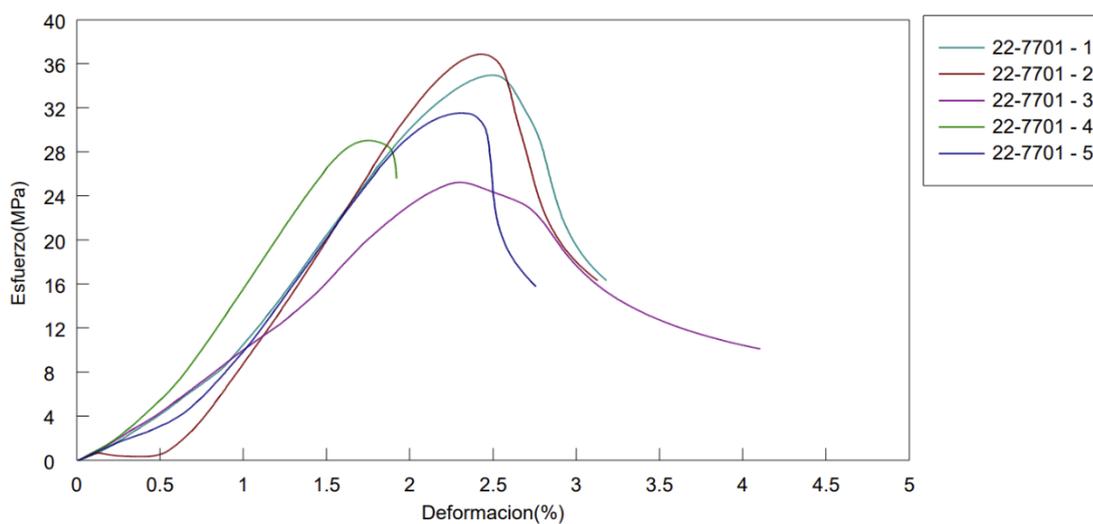


Imagen 3.6 Gráfica de deformación vs esfuerzo de probetas macizas largas

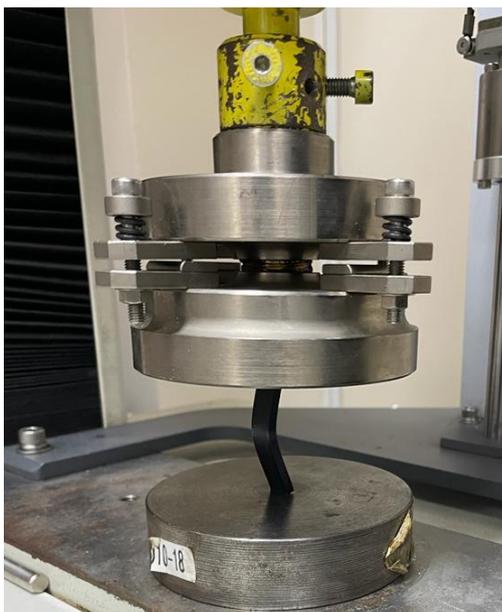


Imagen 3.7 Deformación de probeta maciza durante prueba de compresión

3.2.3 Resultados de probetas trabeculares

Tabla 3.10 Parámetros de las probetas trabeculares cortas

Probeta	Espesor (mm)	Anchura (mm)	Longitud calibrada (mm)
1	3.72	10.27	10.27
2	3.72	10.27	10.27
3	3.72	10.27	10.27
4	3.72	10.27	10.27
5	3.72	10.27	10.27
2	3.72	10.27	10.27

Tabla 3.11 Resultados de las probetas trabeculares cortas

Probeta	Carga Máxima (kN)	Esfuerzo Máximo (MPa)	Deformación Rotura (%)
1	2.25	58.94	9.20
2	2.69	70.48	45.50
3	1.53	40.09	10.66
4	1.90	49.73	44.00
5	2.51	65.70	7.68
2	2.23	58.24	41.36
Media	2.19	57.20	26.40
Desviación estándar	0.42	10.97	18.93
Coef. Variación	0.19	0.19	0.72

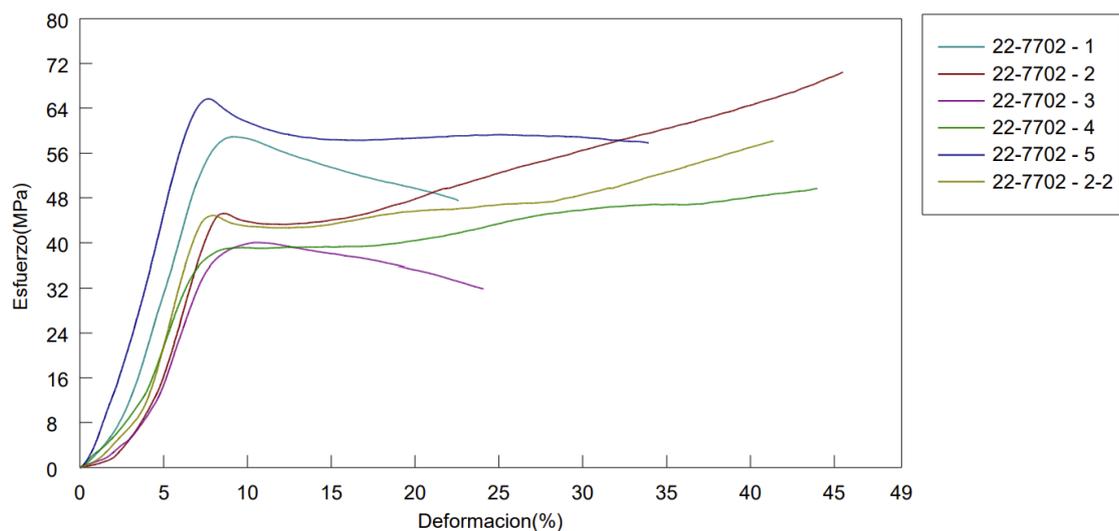


Imagen 3.8 Gráfica de deformación vs esfuerzo de probetas trabeculares cortas

Tabla 3.12 Parámetros de las probetas trabeculares largas

Probeta	Espesor (mm)	Anchura (mm)	Longitud calibrada (mm)
1	3.33	10.24	50.04
2	3.33	10.24	50.04
3	3.33	10.24	50.04
4	3.33	10.24	50.04
5	3.33	10.24	50.04
3	3.33	10.24	50.04

Tabla 3.13 Resultados de las probetas trabeculares largas

Probeta	Carga Máxima (kN)	Esfuerzo Máximo (MPa)	Deformación Rotura (%)
1	0.46	13.39	1.72
2	0.70	20.67	2.27
3	0.89	26.21	1.82
4	0.48	14.09	1.96
5	0.70	20.48	1.92
3	1.10	32.11	1.74
Media	0.72	21.16	1.90
Desviación estándar	0.24	7.16	0.2
Coef. Variación	0.34	0.34	0.11

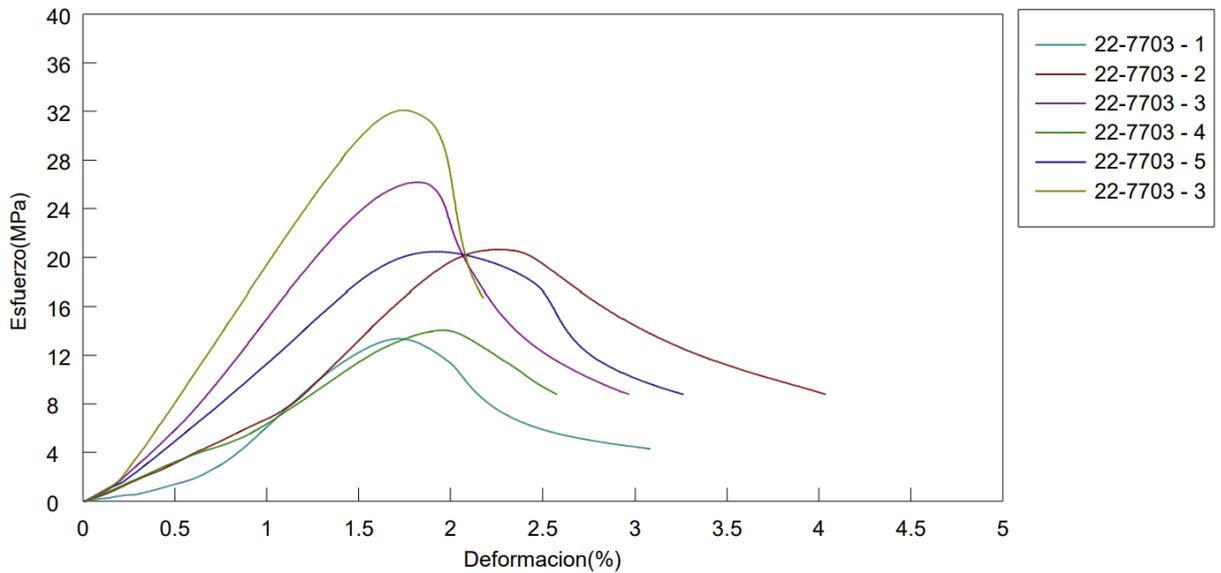


Imagen 3.9 Gráfica de deformación vs esfuerzo de probetas trabeculares largas

3.3 Módulos de elasticidad y compresión

Los gráficos de esfuerzo vs deformación se utilizaron para calcular los módulos de elasticidad y de compresión. Para el cálculo de los módulos de elasticidad de las probetas trabeculares y macizas a tracción se utilizaron los gráficos de las imágenes 3.3 y 3.2 respectivamente. Para obtener los módulos, se tomaron dos puntos de las gráficas en la región elástica, es decir donde la gráfica se comporta como una recta y se utilizó la ecuación 1.3 para hallar la pendiente de dicha recta. El proceso para obtener los módulos se ve en las tablas 3.14 a la 3.17.

