

Escuela Superior Politécnica del Litoral

Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción

Caracterización Mecánica de Diferentes Patrones de Relleno para Prótesis

Mamarias Externas del Proyecto Zule.

INGE-2798

Proyecto Integrador

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero Mecánico

Presentado por:

Christian Abel Salazar Ycaza

Gandhi León Sandoval Ponce

Guayaquil - Ecuador

Año: 2024

Dedicatoria

Dedico este trabajo a mi Dios
Todopoderoso, por su apoyo
incondicional, que ha estado guiándome y
dándome fuerzas en cada paso de este
camino. Su amor ha sido mi mayor fuente
de inspiración y motivación. A mis
Padres, por su contante amor, apoyo y
confianza en mí, siempre animándome a
seguir adelante. A mis hermanos, por
siempre estar a mi lado, apoyándome en
cada paso de mi vida.

(Christian Salazar)

Dedico este trabajo en primer lugar a mi
madre que sin ella y su fuerza no hubiese
llegado tan lejos, a mi padre que me
inspiró en mi infancia para nunca
conformarme, el apoyo de ambos es mi
piedra angular. Finalmente, me dedico
este trabajo a mí mismo, como un
recordatorio de aquellos días en los que
dude de mis capacidades: sí, puedes
lograrlo.

(Gandhi Sandoval)

Agradecimientos

Quisiéramos expresar nuestro más sincero agradecimiento al Dr. Gabriel Helguero, nuestro tutor de tesis, por su apoyo, dedicación y paciencia a lo largo de todo el proceso de investigación. También agradecer a todas las personas que a lo largo de nuestras vidas llegaron a darnos la mano y ayudarnos a seguir adelante y confiar en nuestras capacidades.

Declaración Expresa

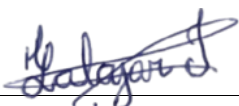
Nosotros Christian Abel Salazar Ycaza y Gandhi León Sandoval Ponce acordamos y reconocemos que:

La titularidad de los derechos patrimoniales de autor (derechos de autor) del proyecto de graduación corresponderá al autor o autores, sin perjuicio de lo cual la ESPOL recibe en este acto una licencia gratuita de plazo indefinido para el uso no comercial y comercial de la obra con facultad de sublicenciar, incluyendo la autorización para su divulgación, así como para la creación y uso de obras derivadas. En el caso de usos comerciales se respetará el porcentaje de participación en beneficios que corresponda a favor del autor o autores.

La titularidad total y exclusiva sobre los derechos patrimoniales de patente de invención, modelo de utilidad, diseño industrial, secreto industrial, software o información no divulgada que corresponda o pueda corresponder respecto de cualquier investigación, desarrollo tecnológico o invención realizada por nosotros durante el desarrollo del proyecto de graduación, pertenecerán de forma total, exclusiva e indivisible a la ESPOL, sin perjuicio del porcentaje que me/nos corresponda de los beneficios económicos que la ESPOL reciba por la explotación de mi/nuestra innovación, de ser el caso.

En los casos donde la Oficina de Transferencia de Resultados de Investigación (OTRI) de la ESPOL comunique a los autores que existe una innovación potencialmente patentable sobre los resultados del proyecto de graduación, no se realizará publicación o divulgación alguna, sin la autorización expresa y previa de la ESPOL.

Guayaquil, 18 de octubre del 2024.



**Christian Abel Salazar
Ycaza**



**Gandhi León Sandoval
Ponce**

Evaluadores

José Alberto Macias Zambrano

Profesor de Materia

Carlos Gabriel Helguero Alcivar

Tutor de proyecto

Resumen

Este proyecto se centra en el desarrollo y análisis de estructuras porosas aplicadas en prótesis mamarias mediante manufactura aditiva. Su objetivo es obtener un patrón de rellenos optimo, para la manufactura aditiva de prótesis mamarias, que cumpla los requisitos de deformación y resistencia, mediante simulación computacional. Se justifica en la necesidad de mejorar la personalización y funcionalidad de estos productos que existen en la actualidad. Para ello, se emplearon modelos de redes porosas basadas en las estructuras Schwarz Primitive, Gyroid y Schwarz Diamond, utilizando software de simulación para validar su comportamiento mecánico. Las simulaciones se realizaron bajo condiciones controladas, analizando la resistencia y deformación de cada estructura. Los resultados demostraron que la estructura Gyroid ofrece un balance óptimo entre resistencia y flexibilidad, además de ser viable para la fabricación aditiva. Se validaron los modelos con errores menores al 10% confirmando su presión. Como conclusiones, se establece que la estructura Gyroid es la más adecuada para la aplicación en prótesis mamarias, destacando su desempeño mecánico y apariencia anatómica. Se recomendó realizar estudios clínicos con usuarias mastectomizadas y fomentar la colaboración interdisciplinaria para optimizar el diseño y funcionalidad del producto.

Palabras Clave: *Manufactura aditiva, biomédica, prótesis mamarias, simulación, estructuras porosas.*

Abstract

This project focuses on the development and analysis of porous structures applied to breast prostheses through additive manufacturing. Its objective is to obtain an optimal infill pattern for the additive manufacturing of breast prostheses that meets deformation and strength requirements through computational simulation. The project is justified by the need to improve the personalization and functionality of currently available products. To achieve this, porous network models based on Schwarz Primitive, Gyroid, and Schwarz Diamond structures were employed, using simulation software to validate their mechanical behavior. The simulations were conducted under controlled conditions, analyzing the strength and deformation of each structure. The results demonstrated that the Gyroid structure offers an optimal balance between strength and flexibility, in addition to being viable for additive manufacturing. The models were validated with errors below 10%, confirming their precision. As conclusions, the study establishes that the Gyroid structure is the most suitable for application in breast prostheses, highlighting its mechanical performance and anatomical appearance. It was recommended to conduct clinical studies with mastectomized users and promote interdisciplinary collaboration to optimize the design and functionality of the product.

Keywords: Additive manufacturing, biomedical, breast prostheses, simulation, porous structures.

Índice General

Resumen.....	I
<i>Abstract</i>	II
Índice General.....	III
Abreviaturas (se colocan en orden alfabético).....	VI
Simbología (se colocan en orden alfabético)	VII
Índice de Figuras.....	VIII
Índice de Tablas	XI
Índice de Planos	XIII
Capítulo 1.....	1
1. Introducción	2
1.1 Descripción del Problema	2
1.2 Justificación del Problema	3
1.3 Objetivos	4
1.3.1 Objetivo general.....	4
1.3.2 Objetivos específicos	4
1.4 Marco Teórico.....	5
1.4.1 Manufactura Aditiva	5
1.4.2 Estereolitografía.....	6
1.4.3 Diseño e Ingeniería Asistido por Computadora.....	7
1.4.4 Rellenos.....	7

1.4.5	Modelo Matemático de Estructuras Porosas.....	11
Capítulo 2.....		12
2.	Metodología	13
2.1	Normativas Aplicables.....	13
2.2	Diseño Externo e Interno de Prótesis Mamarias.....	15
2.3	Alternativas para Estructuras Internas	16
2.3.1	Alternativa 1: Gyroid (G).....	17
2.3.2	Alternativa 2: Schwars Primitive (P)	19
2.3.3	Alternativa 3: Schwars Diamond (D)	20
2.4	Aplicación del Modelo Matemático.....	21
2.4.1	Deformación a partir del modelo	23
2.5	Deformación de un seno a partir del brasier	26
2.6	Fuerza ejercida por un Brasier	27
2.7	Material de Estudio	27
2.8	Análisis por Elemento Finito de las Prótesis Mamarias	28
Capítulo 3.....		32
3.	Resultados y análisis	33
3.1	Relación entre el porcentaje de relleno y la deformación de la prótesis.....	33
3.2	Influencia del porcentaje relleno en el módulo de Young de las estructuras...	35
3.3	Relación Crítica: desplazamiento respecto al porcentaje de relleno.....	36
3.4	Porcentaje de relleno por cada copa de brasier	37

3.5	Espesor de pared de prótesis por copa	38
3.6	Relación del porcentaje de relleno con respecto a la fuerza aplicada	38
3.7	Validación con los resultados simulados	39
3.8	Análisis de Resultados	42
3.8.1	Análisis las tendencias en las propiedades mecánicas en las tres estructuras	42
3.8.2	Análisis del porcentaje de relleno por estructura y para cada copa de Brasier	44
3.8.3	Validación del modelo matemático con simulación	45
Capítulo 4		47
4.	Conclusiones y recomendaciones	48
4.1	Conclusiones	48
4.2	Recomendaciones	49
Referencias		51
Apéndices		58

Abreviaturas

3D	Tres dimensiones
ASTM	American Society for Testing and Materials
CAD	Diseño Asistido por Computadora
CAE	Ingeniería Asistida por Computadora
CLIP	Producción Continua de Interfaz Líquida
D	Schwarz Diamond
ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
G	Gyroid
MA	Manufactura Aditiva
P	Schwarz Primitive
PR	Prototipado Rápido
SLA	Estereografía
SLM	Fusión Selectiva por Láser
SLS	Sinterización Selectiva por Láser
TPMS	Superficies Mínimas Triplemente Periódicas
UTP	Resistencia Última
UV	Radiación Ultravioleta

Simbología

Mpa	Megapascal
m	Milímetros
mm ²	Milímetros Cuadrados
N	Newton

Índice de Figuras

Figura 1 Sistema de Estereolitografía de Hull.....	6
Figura 2 Curva de esfuerzo vs deformación de las diferentes estructuras	10
Figura 3 Metodología para la Caracterización Mecánica de Patrones de Relleno	14
Figura 4 Diseño de una prótesis mamaria con patrón de relleno “Gyroid”	18
Figura 5 Diseño de una prótesis mamaria con patrón de relleno “Schwars Primitive”	19
Figura 6 Diseño de una prótesis mamaria con patrón de relleno “Schwars Diamond”	21
Figura 7 Parámetros de prótesis mamaria	24
Figura 8 Suposición de una prótesis mamaria como la mitad de un esferoide oblato	25
Figura 9 Conversión a sólido del cuerpo de malla con entramado volumétrico.	28
Figura 10 Valores dados para simular el material Resina Elástica 80A	29
Figura 11 Área seleccionada donde se aplicará la carga de 13,14N.	30
Figura 12 Configuración para análisis de convergencia del mallado.	31
Figura 13 Simulación con resultado de desplazamiento en mm para copa D a 36% de relleno en estructura Primitive.	31
Figura 14 Relación del Módulo de Young respecto al Porcentaje de Relleno de los tres tipos de estructura interna.	36
Figura 15 Curva de Desplazamiento con respecto al Porcentaje de Relleno de los tres tipos de estructura interna	36
Figura 16 Relación del Porcentaje de Relleno respecto a la Fuerza aplicada	39
Figura 17 Vista seccionada de prótesis al 36% de relleno de las estructuras Primitive, Gyroid, Diamond de izquierda a derecha, respectivamente.	40
Figura 18 Deformación de una prótesis con estructura Gyroid de copa D con su respectivo porcentaje de relleno óptimo	41
Figura 19 Pantalla de inicio de Meshmixer	58

Figura 20	<i>Escaneo STL inicial con elementos externos y orificios en el mallado.....</i>	58
Figura 21	<i>Esquina de un escritorio seleccionado visto de color naranja para ser borrado..</i>	59
Figura 22	<i>Escaneo alineado al plano de la vista frontal.....</i>	59
Figura 23	<i>Escaneo STL importado a 3ds Max con la vista Default Shading inicialmente</i>	60
Figura 24	<i>Selección del modificador “Retopology” en la pestaña de modificadores.....</i>	60
Figura 25	<i>Número de caras óptimos mediante el cálculo de ProOptimizer.....</i>	61
Figura 26	<i>Colocación de los parámetros para el remallado a un número óptimo.....</i>	62
Figura 27	<i>Mallado final optimizado y listo para exportarlo</i>	62
Figura 28	<i>Afinado de mallado en la zona del pecho.....</i>	63
Figura 29	<i>Eliminación de un seno para demostrar el proceso creación de prótesis de una mujer mastectomizada</i>	63
Figura 30	<i>Relleno del hueco después de la eliminación del seno sano</i>	64
Figura 31	<i>Simulación de una cicatriz en una mujer mastectomizada</i>	64
Figura 32	<i>Selección del seno sano para replicar el seno extraído de la mastectomía</i>	66
Figura 33	<i>Se realiza un espejo simular el diseño del nuevo seno.....</i>	66
Figura 34	<i>Eliminación de exceso de caras</i>	67
Figura 35	<i>Combinación de la cara exterior e interior del seno</i>	67
Figura 36	<i>Suavizado de Bordes de ambas caras</i>	68
Figura 37	<i>Unión de ambas caras.....</i>	68
Figura 38	<i>Porcentaje de relleno para la copa A.....</i>	73
Figura 39	<i>Porcentaje de relleno para la copa D.</i>	73
Figura 40	<i>Tamaño de espesor de 1.6 mm copa A</i>	74
Figura 41	<i>Desplazamiento del entramado para cubrir la mayor parte interna del sólido en copa D.....</i>	75

Figura 42 Configuración inicial de impresora, material y espesor de capa de impresión en software PreForm.	76
Figura 43 Parámetros de soportes para impresión una vez la prótesis haya sido orientada.	77
Figura 44 a) Lavado de Prótesis con alcohol Isopropílico b) Recorte de soportes de impresión.....	78
Figura 45 Finalización de la impresión y extracción de la prótesis de copa A.....	78
Figura 46 Prótesis de copa A, completamente limpiada y preparada para su uso.	79
Figura 47 Propiedades de las resinas flexible 80A.....	80
Figura 48 Propiedades de la resina Elastómera 50A	80

Índice de Tablas

Tabla 1 <i>Resultado de la Investigación propuesta por Keshavarzan et al. (2019)</i>	8
Tabla 2 <i>Propiedades Mecánicas de Estructuras Uniformes y Graduadas</i>	9
Tabla 3 <i>Resultados de los diferentes tipos de patrones tomando en cuenta parámetros como la orientación, resistencia última y elongación.</i>	10
Tabla 4 <i>Funciones Trigonométricas que definen la topología de las estructuras de red seleccionadas</i>	17
Tabla 5 <i>Revisión bibliográfica de Constante del modelo matemático para las estructuras de red</i>	22
Tabla 6 <i>Desplazamiento promedio de acuerdo con el tamaño de la copa</i>	26
Tabla 7 <i>Propiedades Mecánica de los Materiales Utilizados</i>	27
Tabla 8 <i>Relación entre el porcentaje de relleno, propiedades mecánicas y deformación en prótesis mamarias con un diámetro de copa de 155 mm y una proyección de 75 mm de la estructura Schwars Primitive.</i>	33
Tabla 9 <i>Relación entre el porcentaje de relleno, propiedades mecánicas y deformación en prótesis mamarias con un diámetro de copa de 155 mm y una proyección de 75 mm de la estructura Gyroid.</i>	34
Tabla 10 <i>Relación entre el porcentaje de relleno, propiedades mecánicas y deformación en prótesis mamarias con un diámetro de copa de 155 mm y una proyección de 75 mm de la estructura Schwars Diamond.</i>	34
Tabla 11 <i>Porcentaje de Relleno Promedio por cada Copa de Prótesis Mamarias con material 80A y 50A.</i>	37
Tabla 12 <i>Espesor calculado para cada tamaño de copa de prótesis mamaria</i>	38
Tabla 13 <i>Comparación de resultados con modelo matemático y simulación con prótesis al 36% de relleno</i>	40

Tabla 14 <i>Comparación entre resultados de desplazamiento de modelo matemático y simulación colocando un Relleno Óptimo para cada talla de brasier.</i>	41
Tabla 15 <i>Resultados completos para el espesor mínimo por copa para estructura Gyroid ..</i>	72

Índice de Planos

Plano **1**. Plano de prótesis con estructura Gyroid para copa A

Plano **2**. Plano de prótesis con estructura Gyroid para copa D

Capítulo 1

1. INTRODUCCIÓN

Actualmente, el cáncer de mama impacta a numerosas mujeres, siendo este el tipo de cáncer a mujeres más frecuente a nivel global, registrando más de 2.2 millones de casos detectados en el 2020 de acuerdo con Rajan et al. (2024).

Susan G. Komen (2024) reporta que se han identificado 310,720 nuevos casos de cáncer de mama invasivo en las mujeres en Estados Unidos. De acuerdo con los datos proporcionados por Primicias (2023), únicamente en Ecuador, esta enfermedad es el segundo caso más común de cáncer y constituye un peligro considerable para la salud de las mujeres de este país.

1.1 Descripción del Problema

Según Del Val Gil et al. (2001), que uno de los métodos para tratar el cáncer de mama es la mastectomía, que implica la extirpación parcial o completa de uno o ambos senos para garantizar la eliminación de cualquier célula maligna en el área. Este tipo de procedimiento ha jugado un papel crucial en la salvación de vidas, pero implica importantes repercusiones emocionales y psicológicas, en particular en la percepción corporal y la femineidad. Aunque es verdad que las mujeres que han sufrido una cirugía como la mastectomía podrían elegir una reconstrucción mamaria, en ocasiones se niegan debido a los traumas postoperatorios que les dejó la última intervención quirúrgica y optan por prótesis mamarias externas. Sin embargo, Rajan et al. (2024b) indica que en el mercado existen una serie de problemas que necesitan ser mejorados, tales como la comodidad, el aspecto, el peso, el costo, entre otros aspectos.

La Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL), es una renombrada entidad académica e investigativa en Ecuador, dedicada a la creación de soluciones tecnológicas revolucionarias para elevar la calidad de vida en sectores esenciales como la salud.

Actualmente, está llevando a cabo un proyecto de investigación denominado ZULE, que, a través de la manufactura aditiva (MA), busca conseguir prótesis mamarias externas personalizadas 100% para pacientes con mastectomía, que intenta minimizar las características adversas de las prótesis externas comerciales.

Actualmente el tipo de patrón de relleno utilizado para estas prótesis mamarias no ha tenido una debida justificación y puesto que existen cada vez más estilos de rellenos que pueden proporcionar diferentes características que se acomoden mejor a los requerimientos de deformación y resistencia mínima apropiados para el cliente es necesario realizar un estudio comparativo entre estos distintos patrones de relleno. Además, es necesario lograr todas las características cualitativas y cuantitativas como la comodidad, conservar el peso y medida del seno extraído, obtener una forma anatómica adecuada incluyendo la cicatriz, y mantener un precio asequible.

Este asunto es de suma importancia, dado que perfeccionar las prótesis mamarias externas ayudará a elevar la calidad de vida de las mujeres con mastectomía, mejorando no solo su bienestar físico, sino también su salud emocional y autoconfianza. Ofrecer prótesis de alta calidad y personalizadas constituye un progreso importante en el cuidado de los pacientes con cáncer de mama.

1.2 Justificación del Problema

El problema que se presenta se centra más en la óptima elección de las diversas características de impresión que se requieren para la prótesis mamaria externa, ya que en éstas radican las propiedades tanto mecánicas como funcionales, así como el confort del cliente. Se sabe que el patrón y porcentaje de relleno influirá directamente en la flexibilidad, resistencia, peso y comodidad de la prótesis, lo que determinará si la experiencia del uso diario de este será satisfactoria.

Con mayor flexibilidad se podrá imitar mejor la forma y el comportamiento de un tejido mamario natural, proporcionando una adaptación anatómica más precisa. Una resistencia adecuada contribuirá a prevenir una rigidez excesiva y puntos de presión que, al momento de ser colocadas, podrían causar molestias o irritaciones en la piel del cliente. El peso correcto aumentará la comodidad en el uso de la prótesis durante largas horas de uso. Finalmente, se busca así evitar un uso excesivo de material aminorando el costo, facilitando así que las pacientes accedan a un producto personalizado y asequible ampliando el impacto social del proyecto.

Al optimizar estos factores mediante la simulación y pruebas de diferentes patrones y porcentajes de relleno, se asegura que la prótesis no solo cumpla con las expectativas de funcionalidad y durabilidad, sino que también mejore el bienestar físico y emocional de las pacientes, ayudándolas a recuperar su confianza y calidad de vida tras la mastectomía.

1.3 Objetivos

1.3.1 *Objetivo general*

Obtener el patrón de relleno óptimo, para la manufactura aditiva de prótesis mamarias, que cumpla los requisitos de deformación y resistencia, mediante simulación computacional.

1.3.2 *Objetivos específicos*

- Realizar simulaciones analizando el comportamiento mecánico de diferentes patrones de relleno para prótesis mamarias, empleando herramientas de análisis estructural.
- Comparar distintos patrones rellenos, evaluando el rendimiento de la prótesis mamaria frente a una carga usual en una dirección específica, para identificar la configuración óptima en las prótesis mamarias.

- Crear archivos CAD con diferentes prótesis mamarias que incorporen el patrón de relleno previamente seleccionado, para optimizar su manufactura aditiva.

1.4 Marco Teórico

1.4.1 *Manufactura Aditiva*

De acuerdo con Gilson et al. (2020a), la Manufactura Aditiva (AM, por sus siglas en inglés) es el término formalizado de lo que antes se conocía como Prototipado Rápido (RP, por sus siglas en inglés). Con el avance de la tecnología muchas de estas piezas y partes fabricadas tenían una excelente calidad y buen rendimiento por lo que se convertían en el producto final o parte de este, en consecuencia, el término de prototipado rápido ya era inadecuado, debido a eso la Sociedad Estadounidense para Pruebas y Materiales (ASTM, por sus siglas en inglés) (2012) acordó que se debía optar una nueva terminología llamada Manufactura Aditiva.

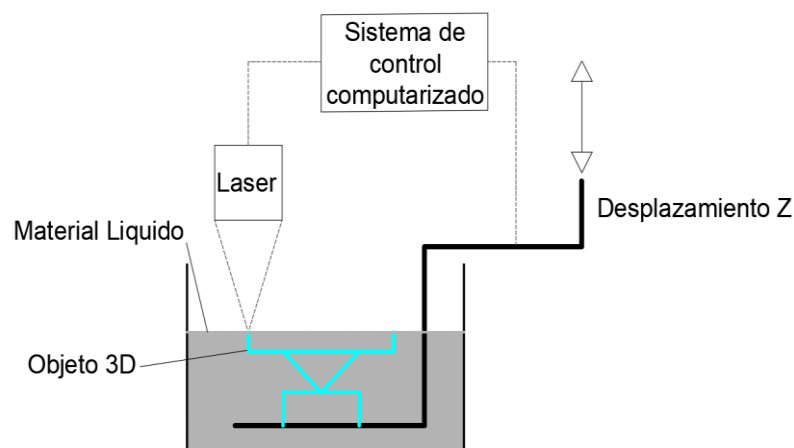
Gilson et al. (2020b) también menciona que el funcionamiento básico de la AM consiste en un modelo generado mediante un sistema de Diseño Asistido por Computador (CAD) en 3 dimensiones (3D), en la que puede fabricarse directamente sin la necesidad de una planificación minuciosa del proceso, ya que las partes que se fabrican se hacen añadiendo materiales en capas, cada capa es una sección transversal delgada de la parte derivada de los datos CAD originales. Todas las máquinas MA comercializadas hasta la fecha utilizan un enfoque basado en capas. Las principales diferencias entre ellas radican en: los materiales que se pueden utilizar, la fabricación de las capas y como se unen entre sí. Tal diferencia determina factores como la precisión del producto final, las propiedades mecánicas, la rapidez con la que se pueden hacer las piezas, el tiempo de curado, el tamaño y el costo total. Según Ngo et al. (2018) la impresión 3D basada en extrusión, la sinterización selectiva por láser (SLS), y la estereolitografía (SLA) son los enfoques más utilizados.

1.4.2 Estereolitografía

Bartolo y Gaspar (2008) destacan que los primeros trabajos significativos de la AM asociados con la tecnología de SLA comenzó en las décadas de 1970. El trabajo con mayor relevancia fue el de Hull (1984), el cual resalta que los objetos 3D se forman capa por capa con materiales fotosensibles que pueden ser curados mediante radiación ultravioleta (UV), esto se ilustra en la Figura 1. Hasta la fecha, la estereolitografía ha progresado considerablemente y se han desarrollado diferentes enfoques para este sistema.

Figura 1

Sistema de Estereolitografía de Hull



Nota. Adaptado de Hull (1984)

De acuerdo con Huang et al. (2020), este enfoque ha tenido innovaciones constantes, y destacan 4 generaciones: la primera generación de SLA, representada por el trabajo de Hull, construye productos 3D escaneando un rayo láser sobre los materiales líquidos. Para superar las limitaciones de baja eficiencia, el enfoque de la segunda generación, conocido como estereolitografía por proyección, es capaz de curar cada capa simultáneamente utilizando tecnología de fotomáscara. La tercera generación de estereolitografía surgió en 2015 con el trabajo de Tumbleston et al. (2015), idearon un proceso de producción continua de interfaz líquida (CLIP), que permite una velocidad de impresión mucho mayor, produciendo piezas en

minutos en lugar de horas. Luego, la estereolitografía volumétrica, cual es la cuarta generación, que produce objetos 3D, con volúmenes 3D complejos aperiódicos, en una escala de tiempo de segundos de acuerdo con Shusteff et al. (2017).

1.4.3 *Diseño e Ingeniería Asistido por Computadora*

El Diseño Asistido por Computadora (CAD) es una herramienta en la que se pueden crear modelos tridimensionales sin la necesidad de tenerlos construidos. Según Gibson et al. (2020c), todas las piezas de AM deben partir de un modelo de software que describa completamente la geometría externa. Esto puede implicar el uso de casi cualquier software profesional de modelado sólido CAD.

De acuerdo con Bahman y Iannuzzo (2018), la Ingeniería Asistida por Computador (CAE, por sus siglas en ingles), es el uso de un software para simular el rendimiento de un modelo con el fin de mejorar el diseño o facilitar la resolución de problemas de ingeniería en diversas industrias el cual consiste en distintas fases: fase de preprocesamiento, fase de solución, y la fase de posprocesamiento. Una de las estrategias utilizadas es descomponer el sistema geométrico complejo en pequeños elementos de forma regular, este método se conoce como análisis de elementos finitos (FEA, por sus siglas en inglés).

1.4.4 *Rellenos*

De acuerdo con Akhouri et al. (2021), en los modelos 3D fabricados por AM se utilizan rellenos para proporcionar una mayor resistencia, en esencia los rellenos son estructuras repetitivas que ocupan vacíos dentro de las piezas impresa en 3D, y estos aportan una gran resistencia. Dependiendo del porcentaje de relleno utilizado, las piezas pueden ser completamente solidas o huecas, estas a su vez influyen con gran impacto en las propiedades mecánicas.

Keshavarzan et al. (2019) estudia las estructuras de Gyroid (G) y Schwarz Primitive (P) en tres formas; aplicando una carga de compresión cuasiestática, a diferentes tasas de deformación y bajo carga cíclica, en la Tabla 1 se aprecia lo más relevante.

