

Rediseño para manufactura aditiva de prótesis mamarias externas basado en datos anatómicos de escaneo tridimensional

por Alex Villacis

Fecha de entrega: 06-feb-2023 04:24p.m. (UTC-0500)

Identificador de la entrega: 2007940466

Nombre del archivo: 3247495_VILLACIS_-_ROMERO_-_PROTESIS_MAMARIAS_-_IIT_-_2022-3.pdf (8.85M)

Total de palabras: 29764

Total de caracteres: 154495

⁴
ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

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

Rediseño para manufactura aditiva de prótesis mamarias externas
basado en datos anatómicos de escaneo tridimensional

²
PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:
Ingeniero Mecánico

Presentado por:

Alex Gabriel Villacís Apolinario
Franklin Ariel Romero Murga

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2022

DEDICATORIA

Para mi madre, que siempre confió en todo lo que soñé; a mi padre por brindarme el sustento para hacer mi carrera en otra ciudad; a mis hermanos y amigos que me apoyaron durante todo el camino a la meta; a mi gato, Fito, que me acompañó durante varias noches largas haciendo tareas; y a mi héroe, que me enseñó que rendirse no es una opción y que solo se fracasa cuando se deja de intentar, Leo Messi.

Alex Gabriel Villacís Apolinario

A mis padres, quienes me dieron apoyo incondicional y mostraban su amor por mí en todo momento, a mi perro y mejor amigo el Sr. Peluche quien me ha acompañado desde que recibía clases en la escuela. Dedico este trabajo a mi hermana y verdaderos amigos que me han apoyado en este camino. En alguna ocasión Cristiano Ronaldo dijo: ⁶⁶es mi convicción que no hay límites para aprender, y esta frase se volvió mi lema durante la carrera.

Franklin Ariel Romero Murga

AGRADECIMIENTOS

Expreso mi más profundo agradecimiento al Ing. Carlos Helguero, tutor de este proyecto, por permitirnos trabajar con él, por sus retroalimentaciones acertadas y por poner a disposición sus equipos para el desarrollo de la tesis. También a aquellas voluntarias que participaron en el proceso de escaneo 3D, su aporte fue de inmenso valor para este proyecto. Y a mi compañero, por su paciencia, aportes y apoyo durante el todo el proceso, no creo haber podido encontrar a uno mejor.

Alex Gabriel Villacís Apolinario

¹ En primer lugar, agradezco a Dios por permitirme tener a mi familia completa en este punto de mi vida. Agradezco a mis padres por darme comida, techo y comodidades para desarrollar este proyecto. Quiero agradecer al Ing. Helguero por permitirnos trabajar con él y motivarnos en los momentos más complicados para no rendirnos. Agradezco a mi compañero por su gran esfuerzo y dedicación, su criterio fue muy importante en todo momento.

Franklin Ariel Romero Murga

DECLARACIÓN EXPRESA

"Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Alex Gabriel Villacís Apolinario* y *Franklin Ariel Romero Murga* damos nuestro consentimiento para que la ESPOL realice la comunicación pública de la obra por cualquier medio con el fin de promover la consulta, difusión y uso público de la producción intelectual"



Alex Gabriel Villacís Apolinario



Franklin Ariel Romero Murga

EVALUADORES

Francis Loayza Paredes, Ph.D.
PROFESOR DE LA MATERIA

Carlos Helguero Alcívar, Ph.D.
PROFESOR TUTOR

RESUMEN

El cáncer de mama es un problema de salud pública a nivel mundial, un método para eliminarlo es la mastectomía, que consiste en la extracción de una porción o totalidad de uno o ambos senos. En consecuencia, las pacientes utilizan prótesis mamarias externas, sin embargo, las que existen en el mercado no guardan una relación real con la forma, tamaño, peso, cicatriz y capacidad de deformación. Este proyecto pretende rediseñar una prótesis mamaria externa para incorporar el efecto de deformación basado en mediciones obtenidas mediante escaneos 3D, tomando en cuenta las restricciones de manufactura aditiva a fin de que esta sea imprimible.

Para obtener el modelo final, se procesó escaneos 3D con brasier y sin brasier, alineándolos y superponiéndolos, para medir la distancia entre ambas mallas en la zona del pecho de la voluntaria. Las medidas extraídas sirvieron de referencia para comparar el desplazamiento que debe alcanzar la prótesis. Para extraer el modelo de la prótesis se simuló la mastectomía en un seno y se usó el restante para obtener la forma que la prótesis debería tener y se le aplicó una estructura interna optimizada diseñada para impresión 3D.

Se encontró que en promedio el seno se levanta más de lo que se comprime, pues se obtuvo 25 mm de levantamiento y 18 mm de compresión. El método de diseño permitió que la estructura interna utilizada pueda ser implementada en todos los modelos extraídos, los cuales varían en forma y tamaño. De acuerdo con las mediciones de deformación de la prótesis se obtuvo que esta se desplaza 5mm utilizando resina flexible 80A como material de impresión.

El método desarrollado para la medición de deformación del seno es consistente, pues logró aplicarse en todas las voluntarias escaneadas de manera satisfactoria. El proceso para generar la prótesis permite que el modelo sea manufacturable mediante impresión 3D y que este pueda deformarse. Sin embargo, se recomienda continuar con la investigación a fin de encontrar un material que permita mayores niveles de deformación.

Palabras Clave: Prótesis mamaria externa, deformación, escaneos 3D, manufactura aditiva.

ABSTRACT

Breast cancer is a worldwide public health problem, one method to eliminate it is mastectomy, which consist of extracting a portion or totally one or both breasts. Consequently, patients use external breast prostheses, however, those that exist on the market have no real relationship with shape, size, weight, scar, and deformation capacity. This project aims to redesign an external breast prosthesis to incorporate the deformation effect based on measurements obtained by 3D scans, considering additive manufacturing restrictions so that it is printable.

To obtain the final model, 3D scans with bra and without bra were processed, aligning, and superimposing them, to measure the distance between both meshes in the volunteer's chest area. The extracted measurements served as a reference to compare the displacement that the prosthesis must reach. To extract the model of the prosthesis, mastectomy was simulated in one breast and the rest was used to obtain the shape that the prosthesis should have, and an optimized internal structure designed for 3D printing was applied.

It was found that, on average the breast rises more than it is compressed, since 25 mm of lift and 18 mm of compression were obtained. The design method allowed the internal structure used to be implemented in all extracted models, which vary in shape and size. According to the measurements of deformation of the prosthesis it was obtained that it moves 5mm using flexible resin 80A as printing material.

The method developed for the measurement of breast deformation is consistent since it was applied in all the scanned volunteers satisfactorily. The process to generate the prosthesis allows the model to be manufacturable by 3D printing and that it can be deformed. However, it is recommended to continue with the research to find a material that allows higher levels of deformation.

1 *Keywords: External breast prosthesis, deformation, 3D scans, additive manufacturing.*

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
ABSTRACT	II
ÍNDICE GENERAL	III
ABREVIATURAS	VI
SIMBOLOGÍA	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	IX
ÍNDICE DE TABLAS	XIII
ÍNDICE DE PLANOS	XIV
CAPÍTULO 1	1
1. Introducción	1
1.1 Definición del Problema	1
1.2 Justificación del proyecto	2
1.3 Objetivos	3
1.3.1 Objetivo General	3
1.3.2 Objetivos Específicos	3
1.4 Marco teórico	4
1.4.1 Anatomía del seno	4
1.4.2 Medidas de talla y copa del seno	5
1.4.3 Cáncer de mama	5
1.4.4 Mastectomía simple	6
1.4.5 Efecto psicológico de la mastectomía en la mujer	6
1.4.6 Prótesis mamarias	6
1.4.7 Planos corporales anatómicos	7
1.4.8 Métricas de evaluación del diseño	8
1.4.9 Manufactura aditiva	9

1.4.10	Diseño inicial de prótesis mamaria.....	10
2	CAPÍTULO 2	12
2.	Metodología	12
2.1	Normativas	12
2.2	Criterios de selección y aspectos técnicos	12
2.2.1	Definición de los criterios de selección.....	13
2.2.2	Definición de otros aspectos de carácter general.....	14
2.3	Alternativas de solución	14
2.3.1	Estructura sólida.....	15
2.3.2	Estructura de red.....	16
2.3.3	Estructura perforada.....	18
2.3.4	Aspectos de carácter general comunes entre alternativas.....	19
2.4	Matriz de decisión	20
2.5	Selección de la mejor solución	20
2.6	Detalle específico de solución	21
2.6.1	Obtención de medidas de desplazamiento y deformación en el seno por efecto del brasier.....	21
2.6.2	Análisis de las medidas de desplazamiento del seno por efecto del brasier.....	24
2.6.3	Diseño externo de la prótesis.....	25
2.6.4	Diseño interno de la prótesis	26
2.6.5	Criterios tomados en cuenta para la configuración del diseño interno de la prótesis	28
2.7	Técnica de impresión	30
2.7.1	Lavado y curado de resina.....	31
2.8	Validación de resultados obtenidos	32
2.9	Consideraciones éticas y legales	32

1	CAPÍTULO 3	33
3.	Resultados y análisis	33
3.1	Desplazamiento y deformación del seno por efecto del brasier	33
1	3.2 Diseño externo o forma de la prótesis	38
	3.3 Diseño interno prótesis	40
	3.4 Validación de deformación con modelos impresos	42
	3.5 Parámetros definidos	45
4	3.6 Análisis de costos	46
	3.6.1 Costos de equipos	46
	3.6.2 Licencias de programas	46
2	3.6.3 Costo de mano de obra	47
	3.6.4 Costo de producción por prótesis	47
	3.6.5 Precio de venta al público	48
	3.6.6 Comparación con otros productos similares en el mercado	49
	3.7 Análisis de resultados	49
4	CAPÍTULO 4	53
4.	Conclusiones y recomendaciones	53
	Conclusiones	53
	Recomendaciones	54
	BIBLIOGRAFÍA	
	APÉNDICES	

ABREVIATURAS

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
UML	Unified Modeling Language (Lenguaje Unificado de Modelado)
AHP	Analytic Hierarchy Process (Proceso de Análisis Jerárquico)
SLA	Stereolithography (Estereolitografía)
FDM	Fused Deposition Modeling (Modelado por Deposición Fundida)
FFF	Fused Filament Fabrication (Fabricación por Filamento Fundido)
SLS	Selective Laser Sintering (Sinterización Selectiva por Láser)
UV	Ultravioleta
CAD	Computer-aided Design (Diseño Asistido por Computadora)
STL	Standard Triangle Language (Lenguaje Estándar de Triángulos)
STEP	Standard for the Exchange of Product Data (Estándar para el intercambio de modelo de datos de producto)

SIMBOLOGÍA

d	Distancia
x_1, y_1, z_1	Coordenada inicial
x_2, y_2, z_2	Coordenada final
x, y, z	Vector unitario en dirección de los ejes de coordenadas
u	Desplazamiento
l_f	Longitud final
l_i	Longitud inicial
\bar{x}	Media
x_i	Datos medidos
S	Desviación estándar
n	Cantidad de datos
Σ	Sumatoria
m_s	Masa del seno
m_p	Masa de la prótesis
ρ_m	Densidad del material
V_s	Volumen del seno
V_p	Volumen de la prótesis
A_{ca}	Área de la cara anterior
t_{ca}	Espesor de la cara anterior
V_r	Volumen del relleno
$\%r$	Porcentaje de relleno
IC	Índice de consistencia
PC	Promedio de consistencia
RC	Razón de consistencia
K	Constante dependiente del número de criterios
mm	Milímetros
m^2	Metros cuadrados
s	Segundos
cm^3	Centímetros cúbicos
m^3	Metros cúbicos
g	Gramos

kg
°C

Kilogramos

Grados Celsius

ÍNDICE DE FIGURAS

Figura 1.1 Visualización esquemática de la configuración lobular interna del seno (Alcaraz Baños, 2009). En la imagen se observa el seno lactífero, tejido subcutáneo fibroadiposo, retináculo de la piel, la capa prepectoral y el espacio retromamario, así como la distribución de los ductos galactóforos y lóbulos mamarios.	4
Figura 1.2 Planos y ejes corporales anatómicos (Arado, 2011), los ejes se denominan: laterolateral, dorsoventral, craneocaudal y los planos: axial, sagital, coronal respectivamente.....	7
Figura 1.3 Propuesta de diseño seleccionada utilizando estructura interna (Bravo Villa & Garzón Basurto, 2020) se puede observar un diseño en la cara frontal, cuya finalidad es asemejar el comportamiento de la prótesis al de un seno real. Internamente se aprecia una forma esférica que sirve como base para el diseño externo.	11
Figura 2.1 Vista en corte de la propuesta con estructura interna sólida, el corte está en el plano YZ y se observa una superficie continua.....	15
Figura 2.2 Vista en corte de la prótesis con estructura de red, el corte está en el plano YZ, la superficie de corte es discontinua por la estructura presente, la sección de color rosado representa la superficie rellena, mientras que la superficie gris indica espacios vacíos en el que se observa una estructura optimizada.	16
Figura 2.3 Vista en corte de la propuesta con estructura perforada, el corte está en el plano YZ y se observa una superficie discontinua. La sección rosada con líneas azules es la superficie de corte, mientras que el color gris indica las perforaciones realizadas en el diseño.....	18
Figura 2.4 UML detallado del procedimiento para obtener medidas a partir de un escaneo 3D. a) Detalla los pasos: adquisición de datos, limpieza y alineación de escaneos, para estos pasos se utilizan los programas: Meshmixer, Geomagic Design X. b) Detalla los pasos: obtención de CAD de referencia y obtención de medidas, se requiere utilizar los programas: Fusion 360 y Geomagic Control X.	23
Figura 2.5 Ubicación de área extirpada del seno para una mastectomía simple (Cirugías de la mama, 2017) este proceso involucra un vaciado axilar, el corte se realiza alrededor del pezón siguiendo un trazado elíptico para poder cerrar nuevamente el corte. La geometría del área extirpada puede cambiar dependiendo de la forma y tamaño del seno.....	25

Figura 2.6 UML detallado del procedimiento para el diseño externo de la prótesis. Se divide en tres pasos: diseño de la cara frontal de la prótesis a partir del seno sano, diseño de la cara posterior con acople para la cicatriz, y finalmente una mejora en la curvatura de la prótesis..... 26

Figura 2.7 UML detallado para la generación de la estructura interna de la prótesis, se divide en tres pasos: la generación de grupos de caras se debe agrupar en dos caras, la frontal y posterior; generación de la estructura interna, definiendo el tamaño, espaciado, solidez y desfase del giroide; finalmente al sólido se lo transforma en malla para que pueda ser editado en el siguiente programa. 27

Figura 2.8 Representación gráfica del proceso de impresión por estereolitografía, empezando desde la generación y edición del diseño en 3D desde un programa CAD, se cambia el formato del archivo, se divide en varias capas para su impresión y finalmente se direcciona un láser UV sobre la resina para endurecerlo siguiendo el patrón generado en cada capa de impresión..... 31

Figura 3.1 Superposición de los escaneos 3D con brasier (azul, formato .STL) y sin brasier (plomo, formato .STEP). El área de los pezones sobresale respecto al escaneo con brasier, lo que significa que esa área se comprime. 33

Figura 3.2 Resultados de la comparación 2D de ambos senos del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, el seno se levanta 9 mm y se comprime 35 mm. 34

Figura 3.3 Resultados de la comparación 3D en la zona del pecho del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, la zona roja indica que esa área del seno se levanta, mientras que la zona azul indica que se comprime. Los senos se levantan 25 mm y se comprimen 32 mm. 34

Figura 3.4 Resultados de la comparación 2D del seno derecho del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, el seno se levanta 19 mm y se comprime 34 mm. 35

Figura 3.5 Resultados de la comparación 3D del seno derecho del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, la parte inferior se comprime 29 mm, mientras que la zona por encima del pezón se levanta 25 mm. 35

Figura 3.6 Resultados de la comparación 2D del seno izquierdo del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, el seno se levanta 22 mm y se comprime 34 mm. 36

Figura 3.7 Resultados de la comparación 3D del seno izquierdo del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, la parte inferior se comprime 32 mm, mientras que la zona por encima del pezón se levanta 25 mm.	36
Figura 3.8 Resultados de desplazamientos del seno por copa. Se muestran los promedios de levantamiento y compresión y sus valores máximos.....	37
Figura 3.9 Escaneo sin brasier de voluntaria, se recorta la cabeza para mantener la privacidad de la voluntaria. La paciente mantiene la postura adecuada para el escaneo, con las manos en la cintura, la espalda recta y hombros relajados. Se escaneó utilizando el Escáner 3D Structure Sensor.	38
Figura 3.10 Escaneo sin brasier de voluntaria con simulación de seno derecho mastectomizado, esto con el fin de incluir una marca de cicatriz en el pecho y que pueda ser considerado en el diseño de la prótesis.	39
Figura 3.11 Diseño externo de prótesis. Vista frontal y posterior. Se conserva la forma externa del seno sano de la voluntaria junto con la cicatriz de la mastectomía	39
Figura 3.12 Superposición de prótesis sobre escaneo de mujer mastectomizada, se observa la simetría en el pecho, estéticamente cumple con su propósito la prótesis.	40
Figura 3.13 Ajuste de prótesis sobre el pecho de mujer mastectomizada, la piel no es una superficie rígida fija, por lo que en su base se agregó un pequeño levantamiento en la parte superior para compensar el hundimiento en la piel.....	40
Figura 3.14 Diseño con estructura interna con un porcentaje de relleno del 89%, tamaño de giroide 15mm y para la cara frontal 5mm de espesor, diseño obtenido de Fusion 360.	41
Figura 3.15 Simulación de impresión en PreForm, se verifica que el diseño es imprimible, se generan 825 capas y el tiempo de impresión es de 23h aproximadamente, esto se debe a la cantidad de resina utilizada.....	42
Figura 3.16 Prótesis impresa con el 50% de relleno en resina flexible 80A, 5 mm de espesor en la cara frontal y 15 mm de tamaño de giroide	43
Figura 3.17 Evaluación de prótesis impresa en resina 80A con 50% de relleno, 5mm de espesor en cara frontal y giroide de 15mm. No presenta deformación ante una leve carga aplicada con el pulgar a la altura del pezón.	43
Figura 3.18 Prótesis impresa con el 20% de relleno con resina flexible 80A, se utilizó una modelo diferente para este diseño para demostrar la personalización de la prótesis.	44

Figura 3.19 Evaluación de prótesis impresa en resina 80A con 20% de relleno, 5mm de espesor en cara frontal y giroide de 15 mm. Presenta una deformación de 5mm aproximadamente. 44

Figura 3.20 Modelo de prótesis con 20% de relleno, 4 mm de espesor en la cara frontal y 25 mm de tamaño de celda del giroide 45

ÍNDICE DE TABLAS

Tabla 2.1 Definición del peso para cada criterio con la ponderación respectivas a las alternativas de solución	20
Tabla 2.2 Calificación final para cada alternativa de solución.....	21
Tabla 3.1 Resultados del análisis de desplazamiento del seno por efecto del brasier considerando todas las voluntarias escaneadas	37
Tabla 3.2 División de etapas del proceso de diseño para el análisis de costos.....	46
Tabla 3.3 Costo por adquisición de equipos.....	46
Tabla 3.4 Costo por adquisición de licencias de programas	47
Tabla 3.5 Costos de salarios mensuales del personal.....	47
Tabla 3.6 Costo de producción promedio por prótesis.....	48
Tabla 3.7 Estimación del precio de venta al público	48
Tabla 3.8 Punto de equilibrio en la producción y venta de prótesis.....	49
Tabla 3.9 Precios de prótesis mamarias externas existentes en el mercado	49

1 **INDICE DE PLANOS**

PLANO 1 Prótesis mamaria externa seno derecho.....107

CAPÍTULO 1

1. INTRODUCCIÓN

En 2012, Ecuador tuvo una incidencia de casos de cáncer de mama entre 136.1 a 219.7 casos por cada 100 000 personas, en mujeres de entre 50 a 85 años; de estos casos, la mortalidad es mayor en mujeres de entre 60 a 85 años, pues fallecen de 25.1 a 88.9 mujeres por cada 100 000 personas, acorde con los datos recopilados por GLOBOCAN (2012). Solo en Guayaquil, en el año 2015, se registraron 520 casos nuevos de cáncer de mama en mujeres, lo cual es un incremento del 12% en comparación con el año anterior, el rango de mujeres afectada fue desde los 60 a 74 años (Tanca, Real, Jaramillo, & Quinto, 2019).

Uno de los principales factores que influye en el índice de mortalidad es la detección tardía, esto se muestra en un registro realizado entre el 2003 y 2008 por el Sistema de Información de Cáncer de la Mujer en México, en donde se clasifican los tipos del cáncer al momento de su detección obteniendo: en estadios 0 y I el 7.4%, en estadio II el 32.8%, en estadio III el 30.0%, en estadio IV el 7.4% y no clasificable el 20.6%; esto implica que el 90.8% de los casos son detectados en etapas tardías por lo que las posibilidades de supervivencia de la paciente disminuyen, además que es necesario el uso de tratamientos agresivos debido a que en estas etapas la evolución clínica es poco favorable (Martínez, Uribe, & Hernández, 2009). Es por esta razón que el uso de técnicas para la detección del cáncer de mama permitirían detectar anomalías a tiempo lo cual aumentaría la posibilidad de supervivencia y los métodos usados serían poco agresivos, entre estas técnicas se encuentran la autoexploración manual, que se recomienda se realice de forma periódica a partir de los 20 años de edad, un examen clínico anual a partir de los 25 años de edad, y una mamografía cada 2 años a partir de los 40 años (López, Torres, Blanco, Hernández, & Knaul, 2014).

1.1 Definición del Problema

Entre los tratamientos para combatir el cáncer de mama se tienen las cirugías conservadoras de la mama, quimioterapia, radioterapia y otros tratamientos adyuvantes. Sin embargo, en ocasiones se requiere la extirpación del seno o mastectomía, que no solo deja una huella física, también una psicológica; pues la ausencia de uno de sus senos causa la mujer se perciba diferente a sí misma. Una solución posterior sería

someterse a una cirugía de reconstrucción de seno, sin embargo, muchas deciden no someterse a una nueva cirugía debido al trauma que les ocasionó la primera intervención, o miedo a la recidiva.

Las mujeres prefieren el uso de prótesis mamarias externas, que se usan dentro de la ropa para minimizar el impacto visual por la ausencia del seno. Sin embargo, este tipo de prótesis existentes en el mercado presentan los siguientes problemas: (1) son costosas, lo cual no las hace accesibles para pacientes de bajos recursos, (2) el peso no es el adecuado, de modo que se vuelve notorio su uso debido a la asimetría que se genera en los senos, provocando incluso problemas de espalda, cuello y hombros, (3) no toman en cuenta aspectos específicos como forma y tamaño de la cicatriz, por lo que puede presentar molestias en dicha zona debido al poco contacto con la superficie del pecho, (4) su diseño de forma y tamaño está basado en medidas estándar, por lo que puede llegar a ser muy notoria la diferencia visual con el seno sano durante su uso.

Un proyecto de materia integradora ⁸⁶ realizado en la Escuela Superior Politécnica del Litoral por los estudiantes María Bravo y Junior Garzón, explora la posibilidad de elaborar una prótesis mamaria externa utilizando manufactura aditiva, sin embargo, esta investigación fue desarrollada a partir de datos obtenidos del escaneo 3D de un maniquí. En dicho proyecto, las simulaciones realizadas solo consideran la aplicación de una fuerza puntual en diferentes puntos de la prótesis, más no se considera la deformación del seno debido al brasier pues no se tenía una fuente de información con esos datos. Otro factor influyente en este proyecto fue el ⁴³ diseño de la estructura interna de la prótesis, pues se utiliza una estructura optimizada para ahorrar material y otorgarle flexibilidad a la prótesis sin que se deforme plásticamente, dicho estructura al encontrarse dentro de la prótesis trae problemas durante la impresión, ya que se deben generar soportes para obtener una separación entre la estructura, y al estar encapsulada se vuelve imposible retirarlos sin dañar la prótesis. (Bravo & Garzón, 2020)

1.2 Justificación del proyecto

Habiendo planteado los problemas actuales de las prótesis mamarias y los problemas del diseño propuesto por los autores antes mencionados, ¹ este proyecto pretende utilizar escaneos 3D para extraer la forma de un seno real y analizar su deformación por efecto del uso del brasier; emplear diseño 3D para crear una prótesis con una estructura interna que soporte los esfuerzos aplicados, conservando la forma

del seno extraída de los escaneos 3D; y valerse de la ¹ manufactura aditiva para la creación de un tipo de prótesis mamaria externa personalizada que se asemeje a un seno real cumpliendo parámetros como forma, tamaño, peso y deformación, a fin de otorgar un producto capaz ⁵⁸ de mejorar la calidad de vida de aquellas mujeres que han sido mastectomizadas de un seno. La impresión 3D, o manufactura aditiva, ha sido utilizada para diseños personalizados en diferentes materiales, demostrando que para tales aplicaciones es especialmente útil y decisiva. Debido al avance tecnológico que representa, permite elaborar diseños con formas poco usuales y en extremo complejas, las cuales serían muy difícil o quizá imposible obtenerlas con procesos de manufactura habituales, por lo que esta tecnología representa un ahorro de tiempo en la fabricación.

² 1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Rediseñar un prototipo de prótesis mamaria externa personalizada, utilizando datos de escaneo tridimensional y las restricciones de la manufactura aditiva para aproximar su forma y comportamiento ante la deformación a un seno saludable.

² 1.3.2 Objetivos Específicos

1. Recopilar datos anatómicos de voluntarias utilizando escaneo tridimensional para entender el efecto del brasier en la deformación del seno.
2. Rediseñar el primer prototipo virtual obtenido en otro proyecto de materia integradora ¹ tomando en cuenta las restricciones de la manufactura aditiva para eliminar la presencia de soportes dentro de la estructura de la prótesis y así minimizar el trabajo de retirarlos.
3. Rediseñar el primer prototipo virtual obtenido en otro proyecto de materia integradora a partir de los datos levantados usando escaneo 3D para incluir el efecto de la deformación producida por el brasier.

1.4 Marco teórico

1.4.1 Anatomía del seno

La anatomía del seno se refiere a su estructura corporal, define su forma y funcionalidad durante el desarrollo del cuerpo humano en el tiempo. Las glándulas mamarias, o senos, están ubicadas sobre músculos pectorales entre la tercera y séptima costilla a la derecha e izquierda del esternón, el seno se extiende desde el borde del esternón hasta la axila. En la adultez, los senos pueden llegar a medir en promedio **11 cm de altura, 13 cm de anchura, y** llegar a pesar entre 400-900 g. La estructura anatómica del seno está compuesta por: piel, pezón, areola, ligamento de Cooper, islote graso intramamario, tejido graso retromamario, tejido graso subcutáneo, conducto galactóforo, lóbulo, tejido conjuntivo, músculo pectoral mayor y menor, costillas.

Los conductos galactóforos son una red que va de ductos mayores y se ramifica en menores, estos ductos empiezan en el pezón y se ramifican hacia dentro de la mama. Esta red ductal de drenado se lo conoce como lóbulo de la mama. Un seno está conformado por varios lóbulos, los cuales están entrelazados, por lo que es imposible extirpar quirúrgicamente un solo lóbulo (Hassiotou & Geddes, 2013).

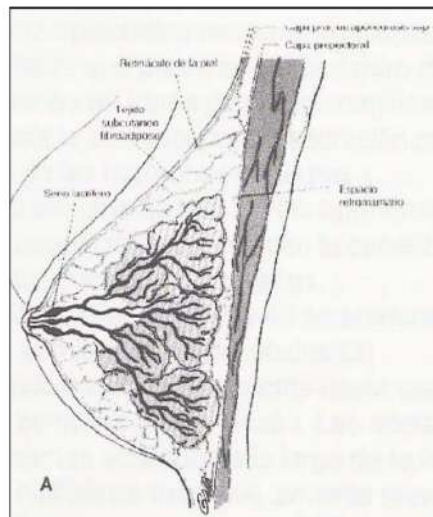


Figura 1.1 Visualización esquemática de la configuración lobular interna del seno (Alcaraz Baños, 2009). En la imagen se observa el seno lactífero, tejido subcutáneo fibroadiposo, retináculo de la piel, la capa prepectoral y el espacio retromamario, así como la distribución de los ductos galactóforos y lóbulos mamarios.

1.4.2 Medidas de talla y copa del seno

La talla hace referencia a la medida del contorno en la base del torso por debajo del busto, la cual por lo general está dada en pulgadas (debido a que la mayor fuerza textil está dada en Estados Unidos, que usa el Sistema Ingles de medidas); empezando desde el 32 como la talla más pequeña, e incrementando solo en pares: 34, 36, 38, hasta llegar 44 como la talla más grande. Sin embargo, las tallas no están limitadas a estos valores debido a la variedad de tamaños y formas del cuerpo de las mujeres.

La medida de la copa se obtiene del contorno más prominente del busto, generalmente a la altura de los pezones, dicha medida se representa por las letras A, B, C y D, siendo A la más pequeña y D la más grande. Sin embargo, la manufactura no se limita a estas copas debido a la variedad de formas y tamaños de cuerpos de las mujeres. Para encontrar la talla adecuada de brasier se debe tomar la medida de la talla y copa según la explicación dada en los párrafos anteriores. Si la diferencia de medida entre la talla y la copa es una pulgada, corresponde a copa A; si es dos pulgadas, copa B; si es tres pulgadas, copa C; si es cuatro pulgadas, copa D. Por ejemplo, si la medida del torso es 36 pulgadas y la del busto es 39 pulgadas, la diferencia es 3 pulgadas por lo que la medida del brasier será talla 36 copa C. (Louise, 2020)

1.4.3 Cáncer de mama

El cáncer de mama es una enfermedad compleja, estudiada a través de varios aspectos patológicos. La probabilidad de padecer cáncer de mama es directamente proporcional a la edad. Otros factores como: genética, nivel socioeconómico, estilo de vida y lugar de residencia también influyen en las posibilidades de una mujer para padecer esta enfermedad.

El cáncer de mama se detecta por la presencia de tumores palpables en las mamas. Estos carcinomas se clasifican, histológicamente, en dos: invasivo e in situ. El carcinoma invasivo se distingue cuando invade las glándulas mamarias tras introducirse en el estroma mamario, y puede llegar a afectar los ganglios linfáticos regionales y a distancia y, los vasos sanguíneos. Los carcinomas también son clasificados según su composición y locación en el seno, pueden ser: metaplásico, papilar, medular, mucinoso, tubular y lobulillar.