Tabla 3.14 Módulo de elasticidad de las probetas macizas a tensión

Probetas macizas a tensión		
Punto	MPa	e%
1	30	1,11
2	42	1,58
Módulo de elasticidad		
	25,53191	mPa

Tabla 3.15 Módulo de elasticidad de las probetas trabeculares a tensión

Probetas trabeculares a tensión		
Probeta 1		
	mPa	e%
1	9	0,48

2	15	0,82
Módulo (mPa)	17,64705882	
Probeta 2		
	MPa	e%
1	9	0,52
2	15	0,86
Módulo (mPa)	17,64705882	
Probeta 3		
	mPa	e%
1	9	0,45
2	12	0,58
Módulo (mPa)	23,07692308	
Probeta 4		
	MPa	e%
1	6	0,3
2	12	0,57
Módulo (mPa)	22,22222222	
Probeta 5		
	MPa	e%
1	6	0,34
2	15	0,81
Módulo (mPa)	19,14893617	
Probeta 6		
	MPa	e%
1	6	0,31
2	12	0,58
Módulo (mPa)	22,22222222	
Media	20,32740356	
Desviación estándar	2,254544089	

Es importante mencionar que los resultados de la gráfica de esfuerzo vs deformación de la imagen 3.2 son tan consistentes entre sí que solo se obtuvo una pendiente (Tabla 3.14), en el caso de las probetas trabeculares a tensión (Imagen 3.3), se obtuvo el módulo de elasticidad de cada uno y se promediaron. Se puede observar que el módulo de elasticidad de las probetas macizas es mayor que el de las trabeculares.

Para obtener el módulo de compresión de las probetas, se utilizaron las probetas largas como se indica en la norma ISO 604, se calcularon los módulos de cada probeta utilizando el mismo método mencionado para las probetas a tracción con los datos de las imágenes 3.9 y 3.6.

Tabla 3.16 Módulo de compresión de las probetas macizas a compresión

Probetas macizas largas a compresión		
Probeta 1		
	MPa	e%
1	12	1,1
2	24	1,7
Módulo (mPa)	20	
Probeta 2		
	MPa	e%
1	8	0,97
2	24	1,7
Módulo (mPa)	21,91780822	
Probeta 3		
	MPa	e%
1	4	0,5
2	8	0,8
Módulo (mPa)	13,33333333	
Probeta 4		
	MPa	e%
1	8	0,65
2	24	1,4
Módulo (mPa)	21,33333333	
Probeta 5		
	MPa	e%
1	8	0,9
2	24	1,7
Módulo (mPa)	20	
Media	19,31689498	
Desviación estándar	3,084381566	

Tabla 3.17 Módulo de compresión de las probetas trabeculares a compresión

Probetas trabeculares largas a compresión		
Probeta 1		
	MPa	e%
1	4	0,87
2	8	1,1
Módulo (mPa)	17,39130435	
Probeta 2		
	MPa	e%
1	8	1,1
2	16	1,7
Módulo (mPa)	13,33333333	
Probeta 3		
	MPa	e%

1	8	0,65
2	20	1,3
Módulo (mPa)		18,46153846
Probeta 4		
	MPa	e%
1	8	1,17
2	12	1,57
Módulo (mPa)		10
Probeta 5		
	MPa	e%
1	4	0,4
2	16	1,36
Módulo (mPa)		12,5
Media		14,33723523
Desviación estándar		3,147445856

3.4 Comparación de resultados

Los datos indican que las probetas macizas soportan una mayor carga que las probetas trabeculares (Tabla 3.18). Los resultados de los ensayos a tracción de las probetas trabeculares mostraron ser más parecidos entre sí, esto podría deberse a que se utilizó la misma muestra de hueso fémur para estas probetas.

Tabla 3.18 Comparación de los resultados de las pruebas de tensión

	Trabecular	Maciza
Media de esfuerzo máximo (MPa)	20.51	52.70
Media de deformación máxima (%)	1.2	2.6

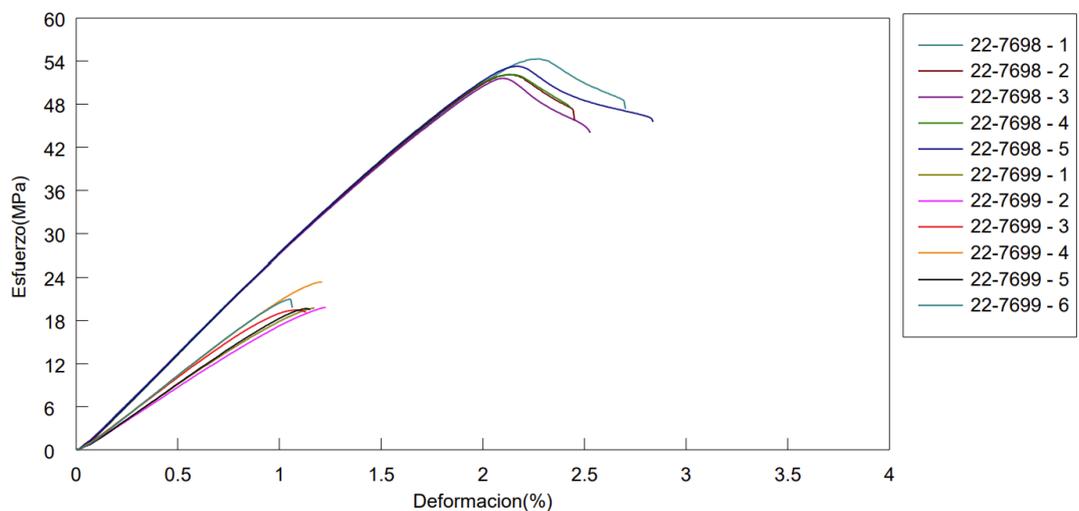


Imagen 3.10 Gráfica de esfuerzo vs deformación de ensayo de tracción de probetas trabeculares y macizas.

Como se puede ver en la imagen 3.10 y la tabla 3.19, las probetas trabeculares soportan un menor esfuerzo y deformación que las probetas macizas. Las probetas macizas soportaron un 61% más carga y un 53% más deformación que las trabeculares en las pruebas de tensión.

Tabla 3.19 Comparación de los resultados de las pruebas de compresión de probetas largas

	Trabecular	Maciza
Media de esfuerzo máximo (MPa)	21.16	31.54
Media de deformación máxima (%)	1.9	2.26

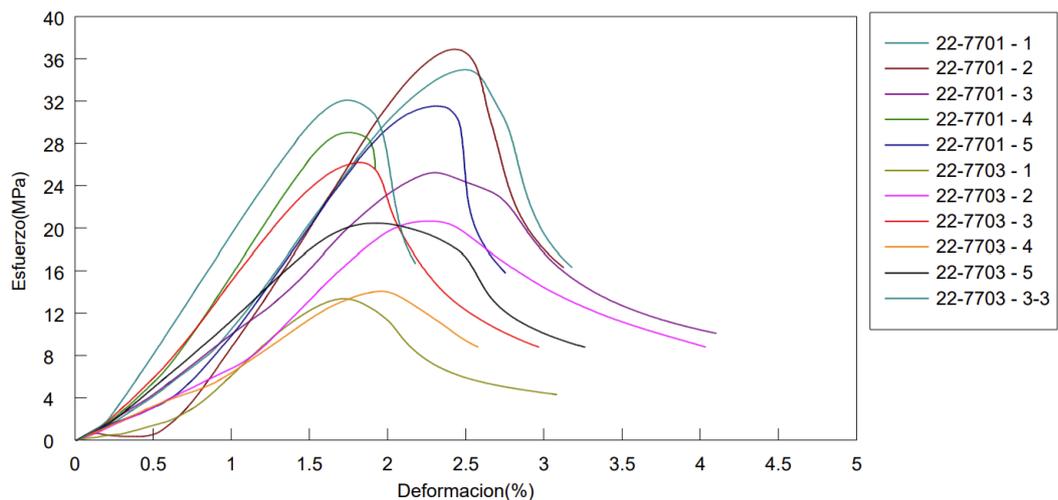


Imagen 3.11 Gráfica de esfuerzo vs deformación de ensayo de compresión de probetas trabeculares y macizas largas.