Tabla 1

Resultado de la Investigación propuesta por Keshavarzan et al. (2019)

Tipo de carga	Comparación de las Estructuras de Tipo “G” y “P”	
	Tipo G	Tipo P
Carga Cuasiestática	A una tasa de deformación de carga de compresión, el mecanismo de falla de la estructura G de alta porosidad ocurre debido a la formación de la primera y segunda banda de corte. Sin embargo, al disminuir la porosidad, la capacidad de carga de estas estructuras aumenta y no aparece una segunda banda de corte.	Las estructuras P fallan capa por capa a través de la prueba de compresión estática, desde la capa superior para estructuras de alta porosidad hasta la mitad de las muestras para estructuras de baja porosidad.
A Diferentes Tasas de Deformación	En la estructura G, al aumentar la tasa de deformación, las bandas de corte no tienen suficiente tiempo para formarse y la primera banda de corte ocurre en la mitad superior de la estructura, cerca del plato de carga.	El aumento de la tasa de deformación en las estructuras P lleva a la falla de todas las muestras en la capa superior en todas las porosidades. Al aumentar la tasa de desplazamiento, los soportes no pueden transferir la onda de estrés a las capas inferiores, lo que provoca que esta acumulación de estrés conduzca a la falla de las estructuras desde la capa superior.
Carga Cíclica	A misma porosidad de las estructuras las propiedades mecánicas de las estructuras celulares G, que presentan una deformación dominada por estiramiento, fueron inferiores a las de las estructuras tipo P, que presentan una deformación por flexión, en todas las pruebas de	Las estructuras P poseen mayor resistencia cíclica a la compresión y un mayor número de ciclos hasta la falla que la estructura G.

compresión y en las cargas
cíclicas.

Nota. Información proporcionada por Keshavarzan et al. (2019).

Del mismo modo, Yu et al. (2019) investiga las propiedades mecánicas sometidas a compresión de las estructuras “G”, “P” y estructuras derivadas de estos, modificando sus espesores de manera lineal, en la Tabla 2 se ilustra las propiedades mecánicas y en la Figura 2 se muestra la curva de esfuerzo-deformación de cada estructura.

Tabla 2

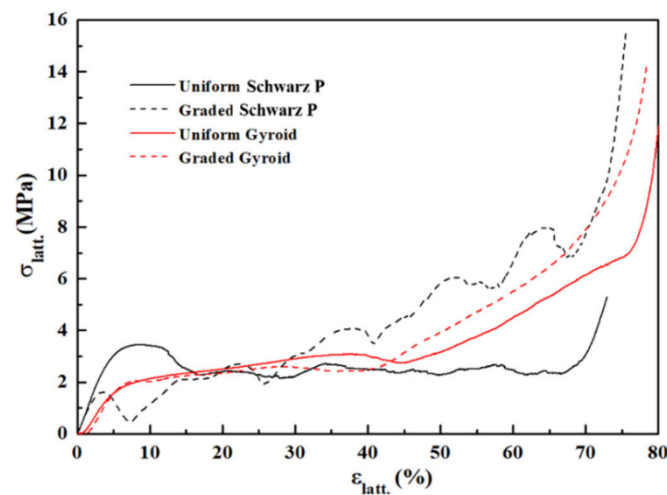
Propiedades Mecánicas de Estructuras Uniformes y Graduadas

Propiedad	Schwarz P	Graded Schwarz P	Gyroid	Graded Gyroid
Modulo Elástico (Mpa)	60.070± 0.360	59.760± 0.210	41.060 ± 0.180	49.360 ± 0.080
Esfuerzo de Fluencia (Mpa)	3.310 ± 0.310	1.550 ± 0.300	2.000 ± 0.021	1.890 ± 0.416
Esfuerzo de Región Plástica (Mpa)	2.510 ± 0.002	-	3.510 ± 0.004	3.720 ± 0.008
Deformación Plástica (%)	8.150 ± 0.050	-	6.330 ± 0.100	6.900 ± 0.100

Nota. Datos tomados de Yu et al. (2019)

Figura 2

Curva de esfuerzo vs deformación de las diferentes estructuras



Nota. Curvas obtenidas de Yu et al. (2019). Muestran el comportamiento mecánico de las estructuras Gyroid, Schwarz P, y sus correspondientes modificaciones.

En otras investigaciones, como la de Temiz (2024), en la que aplicó ensayos de tracción, tuvo como objetivo analizar cómo los diferentes tipos de patrones y orientaciones afectan las propiedades mecánicas. Los resultados se muestran en la Tabla 3, mostrando que, en las tres orientaciones de construcción, la forma de D generó la mayor resistencia última, mientras que el componente en forma P produjo la mayor elongación.

Tabla 3

Resultados de los diferentes tipos de patrones tomando en cuenta parámetros como la orientación, resistencia última y elongación.

Prueba	Shape	Orientación	Resistencia Última (UTS) (MPa)	Elongación (%)	Observación
1	G	Upright	1.10	4.96	Las resistencias a la tracción alcanzan un pico de 1.50 MPa para la ejecución 7 y caen a 0.70 MPa para la ejecución 4. Además, la ejecución 5 tiene la mayor elongación en el punto de ruptura (9.49%), y la ejecución 9 tiene la más baja
2	G	Flat	1.13	7.75	
3	G	On Edge	0.88	5.68	
4	P	Upright	0.70	7.63	
5	P	Flat	1.02	9.49	

6	P	On Edge	0.81	7.99	(4.09%). Estos hallazgos sugieren que la forma óptima para la elongación es P, mientras que la forma óptima para la UTS es D.
7	D	Upright	1.50	4.99	
8	D	Flat	1.40	5.09	
9	D	On Edge	1.34	4.09	

Nota. Datos tomados de Temiz (2024), cuyos patrones de rellenos son como Gyroid (G), Schwars Primitive (P), Schwars Diamond (D).

1.4.5 Modelo Matemático de Estructuras Porosas

Gibson y Ashby (1997) presentan una relación matemática entre las propiedades mecánicas y la densidad relativa de estructuras celulares, estas relaciones se muestran en las ecuaciones (1.1) y (1.2).

$$\frac{E_p}{E_s} = C_1 \left(\frac{\rho_p}{\rho_s} \right)^n \quad (1.1)$$

$$\frac{\sigma_p}{\sigma_s} = C_2 \left(\frac{\rho_p}{\rho_s} \right)^m \quad (1.2)$$

Donde E_p, ρ_p, σ_p son el módulo elástico, la densidad, y la resistencia al límite de cedencia de las estructuras celulares, respectivamente y E_s, ρ_s, σ_s son el módulo elástico, la densidad, y la resistencia al límite de cedencia del material base, respectivamente. C_1 y C_2 son coeficientes que dependen de la geometría. Mientras que n y m son exponentes que depende del comportamiento mecánico de la estructura, Maskery et al. (2017) aclara que para estructuras dominada por flexión son 2 y 1.5 respectivamente, y para estructuras dominadas por tracción n y m son iguales a 1.

Capítulo 2

2. METODOLOGÍA

En la Figura 3 se presenta el diagrama de flujo de la metodología desarrollada para alcanzar los objetivos planteados. Esta metodología detalla las actividades a llevar a cabo, comenzando con una revisión bibliográfica que aborda aspecto relacionado con las tecnologías de manufactura aditiva y comportamientos de diferentes patrones de relleno. A partir de esta base teórica se procedió a desarrollar modelos matemáticos y con el uso de un software de simulación, permitieron la obtención de resultados que luego se comparan de manera simultánea para validar el estudio.

2.1 Normativas Aplicables

NTE INEN-ISO 22523: De acuerdo con el Servicio Ecuatoriano de Normalización (INEC) (2014), esta norma define los requisitos y métodos de ensayo de prótesis externas y órtesis, que incluyen aspectos como la resistencia, materiales, gestiones de riesgos manuales y restricciones uso.

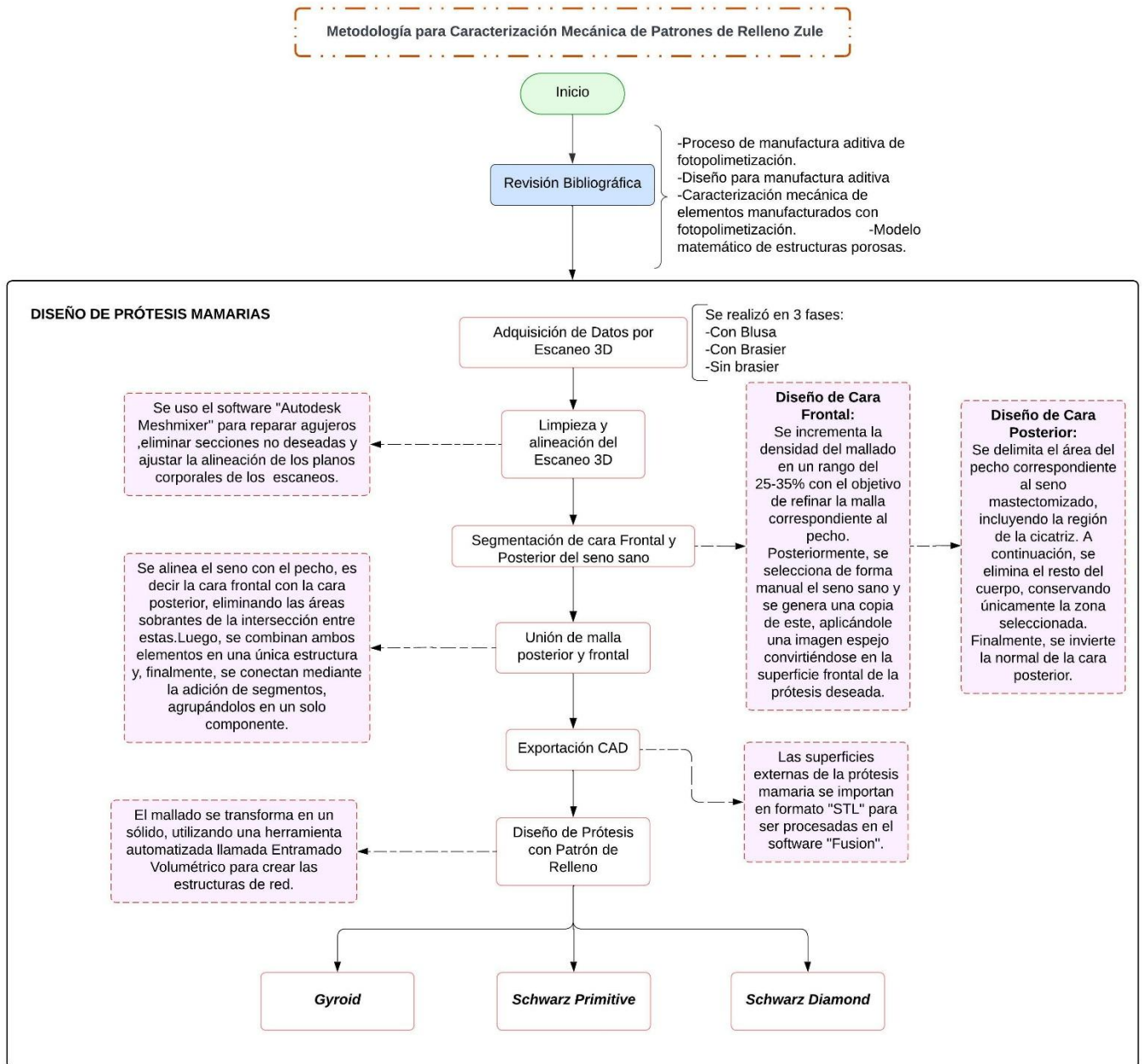
ASMT D1621: Según la ASMT (2023), esta norma describe el procedimiento para determinar las propiedades sometidas a compresión para materiales celulares sólidos, especialmente para plásticos y elastómeros.

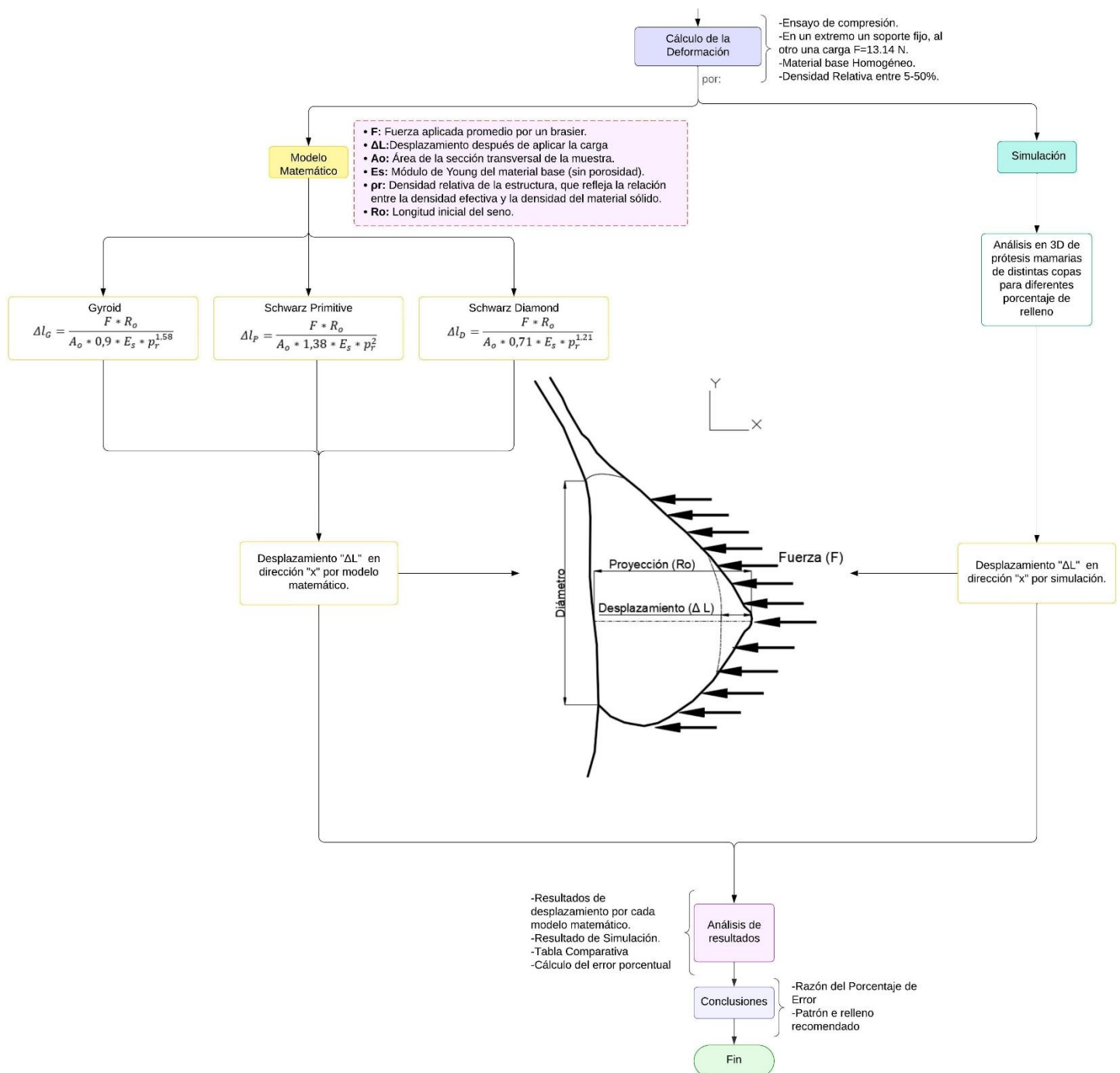
ISO 14001:2019: La ISO (2019a), establece los requisitos para la gestión del medio ambiente (SGA), cuyo objetivo es mejorar el desempeño y reducir el impacto en el aspecto ambiental de los productos o servicios.

ISO 14971:2019: Según la ISO (2019b), esta norma proporciona un proceso estructurado para el manejo del control de riesgos de productos sanitarios y dispositivos médicos.

Figura 3

Metodología para la Caracterización Mecánica de Patrones de Relleno





2.2 Diseño Externo e Interno de Prótesis Mamarias

El proceso para la obtención del modelo de la prótesis mamaria externa se realizó desde el archivo STL ofrecido por los escaneos previos de voluntarias al proyecto otorgadas por el director del proyecto Zule. Los escaneos conseguidos requirieron una depuración de objetos en el mallado con el software Meshmixer, una optimización del mallado y reparación

de agujeros o eliminación de mallas internas. Una vez depurado, se selecciona el seno sano para realizar una copia espejo de éste, finalmente se selecciona todo el modelo exceptuando la copia espejo y se elimina para trabajar con el mallado de la prótesis requerida, eliminando cuerpos de la malla sobrantes y uniendo la copia con la superficie del pecho del lado correspondiente y suavizando los bordes obteniendo así la forma externa de la prótesis.

Posteriormente, el archivo STL de la prótesis se llevará a Fusion 360 y se lo convirtió en un cuerpo sólido para así realizar el entramado volumétrico que creará células internas acorde al patrón de relleno elegido. El proceso detallado se encuentra en el Apéndice A.

2.3 Alternativas para Estructuras Internas

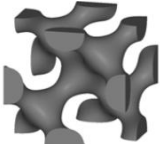
Para la alternativa se tomó en consideraciones las estructuras celulares desarrolladas con superficies mínimas triplemente periódicas (TPMS, por sus siglas en inglés), ya que según Feng et al. (2022) a comparación con otros tipos de estructuras estas resaltan en varios aspectos. Primero, estas estructuras pueden llegar a modelarse por medio de funciones matemáticas complejas con gran precisión. También, estas superficies son muy suaves, sin bordes afilados que pueden llegar a evitar altos concentradores de esfuerzos. Por último, estas estructuras están altamente interconectadas con poros que no tienen curvas o giros complejos, lo que representa una gran ventaja en ciertas aplicaciones. Entre las aplicaciones más destacadas, es que estas, como menciona Karaji et al. (2016), se pueden aplicar en ingeniería de tejidos y dispositivos implantables como relata Zhu et al. (2019), ya que las superficies internas suaves y los poros interconectados pueden proporcionar suficiente espacio para que las células se adhieran y crezcan. También se puede utilizar como intercambiadores de calor, microreactores químicos y membranas, son opciones ideales para absorber de sonido y microondas electromagnéticas.

Entre los distintos tipos de estructuras TPMS, se sugirieron tres alternativas para las prótesis mamarias externas. Estas alternativas, además de ser las más habituales y

ampliamente investigadas, tiene unas excelentes propiedades mecánicas y una destacada capacidad de absorción de energía. En la Tabla 4 se aprecia las alternativas, junto con la forma de las celdas unitaria y las ecuaciones que son una combinación de funciones que están de forma implícita y definen su topología.

Tabla 4

Funciones Trigonométricas que definen la topología de las estructuras de red seleccionadas

Estructura de Red	Celda unitaria	Función de la Estructura
Gyroid		$\varphi_G \equiv \sin x \cos y + \sin z \cos x + \sin y \cos z = C$
Schwarzs Primitive		$\varphi_P \equiv \cos x + \cos y + \cos z = C$
Schwarzs Diamond		$\varphi_D \equiv \cos x \cos y \cos z - \sin x \sin y \sin z = C$

Nota. Información adaptada de Distefano et al. (2023), que investigan las propiedades mecánicas de diferentes topologías fabricadas por fusión selectiva por láser (SLM).

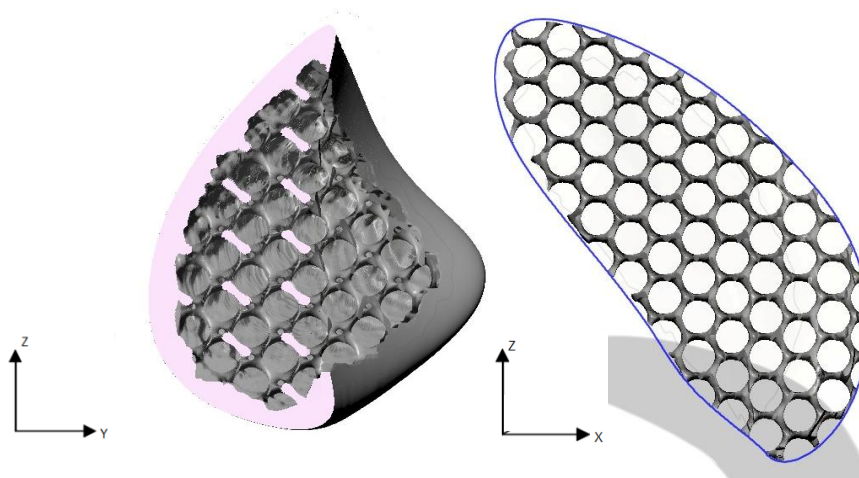
2.3.1 Alternativa 1: Gyroid (G)

Como primera alternativa se propuso un diseño de una prótesis mamaria cuyo interior está compuesto por la estructura de red “Gyroid”, para realizar el análisis de la deformación

mínima requerida. Dicho diseño se ilustra en la Figura 4.

Figura 4

Diseño de una prótesis mamaria con patrón de relleno “Gyroid”



Nota. Gyroid - Relleno 36% - Tamaño 13 mm - Espesor 1.6 mm

2.3.1.1 Fortalezas de la estructura Gyroid. Se destaca en diversos aspectos:

- Se destaca por ofrecer una de las mejores relaciones entre resistencia y densidad de relleno.
- Este tipo de relleno posee propiedades mecánicas isotrópicas, lo que implica que sus características mecánicas son prácticamente uniformes en todas las direcciones
- Utilizar esta estructura puede resultar en una opción rentable, ya que su diseño permite imprimir en más de una tecnología de manufactura aditiva.
- En cuanto a sus propiedades biomecánicas es excelente, puesto que permite simular estructuras óseas y tejidos naturales, teniendo una buena compatibilidad. Su diseño distintivo, con líneas onduladas o curvas alternadas, le otorga un aspecto estético único.

2.3.1.2 *Debilidades de la estructura Gyroid.* Sus desventajas son las siguientes:

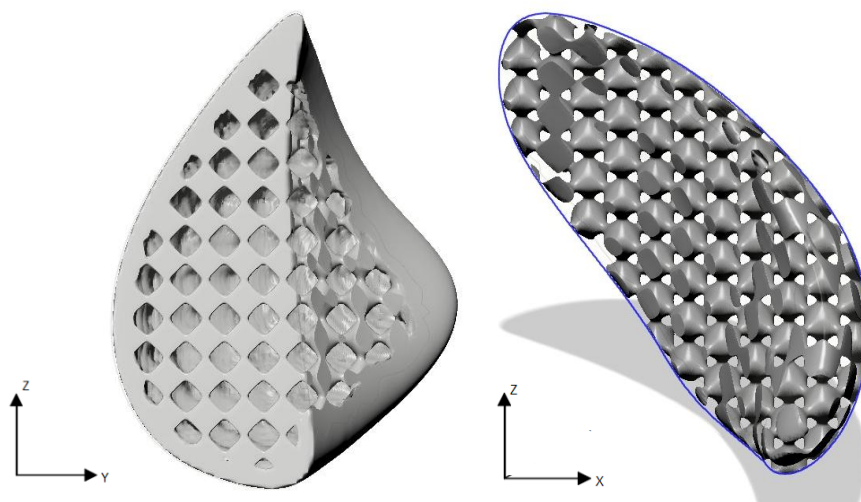
- Requiere una mayor capacidad de procesamiento y datos para generar códigos G, lo que puede hacerlo más lento de procesar en comparación con otros patrones de relleno.
- Al ser una estructura compleja puede dificultar la creación de geometrías internas que sean precisas.
- Altas porcentaje de relleno podría generar vibraciones en la impresora 3D, esto podría ocasionar errores o imprecisiones en la impresión.
- Se necesita de un equipo que cuente con suficiente potencia computacional.

2.3.2 *Alternativa 2: Schwarz Primitive (P)*

La segunda alternativa se propuso un diseño de una prótesis mamaria cuyo interior está compuesto por la estructura de red “Schwarz Primitive”, esta forma se muestra en la Figura 5.

Figura 5

Diseño de una prótesis mamaria con patrón de relleno “Schwarz Primitive”



Nota. Schwarz P - Relleno 36% - Tamaño 13 mm - Espesor 1.6 mm

2.3.2.1 Fortalezas de la estructura Schwars Primitive. Sus ventajas son las siguiente:

- Es relativamente más sencilla de implementar.
- Su complejidad es menor que la gyroid lo que es mucho más fácil de imprimir.
Esto disminuye los errores que puede provocar la disminución de propiedades.
- Puede ser más eficiente en términos computacionales, ya que ayuda a optimizar el uso de recursos.

2.3.2.2 Debilidades de la estructura Schwars Primitive. Son las siguientes:

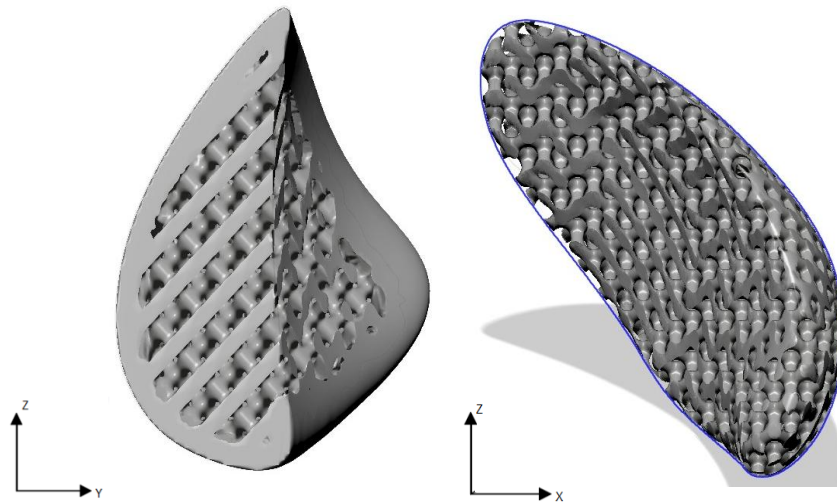
- Por mal control en los parámetros de impresión puede llegar a ser menos resistente que otras estructuras.
- No llega a imitar a estructuras naturales.
- Po su simplicidad, también puede ser un inconveniente, ya que ofrece un control limitado sobre los detalles más finos de la estructura.

2.3.3 Alternativa 3: Schwars Diamond (D)

Por ultima, en la alternativa 3 se propuso un diseño de una prótesis mamaria cuyo interior está compuesto por la estructura de red “Schwars Diamond”, esta forma se muestra en la Figura 6.