El cáncer de mama tiene 4 etapas en total, siendo la etapa I la que menor riesgo presenta y va aumentando hasta la etapa IV. Esta enfermedad no presenta síntomas en

sus tempranas etapas sino hasta cuando está avanzada y es poco tratable; debido a eso, en el período inicial de la enfermedad solamente puede ser detectada a través de una mamografía. Los síntomas que produce el cáncer de mama son, entre los principales: tumores recientes que difieren de tamaño, secreción extraña del pezón, enrojecimiento o ⁵¹piel de naranja, retracción del pezón, bultos en la axila e hinchazón del brazo (Martín, Herrero, & Echavarría, 2015).

1.4.4 Mastectomía simple

Es el tratamiento menos agresivo de todos, por ende, de menor consecuencia estética, ya que únicamente se extirpa la mama, sin vaciamiento axilar, parte del proceso involucra retirar una porción de huso de piel, el cual incluye el pezón. Este procedimiento los médicos prefieren realizarlo cuando están presentes tumores pequeños, menores de 2 cm, y ganglios axilares negativos (González, 1986), también se puede llevar a cabo con pacientes que tengan ganglios axilares positivos, ya que, en ambos casos no se presenta una diferencia en el porcentaje de sobre-vida.

1.4.5 Efecto psicológico de la mastectomía en la mujer

La mujer tiene un papel fundamental tanto en la sociedad como en el hogar, cuando se le diagnostica cáncer de mama sufren de un golpe psicológico fuerte. Los senos son fundamentales para una mujer desde diferentes perspectivas, que van desde lo estético hasta su papel en la nutrición de recién nacidos. Cuando una mujer es mastectomizada sufre una serie de implicaciones emocionales y efectos adversos, el principal trastorno mental que sufre la mujer es la depresión, ya que se ve afectada su autoestima, otro factor influyente en el daño psicológico es el miedo a la recidiva (Pérez Freixes, 2020). La naturaleza de la enfermedad y la evolución de esta generan gran preocupación en la paciente, ya que específicamente este tipo de cáncer es el de mayor tasa de mortalidad.

1.4.6 Prótesis mamarias

Las prótesis mamarias son una solución a la reconstrucción mamaria postoperatoria. Mediante una prótesis se busca reemplazar estéticamente un seno sano, sin embargo, no es posible replicar su funcionamiento fisiológico. Existen diferentes tipos de prótesis, en el caso de este proyecto se desarrolla una prótesis mamaria externa (o

de silicona), la cual va colocada en el brasier, esta se puede utilizar y retirar en cualquier momento que la mujer desee ya que no se requiere de una operación quirúrgica para implementarlas. Los factores importantes por considerar en una prótesis mamaria es su forma, tamaño y peso, ya que, si alguno de estos parámetros no es similar al seno sano podrían forzar los músculos de la espalda y esto generaría molestias y dolor en la mujer (Breastcancer, 2022).

1.4.7 Planos corporales anatómicos

Dado que se usaron escaneos 3D en los que eran visibles todo el torso y parte de las piernas, se utilizó terminología y métodos de división del cuerpo, utilizando los siguientes planos y ejes:

- **Plano sagital:** es aquel que divide al cuerpo en partes iguales izquierda y derecha.
- **Plano coronal o frontal:** es el que divide el cuerpo en partes iguales anterior y posterior.
- **Plano transversal:** el cual divide al cuerpo en partes superior e inferior.
- Eje lateral: también denominado transversal u horizontal, representa el eje x.
- Eje longitudinal: también denominado vertical, craneocaudal, representa el eje y.
- Eje sagital: también denominado ventrodorsal, anteroposterior, representa el eje z (Norton & Olds, 1996).

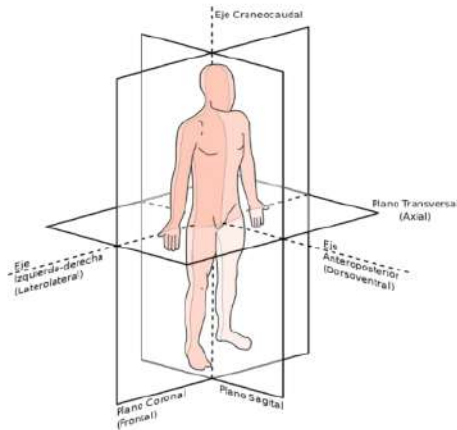


Figura 1.2 Planos y ejes corporales anatómicos (Arado, 2011), los ejes se denominan: laterolateral, dorsoventral, craneocaudal y los planos: axial, sagital, coronal respectivamente.

1.4.8 Métricas de evaluación del diseño

1.4.8.1 Distancia entre puntos entre escaneos.

La distancia entre dos puntos definidos dentro de un mismo espacio se puede medir utilizando el principio de Pitágoras, el cual indica que el cuadrado de la distancia es la suma cuadrática de las proyecciones en todos los ejes. Para ello se hace uso de la ecuación 1.1:

$$d = \sqrt{(x_2 - x_1)^2 + (y_2 - y_1)^2 + (z_2 - z_1)^2} \quad (1.1)$$

Donde: d es la distancia entre puntos; x, y, z son las coordenadas en las que se encuentra el punto, y los subíndices 1 y 2 representan los instantes en los que se está analizando la situación.

1.4.8.2 Desplazamiento y deformación del seno.

Un cuerpo sólido está constituido por un arreglo de partículas, las cuales pueden variar su posición por acción de las cargas que se ejerzan sobre este. Cuando el cuerpo tiene restricciones de movimiento, la aplicación de cargas genera momentos y por ende deforma el sólido, es decir, ciertos puntos se desplazan respecto a su posición inicial. Dependiendo de la dirección relativa del movimiento entre las partículas, la deformación puede ser por tensión o por compresión. Y se la calcula con la ecuación 1.2:

$$\varepsilon = \frac{l_f - l_i}{l_i} \quad (1.2)$$

Donde, ε es la deformación, l_f representa la longitud final (al llevar al análisis a una viga esbelta), y l_i a la longitud inicial. Nótese entonces que esta ecuación representa la deformación unitaria debido a que solo considera una dirección, pero el análisis puede ampliarse a tres dimensiones tomando como base la ecuación antes planteada, analizando las deformaciones en cada una de las direcciones por separado. Nótese también que la ecuación de deformación plantea la variación de longitud en relación de la longitud inicial, para obtener un valor porcentual de cuánto se ha desplazado ese punto del sólido. Aunque la variación de la longitud final con la longitud inicial se denomina elongación, el problema radica en que el concepto solo encaja cuando se produce una carga de tensión que alarga el material, por lo que el término desplazamiento puede englobar el efecto tanto de tensión y compresión. Es así como el efecto del brasier sobre el seno puede analizarse como el desplazamiento y deformación en base a las medidas tomadas de los escaneos 3D.

1.4.8.3 Promedio de las medidas de deformación

Existe gran variedad de diferencias entre los cuerpos de las personas, ya sea por el tamaño o la forma, por lo que el realizar una medición en una misma zona puede dar valores en un rango bastante amplio. Al agrupar los valores que comparten características similares en la medición se obtiene un rango más pequeño, y a fin de obtener un valor que represente todo el conjunto, se puede sumar todos estos valores y dividir el resultado para el número de valores, a esto se le conoce como media aritmética, ecuación 1.3.

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n} \quad (1.3)$$

Donde, \bar{x} es el valor de media aritmética o promedio, x_i representa cada uno de los valores de medición, y n es la cantidad de valores medidos.

1.4.8.4 Desviación estándar de las medidas de deformación

Dado que los rangos de valores de una medición pueden ser amplios, la desviación estándar permite obtener información sobre la variación o dispersión de los datos respecto a la media. El valor de desviación estándar puede ser mayor o igual a cero; si esta tiene un valor pequeño significa que las mediciones se encuentran cerca de la media y por el contrario si el valor de la desviación, las mediciones se encuentran alejados de la media. Esta variable puede proporcionar información relevante para tomar decisiones sobre el grupo de datos, como cuán confiables es el método de medición o cuán correcto sería generalizar las características de los datos para analizarlos. La ecuación 1.4 se usa para una muestra de la población.

$$S = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}} \quad (1.4)$$

Donde, S es la desviación estándar de la de muestra, n es la cantidad de datos analizados, \bar{x} es la media aritmética, x_i representa cada uno de los valores medidos.

1.4.9 Manufactura aditiva

Para la fabricación de prótesis mamarias no se puede utilizar procesos de mecanizado convencionales, ya que estos se caracterizan principalmente por retirar material ya sea por arranque de viruta o abrasión. Debido a que las prótesis deben ser de un material flexible y ligero, como es la silicona, se recomienda utilizar un proceso de

manufactura aditiva. Este tipo de manufactura se la conoce también como “impresión 3D”, sin embargo, no son lo mismo. La manufactura aditiva se fundamenta en la superposición de material en capas micrométricas (Moreno Sánchez, Molina Gil, Francés Reynoso, & Becerril Rosales, 2018). Según el material utilizado, existen diferentes procesos de fabricación aditiva: Estereolitografía (SLA), Modelado por deposición fundida (FDM), Fabricación de filamento fundido (FFF), Sinterización selectiva por láser (SLS).

1.4.9.1 Estereolitografía (SLA)

Este tipo de fabricación se basa en la solidificación del material (resina o silicona) al ser sometido a radiación ultravioleta a través de un conjunto de lentes y espejos, esta técnica se la conoce como fotopolimerización en cubeta. La metodología empleada por esta técnica es la siguiente: Se dispara un láser UV, el cual pasa a través de un conjunto de lentes y espejos para direccionar el láser en un punto preciso. El equipo contiene resina en una cubeta y una plataforma sumergida en el interior, esta plataforma va anexada a un elevador. Cuando el haz de láser entra en contacto con la resina sobre la plataforma se genera una reacción de polimerización, el cual cura la resina. Progresivamente el haz de láser dibuja capa por capa sobre la resina siguiendo el patrón indicado por el archivo STL exportado al equipo. Para fabricar piezas utilizando la técnica SLA se deben seguir los siguientes pasos:

- Selección de resina curable por UV
- Diseño de pieza en programa CAD
- Conversión de formato CAD a STL
- Exportación de archivo a la impresora SLA
- Impresión de pieza
- Limpieza de pieza
- Inspección de pieza
- Post-curado

1.4.10 Diseño inicial de prótesis mamaria

Se desea mejorar la calidad de prótesis existentes en el mercado actual, con la finalidad de aproximar en forma, tamaño y peso, a tal punto de generar la sensación de un seno real. De acuerdo con los criterios de los primeros autores, se realizó un primer

diseño, el cual indica que la prótesis debe: tener un diseño interior con estructura optimizada, y un sistema de sujeción utilizando un sujetador (Bravo Villa & Garzón Basurto, 2020).

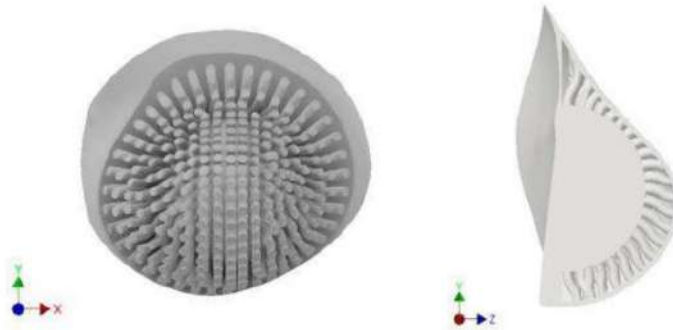


Figura 1.3 Propuesta de diseño seleccionada utilizando estructura interna (Bravo Villa & Garzón Basurto, 2020) se puede observar un diseño en la cara frontal, cuya finalidad es asemejar el comportamiento de la prótesis al de un seno real. Internamente se aprecia una forma esférica que sirve como base para el diseño externo.

1 CAPÍTULO 2

2. METODOLOGÍA

En esta parte del documento se detalla el procedimiento realizado para diseñar la prótesis mamaria. Se realizó un escaneo tridimensional a varias mujeres, las cuales se ofrecieron voluntariamente a colaborar con este proyecto, este escaneo constó en tres etapas: con blusa, con brasier, sin brasier. Se procesó la información de los escaneos para obtener parámetros de deformación en los diferentes planos: frontal, sagital y transversal. A partir de la forma general del seno se diseñó la parte exterior y se propusieron diferentes alternativas para el diseño interno de la prótesis. Se definió criterios de selección y aspectos generales con los cuales se evaluó cada propuesta de solución hasta la selección de la propuesta más adecuada.

2.1 Normativas

ISO 9001: Define los lineamientos para mejorar la Gestión de Calidad, es una normativa con muchas certificaciones la cual demuestra que es un producto confiable. (ISO, 2015)

ISO 14001: Define los lineamientos para la Gestión de Medio Ambiente, ayuda a reducir el índice de contaminación causado por la producción. (ISO, 2015)

ISO 14971:2019: Define una serie de lineamientos para desarrollar un mejor criterio para gestionar riesgos vinculados con el uso de productos sanitarios. Esta norma relaciona la intuición, la opinión y la experiencia en un esquema metódico. (INEN, 2014)

NTE INEN-ISO 22523: Esta norma demuestra que una prótesis de miembros y órtesis externas son productos sanitarios, describe los requisitos y métodos de ensayo de resistencia, material y restricciones. (INEN, 2014)

NTE INEN-ISO 10993-1: Define los lineamientos, mediante una gestión de riesgos, la evaluación y ensayos de productos sanitarios, así como de dispositivos médicos. (INEN, 2014)

85 2.2 Criterios de selección y aspectos técnicos

Los criterios de selección son utilizados para definir prioridades en el diseño y calificar de forma cuantitativa las diferentes propuestas de solución. Estos criterios deben

abarcando diferentes perspectivas para cumplir con el propósito principal de la prótesis, generar la sensación realista de un seno en una mujer mastectomizada. Así mismo, se analizan aspectos técnicos globales para cada alternativa propuesta, estos aspectos evalúan las propuestas de solución y su influencia en la sociedad actual, ya sea esta positiva o negativa.

2.2.1 Definición de los criterios de selección

Comportamiento: se refiere a la capacidad de la prótesis para deformarse ante un estímulo externo como si fuera un seno natural, este criterio evalúa el diseño interno y externo de la prótesis.

Costo de producción: se refiere a la inversión económica requerida para la producción de la prótesis, en este criterio influye el costo de impresión y costo de materia prima en el mercado actual.

Tiempo de fabricación: se refiere a la cantidad de horas requeridas para la fabricación de una prótesis, esto involucra tiempo de escaneo, procesamiento de datos, diseño de CAD, impresión, curado de material y todo procedimiento post-impresión.

Peso: se refiere a la capacidad de la prótesis de igualar el peso de un seno real, dentro de este criterio se evalúa el tipo de material y la cantidad utilizada.

Generación de la estructura interna: se refiere al diseño interno de la prótesis y su eficiencia, este criterio está relacionado con el Comportamiento; se evalúa la estabilidad de la estructura y facilidad de diseño.

Generación de residuos: se refiere a la cantidad de material residual durante el proceso de impresión, en este criterio se evalúa la cantidad de desechos generados, su capacidad de ser reciclados y el impacto ambiental generado.

Manufacturabilidad: se refiere a la capacidad del diseño para ser físicamente imprimible, esto debido a las limitantes presentes en el proceso de impresión 3D, este criterio evalúa la facilidad y tiempo de impresión, así como también todo proceso post-impresión.

Confiabilidad: se refiere a la confiabilidad que el diseño de la prótesis transmite a la paciente, este criterio refleja el cumplimiento del propósito de la prótesis, está basado en la decisión de la mujer al seleccionar una prótesis.

2.2.2 Definición de otros aspectos de carácter general

Para cada una de las alternativas propuestas, ⁹⁵ se analizarán las ventajas y desventajas, así como también otros aspectos importantes que se deben considerar como son:

Aspectos Globales: se refiere al impacto del modelo en la sociedad actual a nivel mundial, evalúa los beneficios que aporta y también los efectos negativos generales.

Aspectos Cultural: se refiere a la aceptación del modelo por parte de la cultural local, evalúa los posibles factores por los que la prótesis no sea aceptada debido a la cultura.

Aspectos Social: se refiere a la aceptación del modelo por parte de la sociedad local, evalúa si el proyecto se acopla a las tendencias sociales actuales.

Aspectos Ambiental: se refiere al impacto ambiental y contaminación generada por el proceso de manufactura, evalúa la cantidad de residuos sólidos y gaseosos generados.

Aspectos Económico: se refiere a la accesibilidad del producto para personas de todos los niveles socioeconómicos, evalúa si la prótesis es un producto sostenible de acuerdo con la economía del país.

Aspectos Salud: se refiere a los beneficios o perjuicios ⁷⁶ en la salud, tanto física como mental, de la paciente al utilizar la prótesis, evalúa la capacidad del proyecto para contrarrestar los efectos psicológicos negativos causados por la mastectomía.

Aspectos Seguridad y bienestar: se refiere al riesgo al que se expone la paciente cuando utiliza la prótesis, los riesgos pueden ser a la salud y su seguridad personal. Este aspecto evalúa el confort de la mujer al utilizar la prótesis.

⁴⁶ 2.3 Alternativas de solución

Se conservó el método de obtención de forma de la prótesis planteado por Bravo y Garzón, (2020) dado que, al ser una prótesis personalizada para cada paciente, la forma exterior de esta se obtiene por medio de escaneo 3D. Por otro lado, la estructura interna debió ser diseñada de modo que pueda adaptarse para todos los tamaños y formas posibles, alcanzar las características de un seno real como peso y deformación, y ser manufacturable con impresión 3D de manera eficiente.

2.3.1 Estructura sólida

Esta propuesta de diseño consiste en una prótesis con un interior sólido, por lo que su desempeño depende de que la densidad del material seleccionado para su manufactura sea igual a la densidad de un seno real. Para ello, se planteó usar silicona, ya que es el material con el que se elaboran los implantes mamarios.

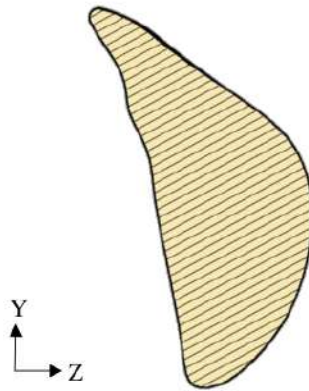


Figura 2.1 Vista en corte de la propuesta con estructura interna sólida, el corte está en el plano YZ y se observa una superficie continua.

Ventajas

- El diseño es simple, requiere muy poco esfuerzo y tiempo para obtener el modelo.
- El material por utilizar es altamente flexible, por lo que su comportamiento se asemejará mucho a un seno real.
- Se elimina el problema de la aparición de residuos en el interior, por lo que el trabajo de pros-impresión se reduce.

Desventajas

- La densidad del material con el que fabriquen deberá ser igual a la densidad del seno a fin de igualar su peso.
- La tecnología para la impresión 3D con silicón es relativamente nueva, por lo que el costo del material aumentará el valor de la prótesis, además es posible que existan limitaciones del uso del material para ciertas tecnologías de impresión 3D.
- La impresión 3D tiene problemas de capilaridad, por lo que no se generaría un sello hermético en caso de usar geles siliconados como relleno, como una opción de material alternativo.

Aspectos de carácter general

Aspectos globales: Esta alternativa propone un diseño simple, sin mayor complejidad ni detalle. Hoy en día existe una tendencia minimalista en la sociedad global, por lo que este diseño se acopla bien al concepto de la sociedad actual.

Aspectos ambientales: Esta alternativa propone un diseño sencillo, el único residuo generado será resina líquida, la cual puede ser reutilizada posteriormente.

Aspectos económicos: Estadísticamente, las mujeres de nivel socioeconómico alto tienden a sufrir con mayor frecuencia cáncer de mama, y por ende ser mastectomizadas. Este diseño utiliza mucha resina, la cual tiene un costo alto en el mercado, por lo que, esta alternativa sería mayormente accesible para mujeres de nivel socioeconómico medio y alto.

2.3.2 Estructura de red

Se planteó el uso de una estructura interna generada de forma automática por el Programa Fusion 360, la cual es optimizada para impresión 3D. Para este modelo se propuso utilizar resina flexible como material de impresión, para permitirle a la prótesis adquirir propiedades de deformación elástica.

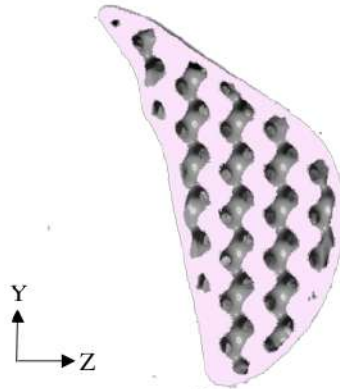


Figura 2.2 Vista en corte de la prótesis con estructura de red, el corte está en el plano YZ, la superficie de corte es discontinua por la estructura presente, la sección de color rosado representa la superficie rellena, mientras que la superficie gris indica espacios vacíos en el que se observa una estructura optimizada.

Ventajas

- El peso se puede alcanzar al variar el relleno de la prótesis, ya que al hacerlo se reduce el volumen y en consecuencia su masa, considerando que la densidad del material como una variable fija.
- La estructura, al dejar espacios en el interior del modelo, permitirá deformar la prótesis valiéndose de la capacidad de elástica del material.
- Al ser una estructura optimizada por el programa, los soportes generados para hacer posible su impresión, solo aparecerán en la cara exterior que se usará como base.

Desventajas

- Los parámetros bajo los que se genera esta geometría son netamente dimensionales, por lo que se deberá encontrar una relación equilibrada de estos para generar una estructura resistente y que alcance el peso adecuado.
- La estructura tiene una forma compleja por lo que puede variar el tiempo de impresión de modelo en modelo y por tanto afectar el precio.
- La estructura necesita, no puede ser completamente cerrada, pues se necesitan aberturas por donde se pueda extraer la resina líquida atrapada, y para permitir el ingreso de alcohol para su limpieza post-impresión, estas aberturas podrían dar una imagen poco estética a la prótesis.

Aspectos de carácter general

Aspectos globales: Esta alternativa propone un diseño más desarrollado, con una estructura interna generada compleja, la cual puede causar mayor confianza en la mujer para utilizarla. Esto aumentaría la tendencia de una mujer en aceptar usar prótesis mamaria externa.

Aspectos ambientales: Esta alternativa propone un diseño que genera soportes externos, los cuales son residuos de resina curada. Estos desechos no son reutilizables por lo que se deben procesar para volver a ser resina líquida.

Aspectos económicos: Este diseño optimiza el uso de materia prima por lo que se puede reducir el precio final del producto, haciéndolo más accesible para personas de todo nivel socioeconómico.

2.3.3 Estructura perforada

Se propuso el diseño de una estructura interna generada por el diseñador, basado en un patrón de perforaciones, con una distancia de perforación independiente entre cada geometría. Para este diseño se planteó usar resina flexible para que la prótesis tenga propiedades elásticas y le permita deformarse.

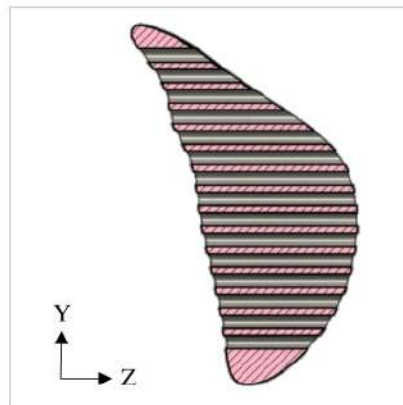


Figura 2.3 Vista en corte de la propuesta con estructura perforada, el corte está en el plano YZ y se observa una superficie discontinua. La sección rosada con líneas azules es la superficie de corte, mientras que el color gris indica las perforaciones realizadas en el diseño.

Ventajas

- El concepto de la estructura es sencillo, por lo que se puede alcanzar el peso de un seno real por medio de la remoción controlada de material.
- Se puede controlar la orientación de las perforaciones para que sean paralelas a los soportes generados y sea más fácil extraerlos.
- Se puede controlar la ubicación y concentración de las perforaciones a fin de conservar material en áreas importantes, para mantener el centro de masa en la zona de mayor espacio disponible.

Desventajas

- La generación de la estructura demanda mucho esfuerzo por parte del diseñador, ya que debe variar la distancia de corte de forma individual si no se desea traspasar por completo la prótesis.

- Se debe encontrar una relación apropiada de geometría y remoción de material con la masa final requerida.
- Debido al esfuerzo que requiere diseñarlo, su precio estará estrechamente relacionado al tiempo empleado en el diseño.

Aspectos de carácter general

Aspectos globales: Esta alternativa propone un diseño interno de la prótesis, el cual es poco atractivo. Esto puede afectar en la decisión de una mujer al comprar esta prótesis. El impacto global representaría un decrecimiento en la venta y producción de esta prótesis.

Aspectos ambientales: Esta propuesta genera pocos residuos sólidos, ya que su estructura es perforada, la mayor parte de sus residuos será líquido, el cual puede ser reutilizado.

Aspectos económicos: La cantidad y tamaño de las perforaciones es manipulable por lo que se puede reducir la cantidad de material necesario para esta prótesis. Este diseño puede ser de fácil acceso para toda persona de cualquier nivel socioeconómico.

2.3.4 Aspectos de carácter general comunes entre alternativas

Como se había mencionado anteriormente, se analizan también otros aspectos que son comunes para cada una de las alternativas presentadas, los cuales son:

Aspectos culturales: En el Ecuador no existe ninguna cultura que se oponga al uso de prótesis mamarias externas, sin embargo, en culturas indígenas es posible que esta prótesis no sea tan utilizada principalmente por el tipo de vestimenta.

Aspectos sociales: En el Ecuador la sociedad está adoptando el concepto minimalista, por lo que este diseño se acopla bien a esta tendencia actual. Además, la sociedad está en evolución, ya que se busca desarrollar leyes que protejan a la mujer ante cualquier riesgo; este proyecto demuestra interés en el bienestar emocional de ellas.

Aspecto de salud: El diseño propuesto tiene mucha zona de contacto con la piel del pecho lo cual no es tan beneficioso, ya que la piel suda. Este sudor puede causar salpullido u otras incomodidades en la mujer.

Aspecto de seguridad y bienestar: El uso de esta prótesis no aumenta el riesgo de inseguridad ya que se utiliza por debajo de la ropa y tiene la misma forma de un seno normal.

2.4 Matriz de decisión

Para la matriz de decisión se optó por utilizar un método de multicriterio estructurado que facilite la toma de decisiones, por lo que se utilizó el método AHP (Analytic Hierarchy Process). Esta metodología se basa en crear una estructura jerárquica al subdividir en subconjuntos más simples que facilitan determinar la influencia de cada criterio en una propuesta de solución (Berumen & Llamazares Redondo, 2007). Se determinó el peso de cada criterio y su respectiva ponderación para las diferentes alternativas de solución, los cuales se presentan en la Tabla 2.1.

Tabla 2.1 Definición del peso para cada criterio con la ponderación respectivas a las alternativas de solución

Criterio de Selección	Peso del Criterio	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de poros
Comportamiento ante la Deformación	0,214	0,071	0,748	0,180
Tiempo de Fabricación	0,020	0,074	0,643	0,283
Costo	0,033	0,106	0,633	0,260
Peso	0,166	0,435	0,487	0,078
Generación de la Estructura Interna	0,116	0,064	0,669	0,267
Generación de Residuos	0,066	0,669	0,243	0,088
Manufacturabilidad	0,056	0,633	0,106	0,260
Confiabilidad en la Compra	0,330	0,083	0,724	0,193

2.5 Selección de la mejor solución

De acuerdo con los diferentes criterios y prioridades establecidas para el proyecto, se obtuvo que la solución de diseño de prótesis más acertada es aquella que cuenta con una estructura de red interna. Esta propuesta obtuvo una calificación final de 0.612 lo cual demuestra que cumple satisfactoriamente con la mayoría de los criterios establecidos, los resultados de las ponderaciones se presentan en la Tabla 2.2. El detalle del método aplicado para realizar la selección de la alternativa se encuentra en el Apéndice A de este documento.