Al igual que en los ensayos de tracción, se pudo observar que las probetas macizas soportaron mayor carga y deformación que las trabeculares (Imagen 3.6). Las probetas macizas soportaron un 33% más carga y un 16% más deformación que las trabeculares en las pruebas de tensión (Imagen 3.11). Se ha de señalar que la diferencia entre las propiedades de las probetas no fue tan marcada como en los ensayos a tracción, pero se mantiene la tendencia ya vista.

En cuánto a los módulos de compresión y elasticidad, las probetas macizas demostraron tener módulos mayores a las trabeculares como se ve en las tablas 3.20 y 3.21.

Tabla 3.20 Comparación de módulos de elasticidad promedio de las probetas a tracción.

Tipo de probeta	Módulo de elasticidad promedio (MPa)
Maciza	25.53191
Trabecular	20.32740356
Diferencia	5.204506
Diferencia porcentual	20.38%

Tabla 3.21 Comparación de módulos de elasticidad promedio de las probetas a compresión.

Tipo de probeta	Módulo de compresión promedio (MPa)
Maciza	19.31689498
Trabecular	14.33723523
Diferencia	4.97965975
Diferencia porcentual	25.78%

3.5 Anotaciones finales sobre resultados

En los ensayos de compresión de probetas cortas, ocurrió una anomalía a la hora de probar las probetas trabeculares. Como se puede observar en las imagen 3.8, las probetas trabeculares cortas alcanzan un valor máximo después del cuál el esfuerzo necesario para deformarlas es menor, y luego la curva vuelve a ascender, esto sucedió con 3 probetas y no sucedió lo mismo con las probetas macizas (Imagen 3.5). Durante la prueba se observó que después cierto punto, las probetas empezaban a deformarse hacia los lados en vez de en la dirección de la fuerza.

Durante los ensayos de compresión, se pudo notar que las caras superiores e inferiores de las probetas largas no eran perfectamente paralelas, fue necesario lijarlas ligeramente para poder colocarlas correctamente en la máquina de ensayos. Tras lijar las caras de las probetas fue necesario acomodarlas correctamente para que su posición fuera lo más paralela a la fuerza aplicada posible, no obstante, se notó una ligera holgura ente el plato de ensayo y la probeta al colocarla, lo cual

indica que el posicionamiento no fue ideal. Las tablas 3.2, 3.4, 3.6, 3.8, 3.10 y 3.12 muestran la variación de dimensiones de las probetas.

Las probetas trabeculares se rompían o doblaban siempre en uno de los poros de la estructura trabecular (Imagen 3.12), estos actuaban como concentradores de esfuerzo, las probetas macizas a compresión se deformaban como se ve en la imagen 3.7.



Imagen 3.12 Probetas trabeculares de ensayos a tracción rotas

Las probetas macizas de las pruebas de tracción se rompieron todas en el mismo sitio (Imagen 3.13), esto es digno de mención ya que las probetas macizas eran uniformes e iguales entre ellas.



Imagen 3.13 Probetas macizas de ensayos a tracción rotas

3.6 Análisis de resultados

Para elaborar las estructuras tipo andamio usada en los huesos se tomaron muestras de tomografías en las cuales se podía ver la estructura interna del fémur. La geometría de las probetas de compresión y tracción se obtuvieron de las normas ISO 604 e ISO 527 respectivamente. La complejidad de las estructuras requirió el uso de impresión 3D para recrear las estructuras de manera loable. Al someter a las probetas con estructura trabecular a ensayos de tracción y compresión, las probetas de estructura maciza demostraron ser consistentemente más resistentes que las trabeculares. Durante las pruebas se pudo observar que las probetas trabeculares cedían ante el esfuerzo en los lugares donde la estructura trabecular era más prominente, esto debido a que se generaban concentradores de esfuerzo en esas zonas que provocaban que la estructura cediera. Las tablas 3.17 y 3.18 muestran que la diferencia entre los esfuerzos máximos fue más notoria en las probetas a tracción, esto posiblemente se deba a la naturaleza anisotrópica tanto de los huesos como de la manufactura aditiva, además los huesos soportan una mayor carga a compresión (Manske et al., 2009). Durante los ensayos a tracción es posible que los concentradores de esfuerzo hayan actuado haciendo que las grietas se propagaran con más facilidad. Los módulos de elasticidad y compresión de las probetas macizas también fueron mayores en un 20.38% y un 25.78% respectivamente como se ve en las tablas 3.19 y 3.20. En algunos casos lo módulos

de compresión en las probetas trabeculares variaron considerablemente, hasta el punto en que algunos se asemejaron a los macizos, esto se debe a que la densidad de las probetas varía entre si logrando así que sus propiedades mecánicas también varíen. La desviación estándar fue consistentemente mayor en las probetas trabeculares, esto debido a que las probetas trabeculares fueron construidas utilizando diferentes segmentos de hueso fémur cuyas propiedades variaban entre sí, las probetas macizas por otro lado son similares entre sí.

El método utilizado para la elaboración de las probetas puede ser refinado y luego usado para la elaboración de implantes biomiméticos. Partiendo de una tomografía del paciente, se podría remover virtualmente un osteosarcoma y utilizar la estructura trabecular del paciente para diseñar un implante que se adapte a él o ella. Es importante recalcar que las propiedades mecánicas de los huesos varían por factores como la edad, alimentación, y demás (Ben Kahla, 2018), es por este motivo que una prótesis trabecular debe de ser diseñada a partir del hueso del mismo paciente para un mejor resultado. A pesar de que la estructura trabecular demostró ser menos resistente que la maciza, esto no significa que no tengan aplicaciones útiles, si la estructura se parece mecánicamente al hueso original podría servir para evitar el stress shielding que es un objetivo importante, además la adaptabilidad y biocompatibilidad ofrecen ventajas únicas.

Capítulo 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

4.1 Conclusiones

La tecnología actual nos permite extraer la estructura interna de un hueso mediante el uso de tomografías computarizadas que muestran a detalle la trabécula.

La manufactura aditiva permite generar estructuras complejas que se asemejan al hueso del paciente y se adaptan a sus necesidades particulares, es por esto por lo que la implementación de prótesis óseas puede mejorar la calidad de vida de pacientes de osteosarcomas.

Se observó que los esfuerzos últimos de las probetas macizas y sus respectivos módulos de compresión o elasticidad fueron mayores que las de las probetas trabeculares. Los concentradores de esfuerzo creados por la estructura lograron que la estructura cediera ante el esfuerzo.

La dirección de impresión es un factor importante que considerar ya que este también determina la resistencia de la estructura, lo adecuado es hacer coincidir la dirección de carga natural del hueso con la dirección de impresión para hacer coincidir las anisotropías.

Los resultados concluyen que la estructura trabecular no es más resistente que la maciza embargo otros estudios sugieren lo contrario, es por esto que sería necesario un meta estudio y una revisión por pares que abarque este y otros estudios.

4.2 Recomendaciones

Para la elaboración de las probetas se recomienda utilizar el corte de plano para la estructura trabecular y luego convertir la malla a sólido para obtener un mejor resultado a la hora de impresión y que no exista tanta discrepancia entre la malla de la probeta y la probeta impresa.

En futuras investigaciones sería novedoso parametrizar la densidad promedio de las probetas trabeculares y tomar ese dato en cuenta para comparar la carga por densidad de material que puede soportar la probeta.

Para tener una mejor idea del comportamiento de los implantes a largo plazo, se podría hacer un estudio enfocado en cargas dinámicas en las probetas, esto con el fin de determinar los problemas a largo plazo que podría sufrir una persona con implantes óseos biomiméticos.