Figura 6

Diseño de una prótesis mamaria con patrón de relleno “Schwars Diamond”



Nota. Schwarz D - Relleno 36% - Tamaño 13 mm - Espesor 1.6 mm

2.3.3.1 Fortalezas de la estructura Schwarz Diamond. Se presentan a continuación:

- Proporciona una gran resistencia, es decir que soporta grandes deformaciones sin colapsar, lo que hace ideal en aplicaciones de altas cargas.
- Ofrece una gran rigidez sin añadir más peso.
- Su estructura es isotrópica y distribuye las cargas de manera uniforme, evitando las concentraciones de esfuerzos.

2.3.3.2 Debilidades de la estructura Schwarz Diamond. Se presentan a continuación:

- Al igual que el Gyroid, presenta desafíos a la hora de imprimir.
- En general son más rígidos que los demás, por lo que no podría llegar a ser adecuado para prótesis que requieran gran flexibilidad.
- Requiere de ajustes adicionales para llegar a adaptarse a formas anatómicas.

2.4 Aplicación del Modelo Matemático

La ecuación 1 y 2 de la sección 1.4.5, ilustra un modelo matemático diseñado para aproximar las propiedades mecánicas de estructuras porosas bajo una carga de compresión

uniaxial, específicamente del módulo de Young y el esfuerzo de compresión. Este modelo se utilizó con el objetivo de validar los resultados de la simulación y asegurar que estos no generen valores irracionales de deformación, lo cual es un punto clave en el análisis.

Ashby (2005) propone valores idealizados para la constante “C” y “n”, para una estructura que está formada por una celda cúbica. Sin embargo, estas se pueden extrapolar a las estructuras deseadas por medio de experimentación y simulación. Varios autores han llevado a cabo este estudio y han dado distintos valores para estas constantes, los cuales se muestra en la Tabla 5.

Tabla 5

Revisión bibliográfica de Constante del modelo matemático para las estructuras de red

Referencias	Factor de Impacto	Estructura de Red	Modulo Elástico		Esfuerzo de Compresión	
			C1	n	C2	m
Sun et al, (2022)	3.4	Schwarz Primitive	0,09	1,15	0,34	1,25
Ahmed et al, (2022)	2.6	Schwarz Primitive	0,34	1,47	0,74	1,36
Sokollu et al, (2022)	10.3	Schwarz Primitive	1,38	2,00	0,98	1,50
Naghavi et al, (2022)	3.8	Schwarz Diamond	0,71	1,21	0,42	1,14
Yan et al, (2015)	3.3	Schwarz Diamond	0,17	1,64	1,39	1,95
Sun et al, (2022)	3.4	Schwarz Diamond	0,12	1,06	1,66	1,89
Polley et al, (2021)	3.3	Gyroid	0,20	1,20	0,67	1,30
Sun et al, (2022)	3.4	Gyroid	0,12	1,10	2,07	2,03
Yan et al, (2015)	3.3	Gyroid	0,19	1,71	1,31	1,83
Caiazzo et al, (2022)	2.9	Gyroid	0,24	1,12	0,47	1,62
Ahmed et al, (2022)	2.6	Gyroid	0,29	1,35	0,60	1,20
Naghavi et al, (2022)	3.8	Gyroid	0,90	1,58	0,50	1,45

En la tabla 5 se presentan distintos valores para las constante C y n, además se incluye el factor de impacto de cada revista, este valor proporciona un indicador de la calidad y relevancia de la investigación publicada. A partir de este parámetro se seleccionaron las constantes de Sokollu et al, (2022) y Naghavi et al, (2022), quedando las ecuaciones del análisis de las prótesis mamarias externas para cada estructura de la siguiente forma:

- Gyroid:

$$\frac{E_p}{E_s} = 0,90 \left(\frac{\rho_p}{\rho_s} \right)^{1,58} \quad (3)$$

- Schwars Primitive:

$$\frac{E_p}{E_s} = 1,38 \left(\frac{\rho_p}{\rho_s} \right)^2 \quad (4)$$

- Schwars Diamond:

$$\frac{E_p}{E_s} = 0,71 \left(\frac{\rho_p}{\rho_s} \right)^{1,21} \quad (5)$$

En donde la relación de $\frac{E_p}{E_s} = E^*$ es conocido como el módulo de Young relativo y la relación $\frac{\rho_p}{\rho_s} = \rho_r$ es la densidad relativa. Este último puede tratarse como porcentaje de relleno en el ámbito de manufactura aditiva, siempre que el relleno sea uniforme y el material este bien fusionado.

2.4.1 Deformación a partir del modelo

Para el cálculo de la deformación se establece las ecuaciones 9, que relaciona el comportamiento mecánico de un material en la zona elástica:

$$\sigma = E_p * \varepsilon \quad (6)$$

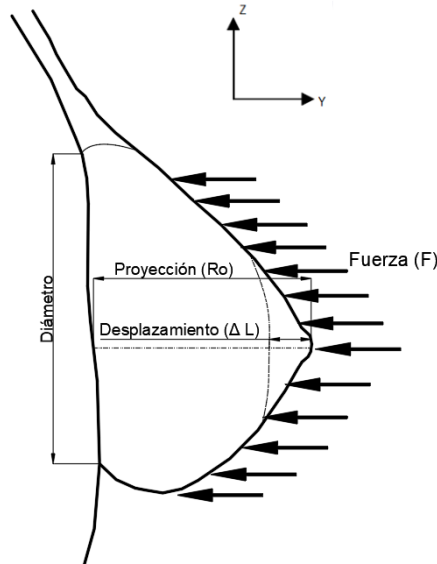
donde,

$$\sigma = \frac{F}{A_o} \text{ y } \varepsilon = \frac{\Delta L}{L_o} \quad (7), (8)$$

En la que el $F, A_o, \Delta L, R_o$ es la fuerza uniaxial aplicada de un brasier, el área transversal efectiva de la prótesis mamaria, el desplazamiento y la longitud inicial de la prótesis, respectivamente. Dicho comportamiento se refleja en la figura 7.

Figura 7

Parámetros de prótesis mamaria



Combinando las ecuaciones 3, 4 y 5 con la ecuación 6, 7 y 8, la deformación de la prótesis mamaria con el diseño interno de las estructuras de red de Gyroid (12), Schwars Primitive (13) y Schwars Diamond (14), respectivamente, quedan de la siguiente manera:

$$\Delta l_G = \frac{F * R_o}{A_o * 0,9 * E_s * p_r^{1,58}} \quad (9)$$

$$\Delta l_P = \frac{F * R_o}{A_o * 1,38 * E_s * p_r^2} \quad (10)$$

$$\Delta l_D = \frac{F * R_o}{A_o * 0,71 * E_s * p_r^{1,21}} \quad (11)$$

donde,

- Δl : Deformación después de aplicar una carga en compresión
- F : Es la carga promedio que ejerce el brasier sobre los senos de una mujer.
- A_o : Área efectiva de la sección transversal de las prótesis mamarias.
- E_s : Módulo de Young del material base

- ρ_r : Densidad relativa de la estructura, se aproxima a la de densidad de relleno.
- R_o :Proyección inicial de la prótesis antes de la aplicación de la carga.

El área efectiva viene dada por:

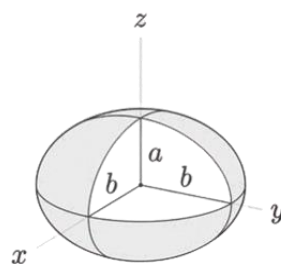
$$A_o = PR [A_{transversal} * \rho_r] \quad (12)$$

- PR: Porcentaje de recubrimiento del brasier cuyo rango se encuentra en 0,6 al 1, depende del tipo de brasier.

Este modelo corresponde al supuesto de que una prótesis puede representarse como la mitad del esferoide oblato, ya que su forma geométrica se aproxima efectivamente a la anatomía de un seno. La elección de esta representación se basa en que el esferoide permite modelar con precisión tanto la curvatura como el volumen de la prótesis, aspectos fundamentales para un diseño anatómicamente coherente. En esta perspectiva, los parámetros más importantes que determinan cada altura son la proyección del pecho. Esto determina qué tan lejos está la prótesis de su base, así como el diámetro de la copa, que corresponde a todo el ancho de la prótesis, como se observa en la Figura 8. Estos datos son fundamentales para garantizar una adecuada adaptación a las necesidades estéticas y funcionales de cada paciente.

Figura 8

Suposición de una prótesis mamaria como la mitad de un esferoide oblato



Oblato, $a < b$

Nota. La dimensión "a" corresponde a la proyección mamaria, mientras que "b" corresponde al radio de la copa mamaria.

2.5 Deformación de un seno a partir del brasier

De acuerdo con la tesis de Villacís y Romero (2022), en el que realizaron un análisis en dos y tres dimensiones de la deformación del seno a partir de datos obtenidos de escaneo de 3D de una muestra de 25 mujeres, superponiendo los datos con brasier y sin brasier, declaran que en promedio un seno se comprime 18 mm y que en general a mayor tamaño del seno va a haber una mayor deformación en distintas direcciones. Además, diversos autores, como Y. Sun (2019), McGhee y Steele (2011), Chen y Wang (2015), Zhou et al. (2012b), Y. Sun et al. (2019), analizaron la anatomía del seno bajo diferentes comportamientos y condiciones. A partir de estos estudios, se logró estimar el desplazamiento de un seno según el tamaño de la copa, lo cual se presenta en la Tabla 6.

Tabla 6

Desplazamiento promedio de acuerdo con el tamaño de la copa

Tamaño de Copa	Desplazamiento Promedio (mm)
A	12
B	14
C	16
D	18
DD	20
E	22
F	24

Nota. Desplazamiento promedio de distintos tamaños de copa, obtenido de diferentes autores.

Estos valores dieron en concordancia con los resultados de la Villacís y Romero (2022), por lo que se tomaron como referencia para este estudio.

2.6 Fuerza ejercida por un Brasier

Coello del Pozo y Recalde (2023), calcularon por medio ensayos experimentales la fuerza que ejerce un brasier. En promedio la fuerza resultante que ejerce un brasier es de 16,45 N con un ángulo de inclinación de 37° con respecto a la horizontal.

Este valor se tomó como referencia para realizar el análisis de la componente horizontal en unas estructuras de red, con el fin de alcanzar la deformación mínima necesaria de la sección 2.7. Por lo tanto, la componente de la carga que generó la compresión es aproximadamente de 13,14 N.

2.7 Material de Estudio

Se seleccionaron dos tipos de material para realizar diferentes comparaciones con distintos parámetros que intervienen en la deformación de las prótesis mamarias. Los materiales que se utilizaron son la Resina Flexible 80A y el elastómero 50A de Forlamb, ya que son muy utilizados en dispositivos médicos y modelos anatómicos. A continuación, en la Tabla 7, se presenta sus propiedades mecánicas principales. En el Apéndice F se encuentra las demás propiedades mecánicas.

Tabla 7

Propiedades Mecánica de los Materiales Utilizados

Propiedades mecánicas		
Materiales	Módulo de Young (MPa)	Resistencia a la Tracción (MPa)
Resina Flexible 80A	5,30	6,46
Elastómero 50A	2,28	1,80

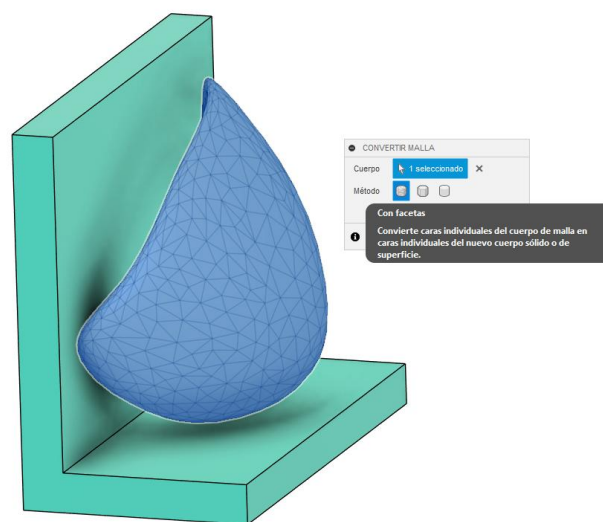
2.8 Análisis por Elemento Finito de las Prótesis Mamarias

Para el análisis de elemento finito de las prótesis mamarias, el software que se utilizó fue Inventor Nastran 2024, gracias al acceso a una versión estudiantil que nos permitió poder trabajar incluso desde casa aportando a la simplicidad buscada en el proyecto contando el tiempo estimado para este. Además, este software permite realizar análisis complejos en un entorno mucho más accesible y fácil de usar. Para realizar el análisis se tomó en cuenta el siguiente procedimiento:

- **Preparación del modelo:** El diseño de la prótesis se elaboró en Autodesk Fusion 360, agregando bases adicionales para simular los puntos de apoyo en el pecho y la base del brasier, debido a la forma irregular de la prótesis. El entramado volumétrico del modelo se convirtió en un sólido paramétrico para trabajar con Autodesk Nastran, exportándolo en formato “.ipt” o “.stp”. Esta conversión fue necesaria debido al elevado número de elementos del mallado (Figura 9).

Figura 9

Conversión a sólido del cuerpo de malla con entramado volumétrico.



- **Configuración en Inventor Nastran:** En el módulo “Simulación de Nastran”, se cambió el sistema de unidades a “SI” y se asignaron materiales con propiedades adaptadas a la Resina Elástica 80A. Las restricciones de movimiento se definieron mediante condiciones fijas en las caras del soporte, mientras que las condiciones de contacto tipo “Bonded” se aplicaron entre la prótesis y el soporte, priorizando la deformación central de la prótesis. La carga simuló el uso real de un brasier, distribuyéndose sobre el 60% de un área definida con un valor de 13,14 N (Figura 10 y Figura 11).

Figura 10

Valores dados para simular el material Resina Elástica 80A

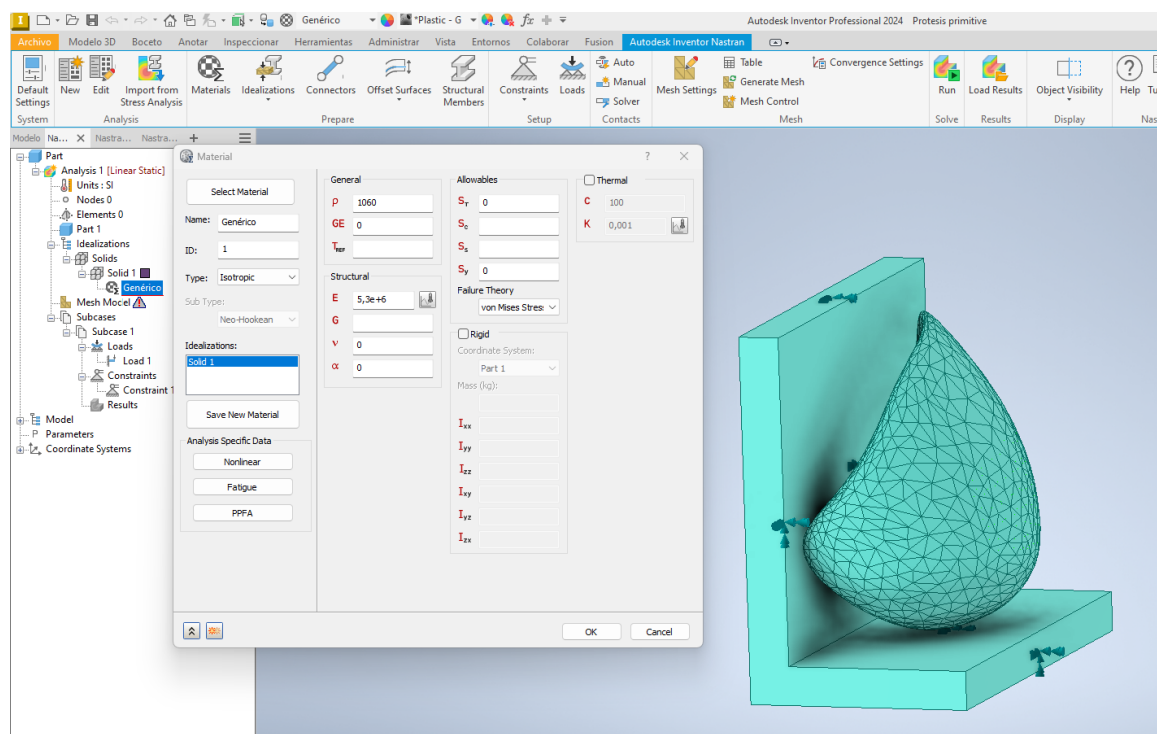
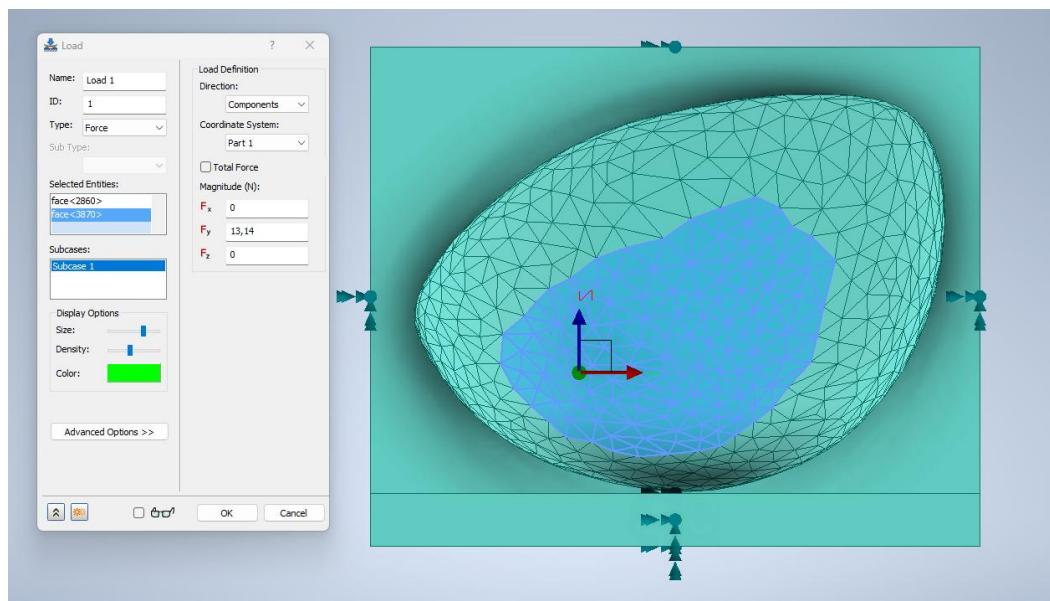


Figura 11

Área seleccionada donde se aplicará la carga de 13,14N.



- **Mallado:** Para optimizar el tiempo de simulación, se densificó el mallado en zonas críticas del entramado volumétrico, mientras que en áreas de menor relevancia, como el soporte y la superficie externa de la prótesis, se redujo al 60% del valor inicial recomendado. Además, se activó un análisis de convergencia con 5 iteraciones y un límite de desviación del 5% entre mallados, obteniéndose un tamaño de elemento de 5,7 mm para la cara interna (Figura 12).
- **Ejecución de la simulación:** Configurados los parámetros, se ejecutó la simulación, obteniéndose valores de esfuerzo y desplazamiento. Se priorizó el análisis de la deformación para evaluar la respuesta estructural de la prótesis bajo condiciones similares a las reales (Figura 13).

Figura 12

Configuración para análisis de convergencia del mallado.

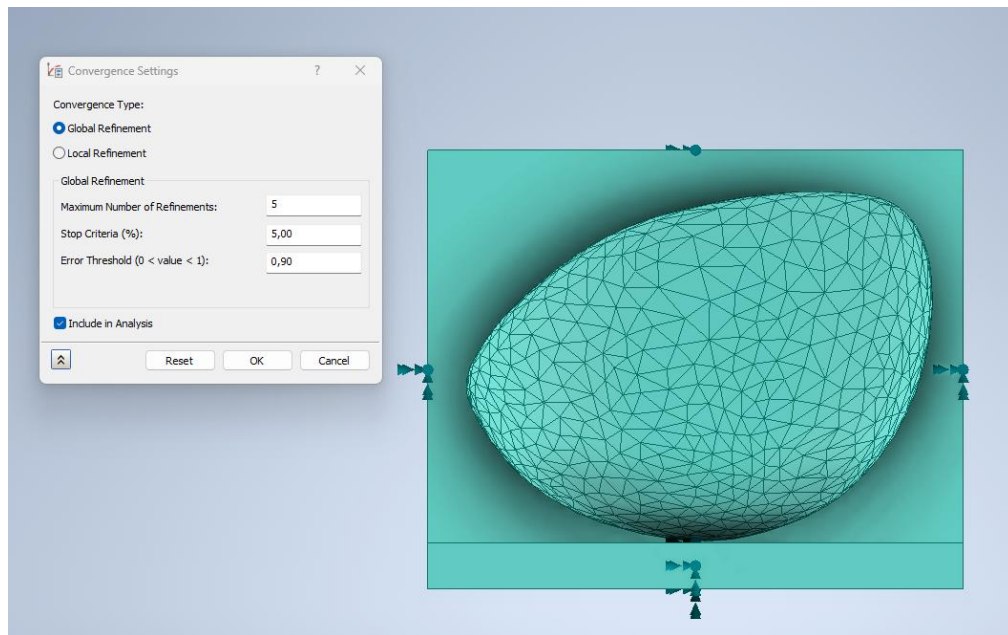
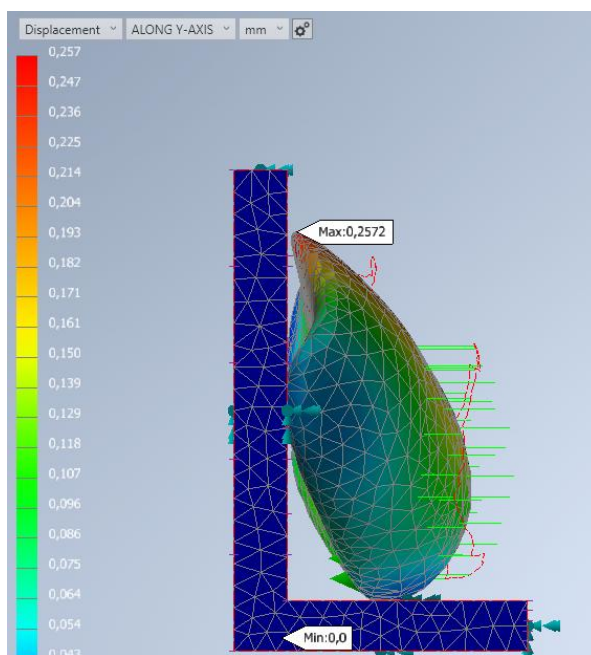


Figura 13

Simulación con resultado de desplazamiento en mm para copa D a 36% de relleno en estructura Primitive.



Capítulo 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

En esta sección se presenta los resultados del modelo matemático para cada tipo de estructura y las simulaciones respectiva para su posterior comparación y validación.

3.1 Relación entre el porcentaje de relleno y la deformación de la prótesis

La deformación de las prótesis mamarias está directamente relacionada con el porcentaje de relleno y las propiedades mecánicas de cada estructura interna como lo muestra las ecuaciones 9,10 y 11. En esta sección, se evaluaron distintos porcentajes para cada una de las estructuras internas tipo TPMS ,en una prótesis con un diámetro de 155 mm y una proyección de 75 mm, tenido como material base el 80A, con un porcentaje de recubrimiento del brasier del 100%, aplicando la carga de la sección 2.6.Estos resultados se ilustran en las Tabla 8 Tabla 9 Tabla 10 y los demás resultados se derivan de la misma prótesis. Los cálculos teóricos se ilustran en el Apéndice B

Tabla 8

Relación entre el porcentaje de relleno, propiedades mecánicas y deformación en prótesis mamarias con un diámetro de copa de 155 mm y una proyección de 75 mm de la estructura Schwars Primitive.

Relleno (%)	Área efectiva (mm ²)	Módulo de Young Ep (Mpa)	Deformación Unitaria (%)	Deformación (mm)
5,00%	943,46	0,02	76,17%	57,13
7,50%	1415,19	0,04	22,57%	16,93
10,00%	1886,92	0,07	9,52%	7,14
12,50%	2358,65	0,11	4,87%	3,66
15,00%	2830,38	0,16	2,82%	2,12
17,50%	3302,11	0,22	1,78%	1,33
20,00%	3773,84	0,29	1,19%	0,89
22,50%	4245,57	0,37	0,84%	0,63
25,00%	4717,30	0,46	0,61%	0,46
27,50%	5189,03	0,55	0,46%	0,34
30,00%	5660,76	0,66	0,35%	0,26
32,50%	6132,49	0,77	0,28%	0,21
35,00%	6604,22	0,90	0,22%	0,17

37,50%	7075,95	1,03	0,18%	0,14
40,00%	7547,68	1,17	0,15%	0,11
42,50%	8019,41	1,32	0,12%	0,09
45,00%	8491,14	1,48	0,10%	0,08
47,50%	8962,87	1,65	0,09%	0,07
50,00%	9434,60	1,83	0,08%	0,06

Nota. El módulo de Young (Ep), es el módulo correspondiente a la estructura porosa de la ecuación 4.

Tabla 9

Relación entre el porcentaje de relleno, propiedades mecánicas y deformación en prótesis mamarias con un diámetro de copa de 155 mm y una proyección de 75 mm de la estructura Gyroid

Relleno (%)	Área efectiva (mm ²)	Módulo de Young Ep (Mpa)	Deformación Unitaria (%)	Deformación (mm)
5,00%	943,46	0,04	33,19%	24,89
7,50%	1415,19	0,08	11,66%	8,74
10,00%	1886,92	0,13	5,55%	4,16
12,50%	2358,65	0,18	3,12%	2,34
15,00%	2830,38	0,24	1,95%	1,46
17,50%	3302,11	0,30	1,31%	0,98
20,00%	3773,84	0,38	0,93%	0,70
22,50%	4245,57	0,45	0,69%	0,51
25,00%	4717,30	0,53	0,52%	0,39
27,50%	5189,03	0,62	0,41%	0,31
30,00%	5660,76	0,71	0,33%	0,24
32,50%	6132,49	0,81	0,27%	0,20
35,00%	6604,22	0,91	0,22%	0,16
37,50%	7075,95	1,01	0,18%	0,14
40,00%	7547,68	1,12	0,16%	0,12
42,50%	8019,41	1,23	0,13%	0,10
45,00%	8491,14	1,35	0,11%	0,09
47,50%	8962,87	1,47	0,10%	0,07
50,00%	9434,60	1,60	0,09%	0,07

Nota. El módulo de Young (Ep), es el módulo correspondiente a la estructura porosa de la ecuación 3

Tabla 10

Relación entre el porcentaje de relleno, propiedades mecánicas y deformación en prótesis

mamarias con un diámetro de copa de 155 mm y una proyección de 75 mm de la estructura Schwars Diamond.