Tabla 2.2 Calificación final para cada alternativa de solución

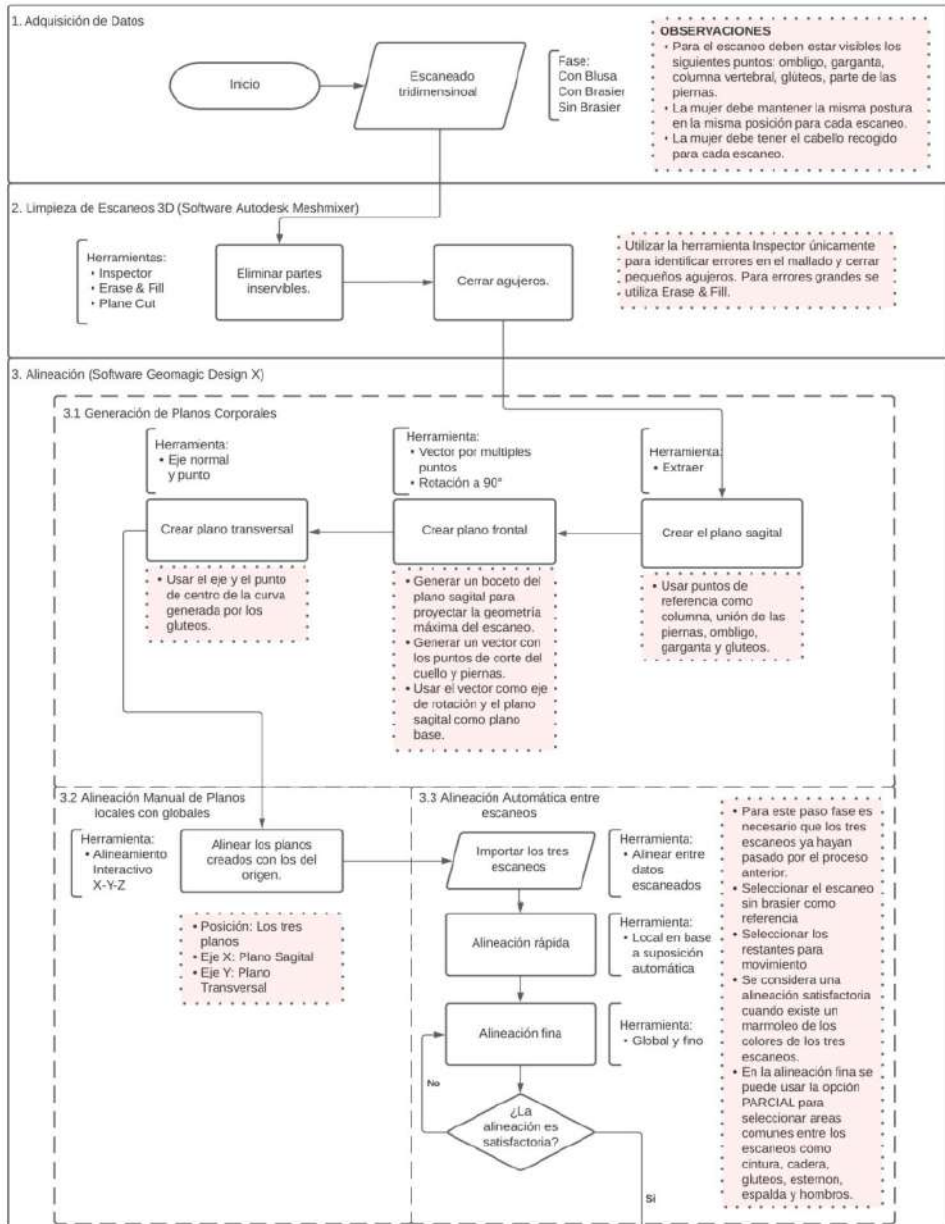
Alternativa	Valor
Estructura Solida	0,207
Estructura de Red	0,612
Estructura de poros	0,181

2.6 Detalle específico de solución

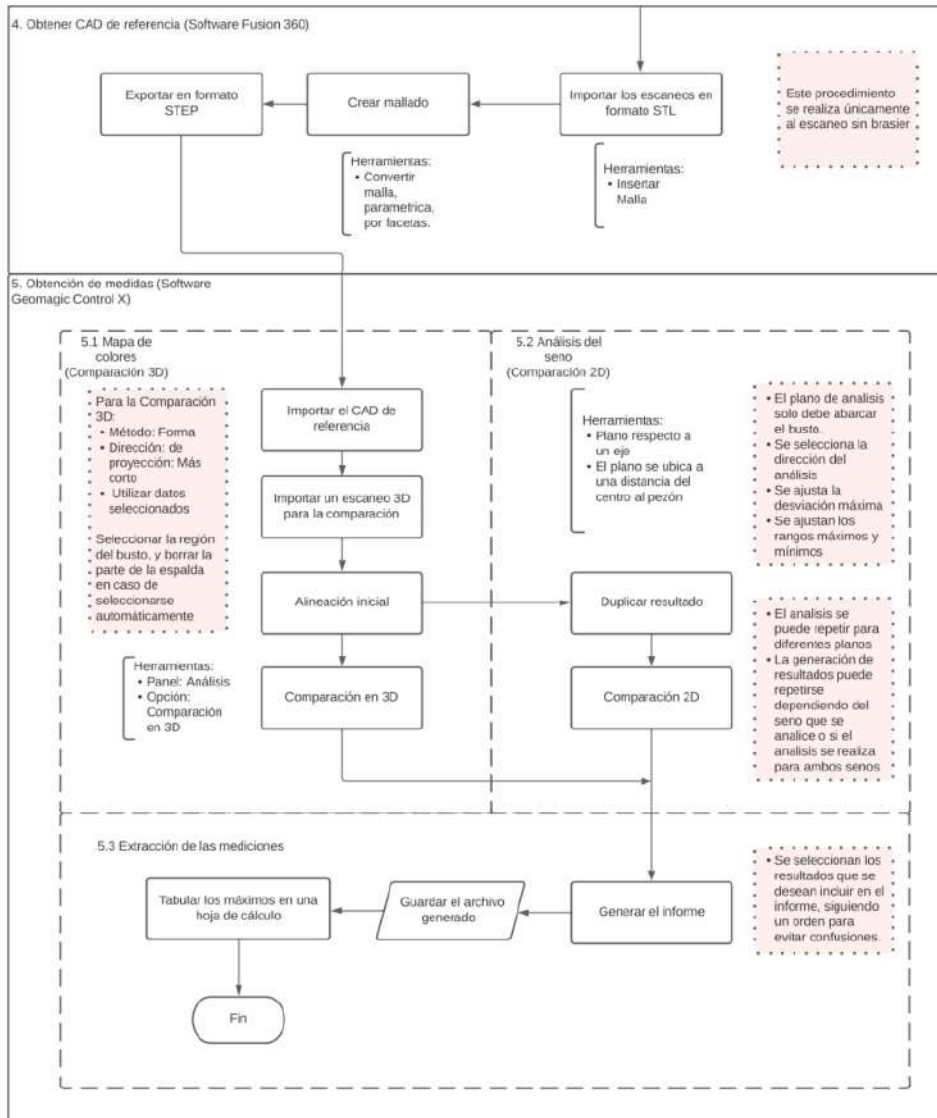
Se detalla a continuación del ⁷² proceso que se llevó a cabo para llegar al diseño de la prótesis mamaria externa usando escaneo 3D, diseño 3D y manufactura aditiva.

2.6.1 Obtención de medidas de desplazamiento y deformación en el seno por efecto del brasier

Esta etapa del diseño se realizó a modo de investigación, dado que no existe información disponible sobre cuánto se deforma el seno ⁸⁹ por efecto de la presión ejercida por el brasier. Para ello se solicitó la ayuda de voluntarias para ser sometidas a escaneos 3D y proporcionar datos relevantes como: edad, altura, peso, talla de brasier y si es madre. Obteniendo datos de ¹⁵ 25 voluntarias. En la Figura 2.4 se presenta el UML (Unified Modeling Language) del ¹⁵ proceso que se llevó a cabo para obtener las medidas de desplazamiento y deformación del seno partiendo desde el escaneo 3D. Este proceso implicó la limpieza de cada escaneo 3D usando Meshmixer, la alineación los escaneos 3D de cada fase por voluntaria usando Geomagic Design X, la generación de un sólido de referencia para comparar las medidas usando Fusion 360 y la comparación de los escaneos usando Geomagic Control X, este último arroja un informe con las mediciones realizadas. El proceso detallado del método empleado se encuentra en el Apéndice C de este documento.



a)



b)

Figura 2.4 UML detallado del procedimiento para obtener medidas a partir de un escaneo 3D. a) Detalla los pasos: adquisición de datos, limpieza y alineación de escaneos, para estos pasos se utilizan los programas: Meshmixer, Geomagic Design X. b) Detalla los pasos: obtención de CAD de referencia y obtención de medidas, se requiere utilizar los programas: Fusion 360 y Geomagic Control X.

2.6.2 Análisis de las medidas de desplazamiento del seno por efecto del brasier

El informe obtenido del programa Control X proporciona datos como distancia mínima, distancia máxima, promedio, RMS, desviación estándar, variación, entre otros, pero estos datos son solo para el análisis puntual, sea en la Comparación de 2D o 3D de forma independiente. El análisis de la Comparación de 2D se utilizó para fines ilustrativos para comprender cómo se realizó la medición de distancia, debido a que las direcciones de los vectores de distancia variarán dependiendo del plano de corte en el que se haga la medición, se utilizaron los resultados de la Comparación de 3D debido a que las mediciones se hacen en las tres direcciones (X-Y-Z). Se recopilaron los resultados por separado del seno derecho e izquierdo. El mapa de colores mostró las zonas donde se comprime el seno el cual se colorea en tonos azules y su máximo desplazamiento corresponde a la distancia mínima, a este efecto se le denominó "Compresión", para el efecto opuesto en el que el seno se levanta la zona se colorea en tonos rojos y el máximo desplazamiento se reporta como distancia máxima, a este efecto se lo denominó "Levantamiento".

Con los valores tabulados de "Compresión" y "Levantamiento" por cada seno, se analizó la desviación estándar entre los senos de cada voluntaria para comprobar que la medición se realizó de forma correcta, pues esta debería arrojar valores mínimos. Además, se calculó la desviación estándar para todos los valores reportados por cada seno, para analizar cuán alejados están los datos de la media sin ningún tipo de agrupación, este análisis se lo hizo utilizando la ecuación 1.4:

$$s = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2}{n - 1}}$$

De igual forma que con el análisis de desviación estándar, se calculó la media aritmética entre las medidas de ambos senos de la misma voluntaria, para comprobar la medición; y para cada seno por separado de todas las voluntarias, para obtener una medida que represente el conjunto, para ello se utilizó la ecuación 1.3:

$$\bar{x} = \frac{\sum_{i=1}^n x_i}{n}$$

Se ubicó el máximo valor del conjunto de datos, dado que para el diseño se puede usar el caso más crítico y por lo tanto serviría para el cálculo, sin embargo, se notó que

este dato se encontraba fuera del rango de desviación estándar, además esta medida no aplicaría para todos los casos de tamaños de copas.

Por lo que se agrupó los valores por tallas, por tamaño de copas, y separando aquellas que han sido madres de las que no. Sin embargo, la cantidad de datos no era suficiente para obtener resultados confiables, por lo que el análisis se hizo considerando todo el grupo de datos recopilados.

2.6.3 Diseño externo de la prótesis

La prótesis debe cumplir con requisitos de tamaño, forma y peso, para replicar el tamaño y forma se utilizó el seno sano como referencia. El programa utilizado en esta parte fue Autodesk Meshmixer. Se consideró generar un acople en la cara posterior de la prótesis para que conecte bien con la cicatriz causada por la mastectomía. Se determinó el área extirpada y la zona donde se realiza la sutura, la cual se ilustra en la Figura 2.5. Ya que ninguna de las voluntarias escaneadas ha sido intervenida con una mastectomía, se simuló la extirpación de uno de sus senos y la cicatriz.



Figura 2.5 Ubicación de área extirpada del seno para una mastectomía simple (Cirugías de la mama, 2017) este proceso involucra un vaciado axilar, el corte se realiza alrededor del pezón siguiendo un trazado elíptico para poder cerrar nuevamente el corte. La geometría del área extirpada puede cambiar dependiendo de la forma y tamaño del seno.

Una vez simulada la mastectomía, se tomó el seno restante y se lo reflejó hacia el lado de la mastectomía, de este modo se obtuvo la zona anterior y posterior de la

prótesis, finalmente se unieron las partes para cerrar la geometría. El procedimiento completo se detalla en un UML de la Figura 2.6, el cual detalla paso a paso y se proporciona detalles como: observaciones, herramientas, recomendaciones.

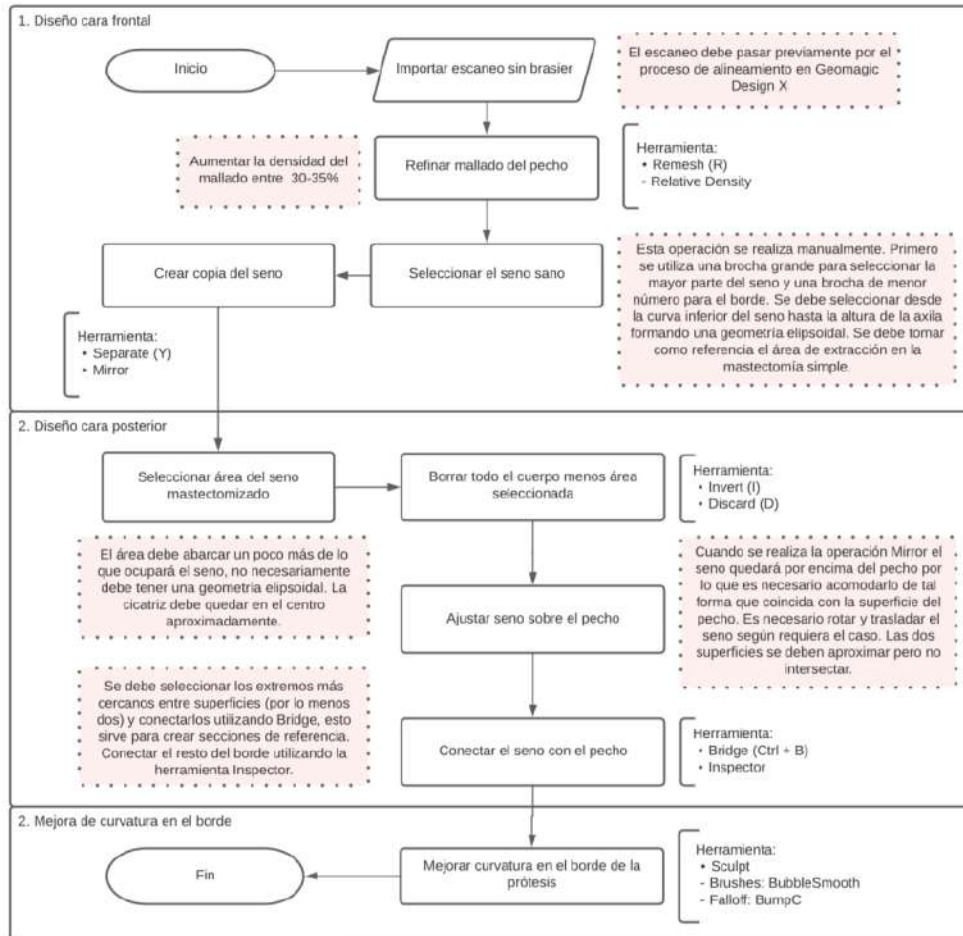


Figura 2.6 UML detallado del procedimiento para el diseño externo de la prótesis. Se divide en tres pasos: diseño de la cara frontal de la prótesis a partir del seno sano, diseño de la cara posterior con acople para la cicatriz, y finalmente una mejora en la curvatura de la prótesis.

2.6.4 Diseño interno de la prótesis

Teniendo la forma de la prótesis a partir de un seno real, se procedió con la generación del diseño de la estructura interna del modelo, para esta parte del proceso

se utilizó el programa Fusion 360. A lo largo de este desarrollo se utilizaron fundamentos de manufactura aditiva para la selección de parámetros para la selección de la forma de la estructura interna, y cálculos para determinar el porcentaje de relleno adecuado. El UML de la Figura 2.7 muestra el proceso que se llevó a cabo para la generación del diseño. Se plantea a continuación los pasos tomados para llegar a la solución.

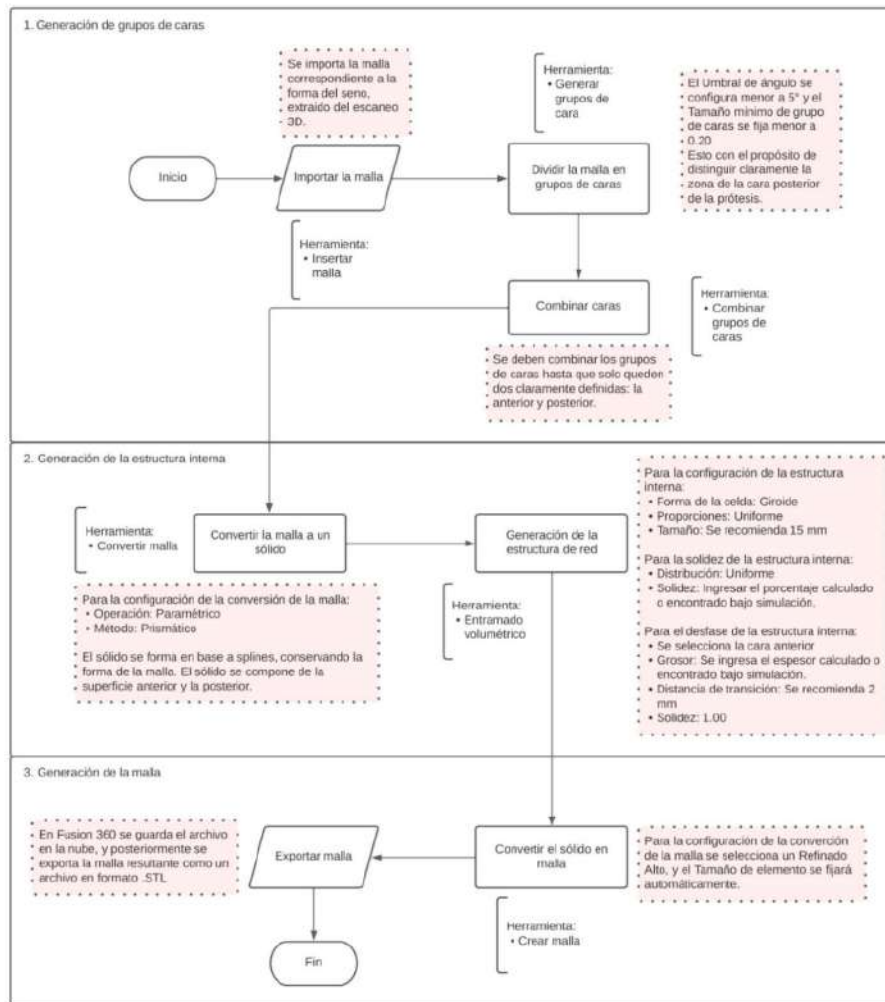


Figura 2.7 UML detallado para la generación de la estructura interna de la prótesis, se divide en tres pasos: la generación de grupos de caras se debe agrupar en dos caras, la frontal y posterior; generación de la estructura interna, definiendo el tamaño, espaciado, solidez y desfase del giroide; finalmente al sólido se lo transforma en malla para que pueda ser editado en el siguiente programa.

2.6.5 Criterios tomados en cuenta para la configuración del ¹ diseño interno de la prótesis

En el UML anterior se menciona la selección de la estructura de giroide, la definición de un porcentaje de relleno y de un espesor de la capa frontal, a continuación, se presentan los fundamentos bajo los cuales estas decisiones fueron tomadas.

2.6.5.1 Uso de la estructura giroide

El uso de esta estructura como patrón dentro de la prótesis permite disminuir el material y tiempo de impresión, eliminar el efecto de anisotropía en el modelo, y brinda flexibilidad a la prótesis.

La orientación de la estructura durante su impresión determinará la cantidad de soportes que necesitará para ser imprimible, lo que se trató de evitar desde un principio fue la generación de soportes internos en la prótesis que fueran de difícil extracción; tomando en cuenta que la generación automática de soportes se da cuando existan voladizos, salientes o inclinaciones que superen los 45° desde la vertical (Diegel, Nordin, & Motte, 2020). Se utilizaron y probaron las seis estructuras de red que proporciona el programa Fusion 360 y con el programa PreForm se comprobó que todas permitían la impresión sin soportes internos con una orientación adecuada, sin embargo, estas estructuras tenían diferentes propósitos, las cuales podían ser: aligerar el peso del modelo, conservar las propiedades de rodadura, soportar cargas en dos direcciones, facilitar su impresión 3D, etc.

Si bien la orientación cambiará ⁹⁰ dependiendo de la forma y tamaño de la prótesis para cada paciente, la tecnología empleada para la impresión también permite reducir medianamente el efecto de anisotropía en formas complejas de un modelo (Diegel, Nordin, & Motte, 2020). Una de las características del giroide es que la estructura está diseñada para ser isotrópica. (Strömberg, 2020) analizó y comparó esta estructura junto con la G-prime y schwarz-D, y se comprobó que la estructura giroide es transversalmente isotrópica e isotrópicamente elástica, lo cual significa que ⁸¹ sus propiedades elásticas son iguales en todas las direcciones, y estas características la hace especialmente útil para aplicaciones donde los esfuerzos pueden aparecer en diferentes direcciones y que el cuerpo tenga una respuesta de deformación elástica adecuada.

Otra característica que hace especial al giroide, e ideal para ser aplicada en la elaboración de estas prótesis, es su baja rigidez en comparación con otras estructuras.

(Kladovasilakis, Tsongas, & Tzetzis, 2021) compararon las estructuras giroide, schwarz-D y schwarz-P con diferentes densidades relativas, luego de hacer un análisis de desplazamiento por compresión se observó que, con la comparación de las respectivas densidades relativas de las estructuras, la schwarz-P tiene menor rigidez, sin embargo, esta estructura fue descartada debido a que no es posible generarla en Fusion 360 con porcentajes por debajo del 35%, por lo que la mejor en comparación con la schwarz-D es el giroide, ya que en toda ocasión se obtuvo una rigidez menor. Tener una estructura que posea una baja rigidez permitirá mayor deformación en el modelo.

2.6.5.2 Porcentaje de relleno

Dado que uno de los parámetros con los que debe cumplir la prótesis es igualar el peso de un seno real, si bien esta variable dependerá de cada persona debido a la forma y tamaño de sus senos, este dato puede obtenerse por medio de estudios como mamografía, que podría utilizarse en un futuro para aproximar de mejor manera este parámetro para personalizar la prótesis, sin embargo, para el desarrollo de un modelo de prótesis sin este tipo de información se utilizaron valores estándares de pesos, (Parmar, West, Pathak, Nelson, & Martin, 2015) reporta un valor promedio de 545.4 g.

Se desarrolló una ecuación que permita incorporar datos propios del seno de la paciente como el peso y volumen del seno, considerando además la forma en que se diseña la prótesis con la presencia de una capa frontal con determinada área que depende del tamaño del seno y que puede aportar al volumen del seno.

Se comenzó igualando el peso del seno con el peso de la prótesis, ya que el peso esta dado en función de la masa y gravedad, esta última se simplifica en la igualdad por lo que se puede partir de la igualdad de masas.

$$m_s = m_p \quad (2.1)$$

Para conocer la masa de la prótesis, se descompuso su esta variable como la multiplicación de la densidad del material por el volumen de la prótesis. El valor de densidad del material se lo extrae de las propiedades del producto reportadas por el fabricante, cabe indicar que esta densidad debe ser la de la resina post curado.

$$m_s = \rho_m V_p \quad (2.2)$$

Dada la forma en que se obtiene el diseño, se pudo diferenciar dos partes que componen el volumen de la prótesis, el volumen de la red y el volumen de la cara frontal,

que a su vez puede determinarse como el área de la cara anterior por su espesor. El dato del área de la cara anterior puede extraerse del escaneo 3D usando Fusion 360.

$$m_s = \rho_m(V_r + A_{ca}t_{ca}) \quad (2.3)$$

Adicionalmente, el volumen de la red se expresó como el porcentaje de relleno que se aplica solo a una porción del volumen, dicha porción se expresó como la diferencia entre el volumen del seno menos el volumen de la capa frontal, que anteriormente se la descompuso como la multiplicación del área de la cara anterior por su espesor. El volumen del seno se lo puede extraer del escaneo 3D usando Fusion 360.

$$m_s = \rho_m[\%r(V_s - A_{ca}t_{ca}) + A_{ca}t_{ca}] \quad (2.4)$$

Finalmente, se despejó el porcentaje de relleno. Esta expresión se utilizó para calcular el valor de Solidez que debe ingresarse en la configuración de la herramienta Entramado Volumétrico para la generación de la estructura interna.

$$\%r = \frac{\frac{m_s}{\rho_m} - A_{ca}t_{ca}}{V_s - A_{ca}t_{ca}} \quad (2.5)$$

Esta ecuación puede tener una variación o ampliación, ya que la masa del seno puede descomponerse como la multiplicación de su densidad por su volumen. El valor del volumen se puede extraer del escaneo 3D usando Fusion 360, mientras que la densidad se puede extraer de un estudio fidedigno o de un examen de la propia voluntaria.

2.7 Técnica de impresión

Para realizar una correcta impresión es importante entender cómo funciona la impresión por estereolitografía. Este tipo de impresión usa un láser UV para curar resina líquida hasta que se solidifica y se transforma plástico endurecido. La forma más común de imprimir este material es de forma inversa. Dependiendo de la impresora, se vierte la resina en un depósito, ya sea manual o automáticamente desde un cartucho. Al empezar la impresión, la plataforma desciende hasta entrar en contacto con la resina dejando una fina capa de líquido entre la plataforma y el depósito. Una serie de galvanómetros dirige el láser UV a través de una ventana transparente a la parte inferior del depósito de resina. El modelo 3D fue previamente seccionado en varias capas, las cuales tienen menos de 100 micras de espesor, para su impresión (Formlabs, 2020). Cuando el láser entra en contacto con la resina dibuja el patrón correspondiente a cada capa y a la vez endurece

el material. El tiempo de impresión dependerá de la cantidad de capas generadas en el modelo 3D.

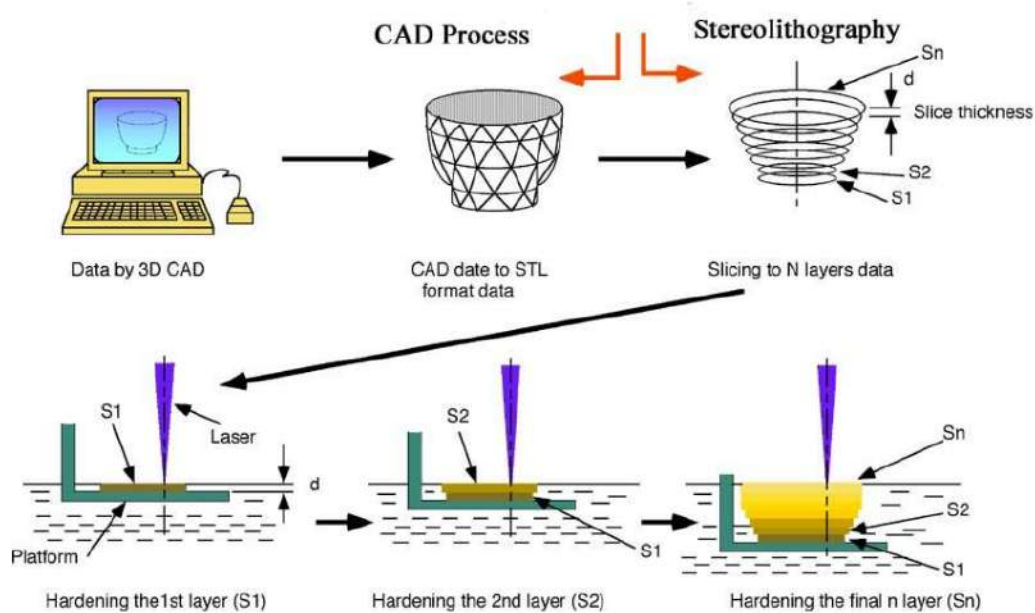


Figura 2.8 Representación gráfica del proceso de impresión por estereolitografía, empezando desde la generación y edición del diseño en 3D desde un programa CAD, se cambia el formato del archivo, se divide en varias capas para su impresión y finalmente se direcciona un láser UV sobre la resina para endurecerlo siguiendo el patrón generado en cada capa de impresión.

El material que se utilizó para la impresión de las prótesis fue Resina flexible 80A. La Resina flexible 80A tiene una apariencia transparente, su punto de ebullición es a partir de 100°C, no es inflamable, su viscosidad dinámica es de 1260 cps a una temperatura de 25°C y su densidad es de 1.06 g/cm³.

2.7.1 Lavado y curado de resina

Una vez impreso el modelo 3D, es importante retirar la resina que no se solidificó apropiadamente, por lo que se debe limpiar la pieza. Para la limpieza se debe sumergir el modelo en disolvente o alcohol isopropílico (Formlabs, 2022) y curado con luz UV. Es importante retirar los soportes internos generados por la impresión antes de limpiar la pieza mientras el material aún sea un poco maleable.

2.8 Validación de resultados obtenidos

Para validar el diseño propuesto se imprimió la prótesis y se midió la deformación de esta al aplicarse una pequeña carga en el área del pezón con el pulgar. El principal objetivo del proyecto fue realizar un diseño manufacturable y personalizado para la mujer, cuyo comportamiento sea aproximado al de un seno real, por ello se utilizó el tacto como método de validación. Para la medición de deformación se sujetó la prótesis por el borde inferior, se colocó el puño en la cara posterior para que sirva como base de apoyo y cumpla con la restricción de movimiento que causa la superficie del pecho. Se colocó la prótesis en posición vertical en frente de una cuadrilla de 2x2mm, se comparó la prótesis en reposo y con la aplicación de la carga usando fotografías. Para verificar que el comportamiento es el adecuado, los desplazamientos obtenidos de la superposición de escaneos: con brasier y sin brasier, se lo consideró como el valor teórico, y el desplazamiento obtenido al aplicar presión sobre la prótesis como valor experimental.

2.9 Consideraciones éticas y legales

El proyecto está enfocado en el rediseño de prótesis mamarias externas, usando como base el modelo diseñado por Bravo y Garzón (2020).⁷⁴ Para el desarrollo de este proyecto se obtuvo la autorización previa de los primeros autores. De igual forma, los datos recolectados son de mujeres que voluntariamente se ofrecieron a contribuir con la investigación, cada voluntaria firmó un acta de consentimiento, dicho documento se encuentra en el Apéndice B de este documento. La empresa Helguero 3D proporcionó los escaneos 3D anonimizados, es decir, sin nombres, ni caras y las mallas en un solo color.¹⁰⁰ Por otro lado, las licencias empleadas para el desarrollo de este proyecto fueron de tipo estudiantil.

1 CAPÍTULO 3

3. RESULTADOS Y ANÁLISIS

Este capítulo abarca los resultados obtenidos del proceso de diseño de la prótesis mamaria externa, los cuales son: análisis de deformación basado en mediciones por escaneos 3D, método de extracción de la forma externa de la prótesis en base al seno saludable, método de generación de la estructura interna de la prótesis, validación del diseño de la prótesis y el análisis de costos para la elaboración del diseño obtenido.

3.1 Desplazamiento y deformación del seno por efecto del brasier

Para el análisis de deformación del seno por efecto del brasier se utilizó el programa Geomagic Control X para generar informes de comparación 3D (mapa de colores) y 2D (plano de corte) en la zona del pecho de los escaneos 3D de las voluntarias. Se hizo un análisis conjunto de ambos senos, y por separado para el seno derecho y seno izquierdo, en tales comparaciones se superpuso los escaneos 3D con brasier y sin brasier para medir la distancia entre puntos más cercanos entre cada escaneo, configurando el análisis de tal manera que solo tome en cuenta la zona del pecho, a la altura de las axilas y por debajo de seno. Se presentan a continuación los resultados obtenidos del análisis de una de las voluntarias.

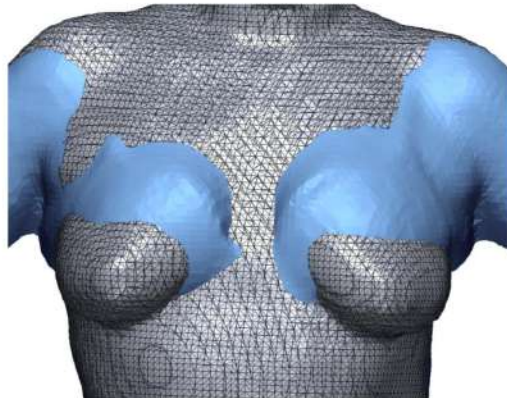


Figura 3.1 Superposición de los escaneos 3D con brasier (azul, formato .STL) y sin brasier (plomo, formato .STEP). El área de los pezones sobresale respecto al escaneo con brasier, lo que significa que esa área se comprime.