Bibliografía

- Ben Kahla, R., Barkaoui, A., & Merzouki, T. (2018). Age-related mechanical strength evolution of trabecular bone under fatigue damage for both genders: Fracture risk evaluation. *Journal of the Mechanical Behavior of Biomedical Materials*, 84, 64–73. <https://doi.org/https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2018.05.006>
- Cancer.net. (2021). Osteosarcoma en la infancia y la adolescencia: Estadísticas CA, Estados Unidos. Cancer.net. <https://www.cancer.net/es/tipos-de-c%C3%A1ncer/osteosarcoma-en-la-infancia-y-la-adolescencia/estad%C3%ADsticas#:~:text=El%20osteosarcoma%20representa%20el%202,diagn%C3%B3sticos%20se%20presentan%20en%20adolescentes>.
- Cruz, C., & Silva, J. (2020). Simulación mecánica de estructuras andamio para la generación de implantes biomiméticos óseos usando manufactura aditiva.
- Departamento de bioestadística SOLCA. (2015). TASA DE INCIDENCIA POR SEXO Y GRUPOS DE EDAD SEGÚN TIPO DE CÁNCER RESIDENTES EN GUAYAQUIL.
- Diegel, O., Nordin, A., & Motte, D. (2019). A practical guide to design for additive manufacturing (pp. 978-981). Singapore: Springer Singapore.
- Fahrenheit, H. (2018). The 2012 version of ISO 527 plastics: determination of tensile properties. Zwick/Roell.
- Günaydın, K., & Türkmen, H. S. (2018). The effect of layer thickness to the tensile stress: experimental studies.
- Manske, S. L., Liu-Ambrose, T., Cooper, D. M. L., Kontulainen, S., Guy, P., Forster, B. B., & McKay, H. A. (2009). Cortical and trabecular bone in the femoral neck both contribute to proximal femur failure load prediction. *Osteoporosis International*, 20(3), 445–453. <https://doi.org/10.1007/s00198-008-0675-2>
- Peterson, D. R., & Bronzino, J. D. (2007). *Biomechanics: principles and applications*. CRC press.
- Pruthi, S. (2022) Osteosarcoma. *Mayoclinic.org*. <https://www.mayoclinic.org/es-es/diseases-conditions/osteosarcoma/diagnosis-treatment/drc-20351053>

ANEXOS

Technical data sheet PLA



Description

PLA (Polylactic Acid) is a biodegradable, sustainable and food safe polymer made from organic sources.

It is the most common used filament in FFF 3D printers for its ease of use and a wide range of applications, especially those not mechanically or thermally demanding. Definitely a good starting point to learn about the 3D Printing manufacturing process.

Properties

- Detailed and glossy surface quality
- Good tensile strength
- Rigid, fragile behaviour
- Good UV resistance
- Withstand operating temperatures up to 50 °C.
- Odor-free, ideal for educational and office environments
- Compatible with PVA supports
- Low humidity resistance

Recommendations

Plastics absorb moisture from the air. For long periods of time without printing, it is recommended to keep the PLA spools in a box or airtight container with desiccant to keep them dry.

PLA emits low levels of gasses and particles when printed. We recommend printing it in a well-ventilated area to ensure a healthy environment.

Filament specifications

Diameter	Ø 2.85 mm
Max roundness deviation	≥ 95%
Net filament weight	750 g
Specific gravity (ISO 1183)	1,24 g/cm ³

Mechanical properties

	Typical value	Test method
MFR 210°C/2.16 kg	9.56 gr/10 min	ISO 1133
Tensile strength at yield	70 Mpa	ISO 527
Strain at yield	5 %	ISO 527
Strain at break	20 %	ISO 527
Tensile Modulus	3120 MPa	ISO 527
Impact strength-Charpy method 23°C	3.4 kJ/m ²	ISO 179
Moisture absorption	1968 ppm	ISO 62

Thermal properties

	Typical value	Test method
Melting temp.	115±35°C	ISO 11357
Vicat softening temp.	60 °C	ISO 306
Glass transition temp.	57 °C	ISO 11357

Printing settings

Extruder temperature	190 °C - 220 °C
Bed temperature	65 °C
Speed	10-70 mm/s
Retraction speed	40 mm/s
Retraction distance	4 mm
Cooling fan	Yes
Minimum layer height	0.05 mm

More information about PLA: <https://www.bcn3dtechnologies.com/en/3d-printer/filaments/#pla>

Disclaimer: The information or assistance included in this document is accepted at your own risk. Neither BCN3D Technologies, Fundació CIM or its affiliates are responsible for the use of this information, and you must determine for yourself if it is adequate for your own use: for the health and safety of your employees and purchasers of your products and for the protection of the environment. The information given is designed only as a guidance for safe handling, use, processing, storage, transportation, disposal and release and is not to be considered a warranty or quality specification. Those specifications are subject to change without notice. Nothing herein waives any of BCN3D's condition of sale.

Data Sheet de Impresora Creality Ender 3



Technical Specs



Manufacturer		Creality
Model		Ender-3
Country		China
Release Year		2018
Technology		FDM
Type of FDM Printer		Cartesian
Assembly Type		Printer kit (DIY)
Printing Volume		220 x 220 x 250 mm
Printing Speed		180 mm/s
Printing Accuracy		±0.1 mm
Extruder Type		Single
Feeder System		Bowden
Nozzle Diameter		0.4 mm
Layer Thickness Min.		0.1 mm
Layer Thickness Max.		0.4 mm
Nozzle Temperature		255 ° C
Hotbed Temperature		110 ° C

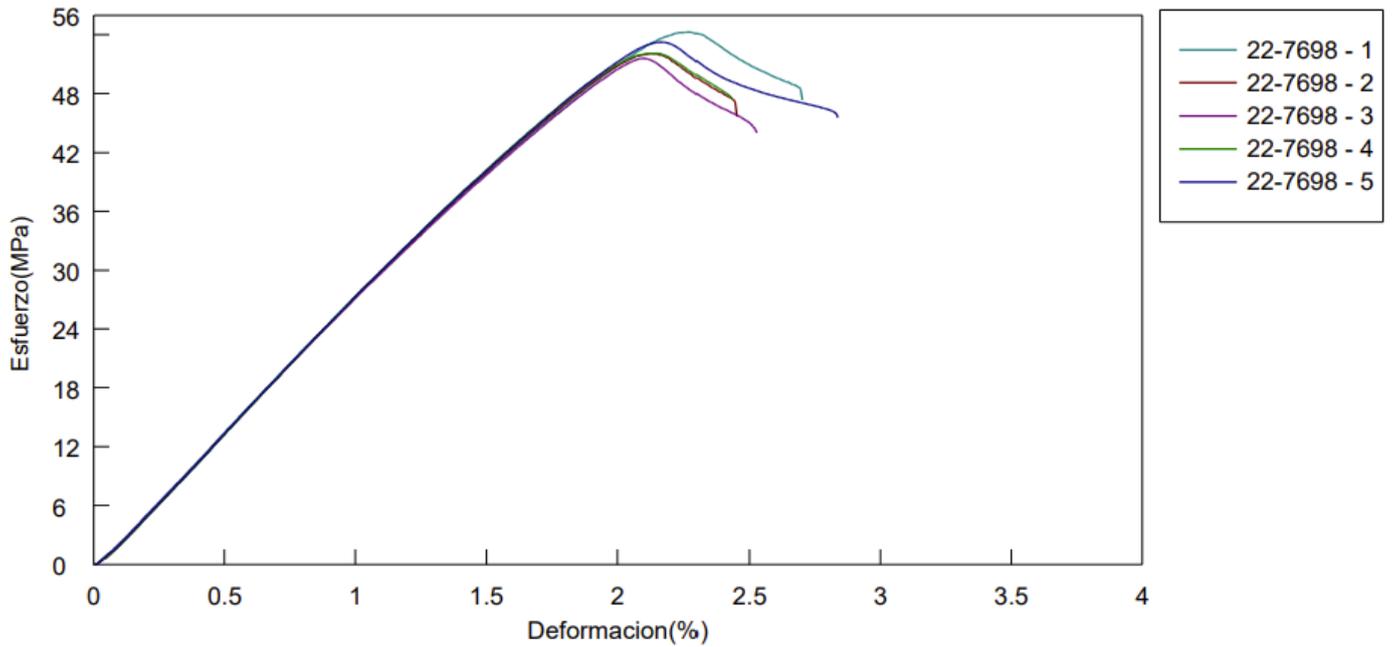
OT-2891-22 ENSAYO DE TENSIÓN

Analista : A. Damián
Equipo Utilizado : MUE 10 kN (EM-010)
Material : PLA
Humedad Máx./Mín. : 57.8% / 55.4%
Forma: Plana

Norma de ensayo : ISO 527
Velocidad de ensayo : 10 mm/min
Temperatura Máx/Mín : 23.1°C / 22.7°C

	Espesor	Anchura	Longitud calibrada
Unidades	mm	mm	mm
22-7698 - 1	1.5200	10.3900	115.0000
22-7698 - 2	1.4900	10.1700	115.0000
22-7698 - 3	1.4800	10.2800	115.0000
22-7698 - 4	1.4800	10.3100	115.0000
22-7698 - 5	1.4500	10.2100	115.0000

Nombre	Carga máxima	Esfuerzo Máximo	Deformación Rotura
Unidades	kN	MPa	%
22-7698 - 1	0.86	54.30	2.7
22-7698 - 2	0.79	52.14	2.5
22-7698 - 3	0.79	51.62	2.5
22-7698 - 4	0.80	52.14	2.4
22-7698 - 5	0.79	53.29	2.8
Media	0.81	52.70	2.6
Desviación Estandar	0.03	1.08	0.16
Coef.Variacion	0.04	0.02	0.06