Relleno (%)	Área efectiva (mm ²)	Módulo de Young Ep (Mpa)	Deformación Unitaria (%)	Deformación (mm)
5,00%	943,46	0,10	13,89%	10,41
7,50%	1415,19	0,16	5,67%	4,25
10,00%	1886,92	0,23	3,00%	2,25
12,50%	2358,65	0,30	1,83%	1,37
15,00%	2830,38	0,38	1,23%	0,92
17,50%	3302,11	0,46	0,87%	0,65
20,00%	3773,84	0,54	0,65%	0,49
22,50%	4245,57	0,62	0,50%	0,38
25,00%	4717,30	0,70	0,40%	0,30
27,50%	5189,03	0,79	0,32%	0,24
30,00%	5660,76	0,88	0,26%	0,20
32,50%	6132,49	0,97	0,22%	0,17
35,00%	6604,22	1,06	0,19%	0,14
37,50%	7075,95	1,15	0,16%	0,12
40,00%	7547,68	1,24	0,14%	0,11
42,50%	8019,41	1,34	0,12%	0,09
45,00%	8491,14	1,43	0,11%	0,08
47,50%	8962,87	1,53	0,10%	0,07
50,00%	9434,60	1,63	0,09%	0,06

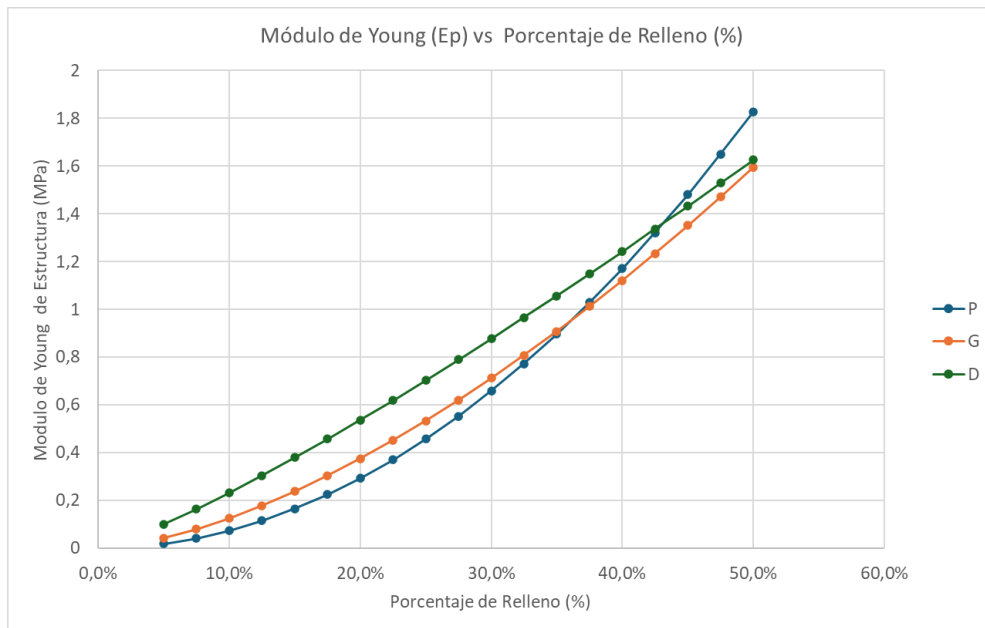
Nota. El módulo de Young (Ep), es el módulo correspondiente a la estructura porosa de la ecuación 5.

3.2 Influencia del porcentaje relleno en el módulo de Young de las estructuras

En la Figura 14 se ilustra una curva de los datos de las Tabla 8 Tabla 9 y Tabla 10 que relaciona el módulo de Young de las estructuras con el porcentaje de relleno, destacando que, a medida que aumenta el módulo de Young, el porcentaje de relleno también incrementa, mostrando una dependencia entre estos dos parámetros.

Figura 14

Relación del Módulo de Young respecto al Porcentaje de Relleno de los tres tipos de estructura interna.



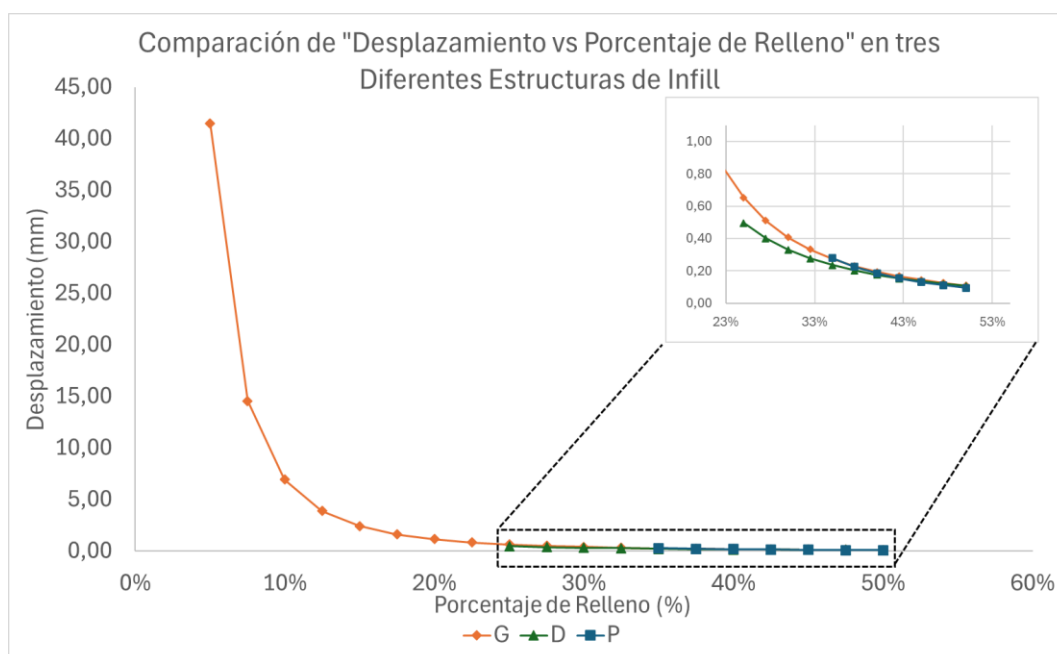
Nota. Cabe recalcar que los porcentajes relleno fueron evaluados del 5% al 50%, debido a las restricciones del modelo matemático.

3.3 Relación Crítica: desplazamiento respecto al porcentaje de relleno

En la Figura 15, en donde se presenta la relación para cada una de las estructuras, pero hasta porcentajes de rellenos donde cada estructura puede ser fabricada por medio de manufactura aditiva. Mostrando que para la estructura Gyroid puede llegar a porcentajes de relleno muy bajos en su fabricación.

Figura 15

Curva de Desplazamiento con respecto al Porcentaje de Relleno de los tres tipos de estructura interna



Nota. Curva de deformación de las estructuras en presencia de una carga constante con respecto al porcentaje de relleno.

3.4 Porcentaje de relleno por cada copa de brasier

El análisis de la influencia del porcentaje de relleno en el tamaño de copa de las estructuras evaluadas es de vital importancia para la personalización de las prótesis. En la Tabla 11, se presenta los porcentajes de relleno óptimos para la estructura Gyroid con diferente tamaño de copas y materiales, cuyos cálculos y expresiones se presentan en el Apéndice C. El diámetro, desplazamiento y proyección mostrados en las tablas son valores promedios para cada copa, propuestos por distintos de autores como Y. Sun (2019), Zhou et al. (2012).

Tabla 11

Porcentaje de Relleno Promedio por cada Copa de Prótesis Mamarias con material 80A y 50A

Copa	Volumen (cc)	Diámetro (mm)	Proyección (mm)	Desplazamiento (mm)	80A	50A
					Gyroid - Porcentaje de Relleno (%)	
A	242,36	115,00	35,00	12,00	7,59%	10,52%

B	368,16	125,00	45,00	14,00	7,38%	10,24%
C	524,84	135,00	55,00	16,00	7,14%	9,90%
D	715,56	145,00	65,00	18,00	6,88%	9,55%
DD	943,46	155,00	75,00	20,00	6,63%	9,20%
E	1354,22	165,00	95,00	22,00	6,68%	9,26%
F	2060,82	185,00	115,00	24,00	6,36%	8,82%
Promedio					6,95%	9,64%

Nota. Los porcentajes de relleno con estructura Gyroid, está dado a partir de un modelo que asume la prótesis mamaria de forma esferoidal.

3.5 Espesor de pared de prótesis por copa

Se procedió a calcular el espesor mínimo correspondiente al área externa de las prótesis por copa tomando como referencia la estructura Gyroid y asumiendo a la prótesis en forma de un esferoide. Los cálculos se encuentran en Apéndice D y cuyo resultado se muestra en la Tabla 12.

Tabla 12

Espesor calculado para cada tamaño de copa de prótesis mamaria

Copa	Espesor mínimo (mm)
A	0,274
B	0,244
C	0,220
D	0,201
DD	0,184
E	0,137
F	0,120
Promedio	0,199

Nota. Espesor mínimo necesario de pared por copa.

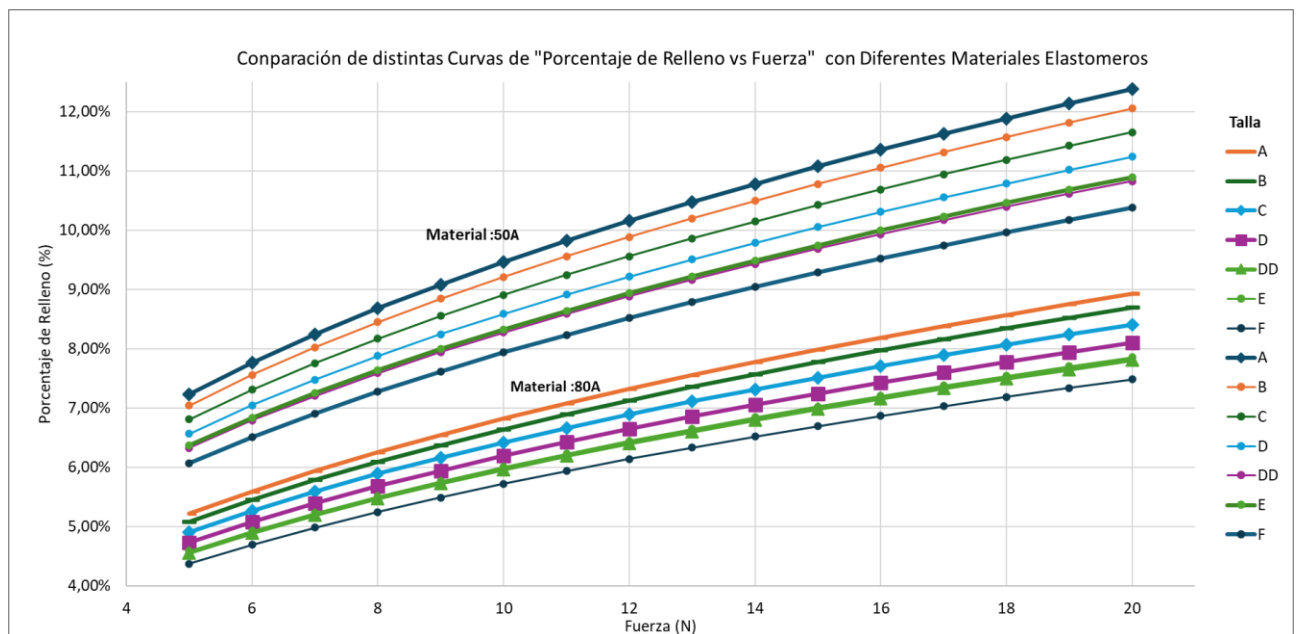
3.6 Relación del porcentaje de relleno con respecto a la fuerza aplicada

La Figura 16 ilustra el impacto que tiene la fuerza aplicada a la prótesis con respecto al porcentaje de relleno en la estructura Gyroid, para la obtención del desplazamiento

promedio necesario para cada talla, a medida que aumenta la fuerza, el porcentaje de relleno también aumenta. Este comportamiento se obtiene para dos materiales distintos 80A y 50A.

Figura 16

Relación del Porcentaje de Relleno respecto a la Fuerza aplicada

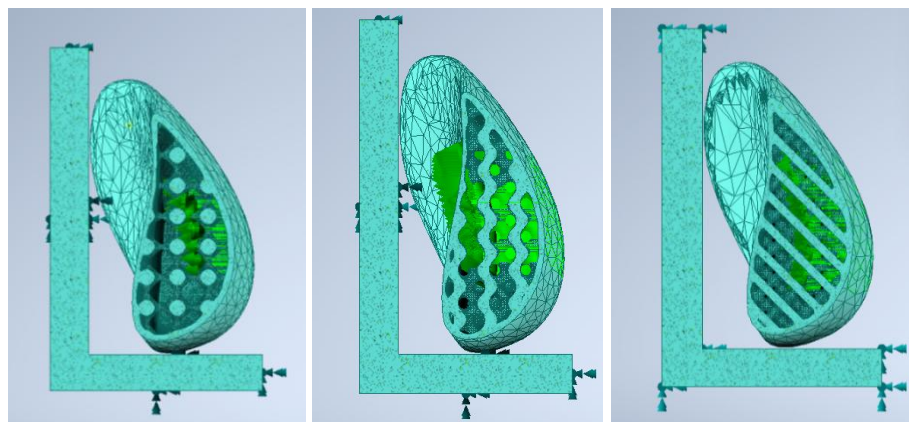


3.7 Validación con los resultados simulados

Para la validación de los datos obtenidos se procedió a realizar un análisis estático en la que se busca el desplazamiento de las prótesis en las tres estructuras con un porcentaje de relleno del 36%, y así validar estos resultados con los del modelo matemático. En la Figura 17 se ilustra las restricciones y carga aplicada simulando las condiciones de un brasier.

Figura 17

Vista seccionada de prótesis al 36% de relleno de las estructuras Primitive, Gyroid, Diamond de izquierda a derecha, respectivamente.



Nota: Se puede apreciar las restricciones y las cargas aplicada para simular las condiciones de un brasier en estado estático.

Tabla 13

Comparación de resultados con modelo matemático y simulación con prótesis al 36% de relleno

Deformación con Prótesis de Porcentaje de Relleno del 36% con material 80A			
Estructura	Modelo Matemático	Simulación	Error Porcentual (%E)
	Desplazamiento (ΔL) mm		
Primitive	0,2551	0,2572	0,8232%
Gyroid	0,2522	0,2462	2,3791%
Diamond	0,2212	0,2286	3,3454%

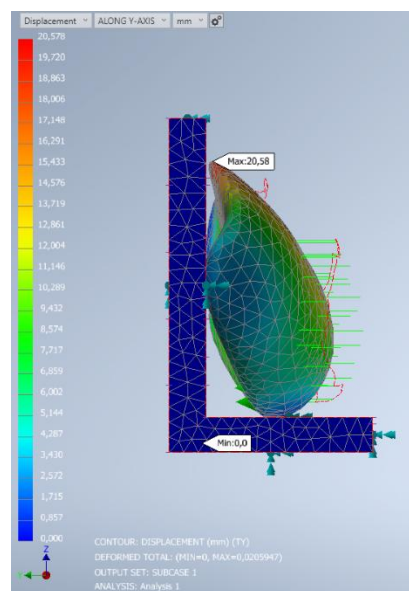
Nota. Se seleccionó el valor del 36% de relleno ya que las estructuras de tipo primitive no permitía valores menores al 35% para el análisis por elemento finito.

En la Figura 18 se ilustra una simulación de una prótesis mamaria externa con estructura Gyroid de copa D con 6,88% de relleno correspondiente al porcentaje e de relleno

óptimo de esta copa como se detalla en la sección 3.5. Gracias a estas simulaciones se consiguieron valores de deformación que permitieron validar los resultados del modelo matemático obteniendo porcentajes de errores menores al 10%, esto se puede observar en la Tabla 14.

Figura 18

Deformación de una prótesis con estructura Gyroid de copa D con su respectivo porcentaje de relleno óptimo



Nota. El porcentaje de relleno óptimo para la copa D con estructura Gyroid y material 80A es de 6,88%.

Tabla 14

Comparación entre resultados de desplazamiento de modelo matemático y simulación colocando un Relleno Óptimo para cada talla de brasier.

Deformación de acuerdo con cada Método con el Relleno Óptimo con material 80A			
Copas	Desplazamiento (mm)		Error Porcentual (%E)
	Modelo Matemático	Simulación	
A	13,07	13,91	6,43 %

B	15,29	15,75	3.01%
C	17,45	17,81	2,06%
D	19,67	20,58	4,63%

Nota. Comparación de metodologías con la estructura Gyroid.

3.8 Análisis de Resultados

En esta sección se discute los resultados obtenidos por el modelo matemático y el análisis de las prótesis por elemento finito, realizando comparaciones y analizando tendencias existentes en los resultados.

3.8.1 Análisis las tendencias en las propiedades mecánicas en las tres estructuras

En la tabla 8, Tabla 9, Tabla 10 se presenta el comportamiento de las propiedades mecánicas y deformación de unas prótesis mamarias con un diámetro de copa de 155mm y una proyección de 75 mm cambiando el porcentaje de relleno de 5% al 50%, con un recubriendo del brasier del 100%, correspondiente a un brasier deportivo utilizando los modelos matemáticos. En primera instancia, el área efectiva aumenta linealmente en las tres estructuras a medida que aumenta el porcentaje de relleno, alcanzando un valor máximo de $9434,60 \text{ mm}^2$ en las tres estructuras. Lo que resulta, en que el área efectiva no está directamente influenciada con cada estructura sino únicamente con el porcentaje de relleno, ya que se lo considera desde un punto de vista macroscópico.

Con respecto al módulo de Young (E_p) de las estructuras, como se ilustra en la tabla 8, para Primitive estos tienden al valor más bajo, de 0,02 MPa al 1,83 MPa con un porcentaje de relleno del 5% y 50%, respectivamente. Esto indica que la Schwarzs Primitive es la menos rígida entre las tres estructuras, ya que es una estructura formada por celdas cubicas con paredes paralelas que se intersecan. En las primeras etapas de la carga, las paredes experimentan pandeo local debido a su orientación de las paredes rectas y a la ausencia de

curvaturas, también la carga tiende a concentrarse en las paredes al punto de aplicación de la carga. Esto tiende hacer que bajo cargas en compresión sean menos eficientes comparadas con Gyroid y Schwars Diamond.

Mientras que en la Tabla 9 para la estructura Gyroid, los valores son de 0.04 MPa al 5% y 1,60MPa al 50%, los cuales son valores superiores a Schwars Primitive, pero inferiores a Schwars Diamond, lo que sugiere que Gyroid tiene una rigidez intermedia. La estructura Gyroid se caracteriza por su curvatura continua, esto permite que las tensiones se distribuyan de manera uniforme y mucho mejor que las demás estructuras. Al inicio de la aplicación de una carga, esta puede llegar a tener un comportamiento elástico significativo antes de que empiece el colapso y es más resistente al pandeo local. Durante el fallo la estructura esta tiende a colapsar de manera gradual en lugar de un fallo catastrófico. Por lo tanto, ofrece una mejor resistencia a cargas de compresión comparado con el Schwars Primitive.

Con Schwars Diamond, en la Tabla 10 se presenta los valores más altos con 0.1 MPa a 1.63 MPa, lo que podría ser beneficioso para aplicaciones donde no requieran grandes deformaciones. Debido a su distribución más ramificada y a sus conexiones en forma de nodos. Esta estructura ofrece mayor resistencia comparado con las demás estructuras y bajo compresión tiende al pandeo, pero su forma le permite un cierto grado de flexibilidad. Pueden existir fallos locales debido a la concentración de esfuerzos en los nodos y suele colapsar de manera progresiva al igual que el Gyroid.

Dichos comportamientos se lo complementan con la gráfica la Figura 14, la cual se aprecia la curva del cambio del módulo del Young de las tres estructuras con respecto al porcentaje de relleno, en donde se observa que la Schwars Diamond tiene una curva aproximadamente lineal con mayor pendiente positiva, mientras que la Schwars Primitive su pendiente es la menor de las tres lo que refleja su flexibilidad y menor resistencia a la

deformación. Como ya se mencionó antes, esto es debido al mecanismo de deformación que tiene cada estructura frente a la carga de compresión.

3.8.2 *Análisis del porcentaje de relleno por estructura y para cada copa de Brasier*

En la figura Figura 15 se presentan las curvas de desplazamiento que sufre una prótesis de copa D al ser aplicada una carga promedio correspondiente a la fuerza de un brasier. El desplazamiento disminuye exponencialmente a medida que aumenta el porcentaje de relleno. Lo destacable aquí es que se han graficado cada curva de cada estructura hasta su porcentaje de relleno mínimo de fabricación. El Gyroid tiene una gran ventaja a las demás estructuras ya que esta puede llegar a porcentaje de relleno muy bajos (hasta el 3%) sin que afecte su fabricación por medio de manufactura aditiva. Sin embargo, para Primitive este porcentaje mínimo de relleno es hasta el 35%, ya que para porcentaje menores las intersecciones que sujeta a cada celda van desapareciendo, perdiendo totalmente su resistencia y quedando cada celda individual perdiendo toda la forma de la estructura. El mismo fenómeno le sucede a la estructura Diamond cuyo porcentaje de relleno mínimo es hasta el 25%, haciendo imposible su fabricación.

En las tablas Tabla 11 se ilustra el porcentaje de relleno óptimo para cada copa de brasier de los materiales 80A y 50A para la estructura Gyroid, ya no sería útil mostrar el porcentaje relleno para las demás estructuras si no se pueden fabricar. Además, en cuanto aplicaciones prácticas, Schwarz Diamond sería ideal para prótesis donde requieran una alta demanda de rigidez y resistencia a la deformación, como por ejemplo en prótesis óseas. Mientras que Schwarz Primitive, su aplicación radica en donde necesiten altas deformaciones, unas de sus aplicaciones podrían ser en la regeneración de tejido cartilaginoso.

Por otro lado, la estructura Gyroid tiene lo mejor de ambos mundos, conlleva un balance entre flexibilidad y rigidez, lo que lo hace realmente útil para aplicaciones de prótesis

mamarias, ya que crea una textura suave y flexible que imita al tejido mamario, mejorando la comodidad del usuario. Además, que es una estructura isotrópica en la que asegura su forma bajo diferentes cargas y movimientos del cuerpo, también permite personalizar el porcentaje de relleno de acuerdo con las necesidades del cliente, que conlleva a una mejor apariencia y estética.

Para la estructura Gyroid se aprecia que el porcentaje de relleno es mayor en el material elastómero 50A que para la resina flexible 80A, esto es debido a sus propiedades mecánicas como el módulo de Young. A medida que aumenta el tamaño de copa es menor el porcentaje, esto es debido al aumento del área efectiva esto va de la mano con la figura Figura 16 que se muestra que al variando la carga varía el porcentaje de relleno para alcanzar el desplazamiento deseado para ambos materiales. En la tabla Tabla 12 se presenta el espesor de pared mínimo para cada copa, el cual es menor a 1 mm, debido a esto se puede elegir un espesor a partir del criterio estético.

3.8.3 Validación del modelo matemático con simulación

En la figura Figura 17 se aprecian las tres estructuras en una prótesis de copa D, con las restricciones y carga, simulando las condiciones de la sujeción del brasier. Este análisis se realizó con un porcentaje de relleno del 36% en las tres estructuras y en la tabla Tabla 14, se ilustra la comparación de los resultados entre el modelo matemático y las simulaciones, teniendo un porcentaje de error de 0,82%, 2,38% y 3,35% para las estructuras Primitive, Gyroid y Diamond, respectivamente.

En la estructura Primitive se ilustra el menor error porcentual, demostrando que el desplazamiento calculado en ambas metodologías es muy similar, quedando mostrado que el modelo matemático para la estructura Primitive representa muy bien el comportamiento mecánico. Para el Gyroid, el error es más elevado, pero sigue siendo aceptable para esta y muchas aplicaciones de ingeniería, mientras que para el Diamond el error se eleva aún más,

en la que podría deberse a factores de la geometría, como la anisotropía y dificultad en la distribución de esfuerzos.

En la figura Figura 18 observa la simulación de la copa D con su respectivo porcentaje de relleno de 6,88% con material 80A. Los resultados de simulación se muestran en la Tabla 14, se aprecia la comparación de desplazamientos del modelo matemático con la simulación para copa A, B, C y D para la estructura Gyroid ya que es la más adecuada para la fabricación y alcanzar la deformación deseada. El error porcentual para todas las copas es menor al 10%, y que, aunque la precisión varíe por tamaño de copa, esto indica que el modelo matemático es una herramienta útil para predecir deformaciones.

Capítulo 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En esta sección se presentan las conclusiones y recomendaciones en base a los resultados presentados en este estudio.

4.1 Conclusiones

- Este estudio realiza aportes significativos al campo de la biomecánica y diseño de estructuras porosas, incluyendo la formulación de modelos matemáticos específicos para tres tipos de redes: Schwars Primitive, Gyroid y Schwars Diamond. Estos modelos permiten predecir, con alta precisión, el desplazamiento que experimenta una prótesis mamaria al aplicar una fuerza específica, estableciendo un porcentaje de relleno y un material de interés. Además, estos modelos son herramientas valiosas para determinar el porcentaje de relleno óptimo para cada talla de copa, siempre que se conozca con exactitud el desplazamiento que requiera el usuario, mejorando así la personalización y la eficacia del diseño.
- Los resultados de esta investigación destacan que la estructura Gyroid es la más adecuada para su aplicación en prótesis mamarias, ya que combina de manera óptima las propiedades de resistencia de la estructura Schwars Diamond y la flexibilidad de la estructura Schwars Primitive. Esta combinación permite que el Gyroid ofrezca un equilibrio ideal entre soporte mecánico y adaptabilidad, manteniendo su integridad incluso con bajos porcentajes de relleno, lo cual es viable de fabricar mediante manufactura aditiva. Además, su diseño geométrico aporta una apariencia anatómica y una textura que podría asemejarse a la de un seno real, mejorando así tanto la funcionalidad como la estética del producto final.

- Entre las estructuras analizadas, la estructura “Schwars Diamond” demostró una mayor resistencia y menor deformación, siendo ideal para aplicaciones en tejidos duros. Por otro lado, la estructura “Schwars Primitive” presentó la mayor flexibilidad, lo que la hace adecuada para tejidos muy blandos. Finalmente, la estructura “Gyroid” ofreció un desempeño intermedio en términos de resistencia y deformación, posicionándose como una opción equilibrada entre ambos extremos.
- Los resultados de los modelos matemáticos para estructuras porosas fueron validados mediante simulaciones que respetaron las condiciones y restricciones establecidas. Se obtuvieron errores del 1-3 % en estructuras con 36 % de relleno (Diamond, Primitive, Gyroid) y del 2-6 % en el porcentaje de relleno óptimo por copa (únicamente simulado en estructura Gyroid). Estos valores indican una buena concordancia entre los resultados teóricos y computacionales, respaldando la validez del enfoque empleado.
- Una de las principales limitaciones fue la alta demanda de memoria RAM requerida para las simulaciones de deformación de las prótesis, lo que resalta la necesidad de contar con un dispositivo dedicado exclusivamente a este tipo de análisis.
- Una limitación importante fue la escasez de información debido a la limitada cantidad de estudios en el ámbito de la manufactura aditiva por fotopolimerización y en el análisis del comportamiento mecánico de las glándulas mamarias bajo diferentes condiciones.