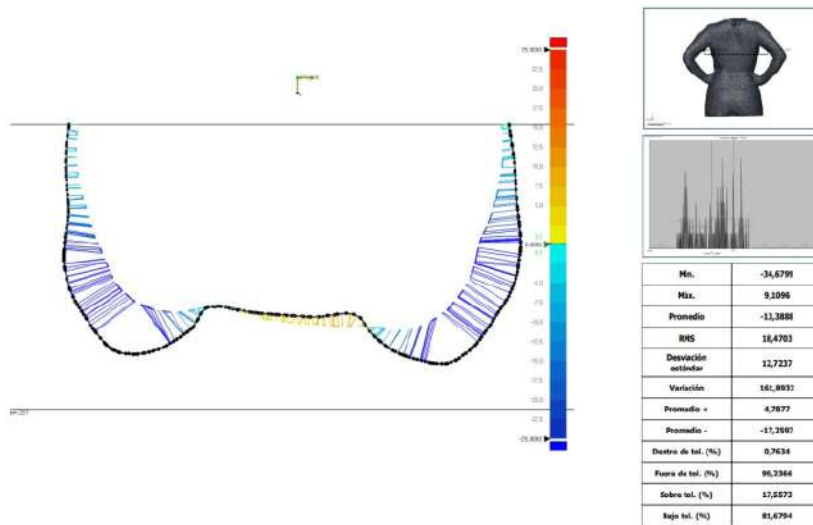


Figura 3.2 Resultados de la comparación 2D de ambos senos del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, el seno se levanta 9 mm y se comprime 35 mm.

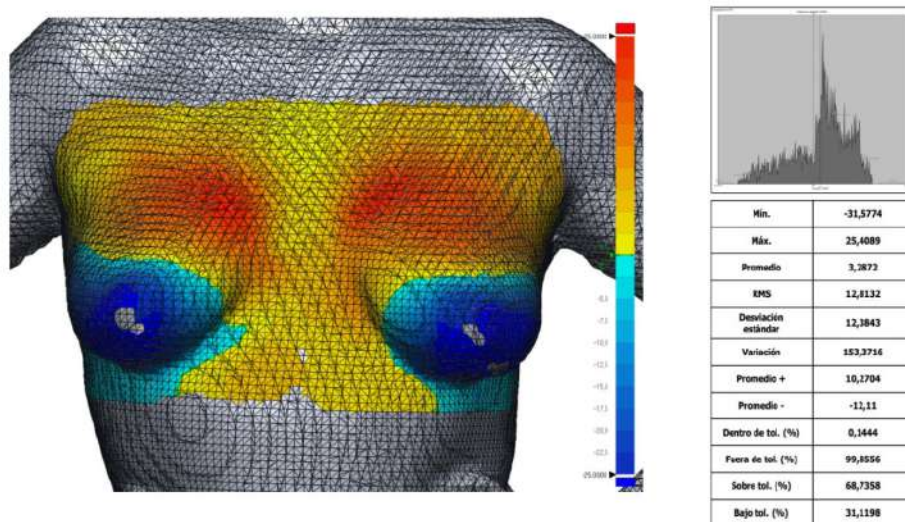


Figura 3.3 Resultados de la comparación 3D en la zona del pecho del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, la zona roja indica que esa área del seno se levanta, mientras que la zona azul indica que se comprime. Los senos se levantan 25 mm y se comprimen 32 mm.

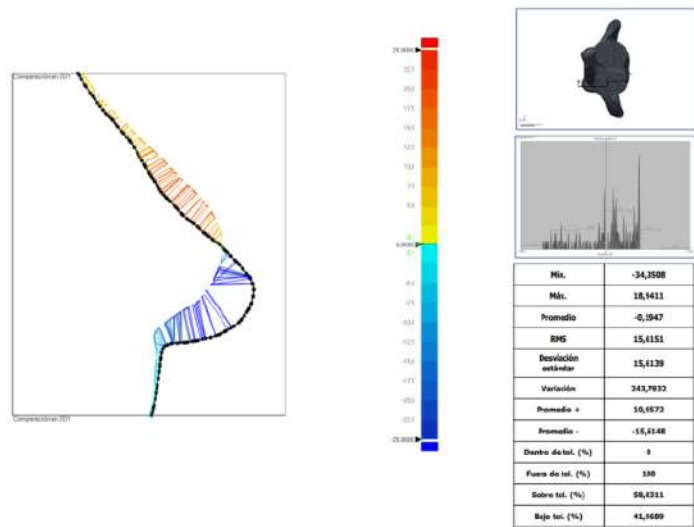


Figura 3.4 Resultados de la comparación 2D del seno derecho del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, el seno se levanta 19 mm y se comprime 34 mm.

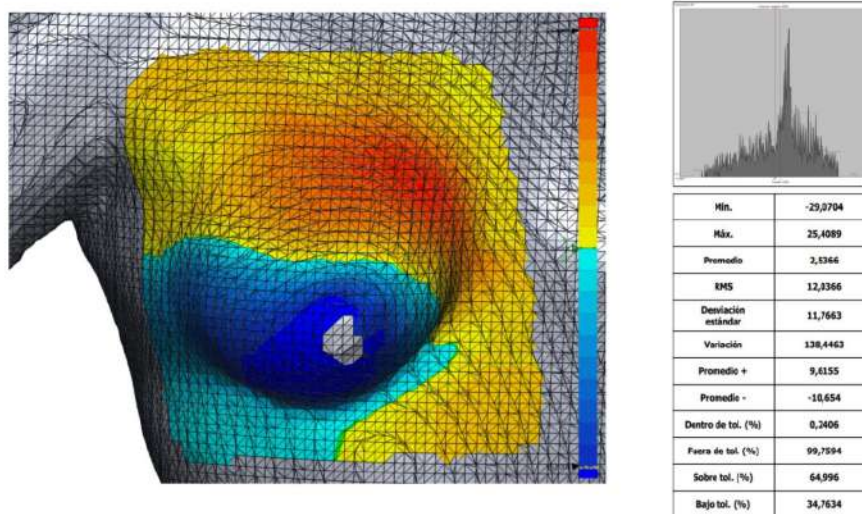


Figura 3.5 Resultados de la comparación 3D del seno derecho del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, la parte inferior se comprime 29 mm, mientras que la zona por encima del pezón se levanta 25 mm.

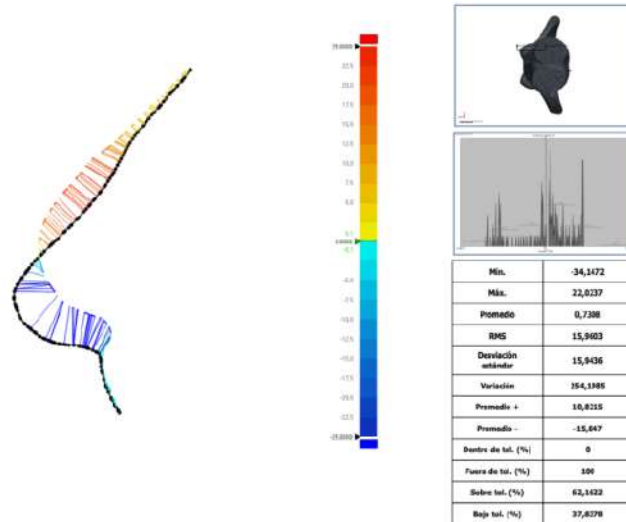


Figura 3.6 Resultados de la comparación 2D del seno izquierdo del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, el seno se levanta 22 mm y se comprime 34 mm.

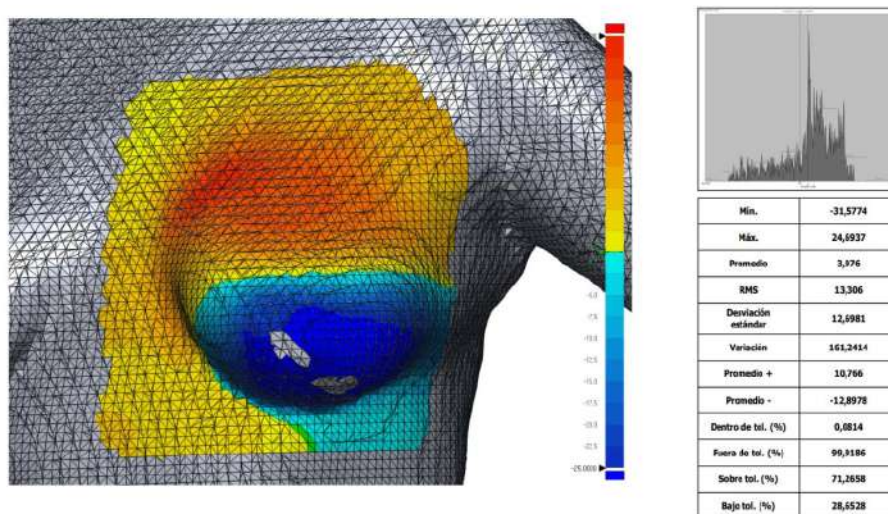


Figura 3.7 Resultados de la comparación 3D del seno izquierdo del escaneo sin brasier con respecto al escaneo con brasier, la parte inferior se comprime 32 mm, mientras que la zona por encima del pezón se levanta 25 mm.

Para la tabulación se seleccionó los valores máximos y mínimos arrojados por la comparación 3D, esto debido a que el cálculo de distancia entre los puntos más cercanos entre el par de escaneos se hace en una combinación de las direcciones 'X', 'Y', y 'Z'; proporcionando zonas de colores para diferenciar el efecto que ejerce el brasier sobre el seno. A la zona de tonos azules se le asignó la nomenclatura de "compresión" y a la zona de rojos se le denominó "levantamiento"; esta terminología se adoptó basándose en la inspección visual de los cortes de los planos donde se puede aceptar que la zona de azules se observa un fenómeno de compresión y la zona de rojos un efecto de levantamiento.

Para mejorar el análisis no se consideraron los datos obtenidos de los escaneos 3D de las voluntarias que usaron un brasier con relleno, ya que el espesor del brasier se introducía en la medición el cual no se podía eliminar.

Tabla 3.1 Resultados del análisis de desplazamiento del seno por efecto del brasier considerando todas las voluntarias escaneadas

Métrica	Seno Derecho		Seno Izquierdo	
	Levantamiento	Compresión	Levantamiento	Compresión
Desviación Estándar	8,64 mm	11,46 mm	9,14 mm	9,72 mm
Promedio	24,69 mm	17,76 mm	25,41 mm	18,12 mm
Máximo	44,17 mm	35,84 mm	46,96 mm	34,81 mm

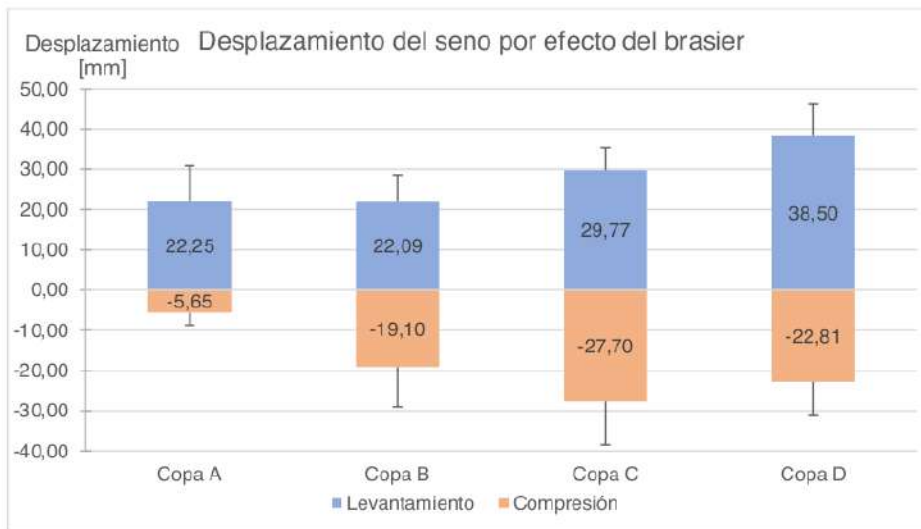


Figura 3.8 Resultados de desplazamientos del seno por copa. Se muestran los promedios de levantamiento y compresión y sus valores máximos

De las 25 voluntarias escaneadas, se descartaron tres debido al uso de brasieres con relleno y de tipo push up. Se tuvieron cinco voluntarias con copa A, pero una de ellas se descartó por la razón antes mencionada; 15 de las voluntarias eran copa B, de las cuales se descartaron dos; solo existieron dos voluntarias con copa C y tres con copa D en adelante. Es justo mencionar que no fue hasta que se obtuvieron las mediciones que se descartaron estos datos, pues no eran congruentes con el resto de su tipo.

3.2 Diseño externo o ¹ forma de la prótesis

Para el diseño exterior de la prótesis se utilizó el programa Meshmixer. Se utilizó el escaneo de una voluntaria y se simuló una mastectomía del seno derecho. El diseño de la prótesis se realizó en base al seno izquierdo para obtener la misma forma y tamaño. La parte posterior es una superficie abierta en la que se puede apreciar la estructura interna, la superficie tiene diferentes puntos de apoyo para que encaje con la cicatriz del pecho.



Figura 3.9 Escaneo sin brasier de voluntaria, se recorta la cabeza para mantener la privacidad de la voluntaria. La paciente mantiene la postura adecuada para el escaneo, con las manos en la cintura, la espalda recta y hombros relajados. Se escaneó utilizando el Escáner 3D Structure Sensor.

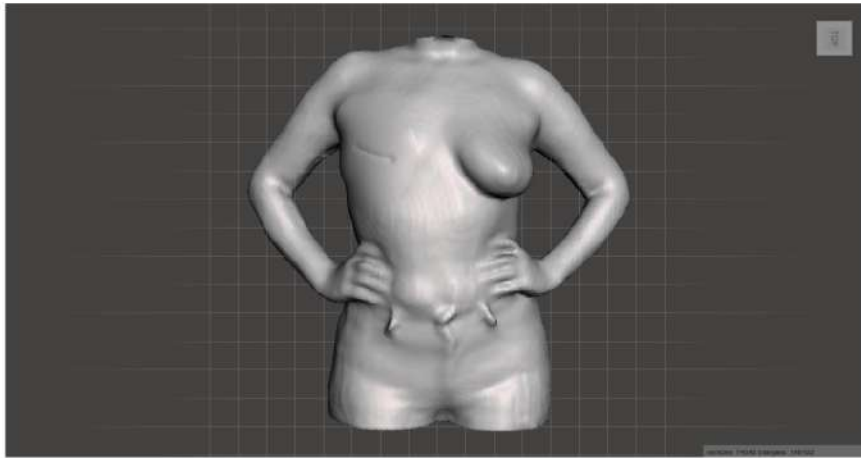


Figura 3.10 Escaneo sin brasier de voluntaria con simulación de seno derecho mastectomizado, esto con el fin de incluir una marca de cicatriz en el pecho y que pueda ser considerado en el diseño de la prótesis.

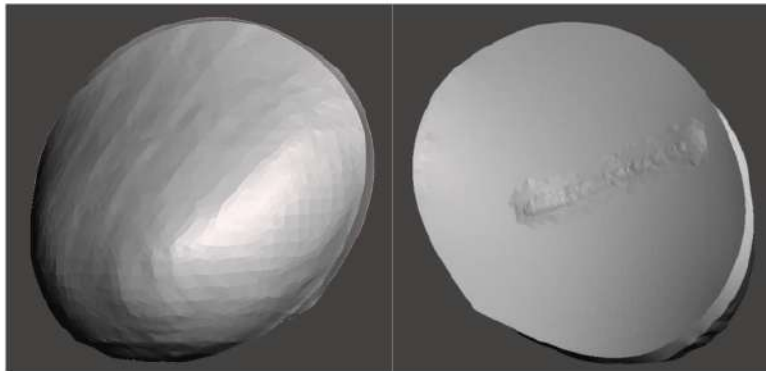


Figura 3.11 Diseño externo de prótesis. Vista frontal y posterior. Se conserva la forma externa del seno sano de la voluntaria junto con la cicatriz de la mastectomía

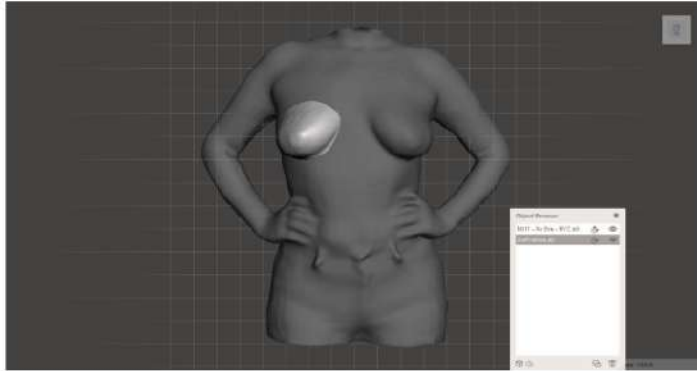


Figura 3.12 Superposición de prótesis sobre escaneo de mujer mastectomizada, se observa la simetría en el pecho, estéticamente cumple con su propósito la prótesis.

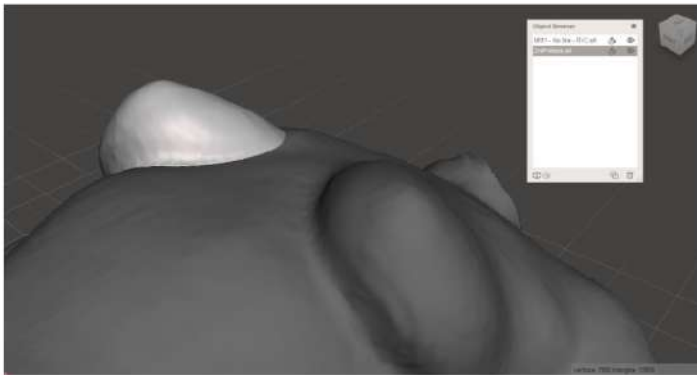


Figura 3.13 Ajuste de prótesis sobre el pecho de mujer mastectomizada, la piel no es una superficie rígida fija, por lo que en su base se agregó un pequeño levantamiento en la parte superior para compensar el hundimiento en la piel.

3.3 Diseño interno prótesis

Al haber extraído la forma del seno real, utilizando el escaneo 3D se aplicaron los cálculos para determinar el porcentaje de relleno a fin de que la prótesis alcance el peso de un seno real. Partiendo por encontrar los valores del seno real, usando Fusion 360 para hallar el volumen del seno, junto con la densidad hallada establecida en el marco teórico se halló la masa del seno real.

$$V_s = 5.683 \times 10^{-4} m^3$$

$$m_s = 0.5454 kg$$

Al igualar la masa del seno con la masa de la prótesis se encontró cuál debería ser el porcentaje de relleno que la prótesis debe tener, empleando la ecuación 2.5.

$$\%r = \frac{\frac{m_s - A_{ca}t_{ca}}{\rho_m}}{V_s - A_{ca}t_{ca}}$$

$$\%r = \frac{\frac{0.5454 \frac{kg}{m^3}}{1060 \frac{kg}{m^3}} - \frac{18581.299 \text{ mm}^2 \times 5 \text{ mm}}{1000^3 \text{ mm}^3/1 \text{ m}^3}}{5.683 \times 10^{-4} \text{ m}^3 - \frac{18581.299 \text{ mm}^2 \times 5 \text{ mm}}{1000^3 \text{ mm}^3/1 \text{ m}^3}}$$

$$\%r = 0.89 = 89\%$$

Con este porcentaje de relleno para la malla se pudo calcular la masa de la prótesis para comprobar que esta alcanzará el peso del seno real. Dado que el porcentaje de relleno solo se aplica a una parte de la prótesis, se usó la ecuación 2.4 para encontrar el peso de la prótesis.

$$m_s = [\%r(V_s - A_{ca}t_{ca}) + A_{ca}t_{ca}]\rho_m$$

$$m_s = \left[0.89 \left(5.683 \times 10^{-4} \text{ m}^3 - \frac{18581.299 \text{ mm}^2 \times 5 \text{ mm}}{\left(\frac{1000 \text{ mm}}{1 \text{ m}}\right)^3} \right) + \frac{18581.299 \text{ mm}^2 \times 5 \text{ mm}}{\left(\frac{1000 \text{ mm}}{1 \text{ m}}\right)^3} \right] 1060 \frac{kg}{m^3}$$

$$m_s = 0.547 \text{ kg}$$

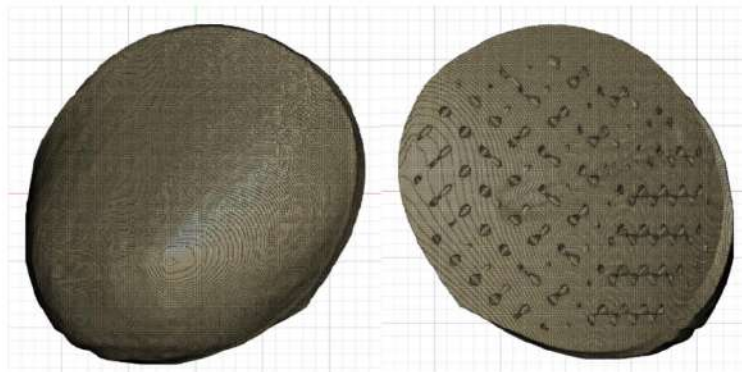


Figura 3.14 Diseño con estructura interna con un porcentaje de relleno del 89%, tamaño de giroide 15mm y para la cara frontal 5mm de espesor, diseño obtenido de Fusion 360.

Para preparar la prótesis para su impresión 3D, esta debe simularse, para determinar cuál es la mejor orientación y controlar la generación de soportes, para ello se utilizó el programa PreForm, que está enfocado en la impresión por SLA, este programa permite configurar la generación de tal forma que no se generen soportes internos y evaluar si es posible la impresión de la malla. A esta evaluación se le conoce como imprimibilidad, que determina si es factible la impresión 3D con la configuración y orientación establecidas. Para el caso del modelo de la prótesis se obtuvo un resultado favorable de imprimibilidad, dada que el programa aceptó la configuración, además con una vista del proceso de impresión se observó el interior del modelo en donde se comprobó que los soportes generados desde la base no se extendían hasta el interior del prototipo, facilitando así su extracción, además esta observación permitió observar la continuidad de los agujeros de la estructura de giroide lo cual elimina la problemática de que resina líquida se quede atrapada en el modelo.

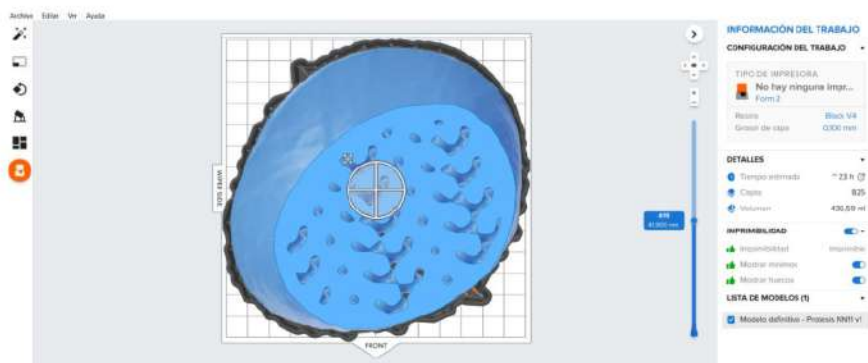


Figura 3.15 Simulación de impresión en PreForm, se verifica que el diseño es imprimible, se generan 825 capas y el tiempo de impresión es de 23h aproximadamente, esto se debe a la cantidad de resina utilizada.

3.4 Validación de deformación con modelos impresos

Se hicieron pruebas de impresión con resina flexible 80A para comprobar la imprimibilidad del modelo, es decir, verificar la facilidad de extracción de los soportes internos, tiempo de impresión y utilizarlas para verificar su capacidad de deformación, la figura 3.16 muestra la impresión de un modelo con un tamaño de celda de giroide de 15 mm, 5 mm de espesor de la capa frontal y 50% de relleno, se eligió este porcentaje en lugar de 89% con el fin de ahorrar material, ya que, si bien con este porcentaje no se alcanzaría el peso, serviría para comprobar las características antes mencionadas.

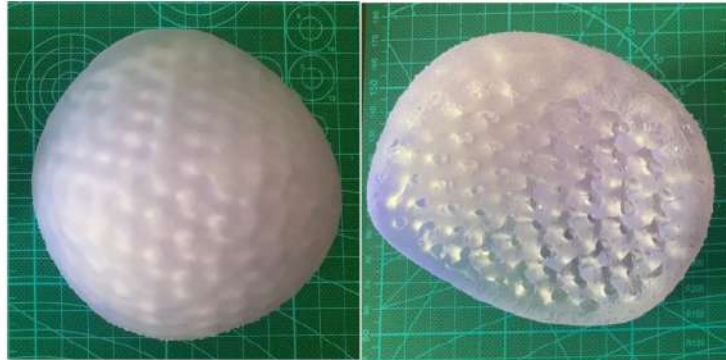


Figura 3.16 Prótesis impresa con el 50% de relleno en resina flexible 80A, 5 mm de espesor en la cara frontal y 15 mm de tamaño de giroide

En este modelo se observó que la cantidad de material no permitía la deformación en la zona más prominente de la prótesis, o sea, en la zona del pezón; por otro lado, en la zona de menor material, en los bordes, si era admisible la deformación. Al aplicar la carga se notar que no existe deformación en esta zona.

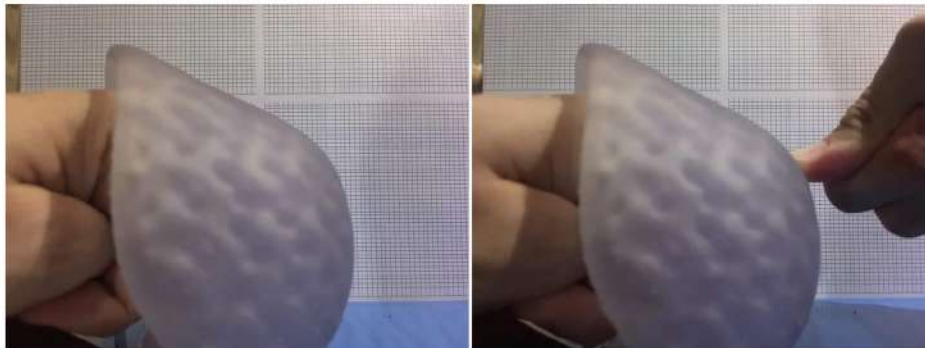


Figura 3.17 Evaluación de prótesis impresa en resina 80A con 50% de relleno, 5mm de espesor en cara frontal y giroide de 15mm. No presenta deformación ante una leve carga aplicada con el pulgar a la altura del pezón.

La figura 3.18 muestra la segunda prueba de impresión en resina flexible 80A con un tamaño de celda de 15 mm, 5 mm de espesor de la cara frontal y un 20% de relleno. Se decidió variar solo uno de los parámetros ya que se consideró que la cantidad de material era el principal factor que aporta rigidez a la prótesis.

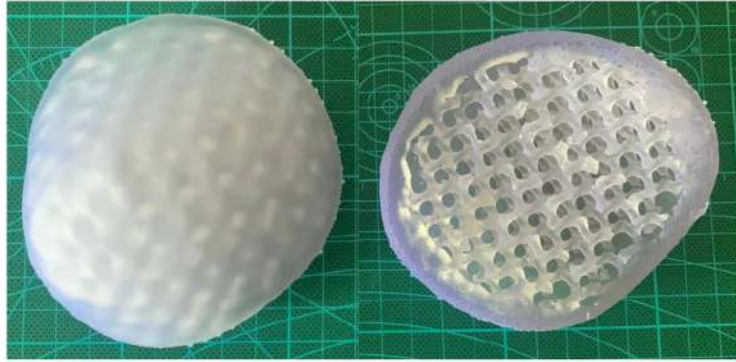


Figura 3.18 Prótesis impresa con el 20% de relleno con resina flexible 80A, se utilizó una modelo diferente para este diseño para demostrar la personalización de la prótesis.

Este modelo presentó mejor comportamiento ante el tacto, ya que, al ejercer una presión sobre ella, la prótesis podía deformarse más, sin embargo, durante su observación se detectó que se produjo una fisura en su interior, ya que se la manipuló repetidamente con poco cuidado con la única intención de buscar que se deforme. Se observó que al tener un 20% la capacidad de deformación aumentó, ya que con la aplicación de la carga el modelo se deformó 5 mm.



Figura 3.19 Evaluación de prótesis impresa en resina 80A con 20% de relleno, 5mm de espesor en cara frontal y giroide de 15 mm. Presenta una deformación de 5mm aproximadamente.

3.5 Parámetros definidos

Se eligió un relleno del 20%, ya que valores menores disminuyen el tamaño de las conexiones de la estructura, las cuales pueden presentar interferencias de caras o considerarse como errores a reparar al momento de preparar la malla para la impresión, incluso provocar la falla de la impresión. El espesor de la cara frontal puede reducirse hasta 4 mm para ser lo suficientemente resistente, pero con una baja rigidez. El tamaño de la celda del giroide se estableció hasta 25 mm ya que tamaños mayores reducirían considerablemente los puntos que estarían en contacto con la piel de la persona, lo que disminuiría la superficie que le da soporte sobre el pecho.