Comentarios

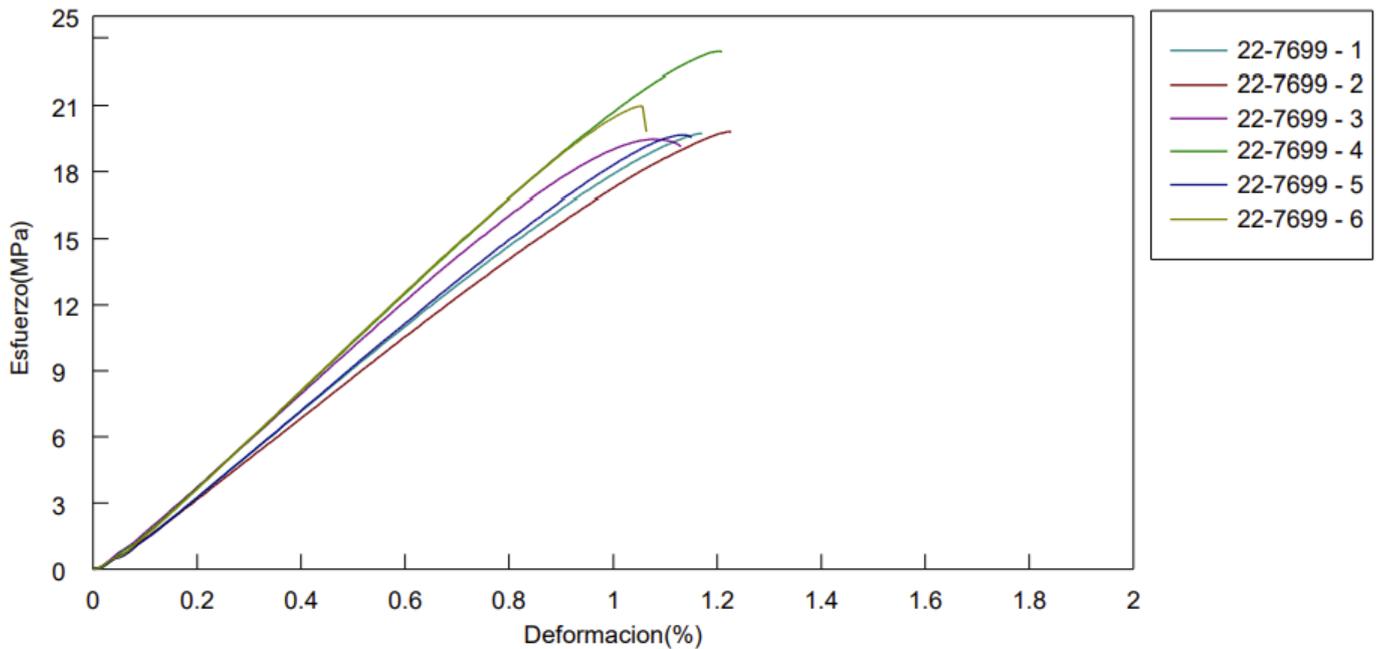
OT-2891-22 ENSAYO DE TENSIÓN

Analista : A. Damián
Equipo Utilizado : MUE 10 kN (EM-010)
Material : PLA
Humedad Máx./ Mín. : 57.8% / 55.4%
Forma: Plana

Norma de ensayo : ISO 527
Velocidad de ensayo : 10 mm/min
Temperatura Máx/Mín : 23.1°C / 22.7°C

Unidades	Espesor mm	Anchura mm	Longitud calibrada mm
22-7699 - 1	1.6400	10.3100	115.0000
22-7699 - 2	1.6300	10.2600	115.0000
22-7699 - 3	1.6400	10.3000	115.0000
22-7699 - 4	1.6200	10.4000	115.0000
22-7699 - 5	1.6700	10.3400	115.0000
22-7699 - 6	1.6200	10.2800	115.0000

Nombre	Carga máxima kN	Esfuerzo Máximo MPa	Deformación Rotura %
22-7699 - 1	0.33	19.74	1.2
22-7699 - 2	0.33	19.83	1.2
22-7699 - 3	0.33	19.47	1.1
22-7699 - 4	0.39	23.40	1.2
22-7699 - 5	0.34	19.66	1.2
22-7699 - 6	0.35	20.98	1.1
Media	0.34	20.51	1.2
Desviación Estandar	0.02	1.51	0.05
Coef.Variacion	0.07	0.07	0.04



Comentarios

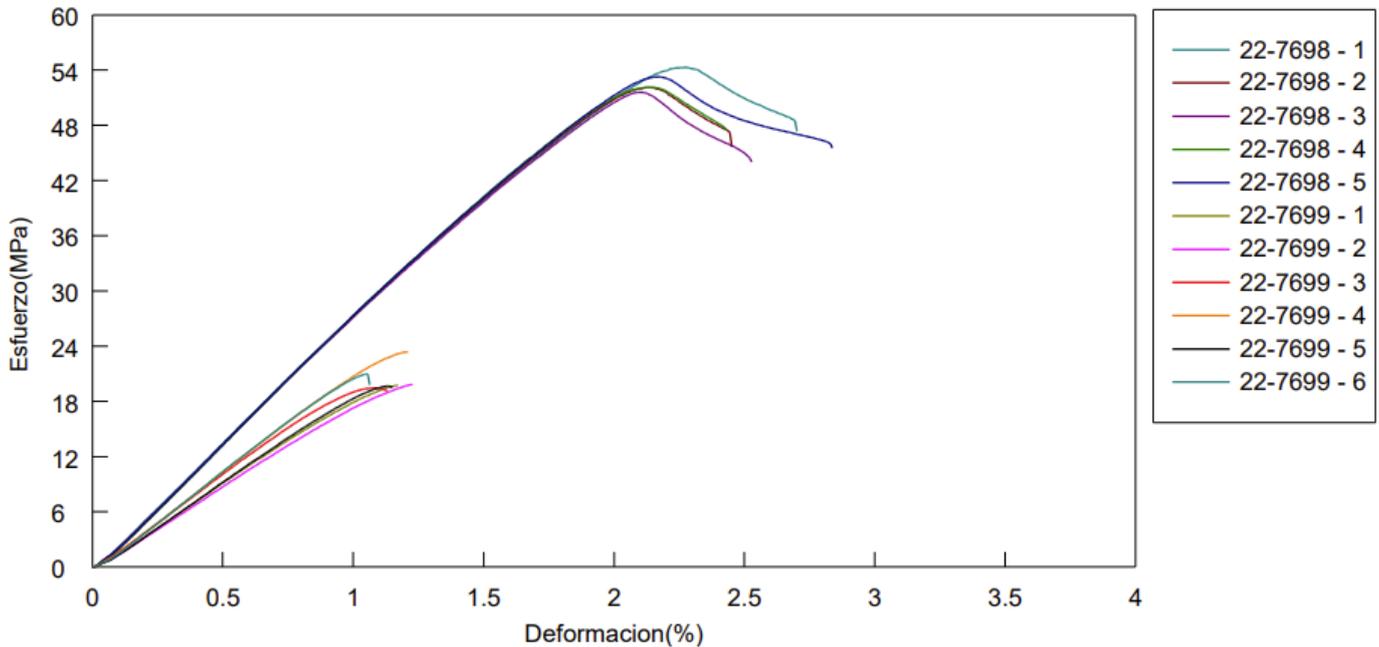
OT-2891-22 ENSAYO DE TENSIÓN

Analista : A. Damián
Equipo Utilizado : MUE 10 kN (EM-010)
Material : PLA
Humedad Máx./Mín. : 57.8% / 55.4%
Forma: Plana

Norma de ensayo : ISO 527
Velocidad de ensayo : 10 mm/min
Temperatura Máx/Min : 23.1°C / 22.7°C

Unidades	Espesor mm	Anchura mm	Longitud calibrada mm
22-7698 - 1	1.5200	10.3900	115.0000
22-7698 - 2	1.4900	10.1700	115.0000
22-7698 - 3	1.4800	10.2800	115.0000
22-7698 - 4	1.4800	10.3100	115.0000
22-7698 - 5	1.4500	10.2100	115.0000
22-7699 - 1	1.6400	10.3100	115.0000
22-7699 - 2	1.6300	10.2600	115.0000
22-7699 - 3	1.6400	10.3000	115.0000
22-7699 - 4	1.6200	10.4000	115.0000
22-7699 - 5	1.6700	10.3400	115.0000
22-7699 - 6	1.6200	10.2800	115.0000