4.2 Recomendaciones

- Se recomienda realizar un estudio con un grupo representativo de mujeres mastectomizadas para evaluar la comodidad y percepción de las prótesis. Este

estudio debe incluir pruebas de uso del producto, donde las participantes puedan compartir sugerencias y opiniones detalladas que contribuyan a las mejoras del diseño, funcionalidad y satisfacción general con las prótesis.

- Para mejorar la precisión y efectividad de futuras investigaciones en el desarrollo de prótesis mamarias impresas en 3D, se sugiere incluir la colaboración de expertos en el estudio del cuerpo humano, especialmente en lo que respecta a la anatomía de los senos femeninos. La participación de profesionales en medicina permitiría obtener una retroalimentación más detallada y dirección experta en cuanto a la funcionalidad, adaptabilidad y diseño de las prótesis, considerando factores anatómicos, estéticos y fisiológicos. Este enfoque multidisciplinario podría enriquecer los procesos de personalización y mejora, optimizando los resultados y la satisfacción de los pacientes.

REFERENCIAS

- Ahmed, N., Barsoum, I., & Al-Rub, R. K. A. (2022). Numerical Investigation on the Effect of Residual Stresses on the Effective Mechanical Properties of 3D-Printed TPMS Lattices. *Metals*, 12(8), 1344. <https://doi.org/10.3390/met12081344>
- Akhoury, D., Karmakar, D., Karmakar, D., & Mishra, S. (2021). Various infill patterns and their effect in 3D printable materials. *International Journal Of Innovative Science And Research Technology*, Volume 6(9).
- Ashby, M. (2005). The properties of foams and lattices. *Philosophical Transactions Of The Royal Society A Mathematical Physical And Engineering Sciences*, 364(1838), 15-30. <https://doi.org/10.1098/rsta.2005.1678>
- ASTM International. (2012). Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies (F42 on Additive Manufacturing Technologies. Subcommittee F42. 91 on Terminology). *ASTM International*. <https://doi.org/10.1520/f2792-12>
- ASTM International. (2023). *Standard test method for compressive properties of rigid cellular plastics*. <https://cdn.standards.iteh.ai/samples/115268/fa54e680e0b6417c9f5197fc69e74ac2/A STM-D1621-16-2023-.pdf>
- Bahman, A. S., & Iannuzzo, F. (2018). Computer-aided engineering simulations. En *Elsevier eBooks* (pp. 199-223). <https://doi.org/10.1016/b978-0-08-102094-4.00010-4>
- Bartolo, P., & Gaspar, J. (2008). Metal filled resin for stereolithography metal part. *CIRP Annals*, 57(1), 235-238. <https://doi.org/10.1016/j.cirp.2008.03.124>
- Caiazzo, F., Alfieri, V., Guillen, D. G., & Fabbriatore, A. (2022). Metal functionally graded gyroids: additive manufacturing, mechanical properties, and simulation. *The International Journal Of Advanced Manufacturing Technology*, 123(7-8), 2501-2518. <https://doi.org/10.1007/s00170-022-10334-9>

- Chen, X., & Wang, J. (2015). Breast volume measurement by mesh projection method based on 3D point cloud data. *International Journal Of Clothing Science And Technology*, 27(2), 221-236. <https://doi.org/10.1108/ijcst-11-2013-0124>
- Coello del Pozo, J. F., & Recalde, R. G. (2023). *Diseño, fabricación y caracterización mecánica de prótesis mamarias externas creadas con manufactura aditiva* [Tesis de Pregrado, ESPOL]. <https://dspace.espol.edu.ec/handle/123456789/58288>
- Del Val Gil, J., Bañeres, M. L., López, F. R., Martínez, A. U., & Serrano, A. M. (2001). Cáncer de mama y mastectomía. Estado actual. *Cirugía Española*, 69(1), 56-65. [https://doi.org/10.1016/s0009-739x\(01\)71687-9](https://doi.org/10.1016/s0009-739x(01)71687-9)
- Distefano, F., Pasta, S., & Epasto, G. (2023). Titanium Lattice Structures Produced via Additive Manufacturing for a Bone Scaffold: A Review. *Journal Of Functional Biomaterials*, 14(3), 125. <https://doi.org/10.3390/jfb14030125>
- Feng, J., Fu, J., Yao, X., & He, Y. (2022). Triply periodic minimal surface (TPMS) porous structures: from multi-scale design, precise additive manufacturing to multidisciplinary applications. *International Journal Of Extreme Manufacturing*, 4(2), 022001. <https://doi.org/10.1088/2631-7990/ac5be6>
- Formlabs. (2024). *Familia de resinas: flexible y elastic*. Formlabs. https://formlabs.com/latam/materials/flexible-elastic/?srsltid=AfmBOoqn1_93uUnfK4e4fTZKmqEtZmKZTqMlg74zUjZfrP4Gdll26t5e
- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2020a). Additive Manufacturing Technologies. En *Springer eBooks*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>
- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2020b). Additive Manufacturing Technologies. En *Springer eBooks*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>

- Gibson, I., Rosen, D., Stucker, B., & Khorasani, M. (2020c). Additive Manufacturing Technologies. En *Springer eBooks*. <https://doi.org/10.1007/978-3-030-56127-7>
- Gibson, L. J., & Ashby, M. F. (1997). *Cellular solids*.
<https://doi.org/10.1017/cbo9781139878326>
- Huang, J., Qin, Q., & Wang, J. (2020). A Review of Stereolithography: Processes and Systems. *Processes*, 8(9), 1138. <https://doi.org/10.3390/pr8091138>
- Hull, C. W. (1984). *Apparatus for production of three dimensional objects by stereolithography* (Patent N.o US-6027324-A).
- INEC. (2014). *NTE INEN-ISO 22523: PRÓTESIS DE MIEMBROS EXTERNOS Y ÓRTESIS EXTERNAS. REQUISITOS Y MÉTODOS DE ENSAYO (ISO 22523:2006, IDT)*.
<https://www.normalizacion.gob.ec/>
- International Organization For Standardization. (2015). *ISO 9001:2015-Sistema de Gestión de Calidad*. <https://www.iso.org/es/contents/data/standard/06/20/62085.html>
- International Organization For Standardization. (2019a). *ISO 14001:2015 - Environmental Management Systems — Requirements with guidance for use*.
<https://www.iso.org/obp/ui#iso:std:iso:14001:ed-3:v1:es>
- International Organization For Standardization. (2019b). *ISO 14971:2019-Medical devices — Application of risk management to medical devices*.
<https://www.iso.org/obp/ui#iso:std:iso:14971:ed-3:v1:en>
- Karaji, Z. G., Speirs, M., Dadbakhsh, S., Kruth, J., Weinans, H., Zadpoor, A. A., & Yavari, S. A. (2016). Additively Manufactured and Surface Biofunctionalized Porous Nitinol. *ACS Applied Materials & Interfaces*, 9(2), 1293-1304.
<https://doi.org/10.1021/acsami.6b14026>
- Keshavarzan, M., Kadkhodaei, M., Badrossamay, M., & Ravari, K. (2019). Investigation on the failure mechanism of triply periodic minimal surface cellular structures fabricated

by Vat photopolymerization additive manufacturing under compressive loadings.

Mechanics Of Materials, 140, 103150.

<https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2019.103150>

Maskery, I., Sturm, L., Aremu, A., Panesar, A., Williams, C., Tuck, C., Wildman, R.,

Ashcroft, I., & Hague, R. (2017). Insights into the mechanical properties of several

triply periodic minimal surface lattice structures made by polymer additive

manufacturing. *Polymer*, 152, 62-71. <https://doi.org/10.1016/j.polymer.2017.11.049>

McAllister, M. L. M. (1998). Application of Stereolithography to Subperiosteal Implant

Manufacture. *Journal Of Oral Implantology*, 24(2), 89-92.

[https://doi.org/10.1563/1548-1336\(1998\)024](https://doi.org/10.1563/1548-1336(1998)024)

McGhee, D. E., & Steele, J. R. (2006). How do respiratory state and measurement method

affect bra size calculations? *British Journal Of Sports Medicine*, 40(12), 970-974.

<https://doi.org/10.1136/bjsm.2005.025171>

McGhee, D. E., & Steele, J. R. (2011). Breast volume and bra size. *International Journal Of*

Clothing Science And Technology, 23(5), 351-360.

<https://doi.org/10.1108/09556221111166284>

Naghavi, S. A., Tamaddon, M., Marghoub, A., Wang, K., Babamiri, B. B., Hazeli, K., Xu,

W., Lu, X., Sun, C., Wang, L., Moazen, M., Wang, L., Li, D., & Liu, C. (2022).

Mechanical Characterisation and Numerical Modelling of TPMS-Based Gyroid and

Diamond Ti6Al4V Scaffolds for Bone Implants: An Integrated Approach for

Translational Consideration. *Bioengineering*, 9(10), 504.

<https://doi.org/10.3390/bioengineering9100504>

Ngo, T. D., Kashani, A., Imbalzano, G., Nguyen, K. T., & Hui, D. (2018). Additive

manufacturing (3D printing): A review of materials, methods, applications and

challenges. *Composites Part B Engineering*, 143, 172-196.

<https://doi.org/10.1016/j.compositesb.2018.02.012>

Polley, C., Radlof, W., Hauschulz, F., Benz, C., Sander, M., & Seitz, H. (2021).

Morphological and mechanical characterisation of three-dimensional gyroid structures fabricated by electron beam melting for the use as a porous biomaterial. *Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials/Journal Of Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*, 125, 104882. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2021.104882>

Primicias, R. (2023, 19 octubre). Cáncer de mama: La Espol crea prótesis mamarias

personalizadas. *Primicias*. <https://www.primicias.ec/noticias/tecnologia/cancer-mama-espol-protesis-ecuador/>

Rajan, K. K., Fairhurst, K., Birkbeck, B., Novintan, S., Wilson, R., Savović, J., Holcombe,

C., & Potter, S. (2024a). Overall survival after mastectomy versus breast-conserving surgery with adjuvant radiotherapy for early-stage breast cancer: meta-analysis. *BJS Open*, 8(3). <https://doi.org/10.1093/bjsopen/zrae040>

Rajan, K. K., Fairhurst, K., Birkbeck, B., Novintan, S., Wilson, R., Savović, J., Holcombe,

C., & Potter, S. (2024b). Overall survival after mastectomy versus breast-conserving surgery with adjuvant radiotherapy for early-stage breast cancer: meta-analysis. *BJS Open*, 8(3). <https://doi.org/10.1093/bjsopen/zrae040>

Shusteff, M., Browar, A. E. M., Kelly, B. E., Henriksson, J., Weisgraber, T. H., Panas, R. M.,

Fang, N. X., & Spadaccini, C. M. (2017). One-step volumetric additive manufacturing of complex polymer structures. *Science Advances*, 3(12).

<https://doi.org/10.1126/sciadv.aao5496>

Sokollu, B., Gulcan, O., & Konukseven, E. I. (2022). Mechanical properties comparison of

strut-based and triply periodic minimal surface lattice structures produced by electron

beam melting. *Additive Manufacturing*, 60, 103199.

<https://doi.org/10.1016/j.addma.2022.103199>

Sun, Q., Sun, J., Guo, K., & Wang, L. (2022). Compressive mechanical properties and energy absorption characteristics of SLM fabricated Ti6Al4V triply periodic minimal surface cellular structures. *Mechanics Of Materials*, 166, 104241.

<https://doi.org/10.1016/j.mechmat.2022.104241>

Sun, Y. (2019). Finite element model for predicting the pressure comfort and shaping effect of wired bras. *Hong Kong Polytechnic University*.

<https://theses.lib.polyu.edu.hk/bitstream/200/10322/1/991022347055103411.pdf>

Sun, Y., Yick, K., Yu, W., Chen, L., Lau, N., Jiao, W., & Zhang, S. (2019). 3D bra and human interactive modeling using finite element method for bra design. *Computer-Aided Design*, 114, 13-27. <https://doi.org/10.1016/j.cad.2019.04.006>

Susan G. Komen®. (2024, 10 octubre). *Breast Cancer Statistics* | Susan G. Komen®.

<https://www.komen.org/breast-cancer/facts-statistics/breast-cancer-statistics/>

Temiz, A. (2024). The effect of build orientation on the mechanical properties of a variety of polymer AM-created triply periodic minimal surface structures. *Journal Of The Brazilian Society Of Mechanical Sciences And Engineering*, 46(3).

<https://doi.org/10.1007/s40430-024-04709-0>

Tumbleston, J. R., Shirvanyants, D., Ermoshkin, N., Januszewicz, R., Johnson, A. R., Kelly, D., Chen, K., Pinschmidt, R., Rolland, J. P., Ermoshkin, A., Samulski, E. T., & DeSimone, J. M. (2015). Continuous liquid interface production of 3D objects.

Science, 347(6228), 1349-1352. <https://doi.org/10.1126/science.aaa2397>

Villacís, G. A., & Romero, A. F. (2022). *Rediseño para manufactura aditiva de prótesis mamarias externas basado en datos anatómicos de escaneo tridimensional*.

<http://www.dspace.espol.edu.ec/handle/123456789/57339>

- Yan, C., Hao, L., Hussein, A., & Young, P. (2015). Ti–6Al–4V triply periodic minimal surface structures for bone implants fabricated via selective laser melting. *Journal Of The Mechanical Behavior Of Biomedical Materials/Journal Of Mechanical Behavior Of Biomedical Materials*, 51, 61-73. <https://doi.org/10.1016/j.jmbbm.2015.06.024>
- Yu, S., Sun, J., & Bai, J. (2019). Investigation of functionally graded TPMS structures fabricated by additive manufacturing. *Materials & Design*, 182, 108021. <https://doi.org/10.1016/j.matdes.2019.108021>
- Zhou, J., Yu, W., & Ng, S. (2012a). Studies of three-dimensional trajectories of breast movement for better bra design. *Textile Research Journal*, 82(3), 242-254. <https://doi.org/10.1177/0040517511435004>
- Zhou, J., Yu, W., & Ng, S. (2012b). Studies of three-dimensional trajectories of breast movement for better bra design. *Textile Research Journal*, 82(3), 242-254. <https://doi.org/10.1177/0040517511435004>
- Zhu, L., Li, L., Li, Z., Shi, J., Tang, W., Yang, J., & Jiang, Q. (2019). Design and biomechanical characteristics of porous meniscal implant structures using triply periodic minimal surfaces. *Journal Of Translational Medicine*, 17(1). <https://doi.org/10.1186/s12967-019-1834-2>

APÉNDICES

Apéndice A: Diseño de Cara Externa e Interna de Prótesis

En la sección 2.2 se describió de manera breve el proceso de diseño de prótesis a partir de escaneos 3D. En primer lugar, la limpieza y corrección de errores en el mallado se realizó en el software *Meshmixer*, así que desde la pantalla de inicio como se ilustra en la Figura 19, se importa el archivo STL del escaneo y se puede observar el escaneo con objetos externos a la persona, como muestra la Figura 20. Además de errores como orificios o elementos de malla internos.

Figura 19

Pantalla de inicio de Meshmixer

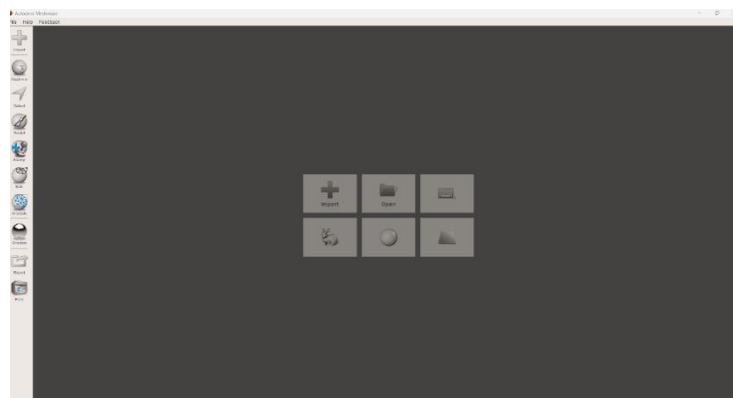
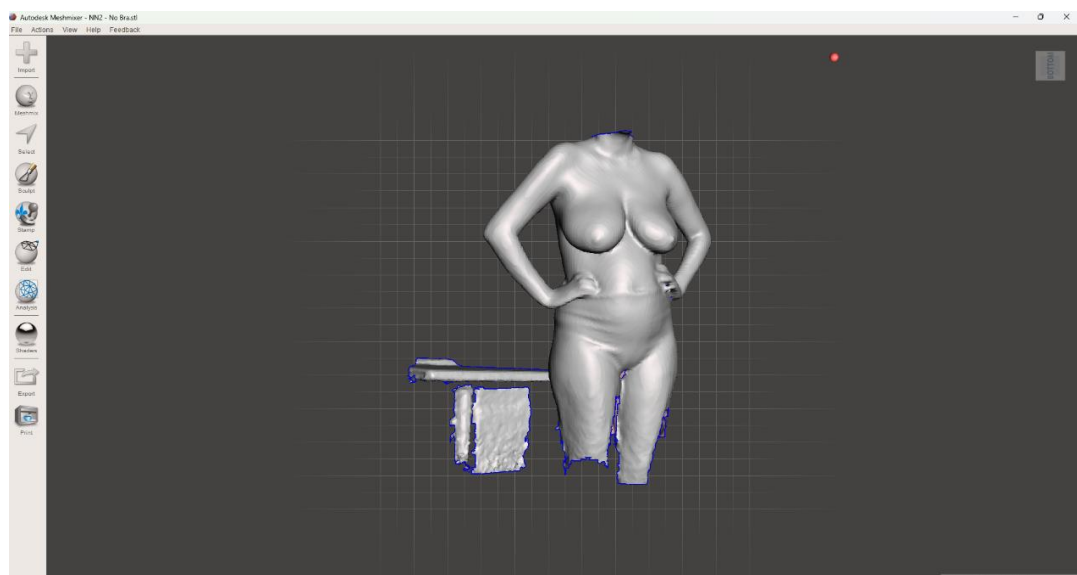


Figura 20

Escaneo STL inicial con elementos externos y orificios en el mallado



Se empezó la corrección de la malla con la herramienta de “Select”, se seleccionó los elementos externos a la persona y se suprimió (Figura 21), de allí de ser necesario, se alineó el escaneo con la herramienta “Align” encontrada en el entorno “Edit.” (Figura 22).

Figura 21

Esquina de un escritorio seleccionado visto de color naranja para ser borrado.

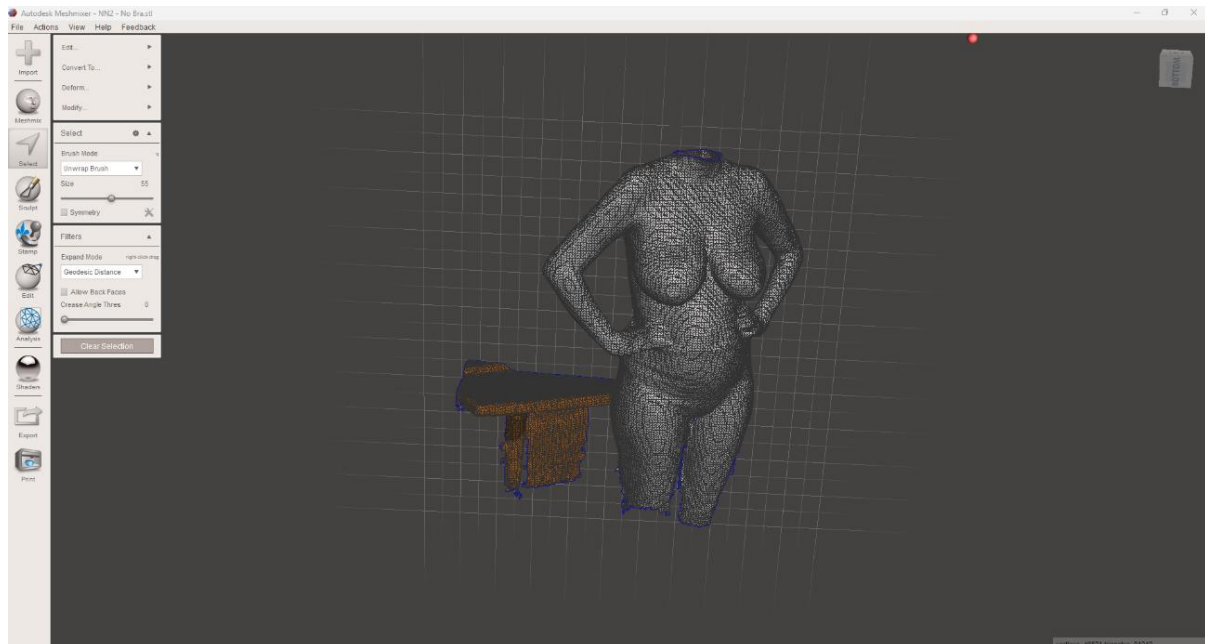
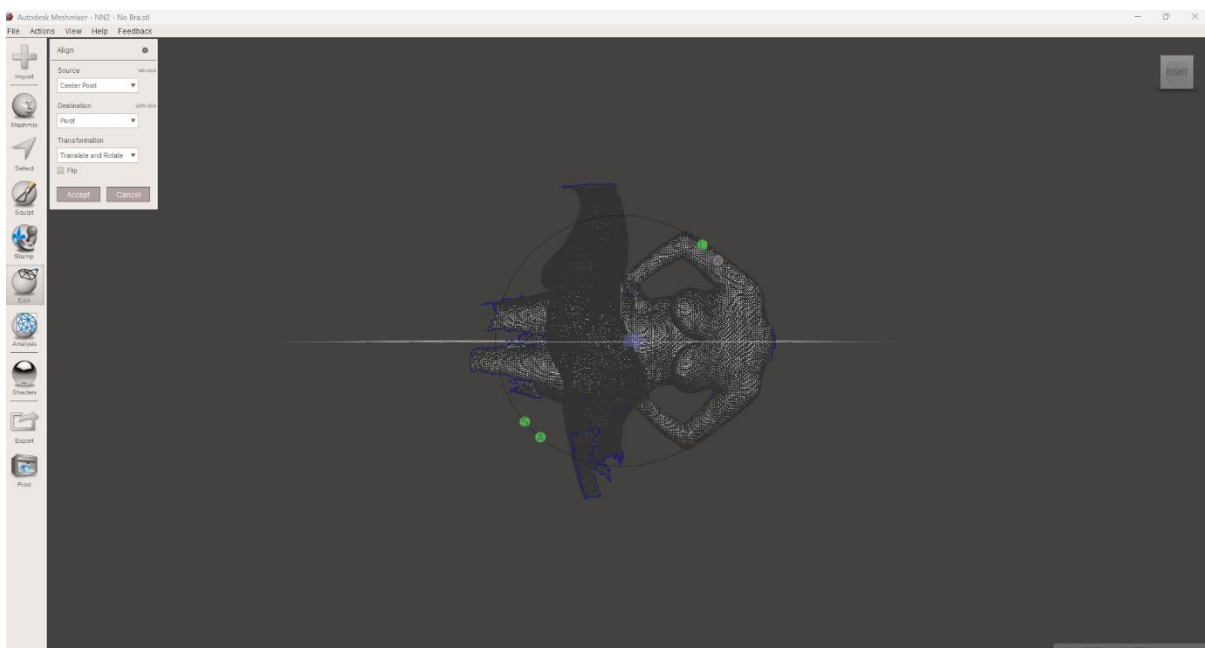


Figura 22

Escaneo alineado al plano de la vista frontal



Luego, el archivo se procedió a guardar para realizar la optimización del mallado del escaneo en el software “3ds Max”, se eligió este software ya que permite numerosas herramientas de optimización de mallado. Posteriormente, se importó el STL y para observar el mallado del escaneo en el área de trabajo ubicada en la esquina superior izquierda “[Perspective][Standard] [Default Shading]” (Figura 23), se cambió la última opción por “[Wireframe]”. Para la optimización se agregó los marcadores “Retopology” y “ProOptimizer”, el primero sirve para dar una geometría y tamaño más acorde al elemento de malla dependiendo del número de caras que deseamos y el otro modificador se puede calcular la cantidad óptima de caras para el mallado del escaneo o un porcentaje de estas caras, estos modificadores se seleccionan en el menú localizado a la derecha del área de trabajo como se observa en la Figura 24.