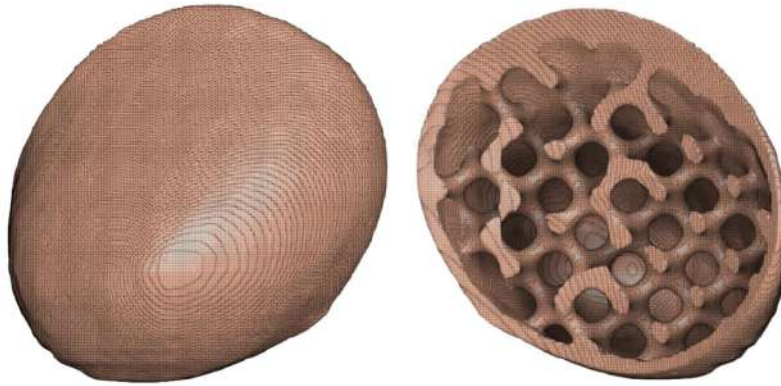


Figura 3.20 Modelo de prótesis con 20% de relleno, 4 mm de espesor en la cara frontal y 25 mm de tamaño de celda del giroide

Ya que el peso de la prótesis está relacionado con el porcentaje de relleno y la densidad del material, es evidente que el peso decayó considerablemente, ya que se priorizó alcanzar la deformación de un seno real.

$$m_s = [\%_{0,r}(V_s - A_{ca}t_{ca}) + A_{ca}t_{ca}]\rho_m$$

$$m_s = \left[0.20 \left(5.683 \times 10^{-4} m^3 - \frac{18581.299 mm^2 \times 4 mm}{\left(\frac{1000 mm}{1 m}\right)^3} \right) + \frac{18581.299 mm^2 \times 4 mm}{\left(\frac{1000 mm}{1 m}\right)^3} \right] 1060 \frac{kg}{m^3}$$

$$m_s = 0.184 kg$$

3.6 ³⁷ Análisis de costos

Para el análisis de costos se tomó en cuenta las fases del diseño bajo las que se obtuvo el prototipo, que para el proceso de elaboración de una prótesis se podría dividir en tres etapas: adquisición de datos, diseño del modelo e impresión del modelo.

Tabla 3.2 División de etapas del proceso de diseño para el análisis de costos

Etapas	Variables relacionadas
¹ Adquisición de datos	Escaneo 3D
	Mano de obra
Diseño del modelo	Programa Meshmixer
	Programa Fusion 360
	Mano de Obra
Impresión del modelo	Programa PreForm
	Impresora 3D para SLA
	Máquina de enjuague
	Máquina de curado
	Equipo de acabado
	Mano de obra

3.6.1 ¹ Costos de equipos

Se incluye a continuación todos los equipos necesarios para llevar a cabo la manufactura de una prótesis mamaria externa

¹ **Tabla 3.3 Costo por adquisición de equipos**

Equipo	Marca	Cantidad	Precio
Escáner 3D	Structure Sensor Pro	1	\$995,00
Impresora 3D para SLA	Form 3+	1	\$3.750,00
Máquina de enjuague	Form Wash	1	\$650,00
Máquina de curado	Form Cure	1	\$750,00
Equipo de acabado	Form 3 Finish Kit	1	\$100,00
Costo total de equipos			\$6.245,00

3.6.2 Licencias de programas

En base al proceso desarrollado, se presenta a continuación los programas que se utilizan exclusivamente para el diseño de una prótesis externa, con los respectivos costos de licencias anuales. Se excluyeron los programas utilizados para la medición de

deformación del seno (Geomagic Design X, Geomagic Control X), ya que se puede prescindir de ellos para la generación del diseño del modelo.

Tabla 3.4 Costo por adquisición de licencias de programas

Programa	Precio
Autodesk Meshmixer	\$0,00
Autodesk Fusion 360	\$581,00
FormLabs PreForm	\$0,00
Costo total de programas	\$581,00

3.6.3 Costo de mano de obra

Se consideró que para la manufactura de la prótesis se requiere de mano de obra de persona que no requiere de preparación de tercer nivel para la operación de la impresora 3D y escáner 3D, por otro lado, se consideró que el diseñador puede tener un perfil de ingeniero junior por la necesidad de habilidades y conocimientos para el manejo de los programas y toma de decisiones.

Tabla 3.5 Costos de salarios mensuales del personal

Programa	Cantidad	Salario
Operador de Escáner 3D e Impresora 3D	1	\$450,00
Diseñador	1	\$900,00
Costo total de salarios mensuales		\$1350,00

3.6.4 Costo de producción por prótesis

Se calculó el costo de producción de una prótesis en copa B, que es la medida más común de acuerdo con las medidas encontradas en la toma de datos. Para el análisis se tomó en cuenta la depreciación de los equipos en cinco años, la amortización de las licencias de los programas, los gastos de materiales y mano de obra. El detalle de la determinación de los precios por hora se encuentra en el Apéndice F de este documento.

Tabla 3.6 Costo de producción promedio por prótesis

Detalle	Costo por hora (\$/h)	Tiempo de operación (h)	Costo Total
Equipos			
Escáner 3D	0,41	2	\$0,83
Impresora 3D para SLA	0,20	16	\$3,13
Máquina de enjuague	1,81	0,3	\$0,54
Máquina de curado	2,08	0,3	\$0,63
Equipo de acabado	0,08	1	\$0,08
Programas			
Autodesk Fusion 360	0,81	3	\$2,42
Materiales			
Resina Elástica 80A	-	-	\$80,00
Alcohol Isopropilico	-	-	\$10,00
Mano de Obra			
Operador de Escáner 3D e Impresora 3D	2,81	3	\$8,44
Diseñador	5,63	8	\$45,00
Costo total de producción por unidad			\$151,06

3.6.5 Precio de venta al público

Se estimó el precio de venta al público, estableciendo un 40% de utilidad por la producción de cada prótesis.

Tabla 3.7 Estimación del precio de venta al público

Detalle	Valor
Costo de producción	\$151,06
Utilidad	40%
Precio de venta	\$211,49

Se estableció entonces que los costos fijos corresponderían al uso de los equipos y al salario por la mano de obra, a fin de calcular el punto de equilibrio en la producción y venta de prótesis.

⁹
Tabla 3.8 Punto de equilibrio en la producción y venta de prótesis

Detalle	Valor
Costos fijos	\$58,64
Costo de producción	\$151,06
Precio de venta	\$211,49
Punto de equilibrio	0,97

La Tabla 3.9 establece que, para que exista rentabilidad es necesario producir y vender como mínimo una prótesis por día, esto permitiría cubrir los gastos de materiales, salarios, uso de equipos y programas.

3.6.6 Comparación con otros productos similares en el mercado

Se consultaron los precios de otros modelos de prótesis mamarias externas presentes en el mercado.

Tabla 3.9 Precios de prótesis mamarias externas existentes en el mercado

Marca	Precio
Prótesis "Amoena"	\$172 - \$267
Prótesis "Mia"	\$62 - \$83
Prótesis "Anita Care"	\$142 - \$226

En la tabla 3.10 se puede observar que los precios de las prótesis mamarias con una producción de tallas y formas estándares se encuentran cercanos al ⁷⁹ precio de venta al público del modelo desarrollado en este proyecto, aunque el precio puede variar dependiendo de la cantidad de material y horas de impresión por el tamaño, el valor agregado que le otorga la capacidad de deformación y la forma personalizada justifica con creces el precio de venta.

3.7 Análisis de resultados

Este proyecto buscó rediseñar un modelo de prótesis mamarias externas, partiendo de un prototipo con una estructura encerrada en la cual se quedaban atrapados los soportes generados debido a la impresión 3D. Usando escaneos 3D se tomaron medidas de deformación del seno para tenerlas en consideración en el diseño, además se mejoró la metodología para la extracción de forma de la prótesis usando escaneos

obtenidos. Se aplicó una estructura interna desarrollada para impresión 3D y con propiedades isotrópicas, con lo cual se superó las limitaciones de la manufactura aditiva, además que permitió que el modelo se deforme ante la aplicación de un esfuerzo que emule el ejercido por el brasier.

De acuerdo con el escaneo sin brasier realizado a las voluntarias se pudo obtener satisfactoriamente la forma externa de la prótesis, lo cual permite que el diseño sea personalizado. A partir de los escaneos con y sin brasier se pudo realizar una comparación de desplazamientos en toda la superficie del seno cuando está sujetado por un brasier, ⁶¹ uno de los principales hallazgos de la investigación fue el efecto que el brasier produce sobre el seno, ya que este lo levanta más de lo que lo comprime, considerando que durante el proceso de escaneo no se tuvieron restricciones sobre el tipo de brasier que vestía la voluntaria. Estas medidas fueron útiles para tomarlas de referencia sobre los resultados esperados de deformación de la prótesis, sin embargo, debido al número de voluntarias escaneadas podría considerarse ⁹⁸ una muestra muy pequeña como para inferir que este efecto se produce en todas las mujeres y con todos los tipos de brasieres, ya que la diversidad de estas tallas fue tan dispareja que las agrupaciones por tamaños de copas impiden afirmar que estas mediciones ocurren para todos los senos de tales tamaños, del mismo modo, subdividir por características comunes como rangos de edad o maternidad, no arrojaría resultados consistentes. Debido a esto se optó por obtener un promedio de estas mediciones, con lo cual se encontró que el seno se comprime 18 mm y se levanta 25 mm aproximadamente, la figura 3.8 muestra que estas deformaciones aumentan en magnitud dependiendo del tamaño de copa, lo cual podría estar relacionado con el porcentaje de tejido adiposo presente en el seno ya que este es el que mayor aporta a su volumen.

Por otro lado, el método desarrollado para realizar la medición puede usarse para continuar con una investigación más amplia del tema con una población más grande que permita extrapolar los resultados como datos generales. Entre las observaciones hechas en base a los escaneos recibidos para ser trabajados se notó que, se recomienda descartar brasieres con relleno y de tipo “push up”, ya que pueden introducir mediciones erróneas difíciles de corregir, además de otros elementos que puedan interferir en la zona del pecho o espalda que puedan producir problemas en el pecho o espalda, como el cabello o collares, también podría hacerse uso de elementos de referencia en el cuerpo como esperas en el cuello o cintura que puedan usarse en el proceso de alineación para

eliminar problemas debido a las malas posturas, desplazamientos o rotaciones del cuerpo, si bien estos inconvenientes pudieron superarse en el proceso de medición, el tiempo invertido en este análisis se acortaría y no se descartaría ninguna medición, las cuales se consideran de gran valor para el proyecto; otra observación que se hizo fue que las medidas de las copas de brasier proporcionadas por las voluntarias no eran consistentes ya que por la variación de formas y tamaños es posible que las voluntarias no usen la talla correcta de brasier, por lo que se debería tomar la medida del seno para confirmar la talla, como un paso adicional en el proceso de escaneo.

La capacidad de deformación de la prótesis depende principalmente de la estructura interna, puesto que se tomaron mediciones con diferentes configuraciones de espesor de la capa externa, tamaño de la celda del giroide, por lo que la variación de los resultados de medición está ligada a la estructura interna y a cómo ésta afecta a la distribución de los esfuerzos aplicados ya que, la fuerza aplicada es unidireccional horizontalmente a la zona del pezón, esta ubicación en la prótesis cambia dependiendo la forma del seno de la mujer, sin embargo, el modelo de validación permitió comprobar que las prótesis admiten deformación. El comportamiento también está ligado a las propiedades del material, para los prototipos se utilizó resina flexible 80A la cual presentó una dureza muy alta para lo requerido, por ello se necesita seguir en la búsqueda de un material más apropiado, que presente una mayor deformación ante un menor esfuerzo. Se consideró que el efecto de levantamiento fue una consecuencia de la compresión, por lo que se buscó alcanzar la deformación por compresión al variar la configuración de la estructura interna, con 20% de relleno, 5 mm de espesor de la capa frontal y 15 mm como tamaño de celda del giroide se alcanzaron deformaciones promedio de 5 mm con una fuerza aplicada al presionar el dedo pulgar sobre la prótesis, lo cual solo se aproxima a la compresión que ocurre en los senos de copa A. La limitación de la disponibilidad del material impidió que se puedan hacer más pruebas

El uso de una estructura optimizada permitió superar las restricciones de la manufactura aditiva como la generación de soportes internos pues los modelos pudieron imprimirse sin necesidad de estos con la correcta orientación, lo cual representó un ahorro de trabajo de post-impresión ya que gran parte de los soportes estaban conectados a una misma base, facilitando que estos se extraigan como un solo cuerpo, que, sumado al bajo porcentaje de relleno, representó un ahorro de material; esta estructura interna generada fue lo suficientemente resistente para mantener la forma del

seno en su estado natural durante todo momento, esto implicó que solo se use el material necesario para que la prótesis pueda ser imprimible y su estructura soporte los esfuerzos aplicados sin romperse.

1 CAPÍTULO 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

Conclusiones

- La metodología desarrollada para obtener medidas de desplazamiento del seno por efecto del brasier mostró ser consistente, ya que esta se pudo aplicar exitosamente con las 25 voluntarias escaneadas y sus resultados son coherentes. Haber usado programas enfocados al manejo de escaneos 3D para hacer la comparación entre las fases con brasier y sin brasier hizo posible que estas mallas se alineen de la misma manera y se superpongan con gran exactitud para medir la distancia entre puntos de la misma zona para ambos estados, haciendo que la medición sea confiable; esto mostró que, en promedio el seno se comprime 18 mm y se levanta 25 mm, además, la agrupación de datos por copa muestra que las magnitudes tanto del desplazamiento por compresión como por levantamiento siguen tendencias crecientes en función del tamaño del seno.
- Las pruebas de deformación en las prótesis impresas muestran que el cambio de configuración de la estructura interna facultó al modelo con la capacidad de deformación usando el mismo material, aunque la deformación alcanzada solo emula la que ocurre en los senos de copa A, el método planteado muestra el indicio que la combinación entre una estructura desarrollada para impresión 3D y un material elástico puede utilizarse para que la prótesis alcance deformaciones semejantes a las de un seno real, sentando las bases para nuevas y más profundas investigaciones sobre el tema, en las que se prueben, por ejemplo, otro tipo de estructuras, más combinaciones de parámetros y simulaciones o ensayos más específicas por tamaños de copa.
- Se logró mejorar el método de extracción de la forma de la prótesis en comparación con el proyecto anterior del cual se partió, por lo que el uso del escaneo 3D para obtener el modelo a partir de un seno real continúa siendo una propuesta de gran valor diferenciador, ya que a pesar de no contar con voluntarias mastectomizadas, la simulación de una mastectomía previo a la extracción del modelo de la prótesis permitió validar este caso, sin embargo, el

contar con pacientes mastectomizadas habría permitido validar el método de forma más aproximada a la realidad.

- Los resultados de impresión muestran que la prótesis admite su elaboración mediante manufactura aditiva usando estereolitografía como tecnología, reduciendo la cantidad de soportes internos cuya extracción está relacionada con el trabajo de post-impresión; además, la metodología permite conservar la forma de seno real de forma satisfactoria. Sin embargo, la dificultad principal radica en encontrar un material que permita cubrir todos los parámetros de diseño a la vez, esto es, que posea alta densidad para alcanzar el peso de un seno con un bajo porcentaje de relleno, gran capacidad de deformación con bajos esfuerzos para obtener los mismos desplazamientos que un seno real, una resistencia última a la ruptura que evite la ocurrencia de fracturas del modelo, que sea admisible para la impresión 3D y que esté normalizado para ser usado en contacto con la piel.

Recomendaciones

- Como se ha mencionado anteriormente, el modelo de prótesis mamarias externas desarrollado en este proyecto es admisible para ser manufacturado usando manufactura aditiva, sin embargo, es recomendable continuar con la búsqueda de materiales que admitan altas deformaciones ante bajos esfuerzos; esto podría implicar el uso ¹⁰³ de tecnologías de impresión 3D diferentes de la estereolitografía, por ejemplo explorar el uso de silicón dentro de la impresión 3D, ya que este es el material usado para elaborar implantes de seno.
- Uno de los parámetros de diseño que no se pudieron satisfacer fue que ¹ el peso de la prótesis iguale el peso del seno real, lo cual se buscó basándose en que las propiedades del material fueran suficientes para alcanzar este requerimiento; esto se solucionaría si se usaran pesos añadidos a la prótesis y que no interfirieran con el fenómeno de deformación, es decir, elementos que puedan incorporarse dentro de la estructura que permitan que el modelo alcance el peso del seno de la paciente.
- La búsqueda de bibliografía sobre pesos del seno arrojó que existen datos muy distantes tanto en densidad como peso del seno y métodos poco consistentes para su determinación, por lo que se sugiere desarrollar un método que permita

determinar el peso del seno de la voluntaria, esto podría lograrse usando información de estudios mamográficos, a fin de determinar cuánto debe pesar la prótesis de cada voluntaria en específico, y con ello encontrar cuál es la cantidad de peso que se le debe añadir al modelo.

- Someter a la prótesis a un ensayo de compresión para obtener datos reales sobre su comportamiento ante la deformación, incluso más que en simulación, esto implicaría el uso de recursos como el equipo, la adecuación del ensayo para aproximarlos a un caso real, el uso de material para ejercicios de prueba y error. Esto entregaría nueva información del modelo debido al cambio de propiedades que sufre la resina durante su cambio de estado, la consistencia de la estructura interna y los límites a los que podría llevarse el modelo.
- Es justo mencionar que durante el desarrollo del proyecto se fue adquiriendo conocimiento del uso de los programas empleados y sobre tecnologías de manufactura aditiva, por lo que se debe considerar que autores con mayor habilidad en el manejo de programas enfocados en escaneos 3D e impresión 3D, más experiencia en manufactura aditiva e incluso mayor conocimiento sobre anatomía femenina, se conseguirían mejores resultados e incluso una optimización de los procesos, esto podría lograrse si el proyecto se convirtiera en uno de carácter multidisciplinario.

BIBLIOGRAFÍA

- Alcaraz Baños, M. (2009). *La Glándula Mamaria*. Murcia: Universidad de Murcia.
- Berumen, S. A., & Llamazares Redondo, F. (2007). La utilidad de Los métodos de decisión multicriterio (como el AHP) en un entorno de competitividad creciente. *Cuadernos de Administración Vol 20 No 34 Bogotá*.
- Bravo, M., & Garzón, J. (2020). *Diseño de prótesis mamarias externas personalizadas para manufactura aditiva*. Guayaquil: Escuela Superior Politécnica del Litoral - Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción.
- Breastcancer. (29 de Julio de 2022). *Tipos de prótesis mamarias*. Obtenido de Breastcancer.org: <https://www.breastcancer.org/es/tratamiento/cirugia/protesis-mamarias/tipos>
- Cirugías de la mama. (12 de Septiembre de 2017). *Mastectomías - Extirpar la mama para curar la enfermedad*. Obtenido de <https://www.cirugiasdelamama.com/mastectomia>
- Del Val Gil, J., López Bañeres, M., Rebollo López, F., Utrillas Martínez, A., & Minguillón Serrano, A. (2001). Cáncer de mama y mastectomía. Estado actual. *Cirugía Española Volumen 69, Issue 1*, 56-65.
- Diegel, O., Nordin, A., & Motte, D. (2020). DfAM Strategic Design Considerations. En *A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing* (págs. 41-67). Duc Truong Pham: Springer.
- Formlabs. (2020). *Guía definitiva sobre impresión 3D por estereolitografía (SLA)*. Obtenido de <https://formlabs.com/es/blog/guia-definitiva-estereolitografia-sla-impresion-3d/>
- Formlabs. (30 de Septiembre de 2022). *Formlaps Support*. Obtenido de https://support.formlabs.com/s/article/Form-Cure-Time-and-Temperature-Settings?language=en_US
- Garrido Sánchez, G. (2019). *Diseño y fabricación de un dedo protésico articulado mediante impresión 3D*. Valladolid: Universidad de Valladolid - Escuela de ingenierías industriales.
- GLOBOCAN. (2012). *Global Cancer Observatory*. Obtenido de International Agency for Research on Cancer: https://gco.iarc.fr/overtime/en/dataviz/age_specific?populations=21800&sexes=2

- &cancers=14&multiple_populations=1&mode=cancer&group_populations=1&multiple_cancers=1&types=0_1&years=2012&group_years=0
- GLOBOCAN. (2020). *Global Cancer Observatory*. Obtenido de International Agency for Research on Cancer: https://gco.iarc.fr/today/online-analysis-multiple-bars?v=2020&mode=cancer&mode_population=countries&population=900&populations=900&key=total&sex=2&cancer=39&type=0&statistic=5&prevalence=0&population_group=2&ages_group%5B%5D=0&ages_group%5B%5D=17&nb_items=1
- González, F. (1986). Tratamiento quirúrgico del carcinoma mamario. *Rev Inst Nac Cancer Méx*, 32(3/4), 212-217.
- Hassiotou, F., & Geddes, D. (2013). Anatomy of the human mammary gland: Current status of knowledge. *Clinical Anatomy*, 29-48.
- INEN. (2014). *NTE INEN ISO 10993-1: EVALUACIÓN BIOLÓGICA DE PRODUCTOS SANITARIOS. PARTE 1: EVALUACIÓN Y ENSAYOS MEDIANTE UN PROCESO DE GESTIÓN DE RIESGO (ISO 10993-1:2009 IDT)*. Quito: Instituto Ecuatoriano de Normalización.
- INEN. (2014). *NTE INEN-ISO 14971: PRODUCTOS SANITARIOS. APLICACIÓN DE LA GESTIÓN DE RIESGOS A LOS PRODUCTOS SANITARIOS (ISO 14971:2007 IDT)*. Quito: Instituto Ecuatoriano de Normalización.
- INEN. (2014). *NTE INEN-ISO 22523: PRÓTESIS DE MIEMBROS EXTERNOS Y ÓRTESIS EXTERNAS. REQUISITOS Y MÉTODOS DE ENSAYO (ISO 22523:2006, IDT)*. Quito: Instituto Ecuatoriano de Normalización.
- ISO. (2015). *ISO 14001: SISTEMAS DE GESTIÓN AMBIENTAL - REQUISITOS CON ORIENTACIÓN PARA SU USO*. Ginebra: Secretaría Central de ISO.
- ISO. (2015). *ISO 9001: SISTEMAS DE GESTIÓN DE LA CALIDAD - REQUISITOS*. Ginebra: Secretaría Central de ISO.
- Kladovasilakis, N., Tsongas, K., & Tzetzis, D. (2021). Mechanical and FEA-Assisted Characterization of Fused Filament Fabricated Triply Periodic Minimal Surface Structures. *Journal of Composites Science*, 1-18.
- Li, X., Zhang, X., & Yeung, K. (2003). A 3D biomedical model for numerical simulation of dynamic mechanical interactions of bra and breast during wear. *The Hong Kong Polytechnic University*, 46-55.

- ¹⁶ López, L., Torres, L., Blanco, L., Hernández, R., & Knaul, F. (2014). Utilización correcta de las técnicas de detección de cáncer de mama en mujeres mexicanas. *Salud Pública de México*, 39.
- Louise, M. (21 de Julio de 2020). *Marie Louise Ropa Interior*. Obtenido de ⁸ <https://marielouise.co/blogs/brasieres/como-saber-la-talla-del-brasier>
- ⁵⁰ Martín, M., Herrero, A., & Echavarría, I. (2015). El cáncer de mama. *ARBOR*, Vol 191(773), a234.
- ²⁶ Martínez, O., Uribe, P., & Hernández, M. (2009). Políticas públicas para la detección del cáncer de mama de México. *Salud Pública de México*, 354.
- ⁵ Matín, M., Herrero, A., & Echeverría, I. (2015). El cáncer de mama. *Arbor*, 5. ¹¹
- McGhee, D., Steele, J., Zealey, W., & Takacs, G. (2013). Bra-breast forces generated in women with large breasts while standing and during treadmill running: Implications for sports bra design. *Applied Ergonomics*, 112-118.
- ³¹ Moreno Sánchez, G., Molina Gil, J., Francés Reynoso, M., & Becerril Rosales, I. (2018). Manufactur aditiva, una alternativa de producción actual. *Reacción - Revista de divulgación científica - Año 5, Número 3*, Tecnológico de Estudios Superiores de Jocotitlán.
- Niño, E., Endrino, J., Durán, H., Gutierrez, B., & Lantada, A. (2016). Caracterización microscópica de texturas superficiales fabricadas aditivamente mediante estereolitografía. *Respuestas Cúcuta, Colombia - Vol. 21, N° 2*, 37-47. ⁴⁷
- Norton, K., & Olds, T. (1996). Anatomía esencial para antropometristas. En K. Norton, & T. Olds, *Antropometría* (págs. 7-8). Rosario: Biosystem.
- ⁷ Parmar, C., West, M., Pathak, S., Nelson, J., & Martin, L. (2015). weight versus volume in breast surgery: an observational study. *Journal of the Society of Medicine Short Reports*, 1-5.
- ¹⁷ Pérez Freixes, M. (2020). *Consecuencias psicológicas derivadas de una mastectomía tras un cáncer de mama sin metástasis: Una revisión sistemática a la literatura*. Barcelona: Universitat Internacional de Catalunya - Facultat de Medicina i Ciénces de la Salut.
- ¹ Sanchez, A., Mills, C., & Scurr, J. (2017). Estimating breast mass-density: A retrospective analysis of radiological data. *The Breast Journal*, 237-239.
- ⁴⁹ Strömberg, N. (2020). Optimal grading of TPMS-based lattice structures with transversely isotropic elastic bulk properties. *Engineering Optimization*, 1-14.

25

Tanca, J., Real, J., Jaramillo, L., & Quinto, R. (2019). *Cáncer en Guayaquil Año 2015*. *Sociedad de Lucha contra el Cáncer del Ecuador - SOLCA*, 18.

54

Wyant, T., Alteri, R., Kalidas, M., Lubejko, B., Eidsmoe, K., Greene, B., . . . Westbrook, C. (2 de Marzo de 2021). *American Cancer Society*. Obtenido de <https://www.cancer.org/es/tratamiento/como-comprender-su-diagnostico/ganglios-linfaticos-y-cancer.html#references>

APÉNDICES

APÉNDICE A: MATRIZ DE DECISIÓN

Se muestra a continuación el procedimiento empleado para realizar la selección de la alternativa de diseño, usando el método AHP. Las tablas 2.1 y 2.2 son el resultado de la aplicación de este procedimiento.

La tabla A1 muestra la comparación entre pares de criterio y su respectivo valor asignado a dicho criterio de valoración.

Tabla A1. Comparación de importancia entre criterios de selección

Valoración	Importancia entre pares de criterios de selección
1	Ambos criterios tienen igual importancia
3	El criterio de la fila es moderadamente más importante que el de la columna
5	El criterio de la fila es más importante que el de la columna
7	El criterio de la fila es mucha más importante que el de la columna
9	El criterio de la fila domina sobre el criterio de la columna

Se realizó una matriz de comparación entre criterios de selección, la tabla A2 muestra la aplicación de la tabla A1. Dado que los criterios de selección tienen el mismo orden en las filas y las columnas, la comparación entre el mismo criterio recibe el valor de 1,00; por otro lado existen otros casos que se necesitan aclarar, por ejemplo, la comparación del tiempo de fabricación y el comportamiento ante la deformación tiene un valor de 0,11 ya que la valoración establece que el criterio de la fila domina sobre el criterio de la columna, de ahí que su valor es $1/9$ o 0,11 es por esta razón que la comparación entre el comportamiento ante la deformación y el tiempo de fabricación recibe el valor inverso, siendo 9,00. Posteriormente, se realiza una suma de cada columna de los valores asignados.

1
Tabla A2. Matriz de comparación de criterios de selección

Criterios de Selección	Comportamiento	Tiempo de Fabricación	Costo	Peso	Generación de la Estructura Interna	Residuos	Manufacturabilidad	Confiabilidad
Comportamiento	1,00	9,00	7,00	3,00	3,00	3,00	3,00	0,33
Tiempo de Fabricación	0,11	1,00	0,33	0,14	0,20	0,20	0,33	0,11
Costo	0,14	3,00	1,00	0,20	0,20	0,33	0,33	0,14
Peso	0,33	7,00	5,00	1,00	3,00	3,00	5,00	0,33
Generación de la Estructura Interna	0,33	5,00	5,00	0,33	1,00	3,00	3,00	0,33
Residuos	0,33	5,00	3,00	0,33	0,33	1,00	1,00	0,20
Manufacturabilidad	0,33	3,00	3,00	0,20	0,33	1,00	1,00	0,14
Confiabilidad	3,00	9,00	7,00	3,00	3,00	5,00	7,00	1,00
Suma	5,59	42,00	31,33	8,21	11,07	16,53	20,67	2,60

Una vez realizadas las comparaciones entre criterios, obteniendo la suma de todos los criterios, se realizó la matriz de comparación de criterios normalizada que implica ⁹³ dividir cada valor de la matriz para la suma de su correspondiente columna. Adicionalmente, se obtuvo el peso de cada criterio, calculando el promedio por cada fila, asignado el valor del resultado al criterio de selección de dicha fila.

Tabla A3. Matriz de comparación de criterios de selección normalizada

Criterios de Selección	Comportamiento	Tiempo de Fabricación	Costo	Peso	Generación de la Estructura Interna	Residuos	Manufacturabilidad	Confiabilidad	Peso del Criterio
Comportamiento	0,18	0,21	0,22	0,37	0,27	0,18	0,15	0,13	0,21
Tiempo de Fabricación	0,02	0,02	0,01	0,02	0,02	0,01	0,02	0,04	0,02
Costo	0,03	0,07	0,03	0,02	0,02	0,02	0,02	0,06	0,03
Peso	0,06	0,17	0,16	0,12	0,27	0,18	0,24	0,13	0,17
Generación de la Estructura Interna	0,06	0,12	0,16	0,04	0,09	0,18	0,15	0,13	0,12
Residuos	0,06	0,12	0,10	0,04	0,03	0,06	0,05	0,08	0,07
Manufacturabilidad	0,06	0,07	0,10	0,02	0,03	0,06	0,05	0,06	0,06
Confiabilidad	0,54	0,21	0,22	0,37	0,27	0,30	0,34	0,39	0,33
Suma	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00	1,00

Como siguiente paso se realizó una matriz de comprobación para determinar si los valores asignados en la comparación de criterios son consistentes. La columna del vector suma es el resultado de la multiplicación matricial entre los valores de la tabla A1 y la columna Peso del criterio de la tabla A2.

$$\text{Vector suma} = \begin{bmatrix} \text{Matriz de comparación de} \\ \text{criterios de selección} \end{bmatrix} [\text{Peso del criterio}]$$

El vector de consistencia es el resultado de la división del vector suma para el peso del criterio.

$$\text{Vector de consistencia} = \text{vector suma} / \text{peso del criterio}$$

1
Tabla A4. Consistencia de los criterios de diseño de la prótesis

Vector de suma	Peso del Criterio	Vector de Consistencia
1,95	0,21	9,11
0,17	0,02	8,46
0,27	0,03	8,16
1,48	0,17	8,88
0,98	0,12	8,51
0,55	0,07	8,32
0,47	0,06	8,46
1 2,95	0,33	8,94
Promedio de consistencia		8,60
Índice de consistencia		0,09
Razón de consistencia		0,06
RC<0,1		Si

1
 Para determinar la consistencia de la comparación se calcula la razón u el índice de consistencia, empleando las siguientes ecuaciones:

$$IC = \frac{PC - n}{n - 1}$$

$$RC = \frac{IC}{K}$$

Donde K es el valor de una constante dependiente del número de criterios involucrados en la comparación.