Nombre Unidades	Carga máxima kN	Esfuerzo Máximo MPa	Deformación Rotura %
22-7698 - 1	0.86	54.30	2.7
22-7698 - 2	0.79	52.14	2.5
22-7698 - 3	0.79	51.62	2.5
22-7698 - 4	0.80	52.14	2.4
22-7698 - 5	0.79	53.29	2.8
22-7699 - 1	0.33	19.74	1.2
22-7699 - 2	0.33	19.83	1.2
22-7699 - 3	0.33	19.47	1.1
22-7699 - 4	0.39	23.40	1.2
22-7699 - 5	0.34	19.66	1.2
22-7699 - 6	0.35	20.98	1.1



Comentarios

OT-2891-22

ENSAYO DE COMPRESIÓN

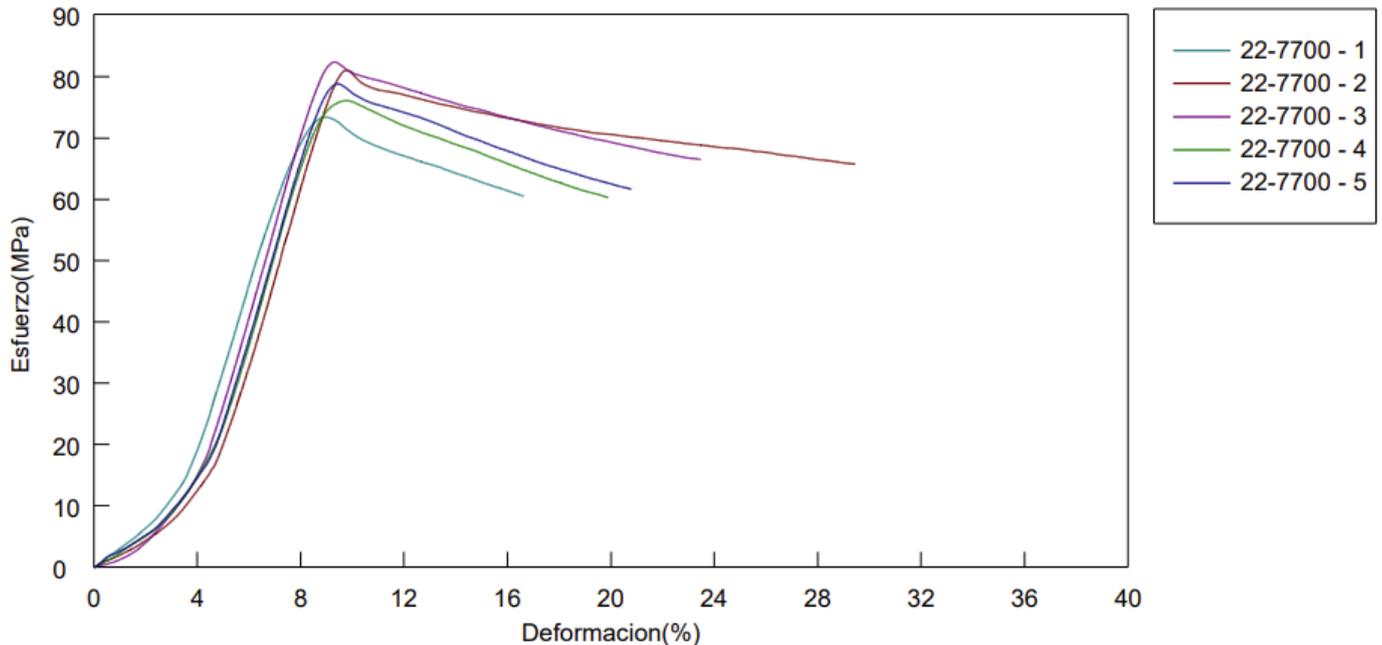
Analista : A. Damián
 Norma de ensayo : ISO 604
 Velocidad de ensayo : 2 mm/min
 Temperatura Máx./Mín. : 23.0°C / 22.5°C

Fecha : 2022-08-01
 Equipo Utilizado : EM-010
 Material : PLA
 Humedad Máx./Mín : 57.8% / 55.9%

Forma: Plana

	Espesor	Anchura	Altura
Unidades	mm	mm	mm
22-7700 - 1	3.5000	10.3800	10.3800
22-7700 - 2	3.5000	10.3800	10.3800
22-7700 - 3	3.5000	10.3800	10.3800
22-7700 - 4	3.5000	10.3800	10.3800
22-7700 - 5	3.5000	10.3800	10.3800

Nombre	Carga Máxima	Esfuerzo Máximo	Deformación en el punto máximo
Unidades	kN	MPa	%
22-7700 - 1	2.67	73.45	8.95
22-7700 - 2	2.95	81.10	9.78
22-7700 - 3	3.00	82.49	9.31
22-7700 - 4	2.77	76.16	9.77
22-7700 - 5	2.87	78.90	9.45
Media	2.85	78.42	9.45
Desviación Estandar	0.13	3.67	0.35
Coef.Variacion	0.05	0.05	0.04



Comentarios

OT-2891-22

ENSAYO DE COMPRESIÓN

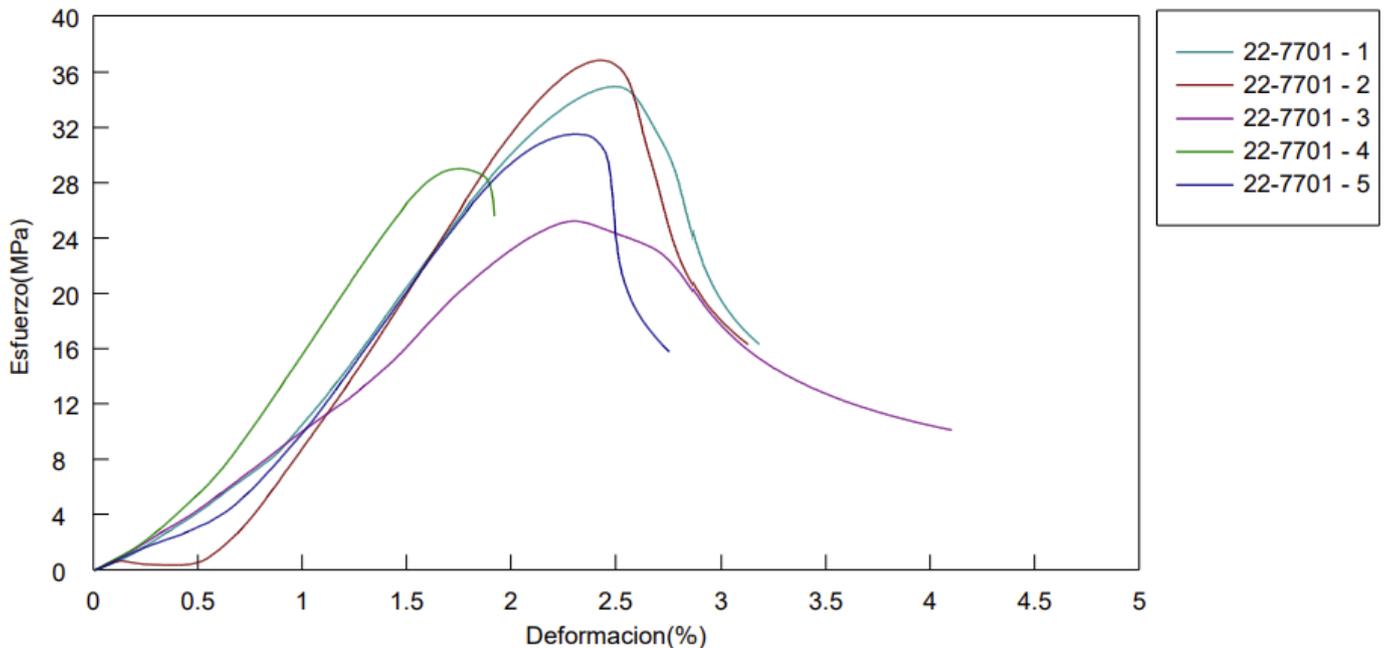
Analista : A. Damián
Norma de ensayo : ISO 604
Velocidad de ensayo : 2 mm/min
Temperatura Máx./Mín. : 23.0°C / 22.5°C

Fecha : 2022-08-01
Equipo Utilizado : EM-010
Material : PLA
Humedad Máx./Mín : 57.8% / 55.9%

Forma: Plana

	Espesor	Anchura	Altura
Unidades	mm	mm	mm
22-7701 - 1	3.6500	10.0500	50.0800
22-7701 - 2	3.6500	10.0500	50.0800
22-7701 - 3	3.6500	10.0500	50.0800
22-7701 - 4	3.6500	10.0500	50.0800
22-7701 - 5	3.6500	10.0500	50.0800

Nombre	Carga Máxima	Esfuerzo Máximo	Deformación en el punto máximo
Unidades	kN	MPa	%
22-7701 - 1	1.28	34.98	2.49
22-7701 - 2	1.35	36.90	2.43
22-7701 - 3	0.93	25.24	2.31
22-7701 - 4	1.07	29.04	1.75
22-7701 - 5	1.16	31.55	2.31
Media	1.16	31.54	2.26
Desviación Estandar	0.17	4.65	0.29
Coef.Variacion	0.14	0.15	0.13