Figura 23

Escaneo STL importado a 3ds Max con la vista Default Shading inicialmente

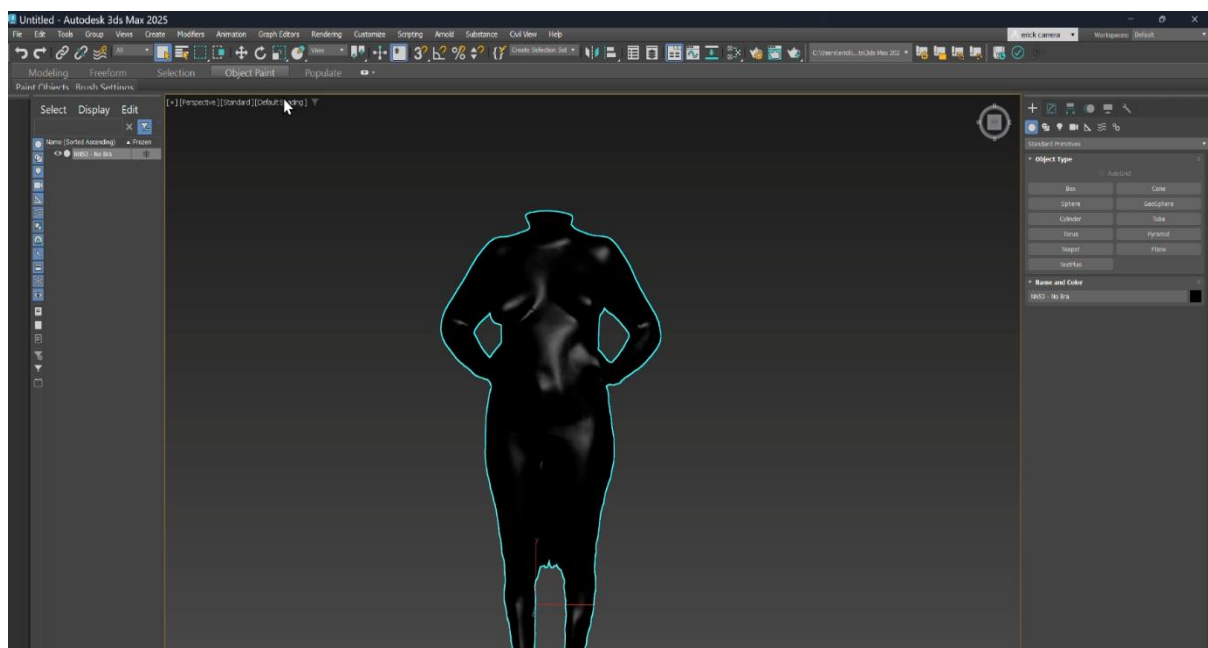
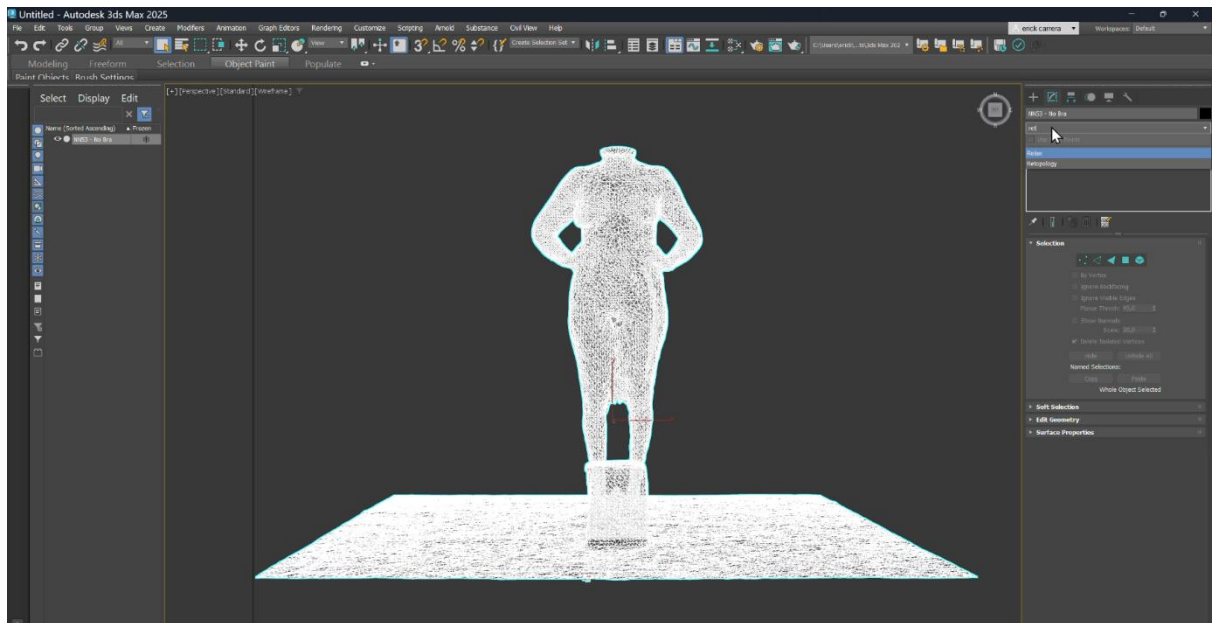


Figura 24

Selección del modificador “Retopology” en la pestaña de modificadores



Optimizar el mallado requiere que primero se calcule el número de caras óptimos según el modificador *ProOptimizer* y el porcentaje reducido de elementos que se desea (Figura 25), este número de caras se coloca en el marcador de *Retopology* en “*Face count*” posteriormente de elegir “*Reform*” y antes del cálculo desmarcamos la opción de *Auto Edge* (Figura 26), y se obtiene el nuevo mallado como se observa en la Figura 27.

Figura 25

Número de caras óptimos mediante el cálculo de ProOptimizer

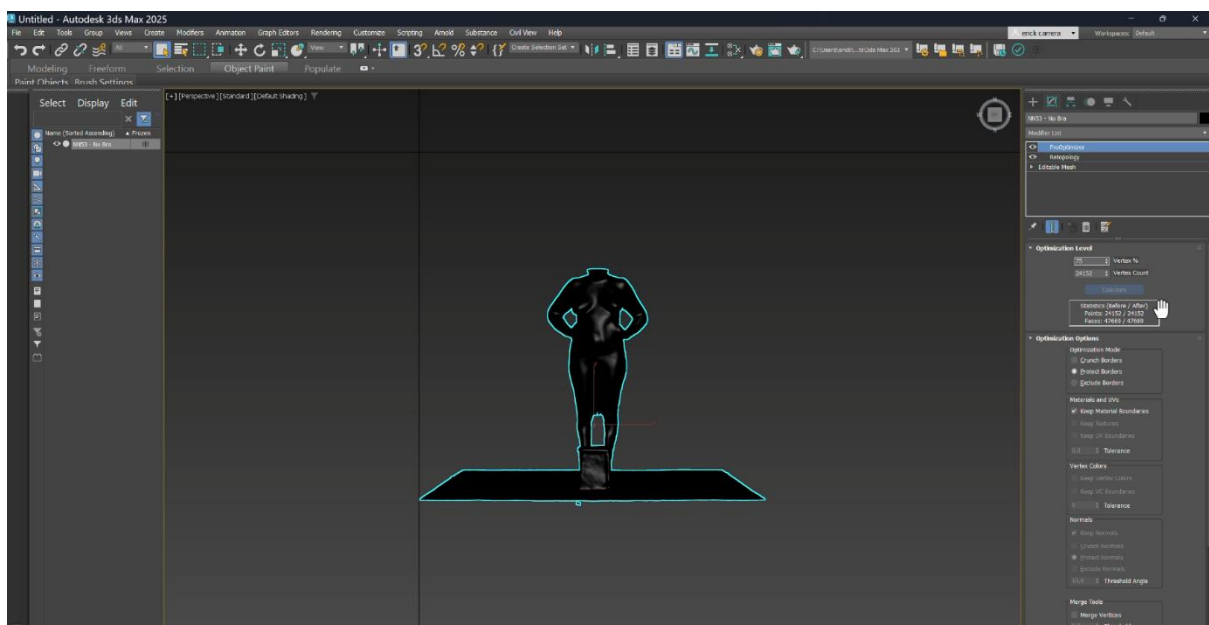


Figura 26

Colocación de los parámetros para el remallado a un número óptimo

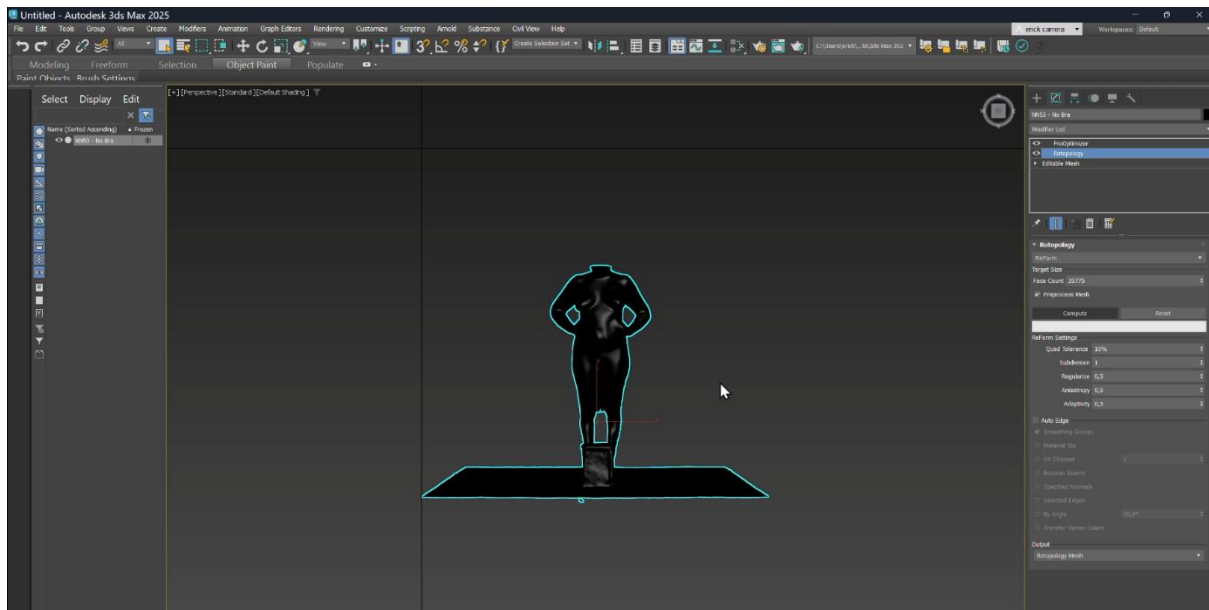
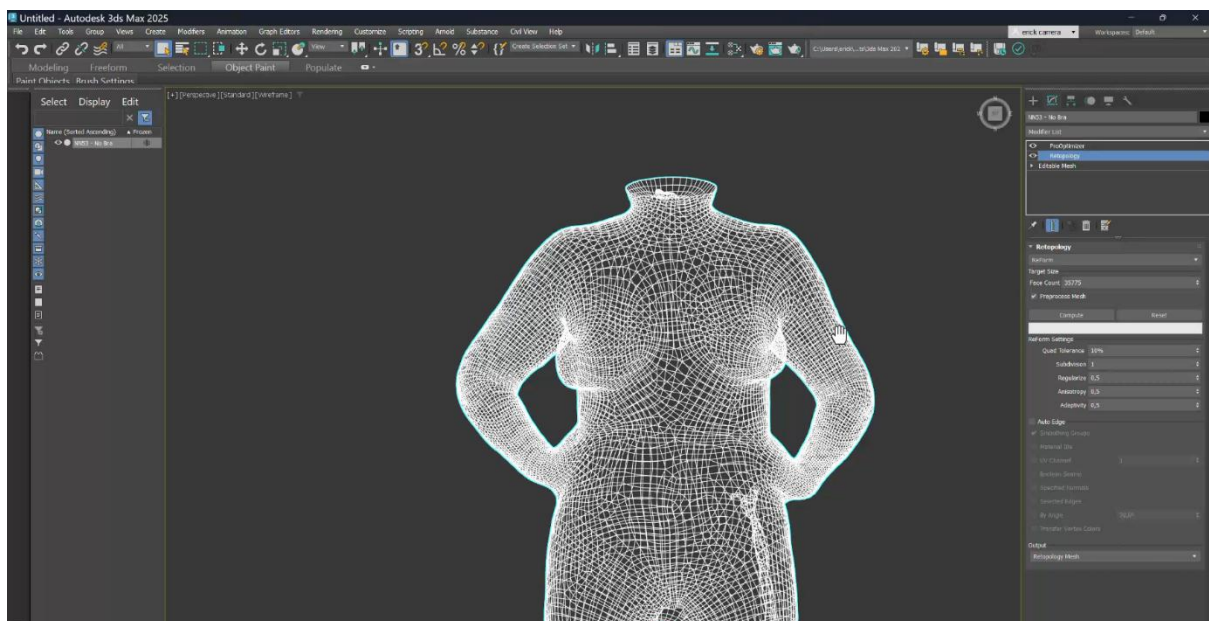


Figura 27

Mallado final optimizado y listo para exportarlo



Regresando con el STL a *Meshmixer* , se seleccionó únicamente la zona del pecho de la mujer para incrementar la densidad del mallado para tener un mejor acabado que servirá para el diseño de las prótesis (Figura 28). Para este caso, en el que se tiene ambos senos ,se

procede a eliminar uno de ellos para demostrar el caso de una mujer mastectomizada seleccionando el seno que “no tendría” la paciente y suprimiéndolo(Figura 29), luego seleccionando únicamente el contorno alrededor del hueco haciendo doble clic a una de las caras de este contorno se procede a dar en la tecla “F” abriendo la herramienta “*Replace*” rellenando el hueco como se observa en la Figura 30, y para simular la cicatriz de la operación se seleccionó en el entorno de “*Sculpt*” el brush “*Inflate*”, el fallof “*Bubble*” y con los parámetros de fuerza 25%, tamaño 27% y profundidad 7%, para las líneas negras un tamaño menor de 10 obteniendo lo mostrado en la Figura 31.

Figura 28

Afinado de mallado en la zona del pecho

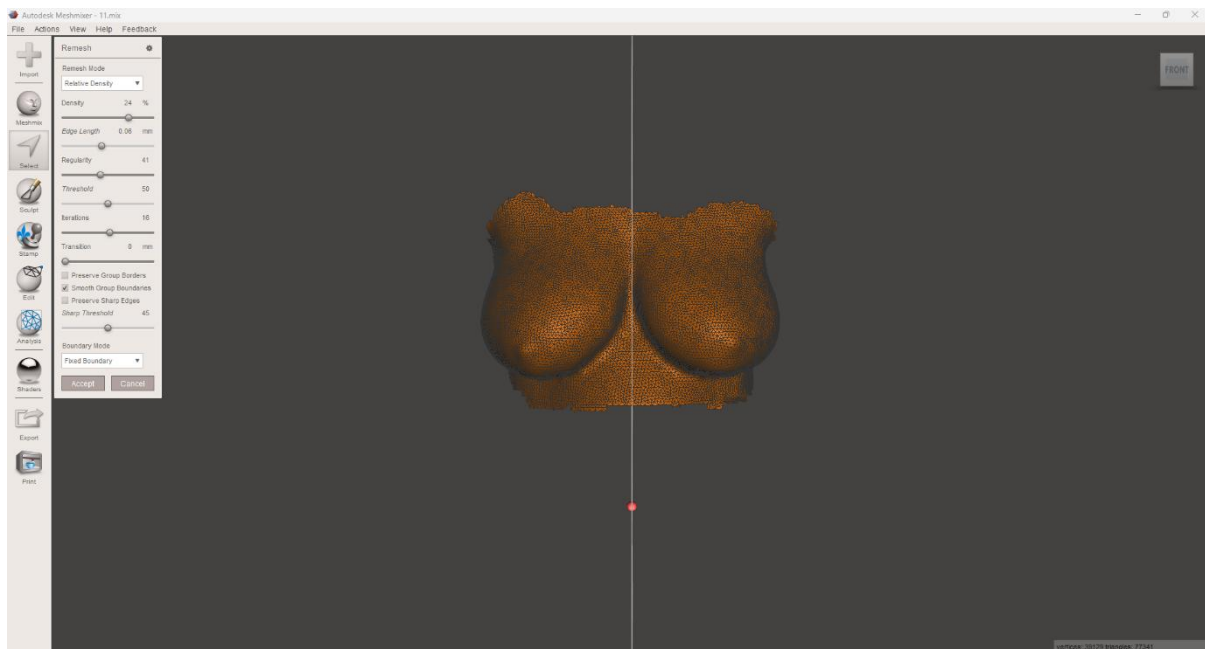


Figura 29

Eliminación de un seno para demostrar el proceso creación de prótesis de una mujer mastectomizada

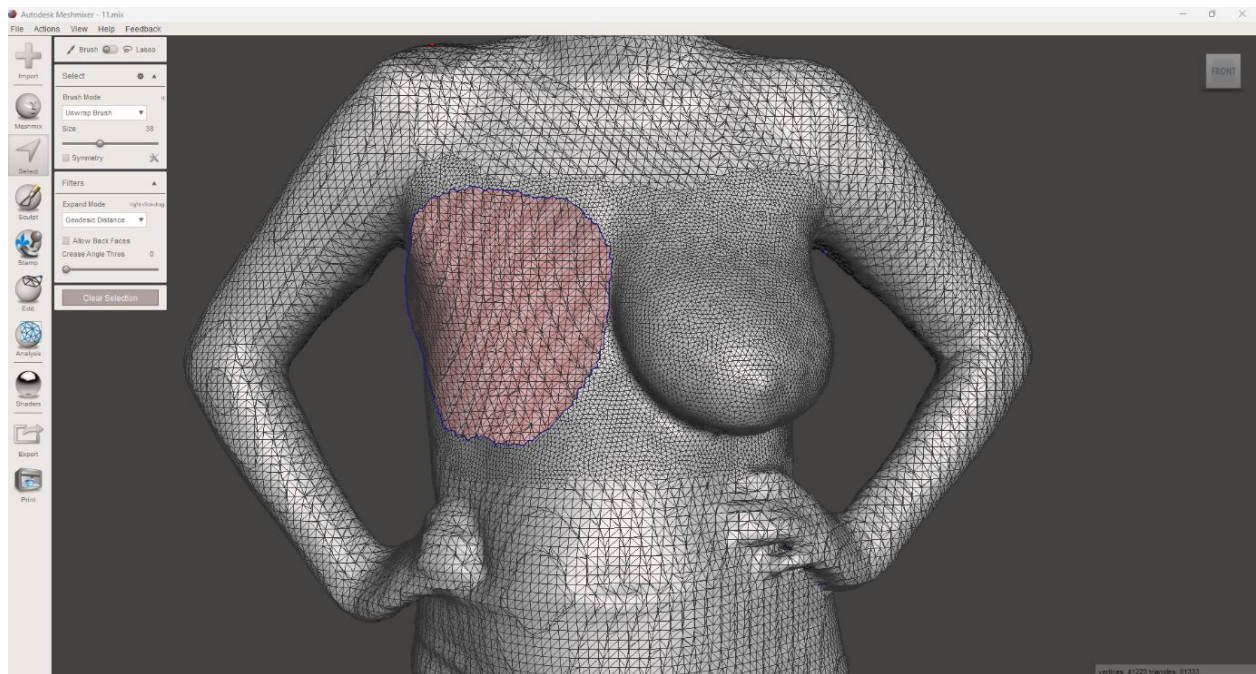


Figura 30

Relleno del hueco después de la eliminación del seno sano

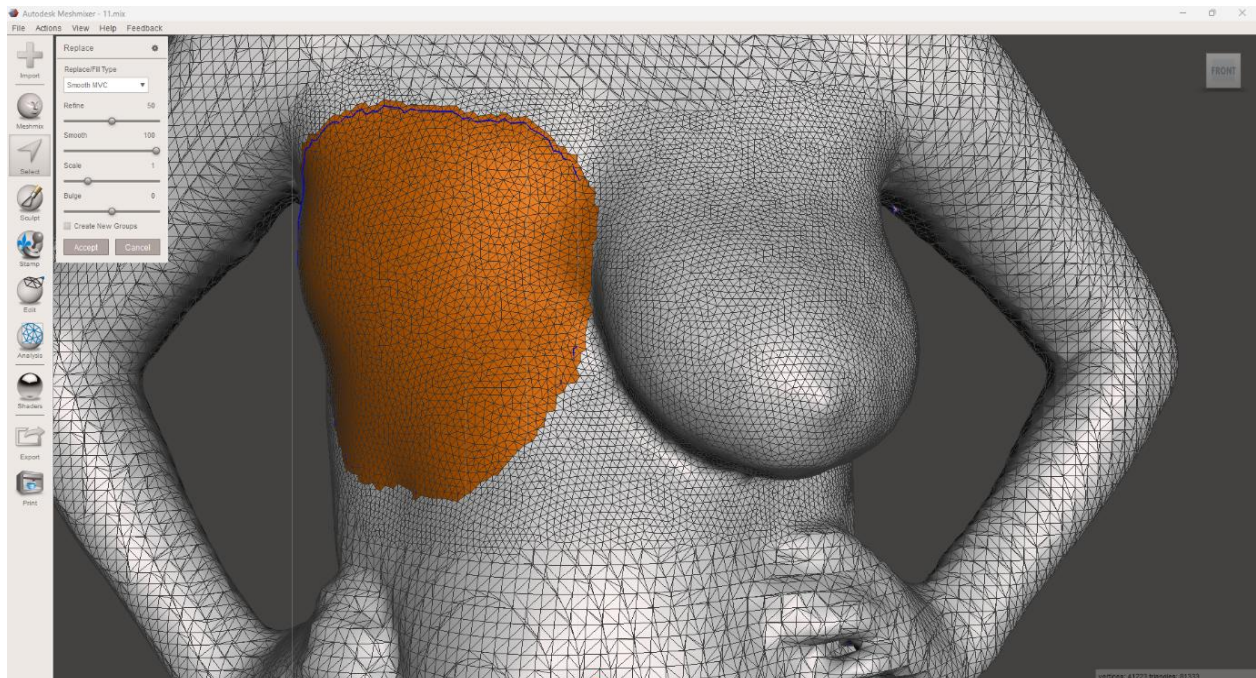
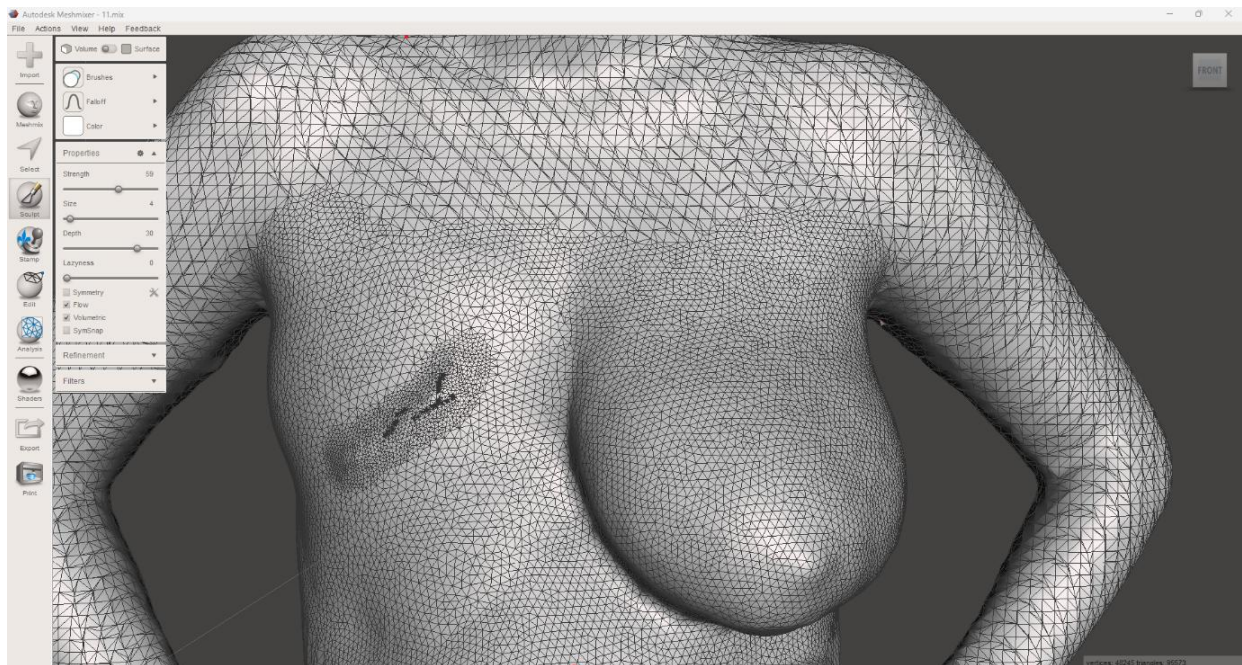


Figura 31

Simulación de una cicatriz en una mujer mastectomizada



Una vez con el modelo de una mujer mastectomizada se procedió replicar su seno sano en el lado opuesto seleccionando el seno sano y con la tecla “Y” se separar lo seleccionado como un objeto aparte (Figura 32), a este objeto se le aplica la herramienta “Mirror” localizada en el entorno de *Edit*, esto se observa en la Figura 33. Después, se procede a borrar todo lo demás a excepción de la zona debajo de este “nuevo seno” y el nuevo seno como tal. A partir de aquí se eliminó el exceso de caras de ambas partes como se ilustra en la Figura 34, la parte que serviría como la base de la prótesis será invertida con “Select”- “Edit”- “Flip normal”, de allí se selección ambos objetos y se los combinaron (Figura 35). Una vez combinados se suavizaron los bordes con “Select”- “Modify”- “Smooth boundary” en ambas caras (Figura 36), y seguidamente se realizó el puenteado de estas partes con “Select”- “Edit”- “Bridge” el cual hizo la unión en los espacios de estas partes creando elementos de malla (Figura 37). Finalmente, se exporta este archivo y se abre en Fusion 360 para suavizar los bordes de la prótesis a un valor de 0,06 para mantener la forma de la prótesis y tener un acabado más ergonómico y estético.