Tabla A5. Valor de K por número de criterios comparados

Criterios	Valor de K	Criterios	Valor de K
3	0,52	9	1,45
4	0,89	10	1,49
5	1,11	11	1,51
6	1,25	12	1,54
7	1,35	13	1,56
8	1,40	14	1,57

Una vez se obtuvo una razón de consistencia menor a 0,1 se procedió a realizar el mismo procedimiento por cada criterio de selección, pero comparando las alternativas de solución.

Tabla A6. Comparación de importancia entre alternativas de solución

Valoración	Importancia entre pares de alternativas de solución
1	Ambas alternativas tienen igual importancia
3	La alternativa de la fila es moderadamente superior que la de la columna
5	La alternativa de la fila es superior que la de la columna
7	La alternativa de la fila es muy superior que la de la columna
9	La alternativa de la fila domina sobre la de la columna

Tabla A7. Clasificación de alternativas de solución por comportamiento

Matriz de comparación de comportamiento ante la deformación

Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros
Estructura Solida	1,00	0,11	0,33
Estructura de Red	9,00	1,00	5,00
Estructura de Poros	3,00	0,20	1,00
Suma	13,00	1,31	6,33

Matriz de comparación de comportamiento ante la deformación normalizada

Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros	Peso de la Alternativa
Estructura Solida	0,08	0,08	0,05	0,07
Estructura de Red	0,69	0,76	0,79	0,75
Estructura de Poros	0,23	0,15	0,16	0,18
Suma	1,00	1,00	1,00	1,00

Prueba de consistencia

Vector de suma	Peso del Criterio	Vector de Consistencia
0,21	0,07	3,01
2,29	0,75	3,06
0,54	0,18	3,02
Promedio de consistencia		3,03
Índice de consistencia		0,01
Razón de consistencia		0,03
RC < 0,1		Si

Tabla A8. Clasificación de alternativas de solución por tiempo de fabricación

Matriz de comparación de tiempo de fabricación			
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros
Estructura Solida	1,00	0,14	0,20
Estructura de Red	7,00	1,00	3,00
Estructura de Poros	5,00	0,33	1,00
Suma	13,00	1,48	4,20

Matriz de comparación de tiempo de fabricación normalizada				
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros	Peso de la Alternativa
Estructura Solida	0,08	0,10	0,05	0,07
Estructura de Red	0,54	0,68	0,71	0,64
Estructura de Poros	0,38	0,23	0,24	0,28
Suma	1,00	1,00	1,00	1,00

Prueba de consistencia

Vector de suma	Peso del Criterio	Vector de Consistencia
0,22	0,07	3,01
2,01	0,64	3,12
0,87	0,28	3,06
Promedio de consistencia		3,07
Índice de consistencia		0,03
Razón de consistencia		0,06
RC < 0,1		Si

Tabla A9. Clasificación de alternativas de solución por costo

Matriz de comparación de costo

Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros
Estructura Solida	1,00	0,20	0,33
Estructura de Red	5,00	1,00	3,00
Estructura de Poros	3,00	0,33	1,00
Suma	9,00	1,53	4,33

Matriz de comparación de costo normalizada

Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros	Peso de la Alternativa
Estructura Solida	0,11	0,13	0,08	0,11
Estructura de Red	0,56	0,65	0,69	0,63
Estructura de Poros	0,33	0,22	0,23	0,26
Suma	1,00	1,00	1,00	1,00

Prueba de consistencia

Vector de suma	Peso del Criterio	Vector de Consistencia
0,32	0,11	3,01
1,95	0,63	3,07
0,79	0,26	3,03
Promedio de consistencia		3,04
Índice de consistencia		0,02
Razón de consistencia		0,04
RC < 0,1		Si

Tabla A10. Comparación de alternativas de solución por peso

Matriz de comparación de peso			
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros
Estructura Solida	1,00	1,00	5,00
Estructura de Red	1,00	1,00	7,00
Estructura de Poros	0,20	0,14	1,00
Suma	2,20	2,14	13,00

Matriz de comparación de peso normalizada				
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros	Peso de la Alternativa
Estructura Solida	0,45	0,47	0,38	0,44
Estructura de Red	0,45	0,47	0,54	0,49
Estructura de Poros	0,09	0,07	0,08	0,08
Suma	1,00	1,00	1,00	1,00

Prueba de Consistencia

Vector de suma	Peso del Criterio	Vector de Consistencia
1,31	0,44	3,02
1,47	0,49	3,02
0,23	0,08	3,00
Promedio de consistencia		3,01
Índice de consistencia		0,01
Razón de consistencia		0,01
RC<0,1		Si

Tabla A11. Comparación de alternativas de solución por generación de estructura interna

Matriz de comparación de generación de estructura interna			
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros
Estructura Solida	1,00	0,11	0,20
Estructura de Red	9,00	1,00	3,00
Estructura de Poros	5,00	0,33	1,00
Suma	15,00	1,44	4,20

Matriz de comparación de generación de estructura interna normalizada				
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros	Peso de la Alternativa
Estructura Solida	0,07	0,08	0,05	0,06
Estructura de Red	0,60	0,69	0,71	0,67
Estructura de Poros	0,33	0,23	0,24	0,27
Suma	1,00	1,00	1,00	1,00

Prueba de Consistencia

Vector de suma	Peso del Criterio	Vector de Consistencia
0,19	0,06	3,01
2,04	0,67	3,06
0,81	0,27	3,03
Promedio de consistencia		3,03
Índice de consistencia		0,01
Razón de consistencia		0,03
RC<0,1		Si

1
Tabla A12. Comparación de las alternativas de diseño por generación de residuos

Matriz de comparación de generación de residuos			
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros
Estructura Solida	1,00	3,00	7,00
Estructura de Red	0,33	1,00	3,00
Estructura de Poros	0,14	0,33	1,00
Suma	1,48	4,33	11,00

Matriz de comparación de generación de residuos normalizada				
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros	Peso de la Alternativa
Estructura Solida	0,68	0,69	0,64	0,67
Estructura de Red	0,23	0,23	0,27	0,24
Estructura de Poros	0,10	0,08	0,09	0,09
Suma	1,00	1,00	1,00	1,00

Prueba de Consistencia		
Vector de suma	Peso del Criterio	Vector de Consistencia
2,02	0,67	3,01
0,73	0,24	3,01
0,26	0,09	3,00
Promedio de consistencia		3,01
Índice de consistencia		0,00
Razón de consistencia		0,01
RC<0,1		Si

Tabla A13. Comparación de alternativas de solución por manufacturabilidad

Matriz de comparación de manufacturabilidad			
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros
Estructura Solida	1,00	5,00	3,00
Estructura de Red	0,20	1,00	0,33
Estructura de Poros	0,33	3,00	1,00
Suma	1,53	9,00	4,33

Matriz de comparación de manufacturabilidad normalizada				
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros	Peso de la Alternativa
Estructura Solida	0,65	0,56	0,69	0,63
Estructura de Red	0,13	0,11	0,08	0,11
Estructura de Poros	0,22	0,33	0,23	0,26
Suma	1,00	1,00	1,00	1,00

Prueba de Consistencia

Vector de suma	Peso del Criterio	Vector de Consistencia
1,95	0,63	3,07
0,32	0,11	3,01
0,79	0,26	3,03
Promedio de consistencia		3,04
Índice de consistencia		0,02
Razón de consistencia		0,04
RC < 0,1		Si

Tabla A14. Comparación de las alternativas de solución por confiabilidad en la compra

Matriz de comparación de confiabilidad				
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros	
Estructura Solida	1,00	0,14	0,33	
Estructura de Red	7,00	1,00	5,00	
Estructura de Poros	3,00	0,20	1,00	
Suma	11,00	1,34	6,33	

Matriz de comparación de confiabilidad normalizada				
Criterios de Selección	Estructura Solida	Estructura de Red	Estructura de Poros	Peso de la Alternativa
Estructura Solida	0,09	0,11	0,05	0,08
Estructura de Red	0,64	0,74	0,79	0,72
Estructura de Poros	0,27	0,15	0,16	0,19
Suma	1,00	1,00	1,00	1,00

Prueba de Consistencia		
Vector de suma	Peso del Criterio	Vector de Consistencia
0,25	0,08	3,01
2,27	0,72	3,14
0,59	0,29	3,04
Promedio de consistencia		3,07
Índice de consistencia		0,03
Razón de consistencia		0,06
RC<0,1		Si

Una vez terminado el proceso de comparación de las alternativas de solución por cada criterio de diseño, se recopiló el peso de cada criterio de selección y el peso de cada alternativa de solución por criterio, para formar la matriz de decisión en la tabla 2.1.

Para obtener la tabla 2.2, que muestra la ponderación de cada alternativa de solución, se multiplicó la matriz transpuesta de la tabla 2.1, considerando solo los pesos de las alternativas de diseño y se la multiplicó por el vector peso del criterio de selección. Por la naturaleza de la multiplicación matricial, el resultado es un arreglo de una columna e igual número de filas que de alternativas de diseño.

APÉNDICE B: CONSENTIMIENTO INFORMADO

Formulario de consentimiento informado

¡Hola! De parte de todos los actores del proyecto **Zule** queremos agradecerte infinitamente por tu iniciativa en participar como voluntaria. **Zule** es un proyecto que busca entregar a pacientes que han sufrido una mastectomía una alternativa de prótesis mamaria, usando impresión 3D, que sea personalizada. Es decir, cómoda, estética y que sea lo más parecida a su seno.

¡Gracias por ayudarnos a hacerlo posible!

Antes de empezar, queremos que recuerdes lo siguiente:

- Te estamos pidiendo que participes en un estudio Tú no tienes que participar en este estudio
- Si dices que sí, puedes dejar de participar en el estudio en cualquier momento Por favor, toma todo el tiempo que necesites para decidir

¿Para qué se firma este documento?

Lo firmas para poder participar en este estudio

¿Por qué se está haciendo este estudio de investigación?

Queremos saber más sobre cómo ayudar a las personas que han pasado por un proceso quirúrgico de mastectomía (extirpación de seno) proveyéndoles de un nuevo diseño de prótesis mamaria externa. Este estudio nos permitirá aprender más sobre las diferentes formas de senos y cómo podemos aplicar nuestra metodología de diseño para cada paciente diferente. Le estamos pidiendo a mujeres como tú que nos ayuden.

¿Qué pasa si digo que "sí" quiero participar en el estudio?

Si dices que sí procederemos a un proceso de escaneo tridimensional (3D) en la zona de tu torso en tres etapas: 1) completamente vestida, 2) únicamente usando brasier y 3) sin brasier. Es un proceso indoloro que no requerirá ningún esfuerzo físico de tu parte. El escáner 3D no genera ningún tipo de radiación u onda que pudiera enfermarte o afectarte de ningún modo.

¿Cuánto tiempo tomará el estudio?

El estudio tomará alrededor de 30 minutos de tu tiempo

¿Qué pasa si digo que "no quiero participar en el estudio"?

¡Absolutamente nada! Seguiremos siendo amigos. Nadie te tratará de una manera diferente. Tampoco se te penalizará de ninguna manera.

¿Qué pasa si digo que sí, pero cambio de opinión más tarde?

Tú puedes dejar de participar en el estudio en cualquier momento. No pasará absolutamente nada.

¿Quién verá mis datos tomados en este estudio?

Las únicas personas autorizadas para ver y tener acceso a tus datos son las que trabajan en el estudio y las que aseguran de que éste se realice de manera correcta. Tus datos y toda tu información obtenida se mantendrán bajo llave en nuestros archivos. Cuando compartamos los resultados del estudio no incluiremos tu nombre. Haremos todo lo posible para que nadie, fuera del estudio, sepa que tú participaste en él.

¿Tengo que firmar este documento?

No tienes ninguna obligación de firmarlo. Firmalo solo si deseas participar en el estudio.

¿Qué debo hacer si quiero participar en el estudio?

Tienes que firmar este documento. Te entregaremos una copia.

Al firmar este documento estás diciendo que:

- Estás de acuerdo con participar en el estudio
 - Te hemos explicado la información que contiene este documento y hemos contestado todas tus preguntas
- Usted sabe que:
- No tienes que contestar preguntas que no quieras contestar
 - En cualquier momento puedes dejar de participar el estudio y no pasará nada
 - Puedes comunicarte, en cualquier momento, con el encargado del estudio si tienes alguna pregunta sobre el mismo o sobre tus derechos

Nombre completo: _____ Fecha: _____

Firma: _____

APÉNDICE C: MANUAL DEL PROCESO DE DISEÑO

Para este proceso de investigación y recopilación de datos se usaron diferentes programas, por lo que a continuación se detallan los pasos del procedimiento dividiéndolo por secciones.

1. Obtención de medidas de desplazamiento y deformación en el seno por efecto del brasier

1.1. Escaneo 3D

Se utilizó el dispositivo Structure Sensor, que es un dispositivo capaz de poder conectarse a un iPad para convertirlo en un escáner 3D. Cabe mencionar que ninguna de las voluntarias que se escaneó ha atravesado por una mastectomía, ya que el propósito principal de obtener los escaneo 3D es medir la deformación del seno. Se hicieron tres fases de escaneos: con blusa, con brasier y sin brasier. Procurando que en cada etapa las voluntarias conserven una postura erguida, marcando la ubicación en el suelo donde ubicarían los pies, con las manos sobre la cintura y sin restricciones sobre el tipo de ropa o brasier que debían usar a fin de que se pudiera obtener datos variados sin la limitante de una prenda en particular. A medida que se fueron procesando los datos se hicieron nuevas observaciones a tomar en cuenta para el proceso de escaneo como: la voluntaria debe tener el cabello sujeto para que este no caiga sobre su pecho o espalda y pueda introducirse como parte de la medición; se debe restringir el uso de brasieres con relleno en el proceso de escaneo, debido a que el espesor del relleno de brasier se introduce como medida durante el análisis; la dificultad de no tener puntos de referencia para la alineación impulsó la colocación de puntos de referencia externos al cuerpo, lo cual se descartó debido a que entre cada fase la voluntaria variaba su postura y rotación del cuerpo y estos errores se introducían en las mediciones, por lo que se estableció que los puntos de referencia que sean utilizados para la alineación sean visibles en el escaneo por ejemplo la hendidura ubicada debajo de la garganta, la unión de las piernas tanto por delante como por detrás, esto permitió fijar la extensión del escaneo por debajo de la quijada hasta las rodillas tanto por delante como por detrás de la voluntaria.

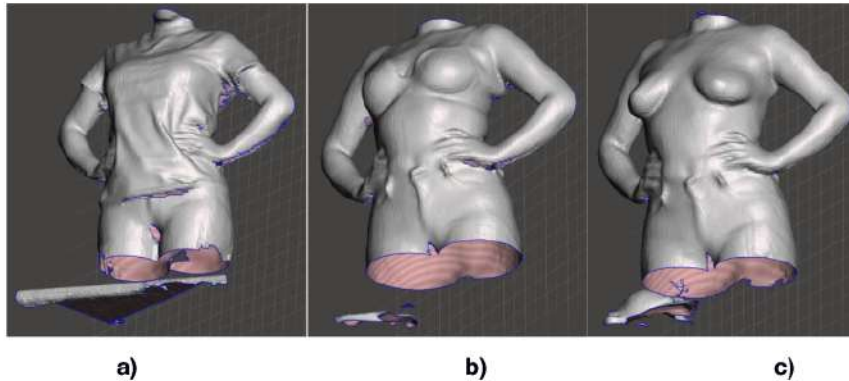


Figura C1. Mallas obtenidas de los escaneos 3D. a) voluntaria con blusa b) voluntaria con brasier c) voluntaria sin brasier

1.2. Limpieza de escaneos 3D⁵

Como se puede observar en la Figura C2 los escaneos 3D obtenido tienen imperfecciones, las cuales deben mejorarse y eliminarse hasta obtener una malla cerrada. Para esta parte del proceso se utilizó el programa Autodesk Meshmixer, se presenta a continuación los pasos para cerrar la malla.

1. El programa cuenta con una herramienta llamada *Inspector* que permite señalar las partes abiertas, las de color rosa son aquellas pequeñas porciones de malla en el espacio que pueden ser eliminadas, las azules son las partes abiertas que pueden ser cerradas en configuración *Minimal Fill*, *Flat Fill* y *Smooth Fill*, las rojas son las partes abiertas que pueden ser cerradas pero que no es recomendado hacerlo. Para este paso se eliminaron las porciones de malla en el espacio, cerrar los agujeros en azul más pequeños e ignorar los agujeros rojos.

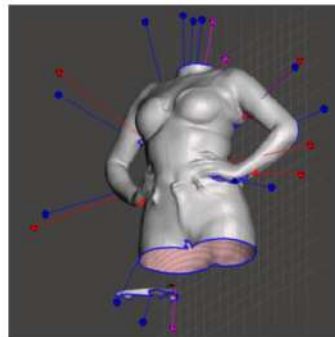


Figura C2. Malla de una voluntaria con brasier aplicando la herramienta Inspector

2. Para los agujeros más grandes y con bordes irregulares se utilizó la herramienta *Erase & Fill* (tecla F) con la configuración *Smooth MVC*, para las barras ajustables *Refine*, *Smooth*, *Scale* y *Bulge*, se pueden variar de forma independiente dependiendo de la curvatura de la superficie. Para ello se seleccionó el borde y la zona circundante con la herramienta *Select* (Tecla S) en la zona donde se aplicará la herramienta *Erase & Fill* para mejorar la superficie.

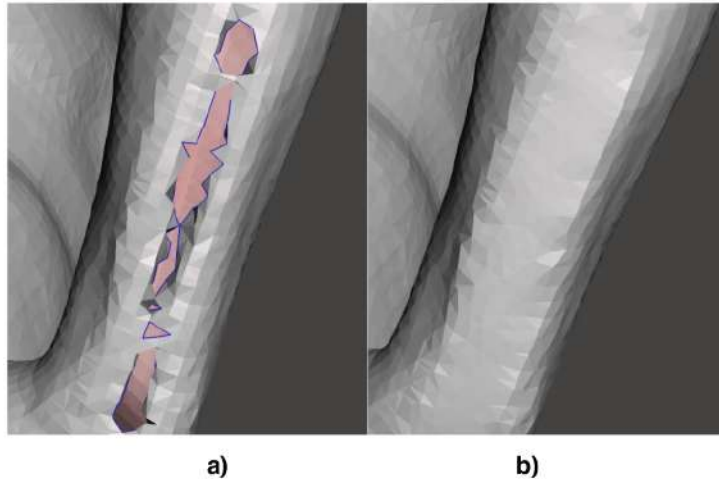


Figura C3. Aplicación de la herramienta Erase & Fill a un agujero con borde irregular. a) Zona con agujero. b) Zona repara

3. Existen zonas abiertas mucho más complejas de reparar es preferible cerrarlas por partes, para ello primero se debe hacer un puente entre un borde y otro a fin de dividir el agujero en otros más pequeños que puedan aplicar el relleno y que el resultado sea mejor. Para lograrlo se seleccionó una porción del borde con la herramienta *Select* y luego otra porción del borde opuesto de la superficie que se desea cerrar; se aplicó la herramienta *Bridge* (teclas Ctrl+B) ajustando el refinado; posteriormente se selecciona el borde el agujero creado y se aplica el paso anterior (paso 2) para cerrar esa porción de la superficie.

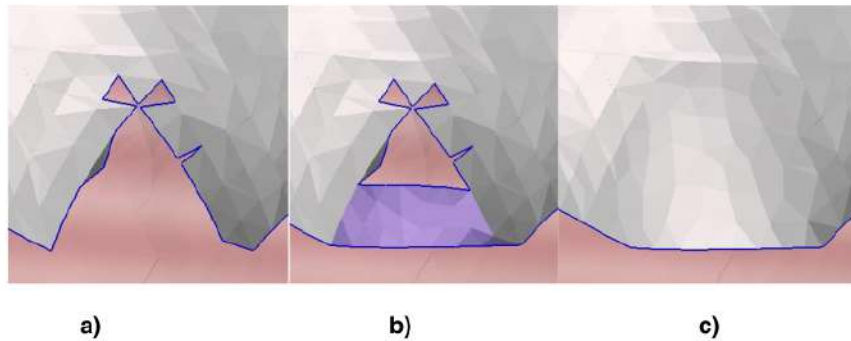


Figura C4. Aplicación de la herramienta Bridge a un agujero más complejo. a) Zona con un agujero complejo. b) Formación del puente. c) Zona reparada

- Una vez cerrados todos los agujeros localizados alrededor del cuerpo se dejan para el final los agujeros de la parte superior e inferior, a fin de hacer más regular el borde del agujero se puede utilizar la herramienta *Plane Cut* para eliminar partes inservibles de la malla, cuando sea necesario estos cortes pueden hacerse por encima de la garganta en la parte superior y en la parte inferior por debajo de los glúteos. Para cerrar estas partes se selecciona el borde con la herramienta *Select* y se aplica la herramienta *Erase & Fill* con la configuración en *Flat Remesh*.

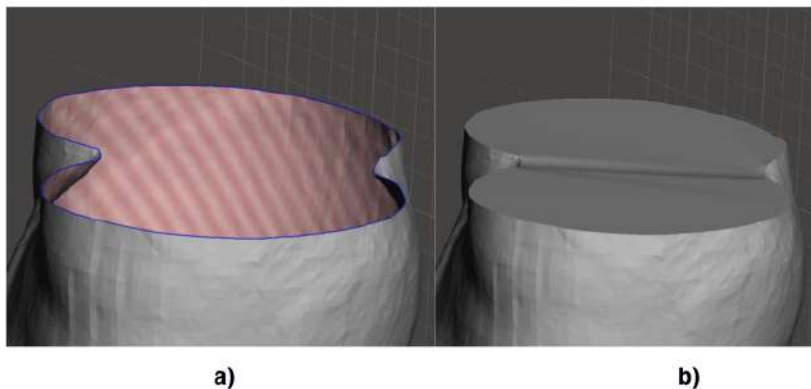


Figura C5. Aplicación de la herramienta Erase & Fill en el agujero inferior de la malla. a) Agujero inferior. b) Zona reparada de forma plana

- Finalmente se exportó la malla, guardándola como formato *.STL*, dado que este formato es compatible para ser usado en otros programas que se utilizaron posteriormente.

1.3. Alineación

Habiendo reparado los tres escaneos 3D de la misma candidata se procede a alinearlos, dado que, entre cada fase de escaneo, el movimiento producto del requerimiento de quitarse las prendas entre fases hizo que a pesar de conservar la misma postura existan rotaciones o inclinaciones del cuerpo, por lo que es necesario alinear los escaneos entre sí poniendo énfasis en la zona del pecho. Para llevar este proceso a cabo se utilizó el programa Geomagic Design X. ⁴² A continuación, se presentan los pasos para este proceso, usando el escaneo 3D con brasier de una voluntaria, ya que el mismo proceso se repite para todas las fases y todas las voluntarias.

1. Se debe importar la malla y configurar la escala en metros, dentro de la interfaz del programa existen los planos de origen denominados: frontal, arriba y derecha; se buscó alinear dichos planos con los planos coronal, transversal y sagital, respectivamente. Primero se generó el plano sagital, utilizando la herramienta *Plano*, usando el método *Extraer*, seleccionando puntos de referencia como la hendidura debajo de la garganta, el ombligo o el botón del pantalón, y la unión de las piernas para la parte frontal; para la parte posterior se selecciona como puntos de referencia la hendidura de la columna, la unión de los glúteos y/o de las piernas. Si bien para el escaneo con blusa existen puntos que puedan no ser visibles la variedad de puntos de referencia permitió seleccionar al menos uno en la parte frontal y otro en la parte posterior del escaneo para generar el plano. Se recomienda ocultar los planos del origen para una navegación más cómoda.

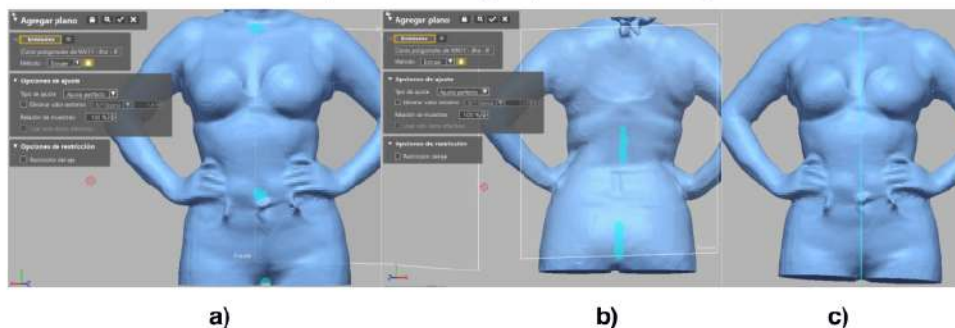


Figura C6. Creación del plano sagital. a) Selección de los puntos de referencia en la parte frontal. b) Selección de los puntos de referencia en la parte posterior. c) Plano sagital obtenido

- Se generó un boceto de la silueta de la voluntaria sobre el plano Sagital obtenido usando la herramienta *Boceto de malla*, usando la malla como *Target* y el plano generado como *Plano base*, la flecha correspondiente al *Rango de silueta* se debe extender hasta que cubra por completo el torso y las piernas, esto crea líneas de proyección sobre el plano utilizando las dimensiones máximas de la silueta en una vista lateral normal al plano. Luego de aceptar la configuración, se usó la herramienta *Boceto automático*, seleccionando la opción *Crear todas las curvas* y la barra de *Resolución* desplazada hacia el *Máximo*, esto crea un boceto a partir de la proyección del escaneo. Luego de aceptar la configuración, se abandona la herramienta *Boceto de malla*.

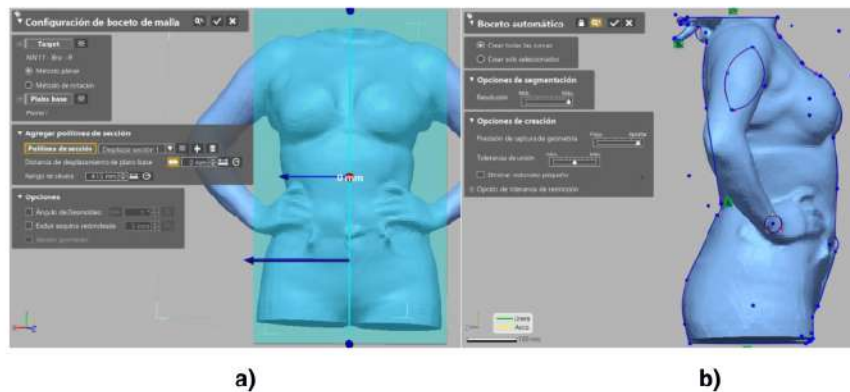


Figura C7. Generación del boceto en el plano sagital. a) Selección del área de proyección de la silueta. b) Boceto obtenido

- Una vez obtenido el boceto de la silueta, esta fue utilizado para generar un eje de rotación en el centro de la silueta usando la herramienta *Vector*, seleccionando el *Método* la opción *Elegir múltiples puntos*, los puntos utilizados fueron los dos del extremo en la parte superior y los dos del extremo en la parte inferior, si la inclinación no es favorable en ocasiones se seleccionó un punto adicional que pudiera enderezar el vector. Se sugiere que se oculte la malla para facilitar la selección de los puntos. Se utilizó el vector obtenido para generar el plano coronal, con la herramienta *Plano*, usando como *Método* la opción *Rotación*, y como *Entidades* el vector generado y el plano sagital, configurando el ángulo en 90°.

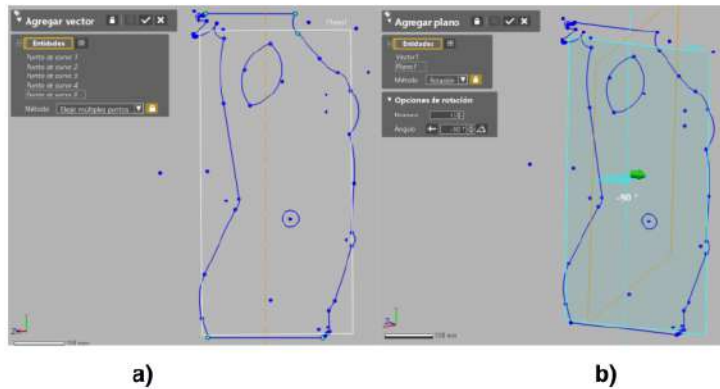


Figura C8. Generación del plano coronal. a) Obtención del vector que se usó como eje de rotación. b) Plano coronal obtenido

- Posteriormente se creó el plano transversal, para lo cual se utilizó la herramienta *Plano*, configurando el *Método* en la opción *Elegir eje de normal y punto*, seleccionando como *Entidades* el vector antes generado y como punto el centro del arco que se forma debido a la curvatura de los glúteos.

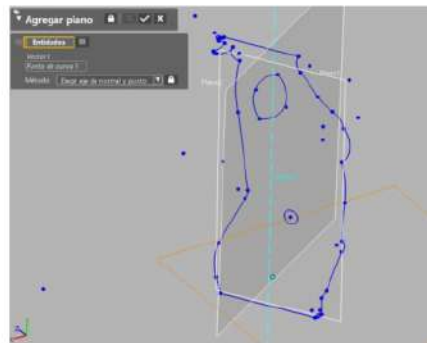


Figura C9. Generación del plano transversal

- Con los nuevos planos ya generados, se los relacionó con los del origen usando la herramienta *Alineamiento interactivo*, seleccionando como *Entidades en movimiento* a la malla de trabajo, y el método *En movimiento* a la opción *X-Y-Z*, para la entidad *Posición* se seleccionaron los tres planos generados, para la entidad *Eje X* se lo relacionó con el plano sagital, para la entidad *Eje Y* se lo relacionó con el plano transversal. Se debe fijar la vista frontal, a fin de tener una

visión de cuál es el resultado de la alineación, para cada entidad de eje existe una doble flecha que se puede accionar para cambiar la dirección del eje,

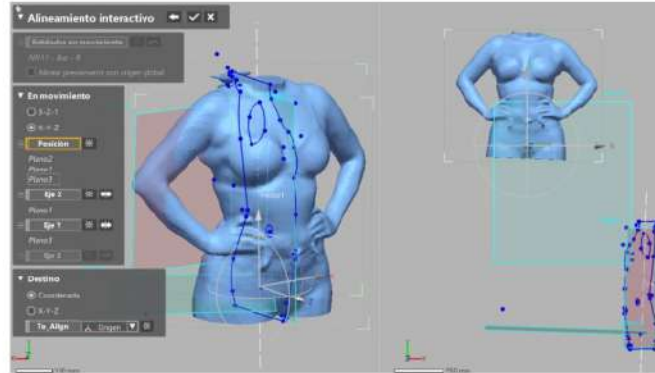


Figura C10. Alineación de los planos generados con los del origen

8. Para una mejor navegación se eliminaron los planos que se generaron, ya que la alineación se conserva y se volvió a mostrar los planos del origen que ahora corresponden a los planos coronal, transversal y sagital. Este proceso debe seguir con todas las fases de escaneos a fin de facilitar el proceso de alineación automática siguiente. Para finalizar con cada escaneo, se debe exportar la malla en formato .STL.