Comentarios

OT-2891-22

ENSAYO DE COMPRESIÓN

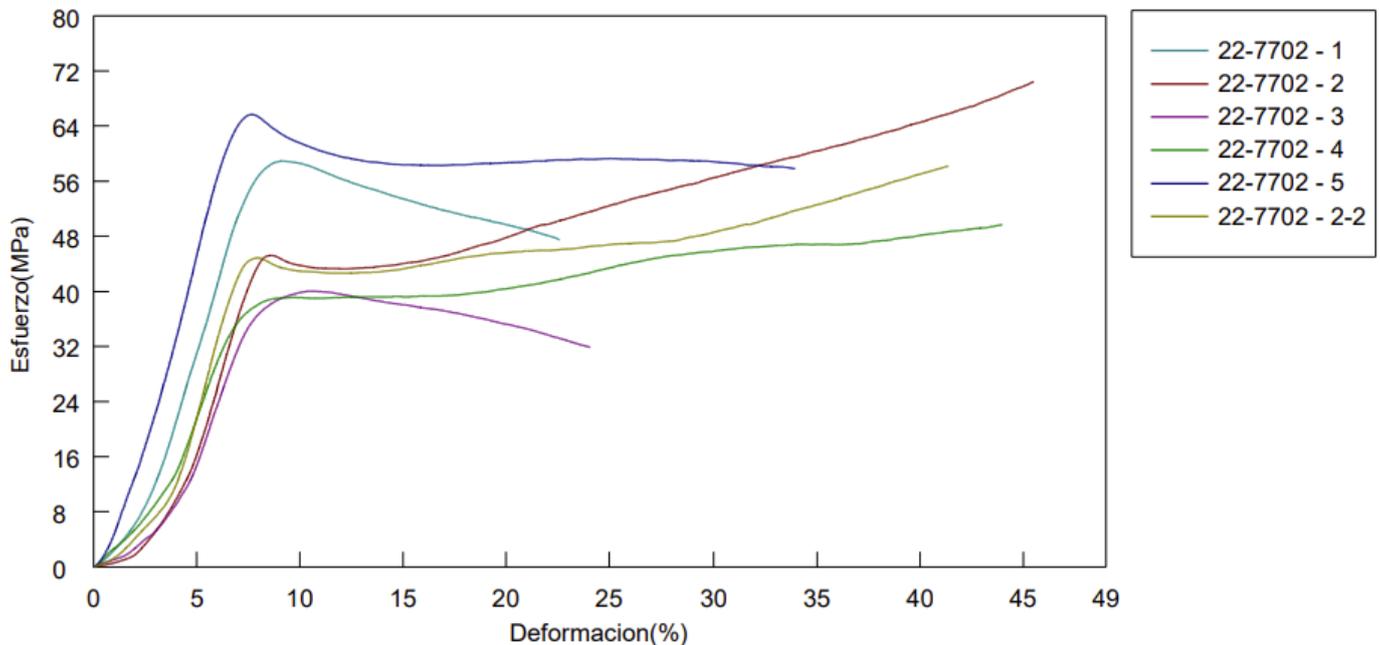
Analista : A. Damián
 Norma de ensayo : ISO 604
 Velocidad de ensayo : 2 mm/min
 Temperatura Máx./Mín. : 23.0°C / 22.5°C

Fecha : 2022-08-01
 Equipo Utilizado : EM-010
 Material : PLA
 Humedad Máx./Mín : 57.8% / 55.9%

Forma: Plana

	Espesor	Anchura	Altura
Unidades	mm	mm	mm
22-7702 - 1	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 2	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 3	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 4	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 5	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 2-2	3.7200	10.2700	10.2700

Nombre	Carga Máxima	Esfuerzo Máximo	Deformación en el punto máximo
Unidades	kN	MPa	%
22-7702 - 1	2.25	58.94	9.20
22-7702 - 2	2.69	70.48	45.50
22-7702 - 3	1.53	40.09	10.66
22-7702 - 4	1.90	49.73	44.00
22-7702 - 5	2.51	65.70	7.68
22-7702 - 2-2	2.23	58.24	41.36
Media	2.19	57.20	26.40
Desviación Estandar	0.42	10.97	18.93
Coef.Variacion	0.19	0.19	0.72



Comentarios

OT-2891-22

ENSAYO DE COMPRESIÓN

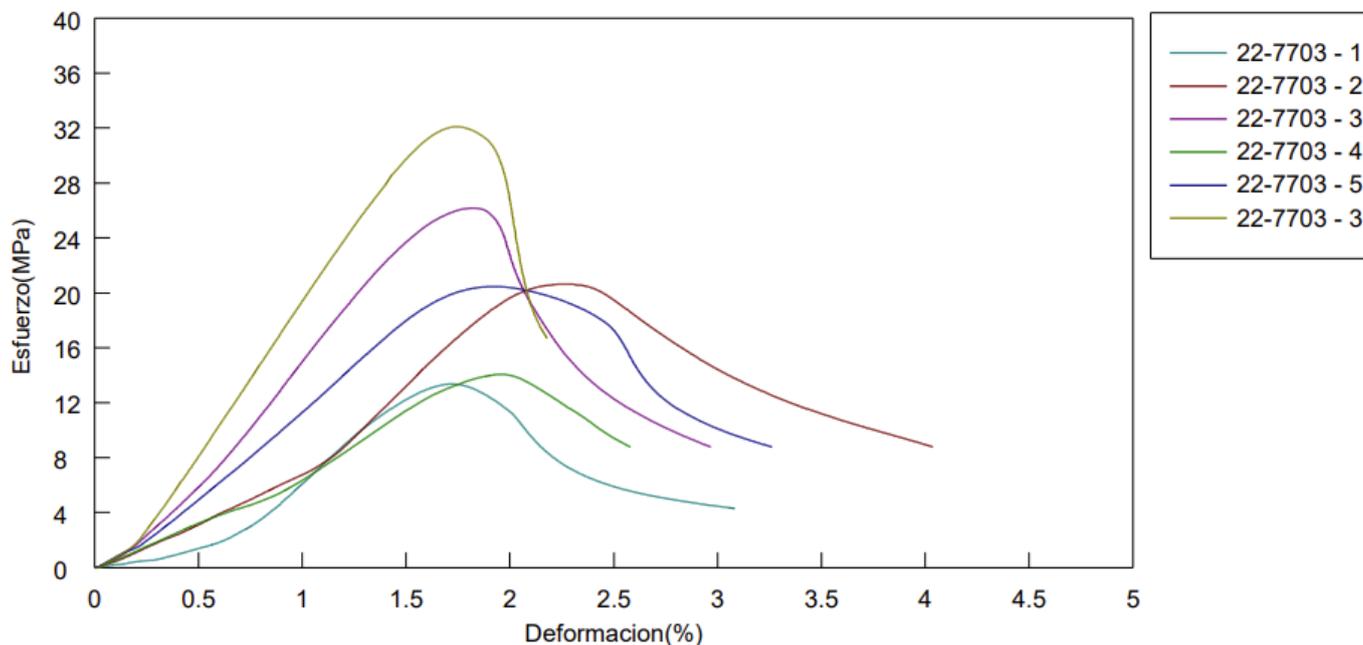
Analista : A. Damián
Norma de ensayo : ISO 604
Velocidad de ensayo : 2 mm/min
Temperatura Máx./Mín. : 23.0°C / 22.5°C

Fecha : 2022-08-01
Equipo Utilizado : EM-010
Material : PLA
Humedad Máx./Mín : 57.8% / 55.9%

Forma: Plana

	Espesor	Anchura	Altura
Unidades	mm	mm	mm
22-7703 - 1	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 2	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 3	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 4	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 5	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 3	3.3300	10.2400	50.0400

Nombre	Carga Máxima	Esfuerzo Máximo	Deformación en el punto máximo
Unidades	kN	MPa	%
22-7703 - 1	0.46	13.39	1.72
22-7703 - 2	0.70	20.67	2.27
22-7703 - 3	0.89	26.21	1.82
22-7703 - 4	0.48	14.09	1.96
22-7703 - 5	0.70	20.48	1.92
22-7703 - 3	1.10	32.11	1.74
Media	0.72	21.16	1.90
Desviación Estandar	0.24	7.16	0.20
Coef.Variacion	0.34	0.34	0.11