Figura 32

Selección del seno sano para replicar el seno extraído de la mastectomía

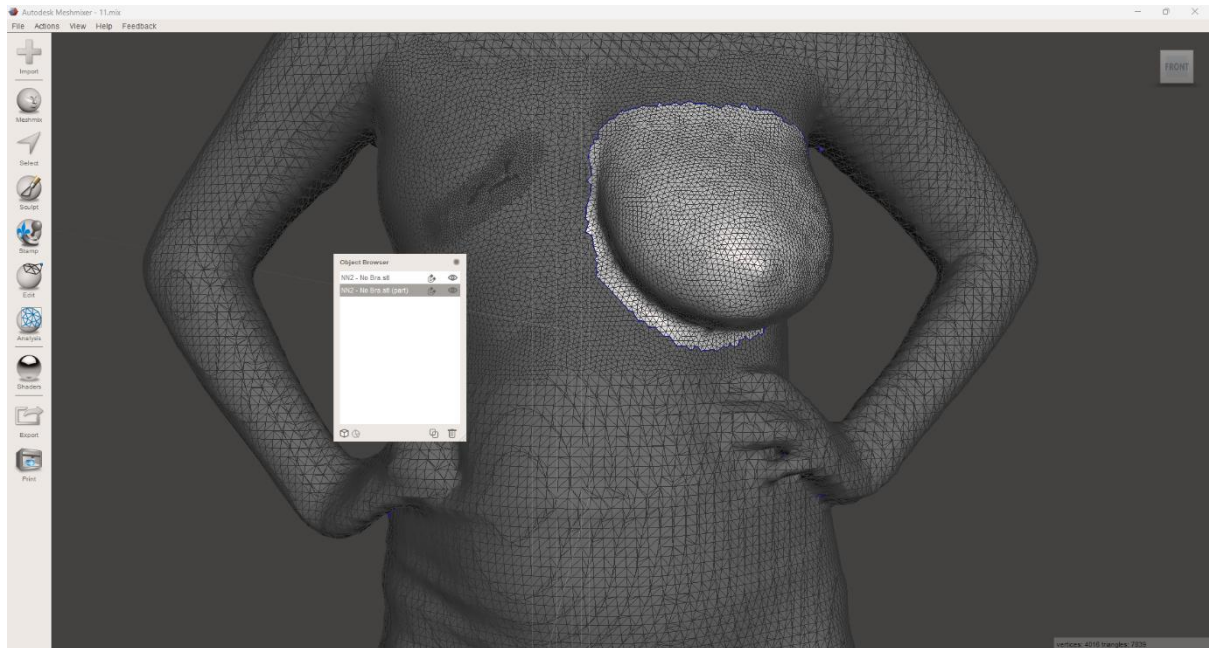


Figura 33

Se realiza un espejo simular el diseño del nuevo seno

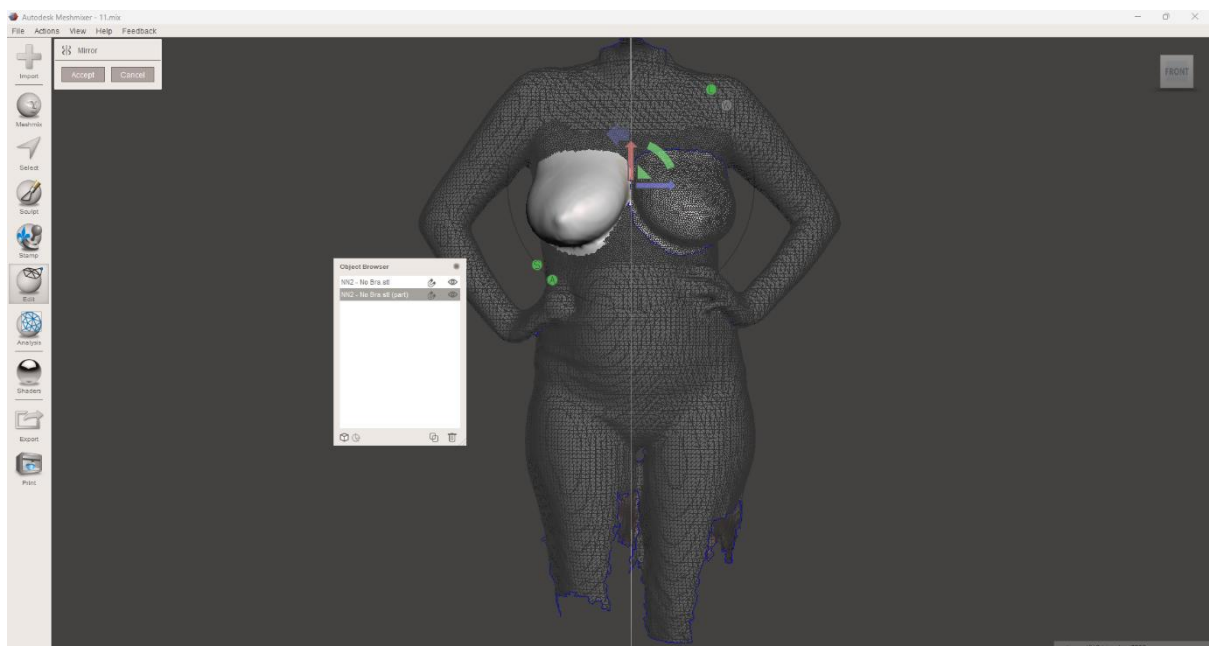


Figura 34

Eliminación de exceso de caras

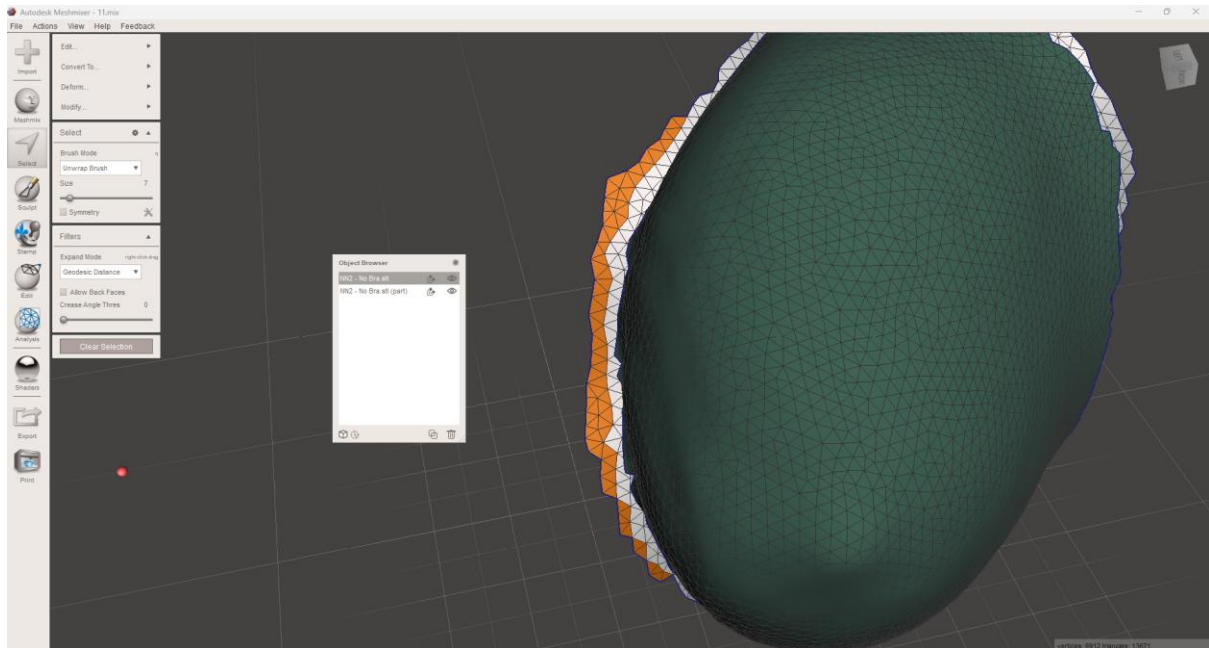


Figura 35

Combinación de la cara exterior e interior del seno

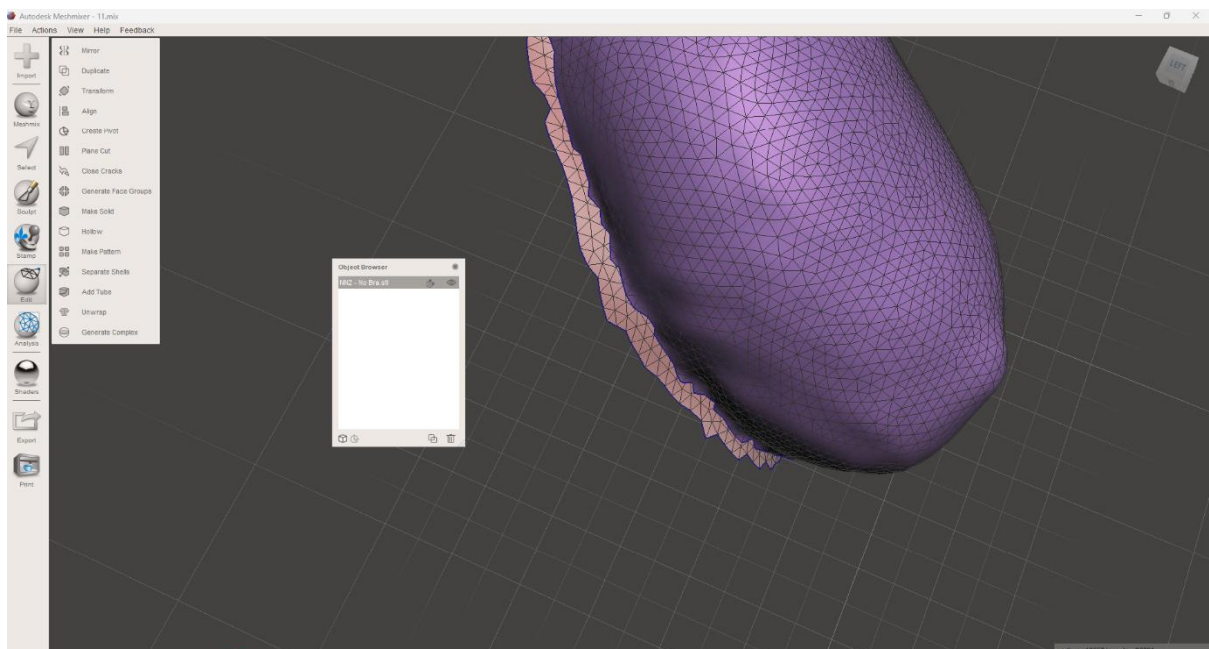


Figura 36

Suavizado de Bordes de ambas caras

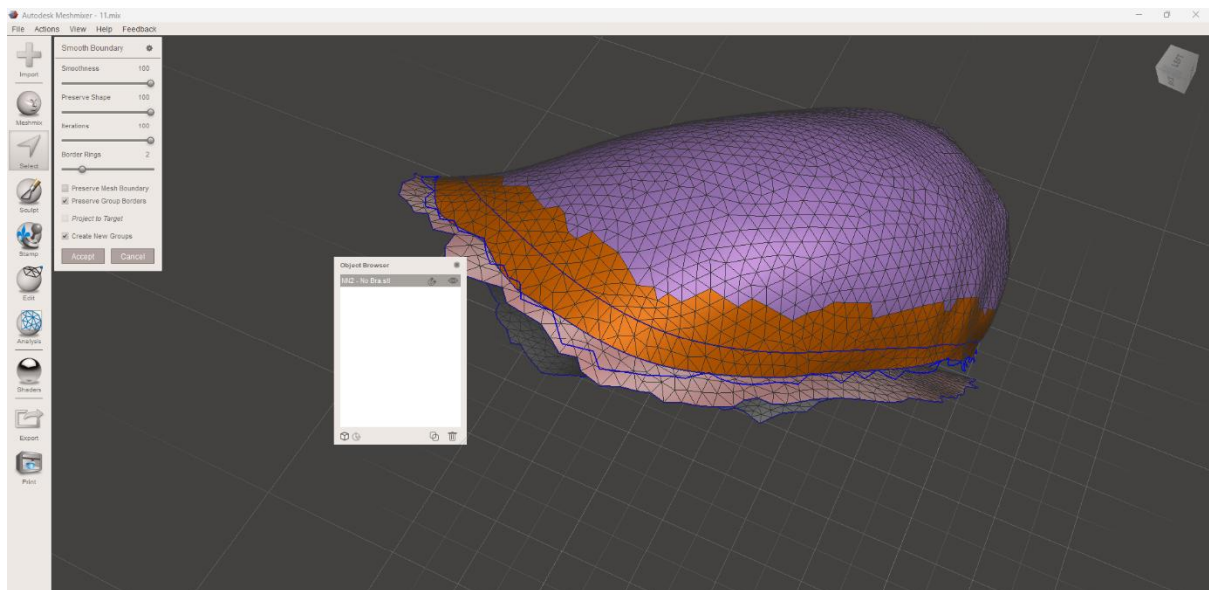
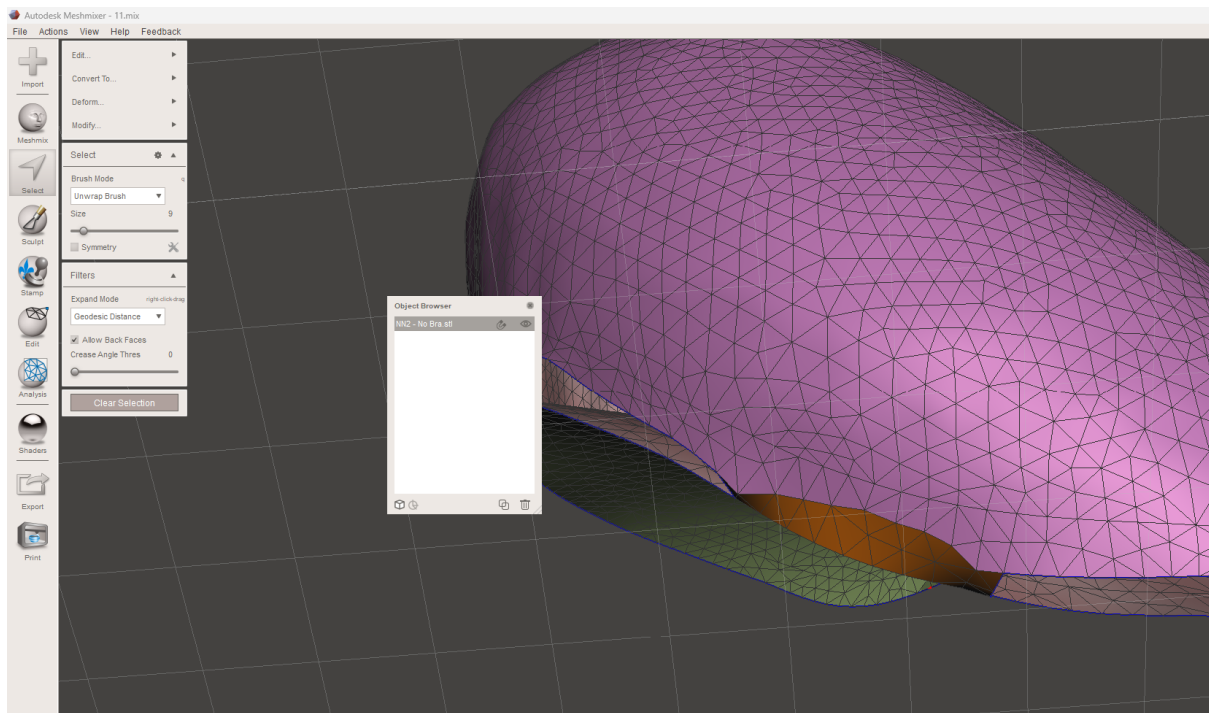


Figura 37

Unión de ambas caras



Apéndice B: Cálculo Teórico de Deformación a partir del Porcentaje de Relleno

De la ecuación 9, se obtiene:

$$\Delta l_G = \frac{F * R_o}{A_o * 0,9 * E_s * p_r^{1,58}}$$

donde A_o ,

$$A_o = PR [A_{transversal} * \rho_r]$$

$$A_o = 1 * (\pi * (77,5 \text{ mm})^2 * 7,5\%)$$

$$A_o = 1415,19 \text{ mm}^2$$

quedando Δl_G ,

$$\Delta l_G = \frac{13,14 \text{ N} * 75 \text{ mm}}{1415,19 \text{ mm}^2 * 0,9 * 5,3 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2} * (7,5\%)^{1,58}}$$

$$\Delta l_G = 8,74 \text{ mm}$$

Este procedimiento se aplica para los tres tipos de estructura propuestos. En la sección 3.1 se presenta los resultados deseados para cada porcentaje de relleno del 5% al 50%.

Apéndice C: Cálculo Teórico del Porcentaje de Relleno por Tamaño de Copa

Para cada tamaño de copa, es necesario ajustar el porcentaje de relleno para obtener la deformación requerida. Con este propósito, se hizo unas modificaciones a las ecuaciones 9, 10 y 11, estableciendo el porcentaje de relleno como variable dependiente. De este modo, las expresiones correspondientes para las estructuras Gyroid (13), Primitive (14) y Diamond (15) se presentan de la siguiente forma, respectivamente:

$$\% \rho_{r_G} = \sqrt[2,58]{\frac{F * R_o}{A_{transversal} * PR * \Delta L_G * 0,9 * E_s}} * 100 \quad (13)$$

$$\% \rho_{r_P} = \sqrt[3]{\frac{F * R_o}{A_{transversal} * PR * \Delta L_P * 1,38 * E_s}} * 100 \quad (14)$$

$$\% \rho_{r_D} = \sqrt[2,21]{\frac{F * R_o}{A_{trasversal} * PR * \Delta L_P * 0,71 * E_s}} * 100 \quad (15)$$

Tomado como referencia la ecuación 13 para la estructura Gyroid, el procedimiento en los cálculos para la obtención del porcentaje de relleno óptimo para cada tamaño de copa, considerando una copa A con diámetro de copa de 115 mm, proyección de 35 mm y un desplazamiento 12 mm, con material 80A y un PR igual al 0,60, el resultado es el siguiente:

$$\% \rho_{r_G} = \sqrt[2,58]{\frac{13,14 \text{ N} * 35 \text{ mm}}{\pi * \left(\frac{115 \text{ mm}}{2}\right)^2 * 0,6 * 12 \text{ mm} * 0,9 * 5,3 \frac{\text{N}}{\text{mm}^2}}} * 100$$

$$\% \rho_{r_G} = 7,59\%$$

En la sección 3.4 se presenta los resultados del porcentaje de relleno para cada copa de brasier en promedio con material 80A y 50A. Este resultado son de gran relevancia ya que permite predecir el porcentaje de relleno adecuado para cada tamaño de prótesis.

Apéndice D: Cálculo de Espesor Mínimo de Pared de Prótesis Mamaria

Para el cálculo del espesor mínimo necesario de la pared en la estructura de Gyroid y sea resistente a los esfuerzos aplicados, el espesor se calcula de la siguiente manera:

$$t = \frac{(P_i - P_e) * R_m}{2 * \sigma_a} \quad (16)$$

donde,

- t : espesor mínimo del cascarón en forma de esferoide
- $R_m = \frac{2a+b}{3}$ (radio medio), a (proyección) < b (radio del diámetro),
para esferoide oblato, caso contrario, es esferoide prolato.
- $P_i = E_p * e_{unitario}$ (Presión que ejerce la estructura en el interior)
- $P_e = \frac{\text{Carga}}{A_{esferoide}}$, Presión Externa
- σ_a = Esfuerzo permisible

entonces para una copa A, donde (E_p) y la deformación unitaria ($e\%$) calculados previamente con el modelo de Gibson, teniendo en cuenta los datos de la tabla 12, la presión interna resulta en:

$$P_i = 0,08 \text{ MPa} * 51,43\%$$

$$P_i = 0,042 \text{ MPa}$$

el radio ponderado es:

$$R_m = \frac{2(35 \text{ mm}) + \frac{115 \text{ mm}}{2}}{3}$$

$$R_m = 42,50 \text{ mm}$$

Nota: Para copas como E y F su forma tiende a un esferoide prolato, donde

$a(\text{proyección}) > b(\text{radio del diámetro})$, por lo que el radio medio se calcularía de la siguiente forma $R_m = \frac{2b+a}{3}$.

Para calcular el área superficial del esferoide, primero se debe calcular la excentricidad el cual se expresa como:

$$e_o = \sqrt{1 - \frac{a^2}{b^2}}$$

$$e_o = \sqrt{1 - \frac{35^2}{\left(\frac{115}{2}\right)^2}}$$

$$e_o = 0,793$$

$$\text{Nota: Para copa E y F, } e_p = \sqrt{1 - \frac{b^2}{a^2}}$$

Por lo tanto A_o ,

$$A_o \approx 2\pi b^2 \left(1 + \frac{a^2}{b^2} * \left(\frac{\text{arctanh}(e_o)}{e_o}\right)\right),$$

$$A_o \approx 2\pi \left(\frac{115}{2}\right)^2 \left(1 + \frac{35^2}{\frac{115^2}{2}} * \left(\frac{\text{arctanh}(0,793)}{0,793}\right)\right),$$

$$A_o \approx 2,718 * 10^4 \text{ mm}^2$$

Nota. Para área de esferoide prolato es $A_p \approx 2\pi b^2 + 2\pi ba * (\frac{\arcsin(e_p)}{e_p})$

La presión externa se expresaría de la siguiente manera:

$$P_e = \frac{13,14 \text{ N}}{2,718 * 10^4 \text{ mm}^2}$$

$$P_e = 4,834 * 10^{-4} \text{ MPa}$$

Por lo tanto, utilizando la ecuación (16) el espesor mínimo necesario considerando un factor de seguridad de 2, con un esfuerzo permisible de 3,2 Mpa, resulta en lo siguiente:

$$t = \frac{(0,042 - 4,834 * 10^{-4}) \text{ MPa} * 42,50 \text{ mm}}{2 * 3,2 \text{ Mpa}}$$

$$t = 0,27 \text{ mm}$$

Los resultados se ilustran en la tabla 15, para cada tamaño de copa con la estructura Gyroid.

Tabla 15

Resultados completos para el espesor mínimo por copa para estructura Gyroid

Copa	Ep-G (Mpa)	e%	Presión interna (Mpa)	Radio Ponderado (mm)	Excentricidad	Área Esferoide (mm ²)	Presión Externa (Mpa)	Espesor mínimo (mm)
A	0,081	0,277	0,042	42,500	0,793	2,718E+04	4,834E-04	0,274
B	0,078	0,247	0,031	50,833	0,694	3,555E+04	3,696E-04	0,244
C	0,074	0,223	0,024	59,167	0,580	4,576E+04	2,872E-04	0,220
D	0,070	0,203	0,019	67,500	0,443	5,796E+04	2,267E-04	0,201
DD	0,066	0,187	0,016	75,833	0,252	7,235E+04	1,816E-04	0,184
E	0,066	0,137	0,013	70,833	0,496	9,429E+04	1,394E-04	0,137
F	0,061	0,120	0,010	80,833	0,594	1,253E+05	1,048E-04	0,120
Promedio								0,199

Apéndice E: Procedimiento de Impresión de Prótesis Mamaria

Se realizaron impresiones de dos muestras de prótesis mamarias de diferentes tamaños empleando el porcentaje óptimo de relleno determinado en la sección 3.4, los

tamaños de las prótesis correspondientes fueron las copas A y D. El procedimiento seguido para ambos tamaños de copa fue el siguiente:

1. **Selección de estructura y porcentaje de relleno:** Con la utilización del software Fusión, una vez definidos los modelos correspondientes a cada copa, se procedió a generar el entramado volumétrico de ambas en la parte posterior de cada prótesis. El porcentaje de relleno utilizado fue del 7,59% para la copa A (Figura 38) y del 6,88% para la copa D (Figura 39 con tamaño de celda del entramado de Gyroid de 8 mm y 13 mm, respectivamente).

Figura 38

Porcentaje de relleno para la copa A.

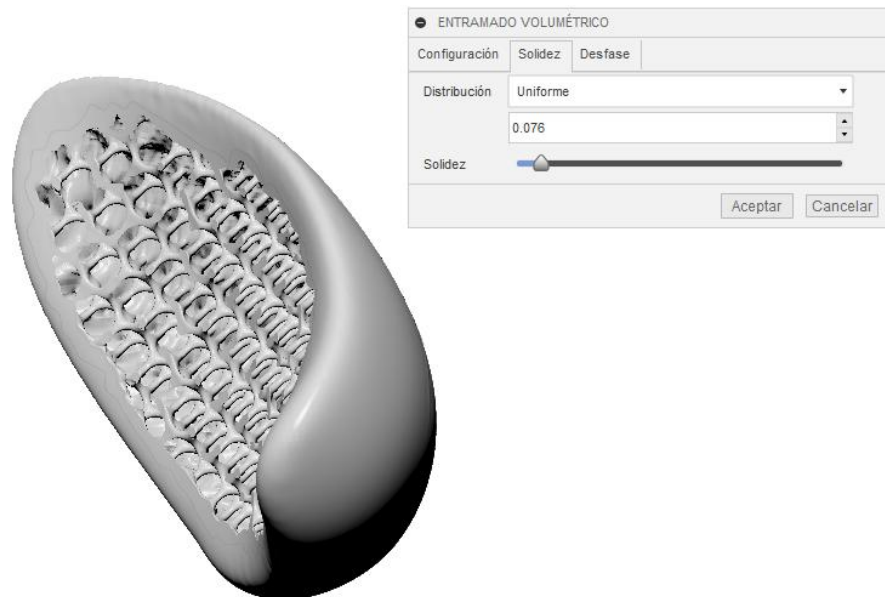
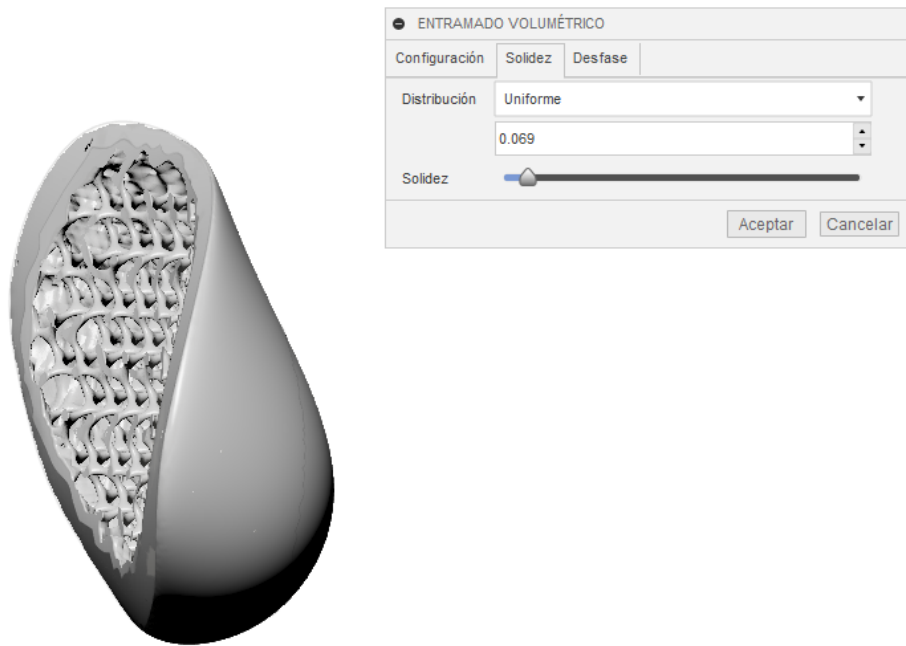


Figura 39

Porcentaje de relleno para la copa D.



2. **Espesor de pared y Orientación adecuada del entramado:** Tras completar el paso anterior, se le dio un espesor de pared de 1,6 mm a cada muestra (Figura 40). También es necesario visualizar si el entramado presenta un diseño estético y asegurarse de que no queden vacíos dentro de la estructura. En caso de detectar inconsistencias, se debe ajustar la orientación de la estructura con un cierto grado de inclinación hasta que el entramado se distribuya uniformemente en todo el volumen deseado (Figura 41).