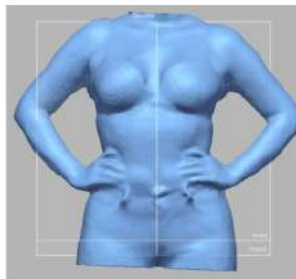


Figura C11. Vista frontal de la alineación de un escaneo 3D sin brasier

9. Como un archivo nuevo se importaron las tres mallas correspondientes a las tres fases de escaneo a fin de aplicar el alineamiento automático. Para ello se usó la herramienta *Alinear entre datos de escaneado*, seleccionando como *Método* la opción *Local en base en suposición automática*, usando como *Referencia* la malla que mejor haya logrado alinearse manualmente, se recomienda que se elija entre

el escaneo con brasier y el escaneo sin brasier, y para las mallas *En movimiento* se seleccionaron los dos escaneos restantes.

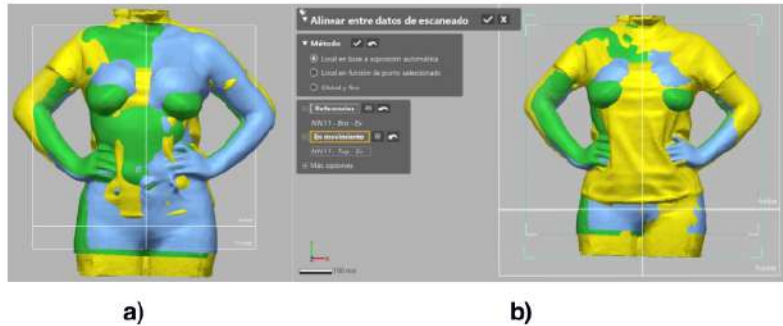


Figura C12. Alineación automática entre las mallas de las tres fases de escaneo 3D de la misma voluntaria. a) Superposición de las tres mallas. b) Aplicación de la alineación automática

10. Existieron casos de voluntarias que presentaron problemas de postura, cambios de posición, inclinaciones o rotaciones, por lo que se pudo afinar aún más el alineamiento, dentro de la misma herramienta *Alinear entre datos de escaneado*, pero usando como *Método* la opción *Global y fino*, manteniendo las mallas que se seleccionaron como *Referencia* y *En movimiento*. La opción de afinar el alineamiento es iterativa por lo que puede realizar tantas veces como se desee hasta obtener una mejor alineación. Para escaneos con problemas persistentes de alineación dentro de la misma herramienta se puede incorporar el uso de la opción *Parcial* en la que se seleccionan zonas comunes entre las mallas por ejemplo entre los tres escaneos es común la zona de las piernas, entre los escaneos con brasier y sin brasier las zonas comunes son el esternón, clavículas, hombros, la espalda alta y circunferencia del torso por debajo de los senos. Se considera que la alineación es aceptable cuando existe un marmoleo de colores entre las tres mallas.

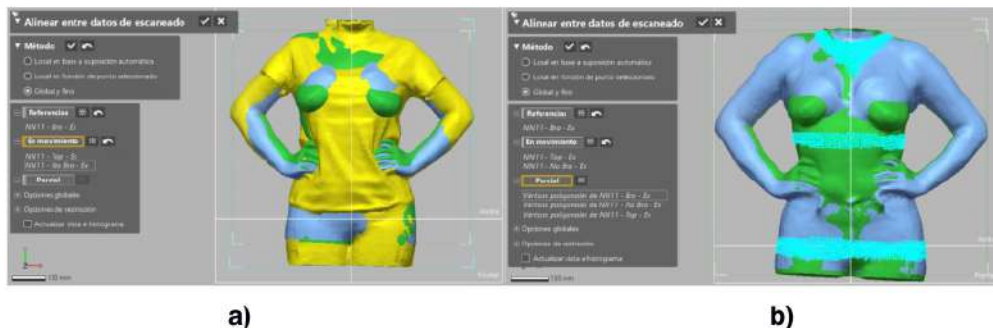


Figura C13. Afinación del alineamiento. a) Alineamiento global y fino. b) Alineamiento usando la opción *Parcial* con especial énfasis en los escaneos con brasier y sin brasier

11. Para conservar los cambios se exportaron las mallas en formato .STL, el programa Geomagic Control X permite exportar cada malla de forma individual, lo cual permitió mantener la alineación obtenida en cada malla.

1.4. Generación de un CAD de referencia

Previo a realizar las mediciones, se debe contar con un elemento de referencia a fin de hacer la comparación de medidas con respecto a un elemento fijo. Para ello se utilizó uno de los escaneos 3D por cada voluntaria, el que se hizo ³² sin brasier, para convertirlo en un sólido y usarlo para tomar las medidas respecto a este. A continuación, se presentan los pasos que se tomaron para convertir una malla en un cuerpo sólido.

1. Para esta parte del proceso se utilizó el programa Autodesk Fusion 360, partiendo por importar la malla correspondiente al escaneo 3D de la voluntaria sin brasier. Para la configuración de la inserción de la malla se fijó el *Tipo de unidad* en *Milímetros*, se recomienda no utilizar las otras herramientas como *Voltear dirección*, *Centro* ni *Mover al suelo*, sin realizar desplazamientos ni rotaciones, esto debido a que se pretende conservar la orientación y alineación obtenida en el proceso anterior. Cabe indicar que los ejes del origen son los mismos entre los programas utilizados, lo único que cambia son las vistas que se manejan en la interfaz, por lo que si se cambia la orientación de la malla se pierde la alineación realizada previamente.

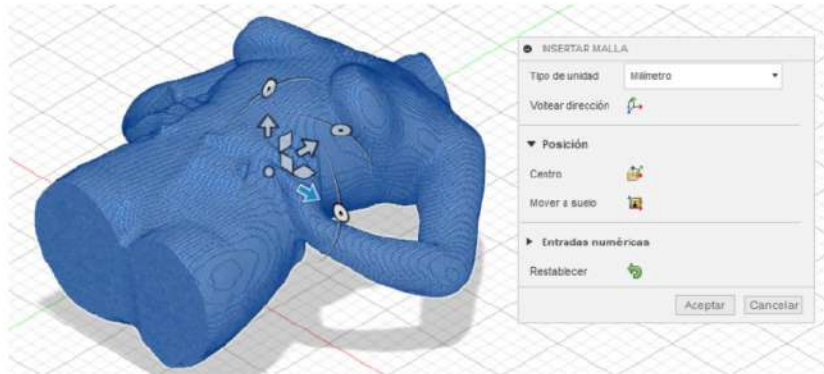


Figura C14. Configuración de la importación de la malla que se utilizará como referencia

2. Para convertir la malla en un sólido se utilizó la herramienta *Convertir malla*, en el parámetro *Cuerpo* se seleccionó la malla, para la *Operación* se seleccionó la opción *Paramétrico* y como *Método* se seleccionó la opción *Con faceta*.

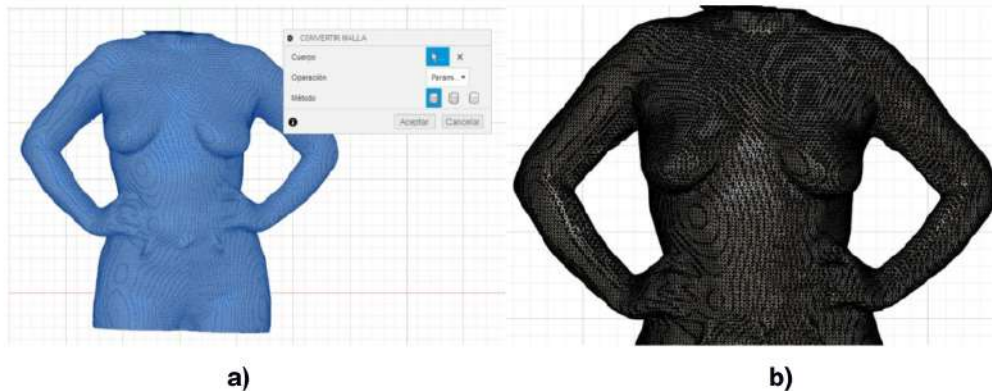


Figura C15. Conversión de la malla en un cuerpo sólido. a) Configuración de la herramienta Convertir malla. b) Cuerpo sólido obtenido

3. Fusion 360 proporciona un almacenamiento en la nube de todos los trabajos realizados en la plataforma, por lo que primero se guardó el sólido en la nube y posteriormente se lo exportó en formato *.STEP*.

1.5. Obtención de medidas de desplazamiento

Para esta parte del proceso se utilizó el programa Geomagic Control X, el cual se desarrolló exclusivamente para realizar mediciones en base a escaneos 3D. Durante el proceso de medición se notó que las mallas de la fase de escaneo con blusa, no podían utilizarse para realizar las mediciones con certeza debido a que la superficie holgada formada por la separación entre la blusa y la piel no permitía obtener una medición correcta sobre cuánto se deforma el seno por efecto de la blusa, incluso estas holguras en ocasiones impedían realizar un alineamiento correcto, sin embargo, en la superposición de los escaneos con blusa y con brasier se notó que la diferencia era mínima, por lo que se descartó esta parte del análisis. A continuación, se presentan los pasos que se tomaron para realizar la toma de medidas de desplazamiento y deformación.

1. Se partió por importar los elementos que se utilizarían para realizar la medición, como elemento de referencia se importó el archivo .STEP del cuerpo sólido generado a partir del escaneo 3D sin brasier de la voluntaria, y como elemento a medir se importó el archivo .STL de la malla alineada correspondiente al escaneo 3D con brasier, al importarse en el mismo archivo de trabajo, estos se superponen con la alineación previamente realizada.

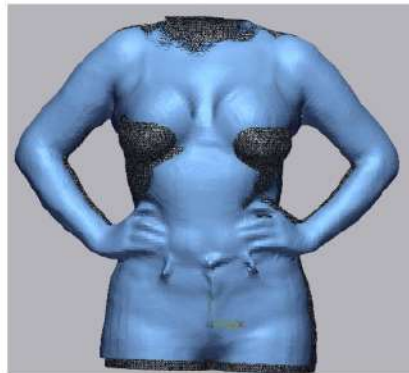


Figura C16. Vista de la superposición del cuerpo sólido del escaneo sin brasier y la malla del escaneo con brasier en el programa Geomagic Control X

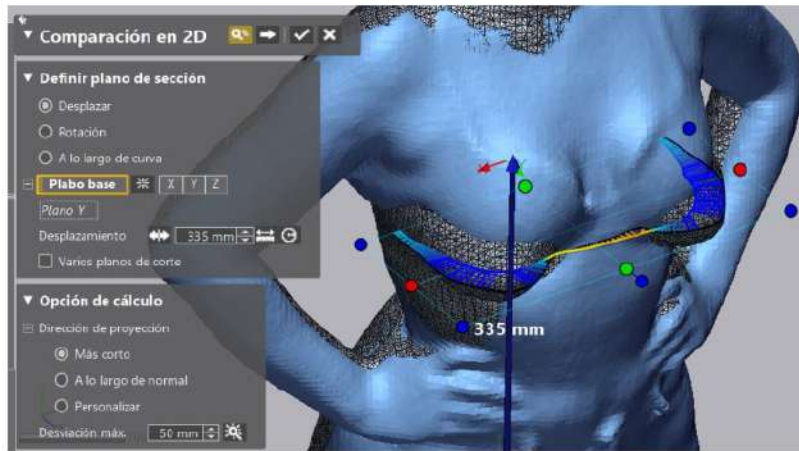
2. A pesar de que los cuerpos conservan la alineación generada previamente, es posible aplicar un nuevo proceso de alineación opcional y comprobar si existe mejoría entre la alineación de los cuerpos. Usando la herramienta *Alineación inicial* seleccionando la opción *Rápido*, se comprueba si existe mejoría, cuando la

inspección visual determinaba que no existía mejoría se utilizó la herramienta *Transformar alineación*, seleccionando la opción *Rotar y trasladar*, sin ingresar medidas para desplazamiento ni ángulos para rotación, estas herramientas se utilizan para fijar la ubicación de los cuerpos e impedir sus movimientos durante el uso del programa.

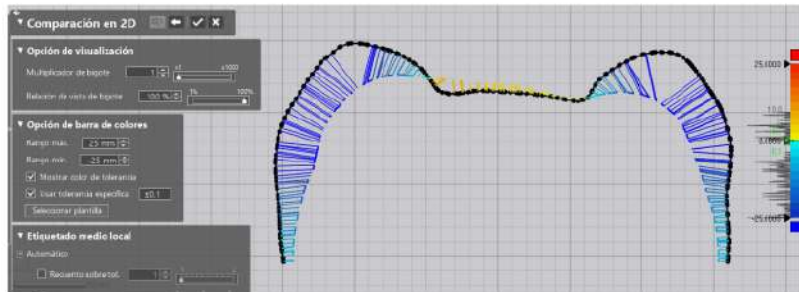


Figura C17. Uso de herramientas de alineación opcional para fijar los cuerpos e impedir su movimiento. a) Resultado del uso de la herramienta *Alineación inicial*. b) Configuración del uso de la herramienta *Transformar alineación*

3. Las mediciones se realizaron por grupos, el primer análisis se lo hizo para ambos senos, para la primera parte del análisis se utilizó la herramienta *Comparación en 2D* para generar un plano de corte, en el apartado *Definir plano se sección* se eligió la opción *Desplazar* y como *Plano base* se seleccionó aquel correspondiente al eje Y, moviendo la flecha del Desplazamiento hasta la zona más prominente de los senos en el cuerpo sin brasier, siendo esta el área de los pezones. Se recomienda modificar el área del plano para que este solo abarque la parte frontal del torso, pues el corte en la zona de los brazos, la espalda y el cabello puede introducirse como un error en la medición. Para la *Dirección de proyección* se seleccionó *Más corto* y se fijó un valor de *Desviación máxima* de 50 mm, ya que para el máximo valor de desplazamiento obtenido no superó los 50 mm. Para la *Siguiente etapa* se configuró el *Rango máximo* con el mismo valor del *Rango mínimo* de manera individual para cada voluntaria a fin de que el rango total abarque todos los valores posibles en la medición.



a)

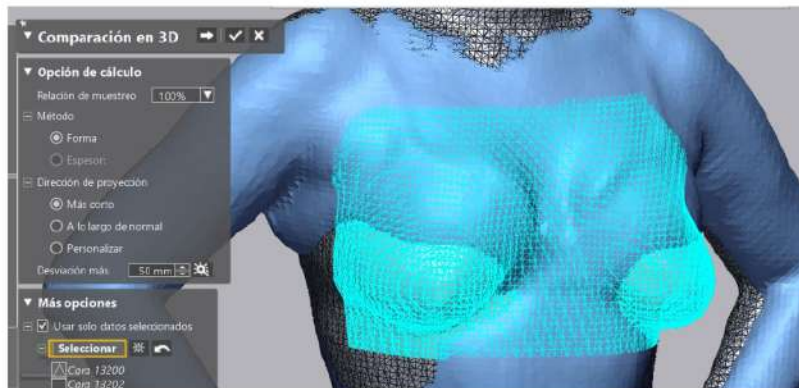


b)

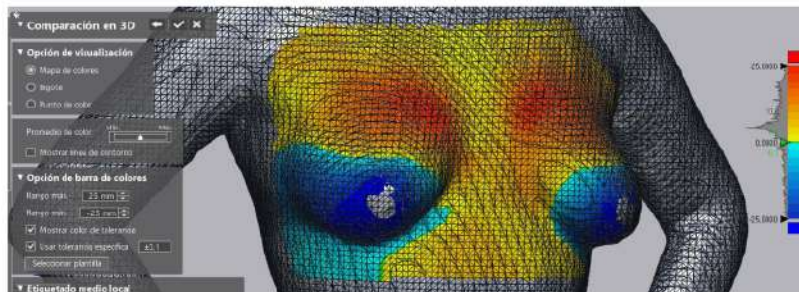
Figura C18. Generación del análisis de Comparación 2D de ambos senos. a) Vista del plano de corte utilizado para el análisis. b) Vista de la imagen obtenida producto del análisis

4. Para la segunda parte del análisis de ambos senos se utilizó la herramienta *Comparación en 3D*, seleccionando como *Método* la opción *Forma* y como *Dirección de proyección* la opción *Más corto* fijando el mismo valor de *Desviación máxima* del paso 3. El apartado *Seleccionar* se utilizó para elegir las caras del cuerpo de referencia que se utilizarían para el cálculo, por lo que con el cuadro de selección se encerró el área del pecho entre las axilas por debajo del centro del esternón (altura aproximada en la que se desplaza el relieve superior que da comienzo a la forma del seno cuando se utiliza un brasier) hasta aproximadamente un centímetro por debajo de los senos, dado que el cuadro de selección incluirá las caras en la parte posterior a la vista se debió eliminar la

selección de tales caras, a fin de que la selección corresponda solo a la parte frontal del torso. Para la *Siguiente etapa* se configuraron los mismos valores de *Rango máximo* y *Rango mínimo* que se fijaron en el paso 3.



a)

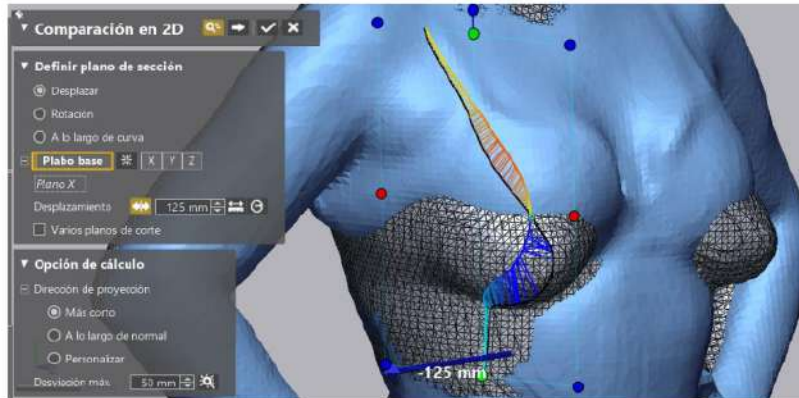


b)

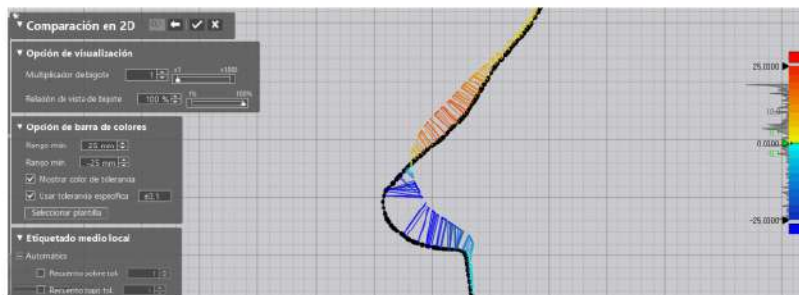
Figura C19. Generación del análisis de Comparación 3D de ambos senos. a) Vista de la zona seleccionada cara el análisis. b) Mapa de colores obtenido producto del análisis

5. El segundo análisis se realizó para el seno derecho, haciendo uso de la opción Duplicar resultados se copió el proceso realizado para el análisis de ambos senos para conservar la configuración de los análisis y variar solo ciertos parámetros. Para realizar la primera parte del análisis se editó la *Comparación de 2D*, dado que se copiaron las todas las operaciones y editarlas es más sencillo que volverlas a generar, se seleccionó entonces como *Plano base* a aquel correspondiente al eje *X*, usando la flecha de *Desplazamiento* hasta llevarlo a hasta la zona más prominente del seno derecho que corresponde al pezón. Se ajustó el plano para que abarque solo la parte frontal por debajo de la garganta hasta unos centímetros

por debajo del seno, a fin de eliminar medidas irrelevantes. El resto de las configuraciones se mantuvo igual que en el paso 3.



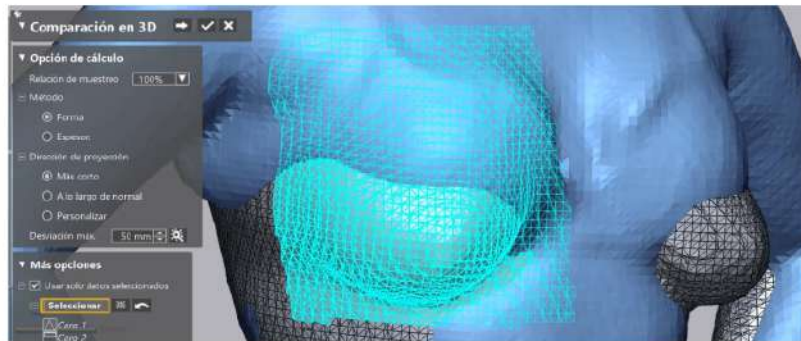
a)



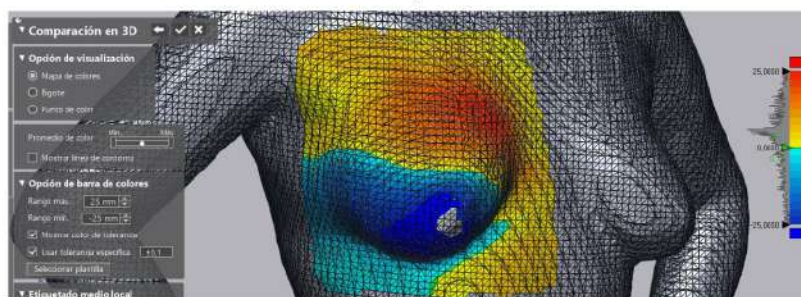
b)

Figura C20. Generación del análisis de Comparación 2D del seno derecho. a) Vista del plano de corte utilizado para el análisis. b) Vista de la imagen obtenida producto del análisis

6. Para la segunda parte del análisis del seno derecho, se editó la *Comparación de 3D*, ya que esta operación también estaba disponible producto de la duplicación de resultados; para analizar el seno derecho se eliminó la selección del seno izquierdo a partir de la mitad del pecho. Manteniendo el resto de las configuraciones igual que en el paso 4.



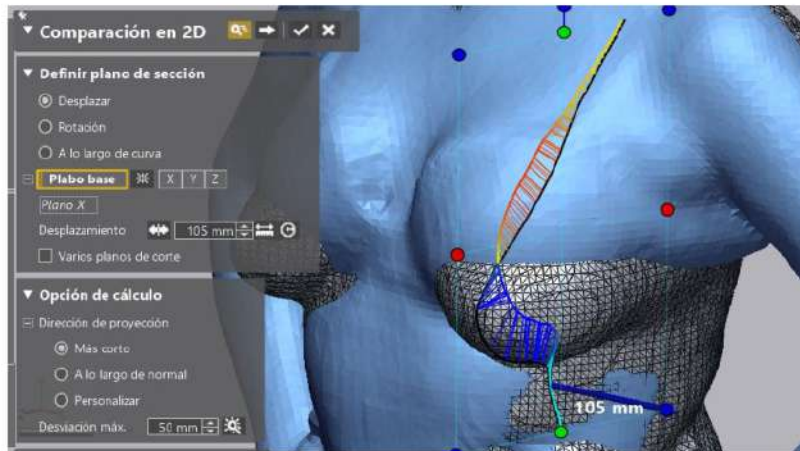
a)



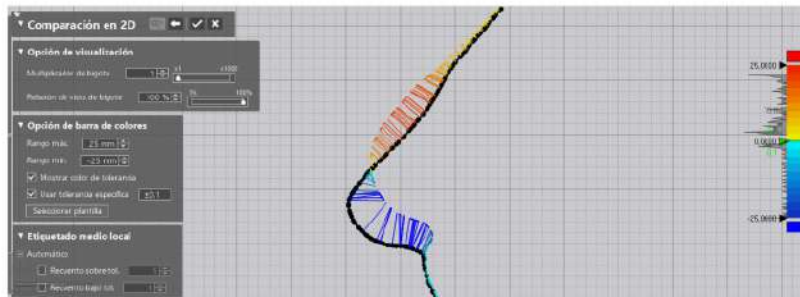
b)

Figura C21. Generación del análisis de Comparación 3D del seno derecho. a) Vista de la zona seleccionada cara el análisis. b) Mapa de colores obtenido producto del análisis

7. El tercer análisis se hizo para el seno izquierdo, de igual manera que con el seno derecho, se duplicaron los resultados del análisis de ambos senos para solo editar ciertas partes de la configuración. Se editó la *Comparación de 2D*, seleccionando como el *Plano base* aquel correspondiente al eje *X*, llevando la flecha de desplazamiento hasta la zona más prominente del seno izquierdo correspondiente al área del pezón. Se ajustó el plano de tal forma que abarque solo el área del seno, por debajo de la garganta hasta unos centímetros por debajo del seno, para eliminar la introducción de medidas innecesarias como el estómago, las piernas o la espalda. El resto de las configuraciones se mantuvo igual que en el paso 3.



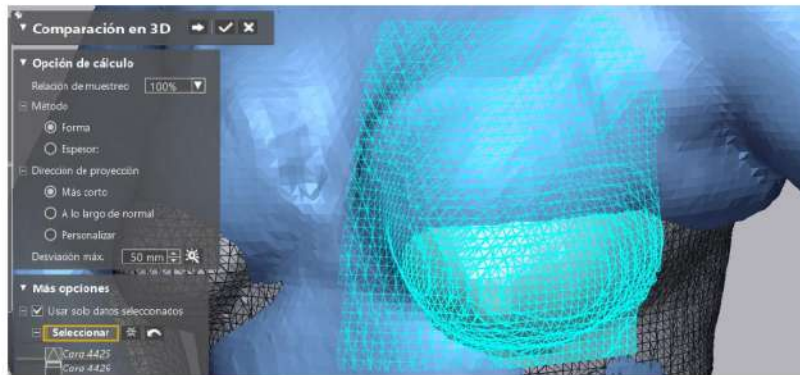
a)



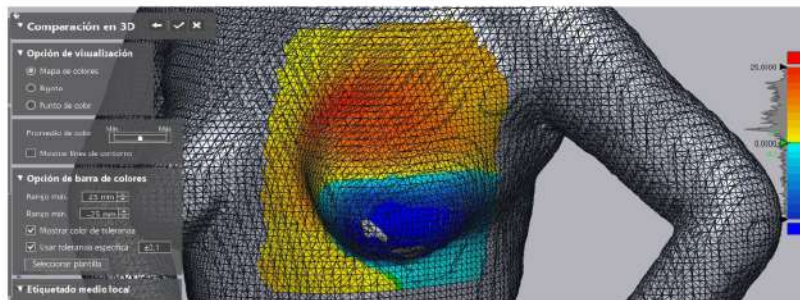
b)

Figura C22. Generación del análisis de Comparación 2D del seno derecho. a) Vista del plano de corte utilizado para el análisis. b) Vista de la imagen obtenida producto del análisis

8. Para la segunda parte del análisis del seno izquierdo, se editó la Comparación de 3D, dado que la operación se obtuvo de la duplicación de resultados; para este análisis se eliminó la selección del seno derecho a partir del centro del pecho para que solo quede disponible la selección del seno izquierdo. Manteniendo el resto de las configuraciones igual que en el paso 4.



a)



b)

Figura C23. Generación del análisis de Comparación 3D del seno izquierdo. a) Vista de la zona seleccionada cara el análisis. b) Mapa de colores obtenido producto del análisis

9. Para obtener los datos de las mediciones se extrajo un reporte de resultados utilizando la herramienta *Generar informe*, en la cual se selecciona los resultados obtenidos en cada sección de análisis, estas entidades se pueden ordenar acorde a cómo se desea presentar el informe, se recomienda que se agregue en el informe el cuerpo de referencia, la malla de medición, la alineación (que es la superposición de los elementos) y los resultados de las comparaciones 2D y 3D separándolas por senos, a fin de facilitar la comprensión del reporte.

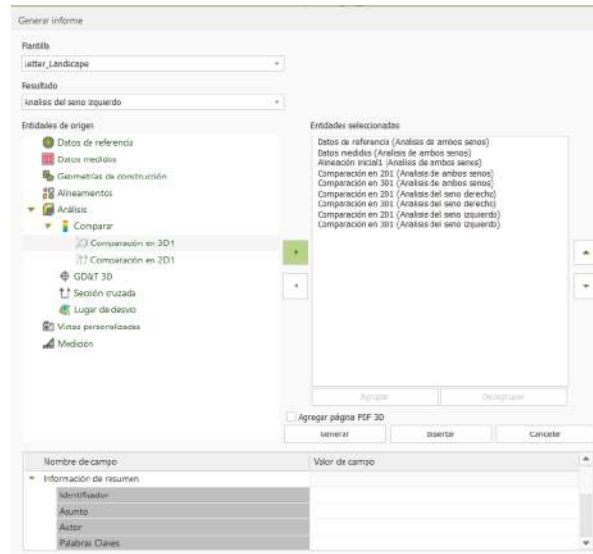


Figura C24. Interfaz de la herramienta Generar informe, donde se observa la manera en que se presentarán los resultados en el informe

10. Una vez generado el informe se guardó el mismo en formato .PDF, opción que se encuentra dentro de la herramienta *Administrador de informes*, seleccionando el botón con el nombre del formato del archivo (*PDF*); esto permitió acceder a la información obtenida de manera más rápida debido a que el archivo creado por Geomagic Control X es muy pesado y tarda en abrirse. Se conservó dicho archivo en caso de que deban hacerse ajustes en los análisis y tener la facilidad de actualizar el informe y no generar uno nuevo.