Comentarios

OT-2891-22

ENSAYO DE COMPRESIÓN

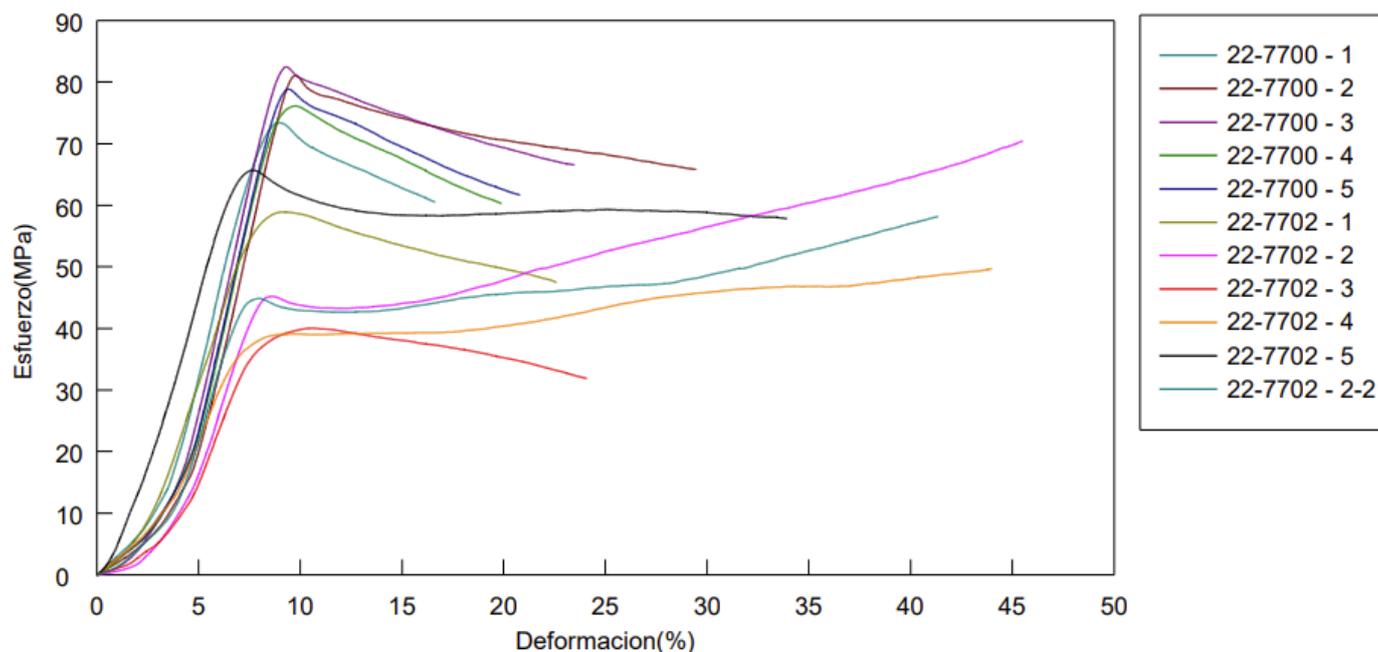
Analista : A. Damián
Norma de ensayo : ISO 604
Velocidad de ensayo : 2 mm/min
Temperatura Máx./Mín. : 23.0°C / 22.5°C

Fecha : 2022-08-01
Equipo Utilizado : EM-010
Material : PLA
Humedad Máx./Mín. : 57.8% / 55.9%

Forma: Plana

	Espesor	Anchura	Altura
Unidades	mm	mm	mm
22-7700 - 1	3.5000	10.3800	10.3800
22-7700 - 2	3.5000	10.3800	10.3800
22-7700 - 3	3.5000	10.3800	10.3800
22-7700 - 4	3.5000	10.3800	10.3800
22-7700 - 5	3.5000	10.3800	10.3800
22-7702 - 1	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 2	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 3	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 4	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 5	3.7200	10.2700	10.2700
22-7702 - 2-2	3.7200	10.2700	10.2700

Nombre	Carga Máxima	Esfuerzo Máximo	Deformación en el punto máximo
Unidades	kN	MPa	%
22-7700 - 1	2.67	73.45	8.95
22-7700 - 2	2.95	81.10	9.78
22-7700 - 3	3.00	82.49	9.31
22-7700 - 4	2.77	76.16	9.77
22-7700 - 5	2.87	78.90	9.45
22-7702 - 1	2.25	58.94	9.20
22-7702 - 2	2.69	70.48	45.50
22-7702 - 3	1.53	40.09	10.66
22-7702 - 4	1.90	49.73	44.00
22-7702 - 5	2.51	65.70	7.68
22-7702 - 2-2	2.23	58.24	41.36



Comentarios

OT-2891-22

ENSAYO DE COMPRESIÓN

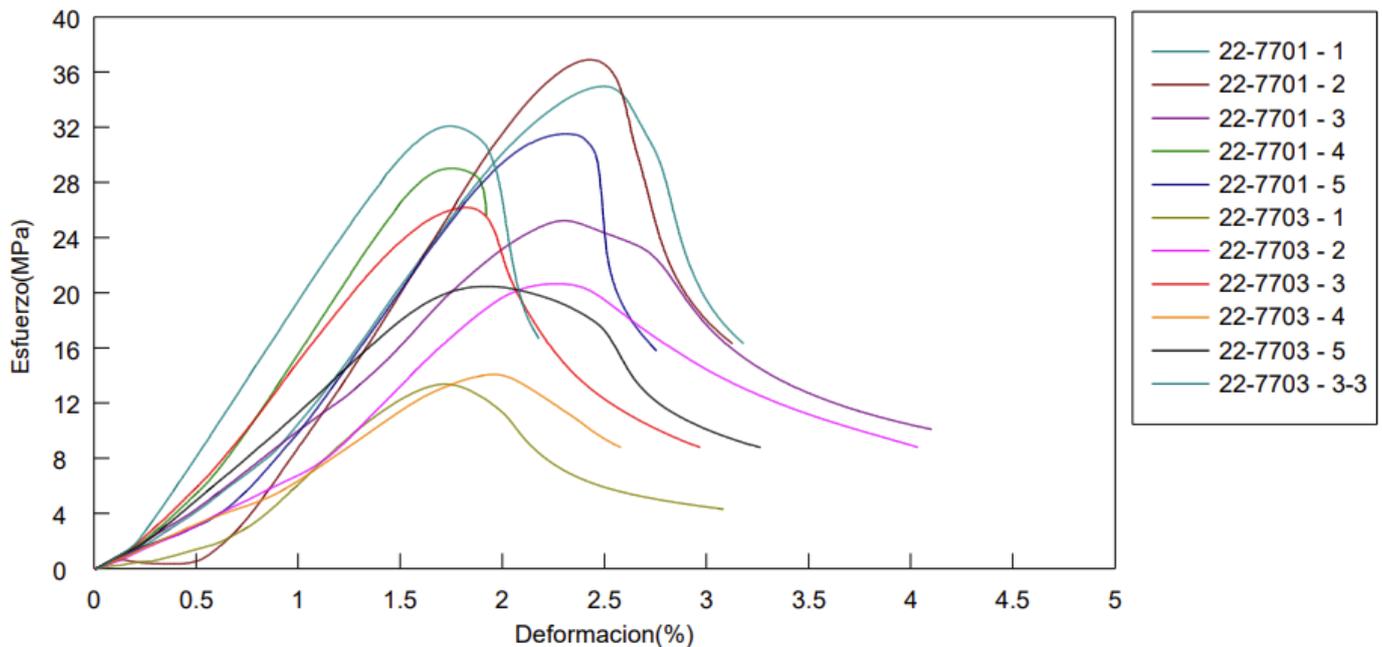
Analista : A. Damián
Norma de ensayo : ISO 604
Velocidad de ensayo : 2 mm/min
Temperatura Máx./Mín. : 23.0°C / 22.5°C

Fecha : 2022-08-01
Equipo Utilizado : EM-010
Material : PLA
Humedad Máx./Mín. : 57.8% / 55.9%

Forma: Plana

	Espesor	Anchura	Altura
Unidades	mm	mm	mm
22-7701 - 1	3.6500	10.0500	50.0800
22-7701 - 2	3.6500	10.0500	50.0800
22-7701 - 3	3.6500	10.0500	50.0800
22-7701 - 4	3.6500	10.0500	50.0800
22-7701 - 5	3.6500	10.0500	50.0800
22-7703 - 1	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 2	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 3	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 4	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 5	3.3300	10.2400	50.0400
22-7703 - 3-3	3.3300	10.2400	50.0400

Nombre	Carga Máxima	Esfuerzo Máximo	Deformación en el punto máximo
Unidades	kN	MPa	%
22-7701 - 1	1.28	34.98	2.49
22-7701 - 2	1.35	36.90	2.43
22-7701 - 3	0.93	25.24	2.31
22-7701 - 4	1.07	29.04	1.75
22-7701 - 5	1.16	31.55	2.31
22-7703 - 1	0.46	13.39	1.72
22-7703 - 2	0.70	20.67	2.27
22-7703 - 3	0.89	26.21	1.82
22-7703 - 4	0.48	14.09	1.96
22-7703 - 5	0.70	20.48	1.92
22-7703 - 3-3	1.10	32.11	1.74



Comentarios