Figura 40

Tamaño de espesor de 1.6 mm copa A

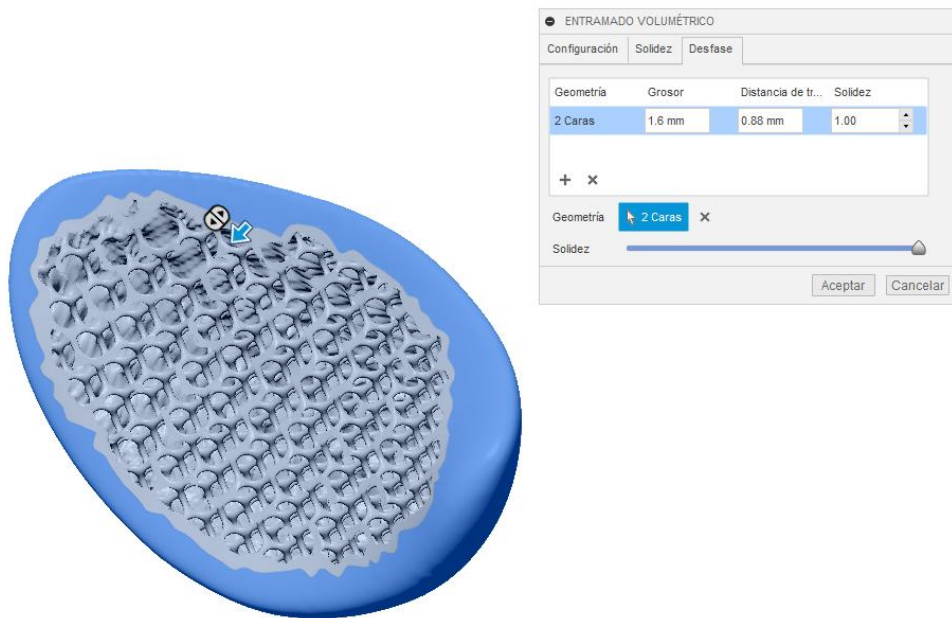
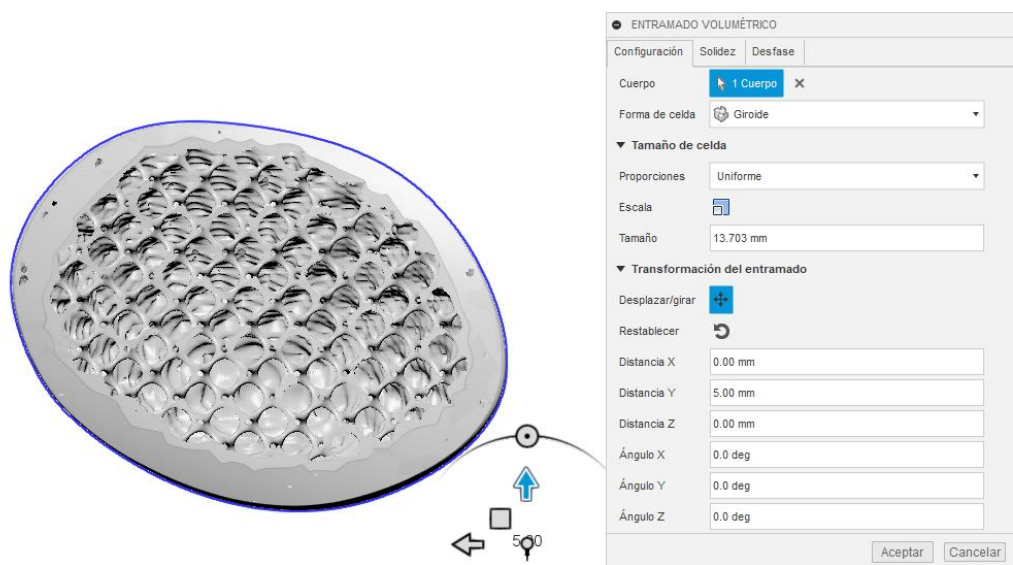


Figura 41

Desplazamiento del entramado para cubrir la mayor parte interna del sólido en copa D.



3. **Densidad de soportes, drenaje de resina y tamaño de los puntos:** Con los pasos anteriores completados, se procedió a exportar el modelo al software PreForm para iniciar el proceso de impresión, seleccionando la resina 80 A y

tomando como espesor de capa de 0,1 mm (Figura 42). En primer lugar, se analizó la posición de impresión, asegurando que las prótesis se orienten con su parte más pronunciada hacia arriba. Esto evita que el modelo quede inundado con resina líquida tras la impresión. A continuación, se genera los soportes externos y se identifican las áreas donde puede acumularse resina líquida, para evitar atrapamiento, se crean orificios de 1 mm de diámetro que permitan el drenaje completo de la resina. La densidad de soporte utilizados fue del 100% para la copa A y del 70% para la copa D, siendo esta última menor para facilitar la extracción de los soportes. El tamaño de los puntos se determinó siguiendo las recomendaciones del software, ya que un tamaño inadecuado podría provocar que la prótesis se desprenda durante la impresión, causando daños en el modelo (Figura 43).

Figura 42

Configuración inicial de impresora, material y espesor de capa de impresión en software PreForm.

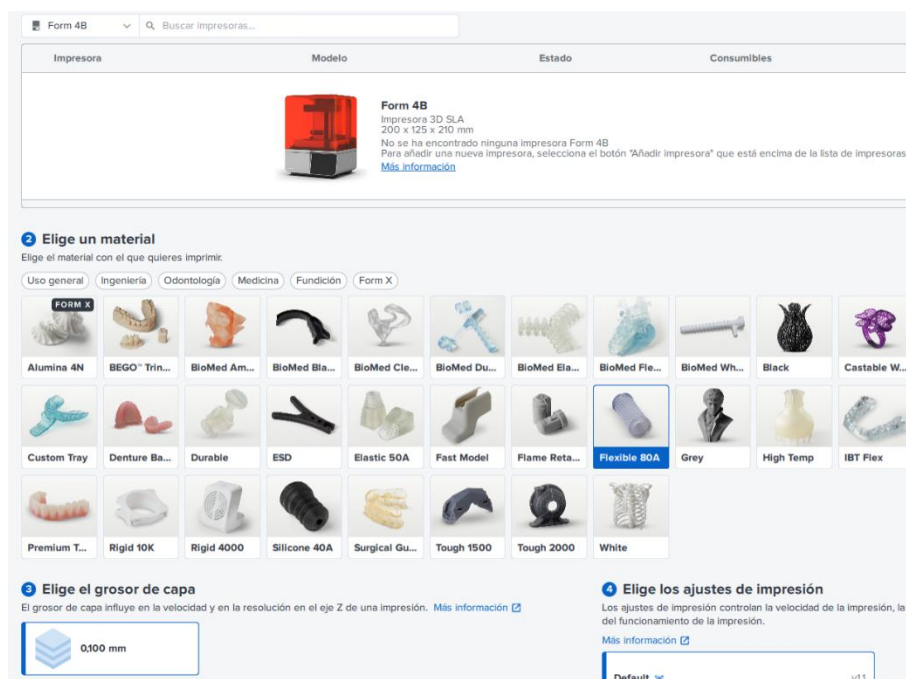
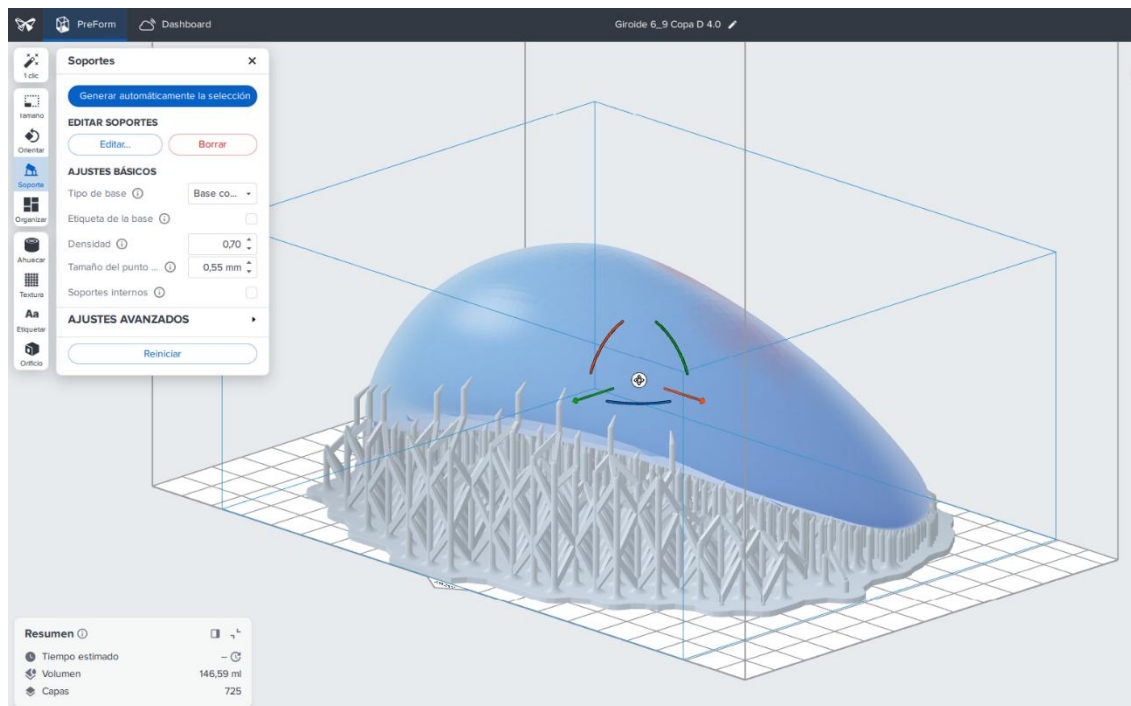


Figura 43

Parámetros de soportes para impresión una vez la prótesis haya sido orientada.



4. **Impresión de las prótesis:** Una vez que se revisa que no habrá líquido interno de resina y que no se requiera adicionar algún soporte, o hueco se procede a enviar el archivo a la impresora “FORM 4B”. Es importante asegurarse previamente de que, la impresora este correctamente vinculada con la computadora, el cartucho de resina esté colocado y en condiciones óptimas y por último que la impresora y la superficie de trabajo estén completamente limpia y preparada para el proceso de impresión.
5. **Lavado y extracción de soportes:** Debido al tamaño de las prótesis, el tiempo de impresión para la copa A fue de aproximadamente 3 horas, mientras que para la copa D fue de 4 horas y 30 minutos. Una vez finalizada la impresión, se retira la muestra de la base de la impresora como se ilustra en la Figura 45. Seguidamente, las prótesis se sumergen en alcohol isopropílico industrial

para eliminar los restos de resina no curada (Figura 44a). Durante este proceso, es fundamental manipular las muestras con cuidado para evitar daños en sus superficies. Después de la limpieza inicial, se procede a cortar los sopores con herramientas adecuadas, asegurándose de no afectar la integridad de las prótesis (Figura 44b). Posteriormente, se realizó un lavado adicional hasta que no quede ningún rastro de resina en las superficies, garantizando que estén completamente limpias y listas para los siguientes pasos del proceso.

Figura 44

a) Lavado de Prótesis con alcohol Isopropílico b) Recorte de soportes de impresión

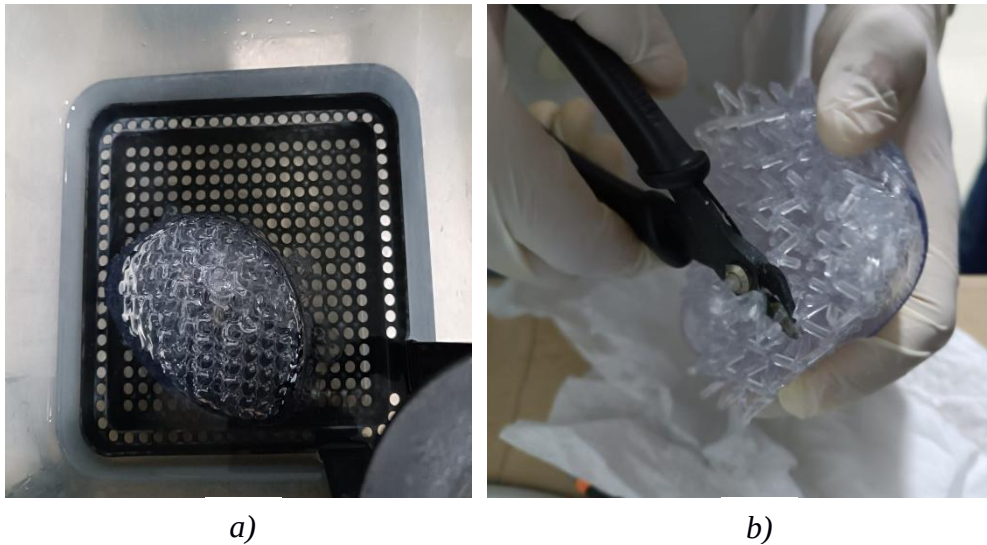
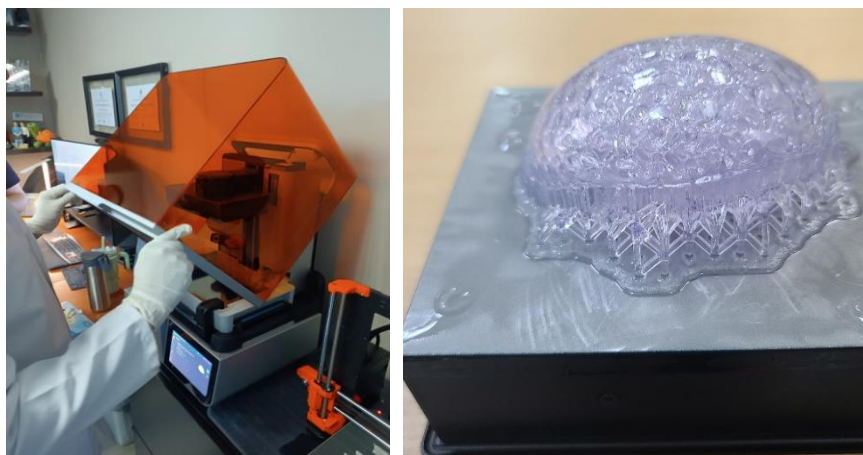


Figura 45

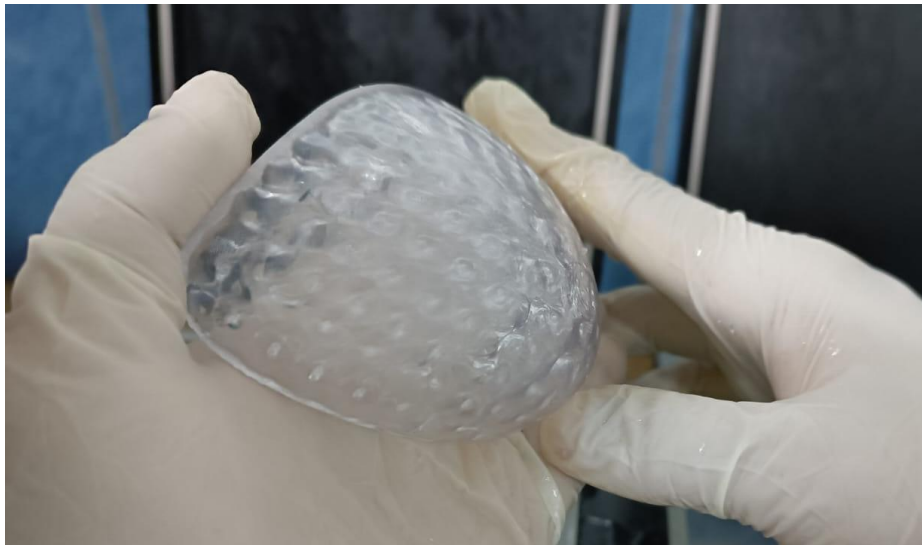
Finalización de la impresión y extracción de la prótesis de copa A



6. **Curado de prótesis:** Una vez que cada muestra ha sido limpiada por completo, se procede a exponerlas al sol durante 30 minutos, siguiendo las recomendaciones de los fabricantes de la resina. Este paso es crucial para asegurar que las propiedades mecánicas del material se estabilicen y no se degraden con el tiempo. Después del curado, la prótesis está lista para su uso (Figura 46).

Figura 46

Prótesis de copa A, completamente limpiada y preparada para su uso.



Apéndice F: Propiedades de materiales de Formlabs 80A y 50A

Figura 47

Propiedades de las resinas flexible 80A

Flexible 80A Resin Material Properties Data

	METRIC ¹		IMPERIAL ¹		METHOD
	Green	Post-Cured ²	Green	Post-Cured ²	
Mechanical Properties					
Ultimate Tensile Strength ³	3.7 MPa	8.9 MPa	539 psi	1290 psi	ASTM D 412-06 (A)
Stress at 50% Elongation	1.5 MPa	3.1 MPa	218 psi	433 psi	ASTM D 412-06 (A)
Stress at 100% Elongation	3.5 MPa	6.3 MPa	510 psi	909 psi	ASTM D 412-06 (A)
Elongation at Break	100%	120%	100%	120%	ASTM D 412-06 (A)
Shore Hardness	70A	80 A	70A	80 A	ASTM 2240
Compression Set (23 °C for 22 hours)	Not Tested	3%	Not Tested	3%	ASTM D 624-00
Compression Set (70 °C for 22 hours)	Not Tested	5%	Not Tested	5%	ASTM D 395-03 (B)
Tear Strength ⁴	11 kN/m	24 kN/m	61 lbf/in	137 lbf/in	ASTM D 395-03 (B)
Ross Flex Fatigue at 23 °C	Not Tested	>200,000 cycles	Not Tested	>200,000 cycles	ASTM D1052, (notched), 60° bending, 100 cycles/minute
Ross Flex Fatigue at -10 °C	Not Tested	>50,000 cycles	Not Tested	>50,000 cycles	ASTM D1052, (notched), 60° bending, 100 cycles/minute
Bayshore Resilience	Not Tested	28%	Not Tested	28%	ASTM D2632
Thermal Properties					
Glass transition temperature (Tg)	Not Tested	27 °C	Not Tested	27 °C	DMA

Nota. Tomando de Formlabs (2024)

Figura 48

Propiedades de la resina Elastómera 50A

MATERIAL PROPERTIES DATA

Elastic 50A Resin V2

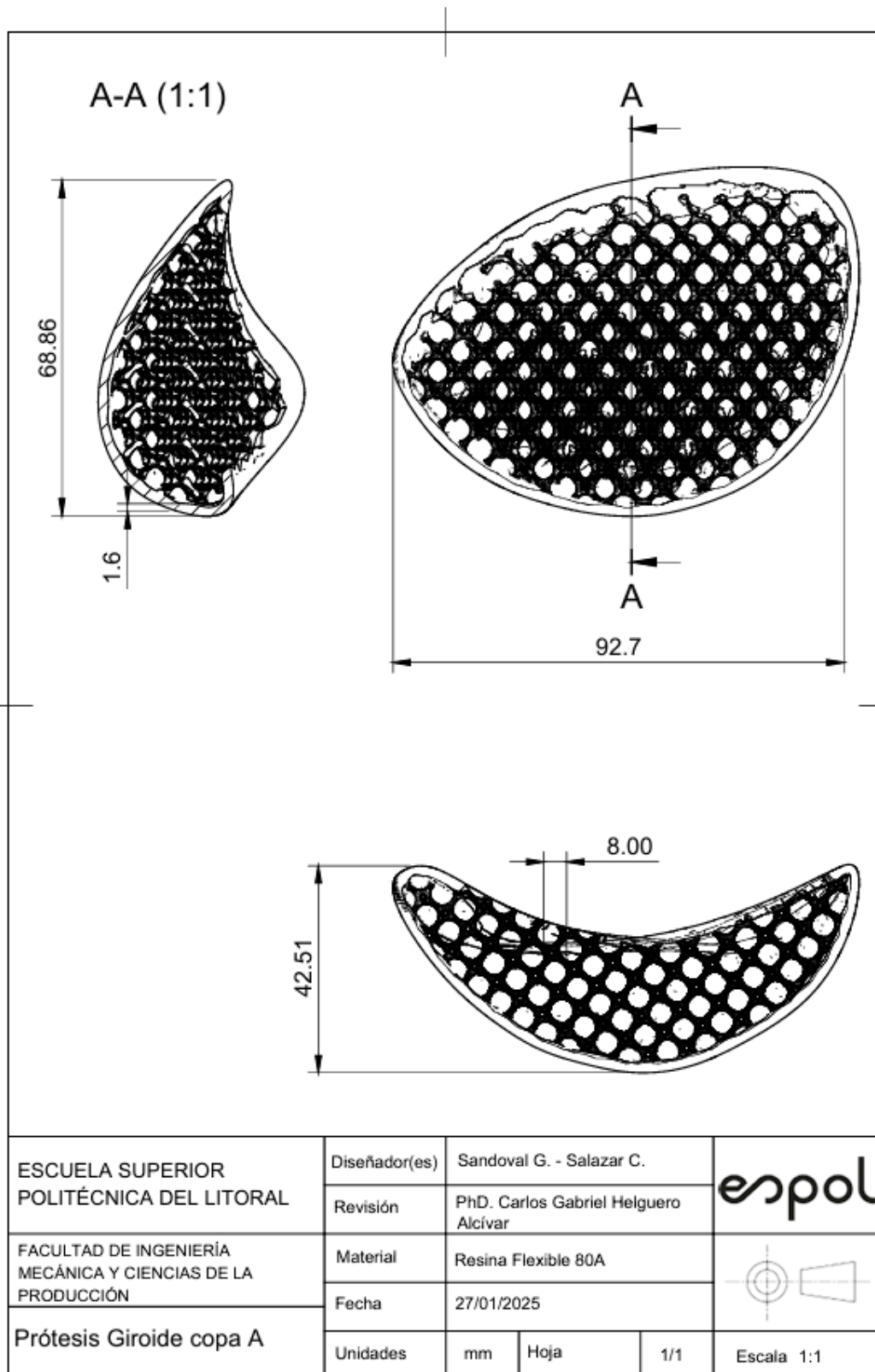
	METRIC ¹		IMPERIAL ¹		METHOD
	Green	Post-Cured ²	Green	Post-Cured ²	
Mechanical Properties					
Ultimate Tensile Strength ³	1.7 MPa	3.4 MPa	249 psi	487 psi	ASTM D 412-06 (A)
Stress at 50% Elongation	0.5 MPa	0.9 MPa	74 psi	134 psi	ASTM D 412-06 (A)
Stress at 100% Elongation	0.9 MPa	1.7 MPa	133 psi	246 psi	ASTM D 412-06 (A)
Elongation at Break	160%	160%	160%	160%	ASTM D 412-06 (A)
Shore Hardness	44	55	44	55	ASTM 2240
Compression Set (23 °C for 22 hours)	Not Tested	2.1%	Not Tested	2.1%	ASTM D 395-03 (B)
Compression Set (70 °C for 22 hours)	Not Tested	3.1%	Not Tested	3.1%	ASTM D 395-03 (B)
Tear Strength ⁴	8.2 kN/m	12.3 kN/m	46.8 lb/in	70.2 lb/in	ASTM D 624-00
Ross Flex Fatigue at 23 °C	Not Tested	800	Not Tested	800	ASTM D1052, (notched), 60° bending, 100 cycles/minute
Bayshore Resilience	Not Tested	18%	Not Tested	18%	ASTM D2632
Thermal Properties					
Glass transition temperature (Tg)	Not Tested	-34.5 °C	Not Tested	-30.1 °F	DMA

Nota. Tomando de Formlabs (2024)

Apéndice G: Planos de las Prótesis Impresas

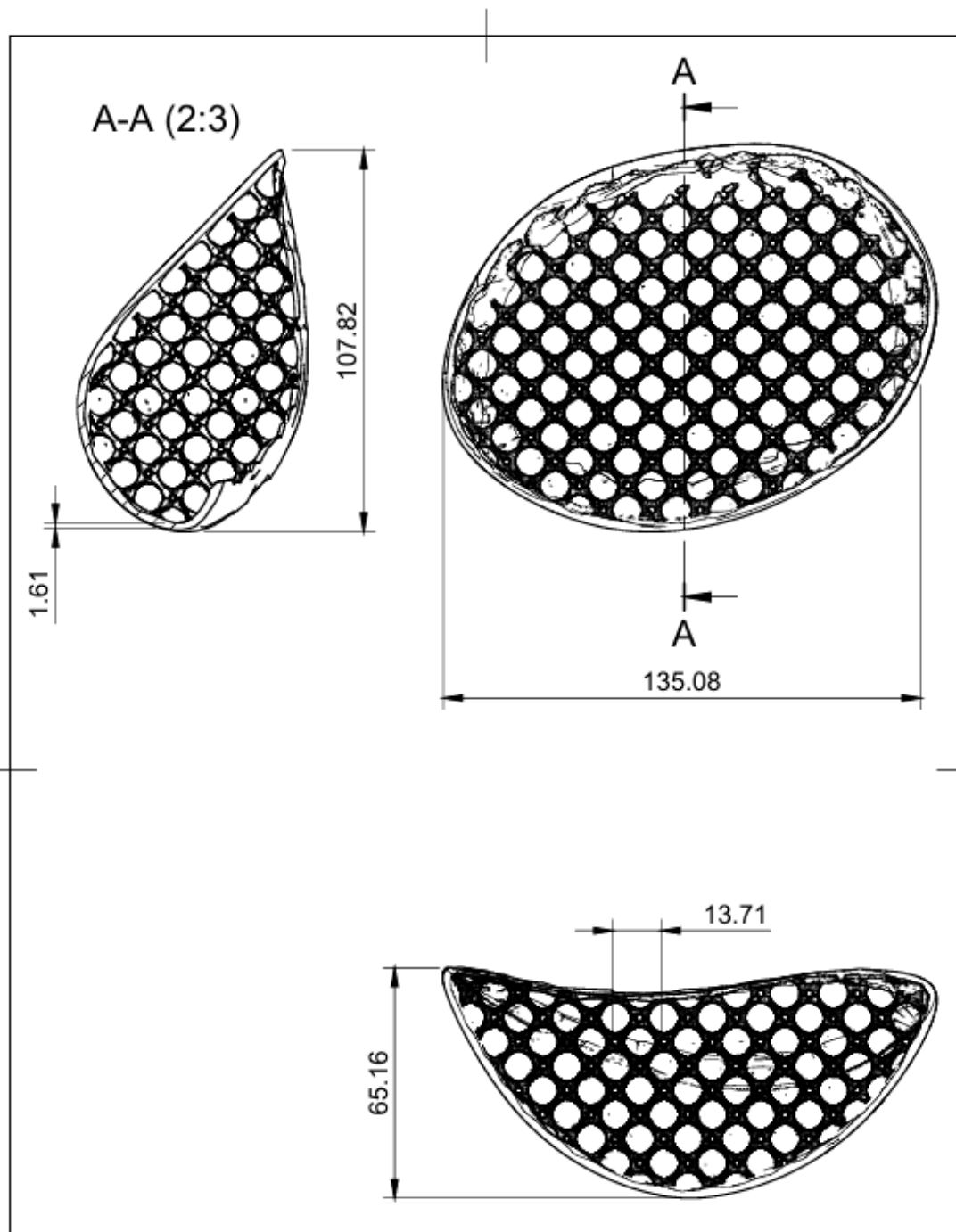
Plano 1

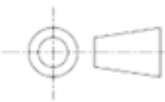
Plano de prótesis con estructura Gyroid para copa A



Plano 2

Plano de prótesis con estructura Gyroid para copa D



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL	Diseñador(es)	Sandoval G. - Salazar C.			
	Revisión	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcívar			
FACULTAD DE INGENIERÍA MECÁNICA Y CIENCIAS DE LA PRODUCCIÓN	Material	Resina Flexible 80A			
	Fecha	27/01/2025			
Prótesis Giroide copa D	Unidades	mm	Hoja	1/1	Escala 2:3