2. Diseño externo de la prótesis

1. Importar escaneo sin brasier: el modelo 3D debió pasar previamente por un proceso de reparación (Meshmixer) y alienación (Geomagic Design X). Para este caso se utiliza como modelo una mujer con ambos senos sanos y se simuló una extracción del seno derecho. Figura C25

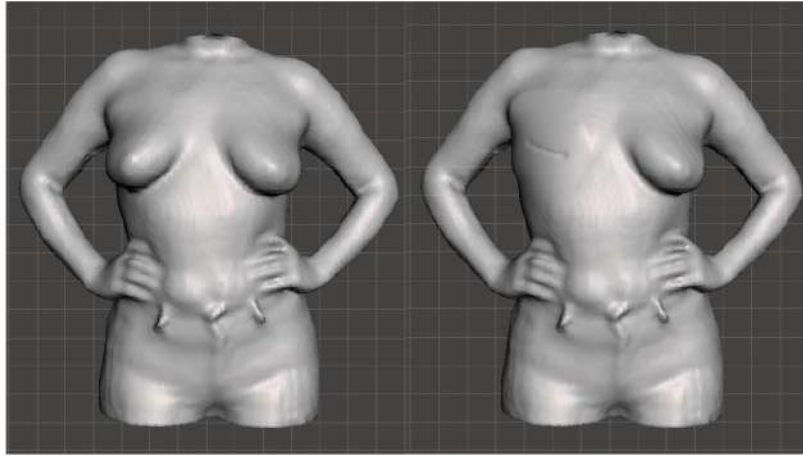


Figura C25. Simulación de mastectomía simple en voluntaria, extracción del seno derecho

2. Refinar malla del pecho: se aumentó la densidad del malla entre un 30-35% utilizando la herramienta *Remesh* (tecla R). Se seleccionó desde la altura de las clavículas hasta la mitad del abdomen, Figura C26.

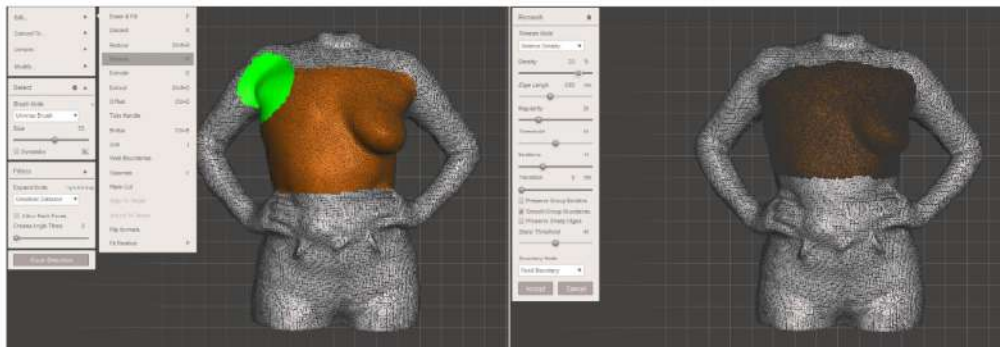


Figura C26. Mejora de malla de modelo 3D, aumento en densidad del 33%

3. Seleccionar el seno sano: se seleccionó desde la curva inferior del seno hasta la altura de la axila, formando una geometría elipsoidal, tomando como referencia el área de extracción en la mastectomía simple, Figura C27.

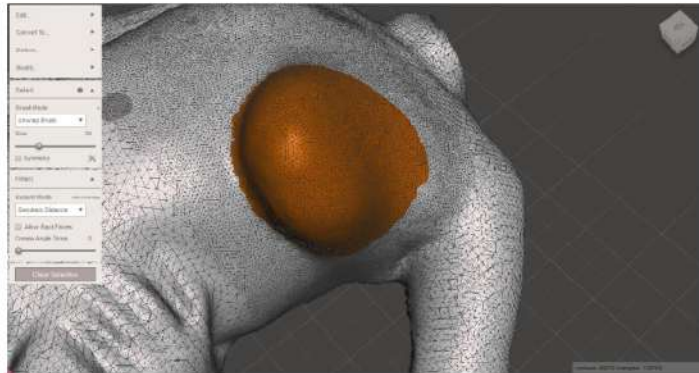


Figura C27. Área definida de selección del seno

4. Crear copia del seno: se definió el área seleccionada como un objeto distinto utilizando la herramienta *Separate* (tecla Y) y se creó una copia utilizando la herramienta *Mirror*, Figura C28. Luego se eliminó el seno original.

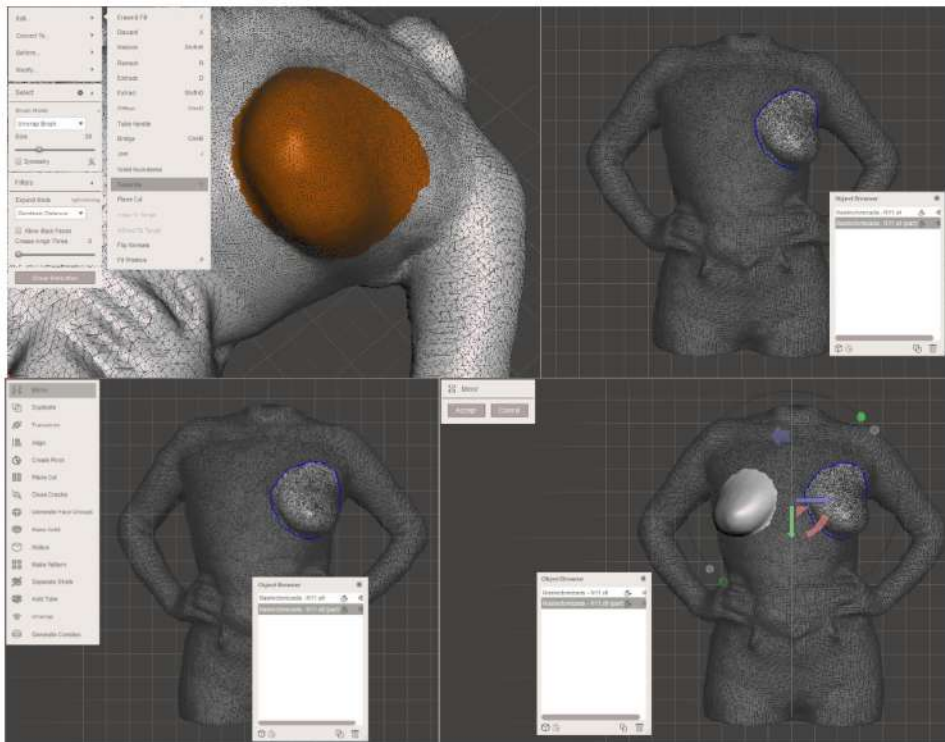


Figura C28. Creación de copia del seno sano sobre el lado mastectomizado

5. Seleccionar área del seno mastectomizado: se seleccionó el área donde irá ubicada la prótesis, debe abarcar la cicatriz de la mastectomía, Figura C29.

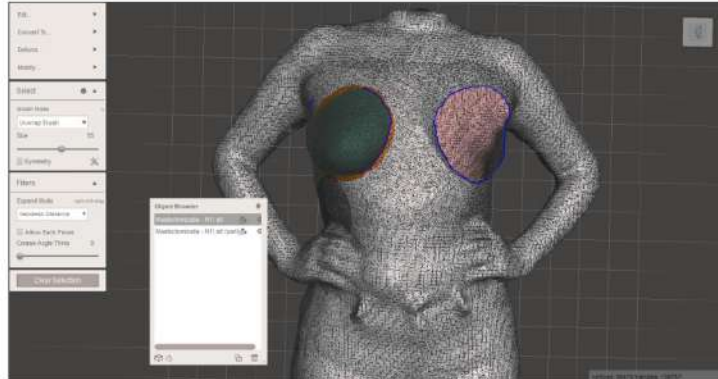


Figura C29. Selección de área de ubicación de la prótesis

6. Borrar todo el cuerpo menos el área seleccionada: Una vez seleccionado el área del seno se invierte la selección con la herramienta Invert (I) y se elimina con Discard (X), Figura C30.

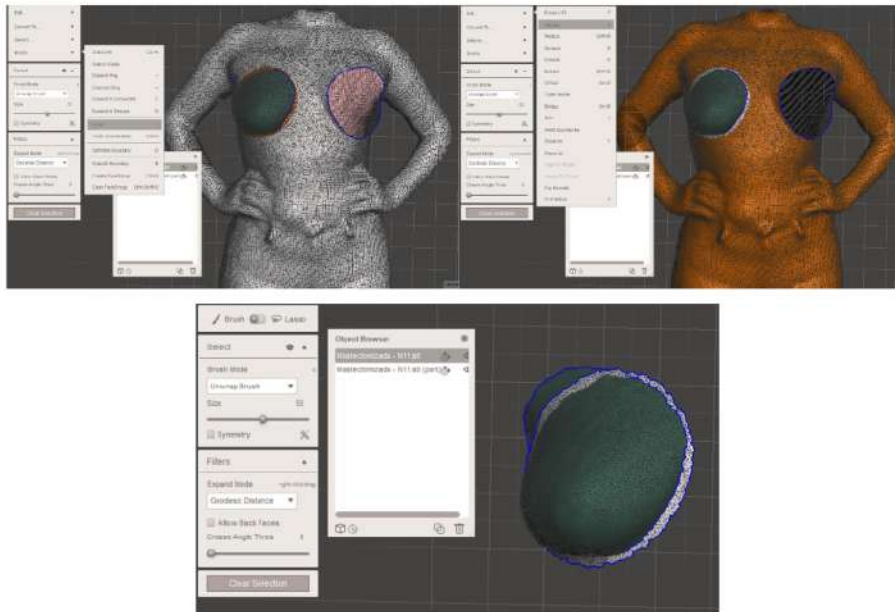


Figura C30. Área seleccionada separada para ubicación de la prótesis

7. Ajustar seno sobre el pecho: Se eliminó las partes intersecadas entre sí y se mantuvo el borde de la prótesis que está en contacto con la piel, Figura C31.

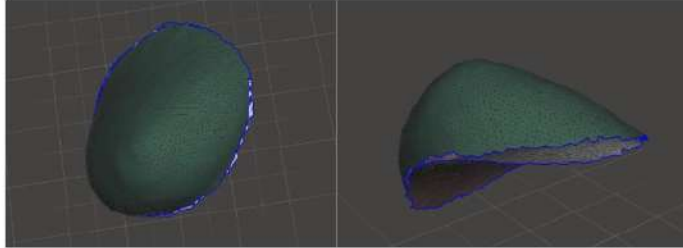


Figura C31. Ajuste preciso de cara frontal sobre cara posterior de la prótesis

8. Conectar el seno con el pecho: Primero se combinó los dos elementos en uno solo, Figura C32, luego se refinó el mallado en el borde tanto de la cara frontal como la posterior con la herramienta Smooth Bounderies (B), utilizando la configuración Smoothness: 100, Iterations: 100, Figura C33. Se utilizó la herramienta Flip Normals para dar vuelta al mallado de la cara posterior. Finalmente se utilizó las herramientas Bridge e Inspector para conectar una cara con la otra, Figura C34.



Figura C32. Cambio de orientación del mallado en la cara posterior



Figura C33. Mejoramiento de curvatura en el borde del mallado para la cara frontal y posterior

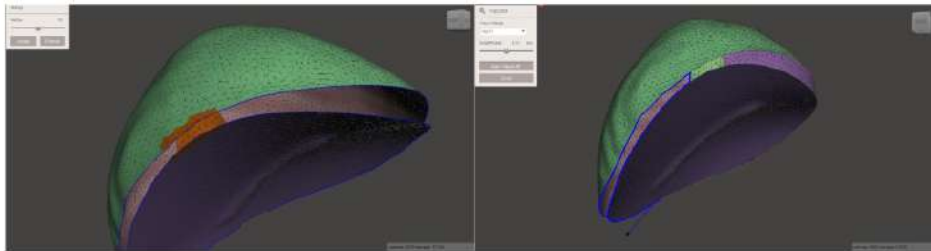


Figura C34. Conexión de la cara frontal y posterior

9. Agrupar las caras del borde con la cara externa: Se seleccionó todas las caras generadas por Bridge e Inspector y se las agrupó en una sola cara junto con la cara frontal, Figura C35. Al final se obtiene un modelo con dos caras, frontal y posterior

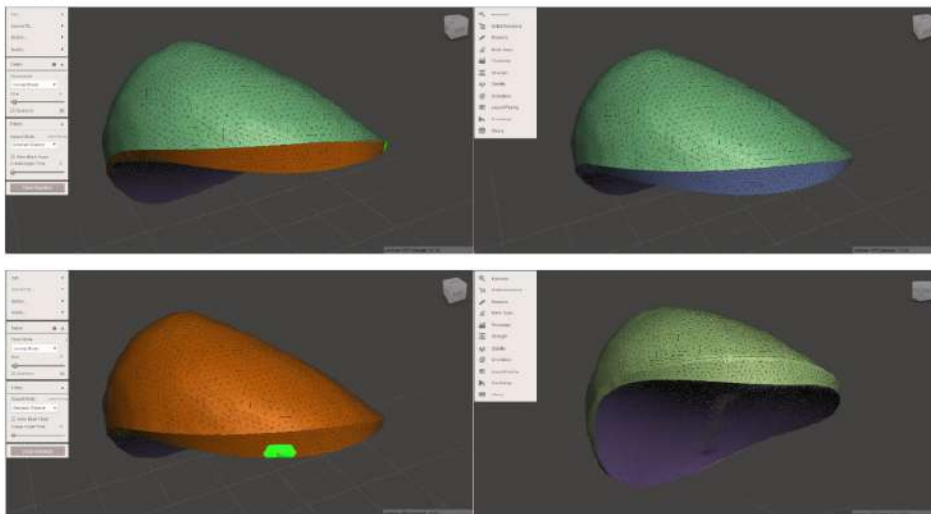


Figura C35. Modelo final de prótesis

3. Diseño interno de la prótesis

1. Se partió por importar la malla de la forma del seno obtenida del escaneo 3D, dado que la malla fue obtenida por un programa diferente al de Fusion 360 se debe configurar su importación. Utilizando la herramienta *Insertar malla*, se configuró que el *Tipo de unidad* usando la opción *Milímetros*, para conservar las dimensiones de la prótesis, no se utilizó opción *Voltear dirección* para no alterar

su orientación, sin embargo, sí se utilizaron las opciones de *Centro* y *Mover a suelo*, para facilitar la exploración de la malla durante su edición. Operaciones de rotación y desplazamiento fueron ignoradas.

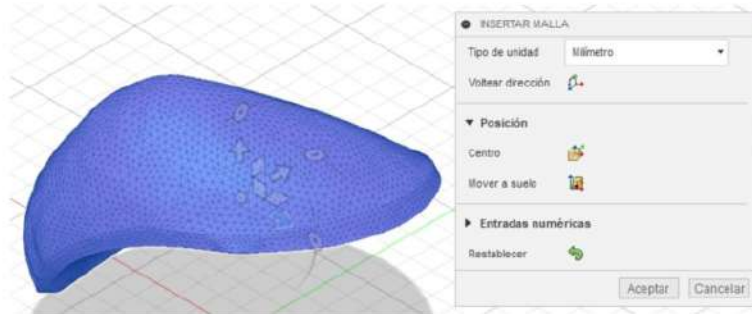


Figura C36. Uso de la herramienta Insertar malla para importar el archivo .STL correspondiente a la forma del seno de la prótesis

2. Se dividió la malla en grupos de caras, para facilitar la edición de la estructura interna en los siguientes pasos. Se utilizó la herramienta *Generar grupos de caras*, seleccionando en *Tipo* la opción *Rápido*, el principal propósito de dividir la malla en caras es que se pueda diferenciar claramente la cara anterior de la posterior, y para lograrlo el valor de *Umbral de ángulo* se fijó alrededor de 4.0 deg y para el *Tamaño mínimo de grupo de caras* se utilizó un valor aproximado de 0.05; estos valores no son fijos para todas las prótesis, dado que pueden cambiar debido a la forma y tamaño del seno, pero se recomienda que se parta buscando la configuración cercana a dichos valores.

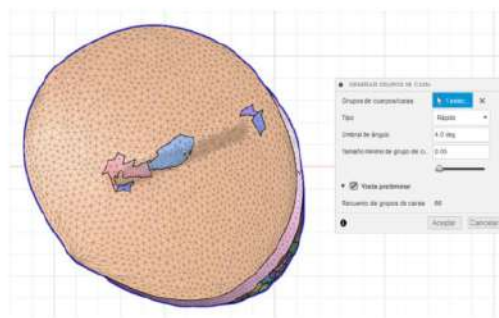


Figura C37. Vista de los grupos de caras generados en la superficie posterior de la prótesis usando la herramienta Generar grupos de caras

3. Producto de la generación de grupos de caras, la malla se llenó caras que resultan innecesarias, por lo que se agruparon de tal forma que solo existan dos caras claramente diferenciables, siendo esta la anterior y la posterior; por lo que este paso debió repetirse dos veces, la primera para obtener la cara posterior y la segunda para obtener la cara anterior. Utilizando la herramienta *Combinar grupos de caras* se seleccionó las caras ubicadas en la superficie posterior de la prótesis. Volviendo a usar la misma herramienta ahora se seleccionaron todas las caras ubicadas en la superficie anterior de la prótesis, pero dada la importante cantidad de caras se optó por seleccionar el cuerpo por completo y desmarcar la cara posterior, de este modo se agilizó el proceso de selección.



Figura C38. Combinación de las caras para obtener solo los grandes grupos. a) Generación de la cara posterior. b) Generación de la cara anterior

4. Se transformó la malla a un sólido para facilitar su edición, debido a que la interfaz de Fusion 360 tiene más opciones enfocadas a sólidos. Se empleó la herramienta *Convertir malla*, configurando la *Operación* con la opción *Paramétrico*, y para el *Método* se eligió la opción *Prismático*, esta configuración permitió conservar los grupos de caras formados, por lo que el sólido se formó en base a splines conservando la forma de la prótesis.

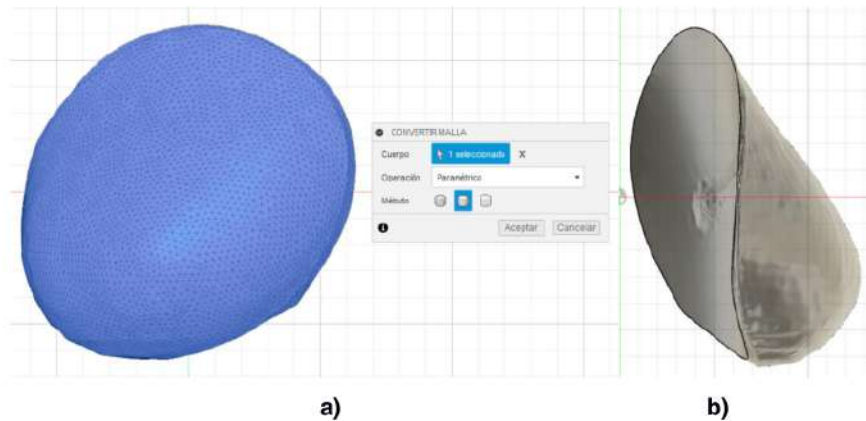


Figura C39. Conversión de la malla en un sólido. a) Configuración de la herramienta Convertir malla. b) Vista del sólido resultante en donde se puede observar los dos splines, que se formaron a partir de los grupos de caras de la malla

5. Con el sólido disponible se procedió a utilizar una herramienta automatizada para generar el diseño interno de la prótesis. Esta herramienta es una extensión de Fusion 360 llamada *Entramado volumétrico*, para la *Forma de celda* se seleccionó la opción *Giroide*, y para *Proporciones* se eligió la opción *Uniforme* para que las estructuras se distribuyan de igual manera en todas las direcciones, al momento de generar la estructura el apartado de *Tamaño* el cual se fijó el valor en 25 m. Para la *Solidez* se puede ingresar el porcentaje de relleno para alcanzar el peso de un seno real en caso de contar con esa información para usarla en la ecuación desarrollada, pero para fines del proyecto se lo estableció en 20%. Para la *Desfase* se seleccionó la cara anterior de la prótesis y se fijó un *Grosor* de 4 mm, para la *Distancia transición* el programa calcula un valor recomendado entre 1 mm y 3 mm ⁹⁷ dependiendo de la forma y tamaño del modelo por lo que se fijó este valor en 2 mm y para la *Solidez* se estableció que fuera 1.00.

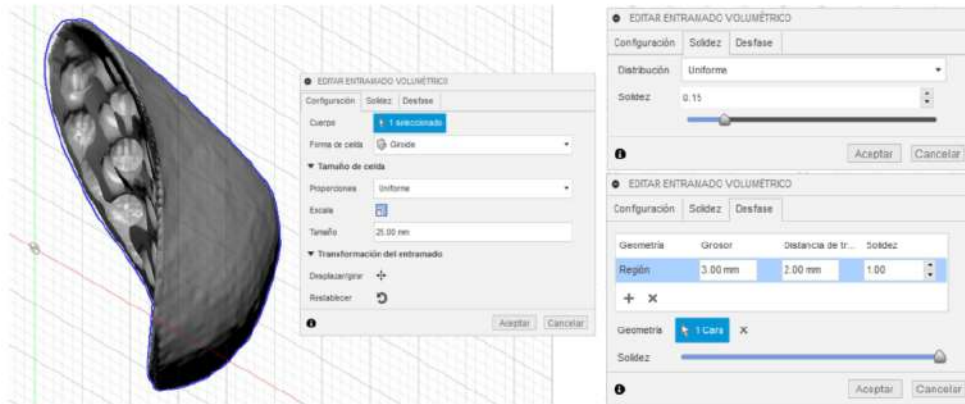


Figura C40. Vista de la estructura interna y de la capa frontal de la prótesis, mientras se configura la herramienta Entramado volumétrico

- Una vez obtenida el modelo de la prótesis, con la configuración realizada de acuerdo con la personalización de la paciente, se convirtió el sólido a malla ya que este es el formato utilizado para realizar la impresión 3D, para ello se usó la herramienta *Crear malla*, asignando un *Refinado Alto*, de este modo el *Tamaño de elemento* se calcula automáticamente, y se procura conservar la forma del seno al detalle.

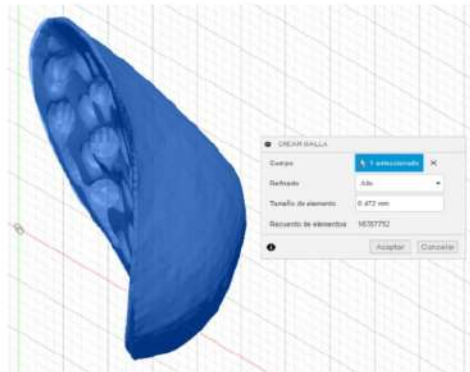


Figura C41. Configuración de la herramienta Crear malla para transformar el sólido en una malla

- Una vez obtenida la malla, se guarda el archivo en la nube de Fusion 360 para posteriormente exportar la malla en formato .STL hacia el almacenamiento local de una computadora, a fin de que esté disponible para su impresión 3D.

APÉNDICE D: PROPIEDADES DE MATERIALES

Propiedades de la Resina Flexible 80A

	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	15 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 (T _g)	Not Tested	27 °C	Not Tested	27 °C	DMA

¹Material properties can vary with part geometry, print orientation, print settings and temperature.

²Data was obtained from parts printed using Form 3, 100 µm, Flexible 80A settings, washed in Form Wash for 10 minutes and postcured with Form Cure at 60 °C for 10 minutes.

³Tensile testing was performed after 3+ hours at 23 °C, using a Die C specimen cut from sheets.

⁴Tear testing was performed after 3+ hours at 23 °C, using a Die C tear specimen directly printed.

APÉNDICE E: ANÁLISIS DE COSTOS

Se presenta un detalle del cálculo para ¹ realizar el análisis de costos para el ² diseño de una prótesis, para ello se incluye el proceso de escaneo, diseño e impresión del modelo.

Para determinar el costo por uso de equipos se consideró que estos ³ tienen una vida útil de cinco años.

Se presenta a continuación el detalle del cálculo para el escáner 3D.

$$\text{Depreciación anual} = \frac{\text{Costo del equipo}}{\text{Años de vida útil}}$$

$$\text{Depreciación anual} = \frac{\$995}{5 \text{ años}}$$

$$\text{Depreciación anual} = \frac{\$199}{\text{año}}$$

Se consideró que en el año se utiliza 240 días, asumiendo que la jornada laboral es de ⁵⁷ 5 días a la semana, 4 semanas al mes, los 12 meses del año. El tiempo empleado para realizar el escaneo se fijó en 2 horas.

$$\text{Costo por hora} = \frac{\text{Depreciación anual}}{\text{Días de operación} \times \text{Tiempo de operación}}$$

$$\text{Costo por hora} = \frac{\frac{\$199}{\text{año}}}{\frac{240 \text{ días}}{\text{año}} \times \frac{2h}{\text{día}}}$$

$$\text{Costo por hora} = \frac{\$0,41}{h}$$

Para el análisis de amortización del programa Fusion 360, se consideró el análisis por año, ya que este es el tiempo por el que se paga la licencia. Se consideran los mismos días de uso por año, ya que es la misma jornada laboral.

$$\text{Amortización anual} = \frac{\text{Costo de la licencia}}{\text{Años de validez}}$$

$$\text{Amortización anual} = \frac{\$581}{1 \text{ años}}$$

$$\text{Amortización anual} = \frac{\$581}{\text{año}}$$

Se estimó un tiempo de operación de 3 horas por día.

$$\text{Costo por hora} = \frac{\text{Amortización anual}}{\text{Días de operación} \times \text{Tiempo de operación}}$$

$$\text{Costo por hora} = \frac{\frac{\$581}{\text{año}}}{\frac{240 \text{ días}}{\text{año}} \times \frac{3h}{\text{día}}}$$

$$\text{Costo por hora} = \frac{\$0,81}{h}$$

Para el análisis de costos por mano de obra se analiza el salario por mes, en una jornada de 8 horas por día.

$$\text{Salario mensual} = \frac{\$450}{\text{mes}}$$

$$\text{Costo por hora} = \frac{\text{Salario mensual}}{\text{Días de trabajo} \times \text{Jornada}}$$

$$\text{Costo por hora} = \frac{\frac{\$450}{\text{mes}}}{\frac{20 \text{ días}}{\text{mes}} \times \frac{8h}{\text{día}}}$$

$$\text{Costo por hora} = \frac{\$2,81}{h}$$

Tabla E1. Costos por uso de equipos

Equipo	Precio (\$)	Años de vida útil (año)	Depreciación anual (\$/año)	Días de operación (día/año)	Tiempo de operación (h/día)	Horas de operación (h/año)	Costo por hora (\$/h)
Escáner 3D	995,00	5	199,00	240	2	480	0,41
Impresora 3D para SLA	3.750,00	5	750,00	240	16	3840	0,20
Máquina de enjuague	650,00	5	130,00	240	0,3	72	1,81
Máquina de curado	750,00	5	150,00	240	0,3	72	2,08
Equipo de acabado	100,00	5	20,00	240	1	240	0,08

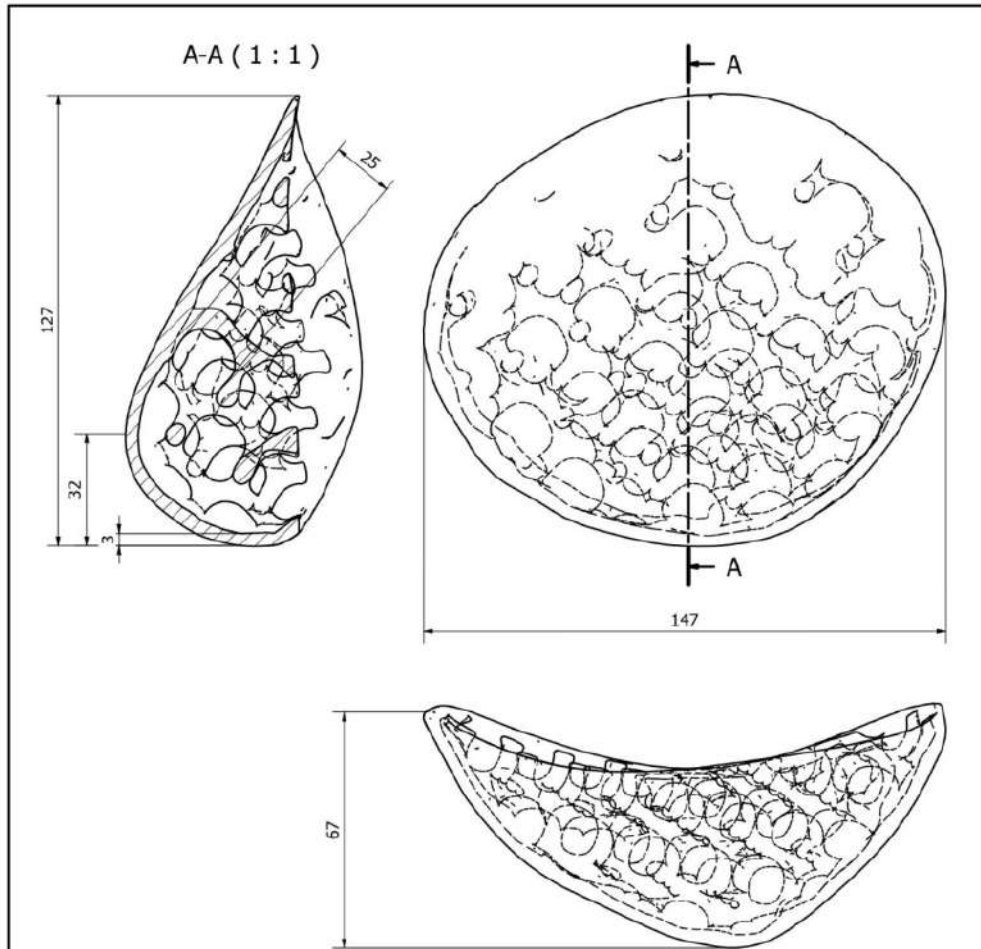
Tabla E2. Costos por uso de programas

Programa	Precio (\$)	Años de validez (año)	Amortización anual (\$/año)	Días de operación (día/año)	Tiempo de operación (h/día)	Horas de operación (h/año)	Costo por hora (\$/h)
Autodesk Fusion 360	581,00	1	\$581,00	240	3	720	0,81

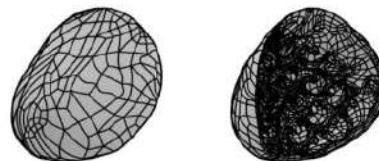
3
Tabla E3. Costo por mano de obra

Mano de obra	Salario (\$)	Días de trabajo (día/mes)	Jornada (h/día)	Jornada mensual (h/mes)	Costo por hora (\$/h)
Operador de Escáner 3D	450,00	20	8	160	2,81
Diseñador	900,00	20	8	160	5,63

APÉNDICE F: PLANO DE PRÓTESIS



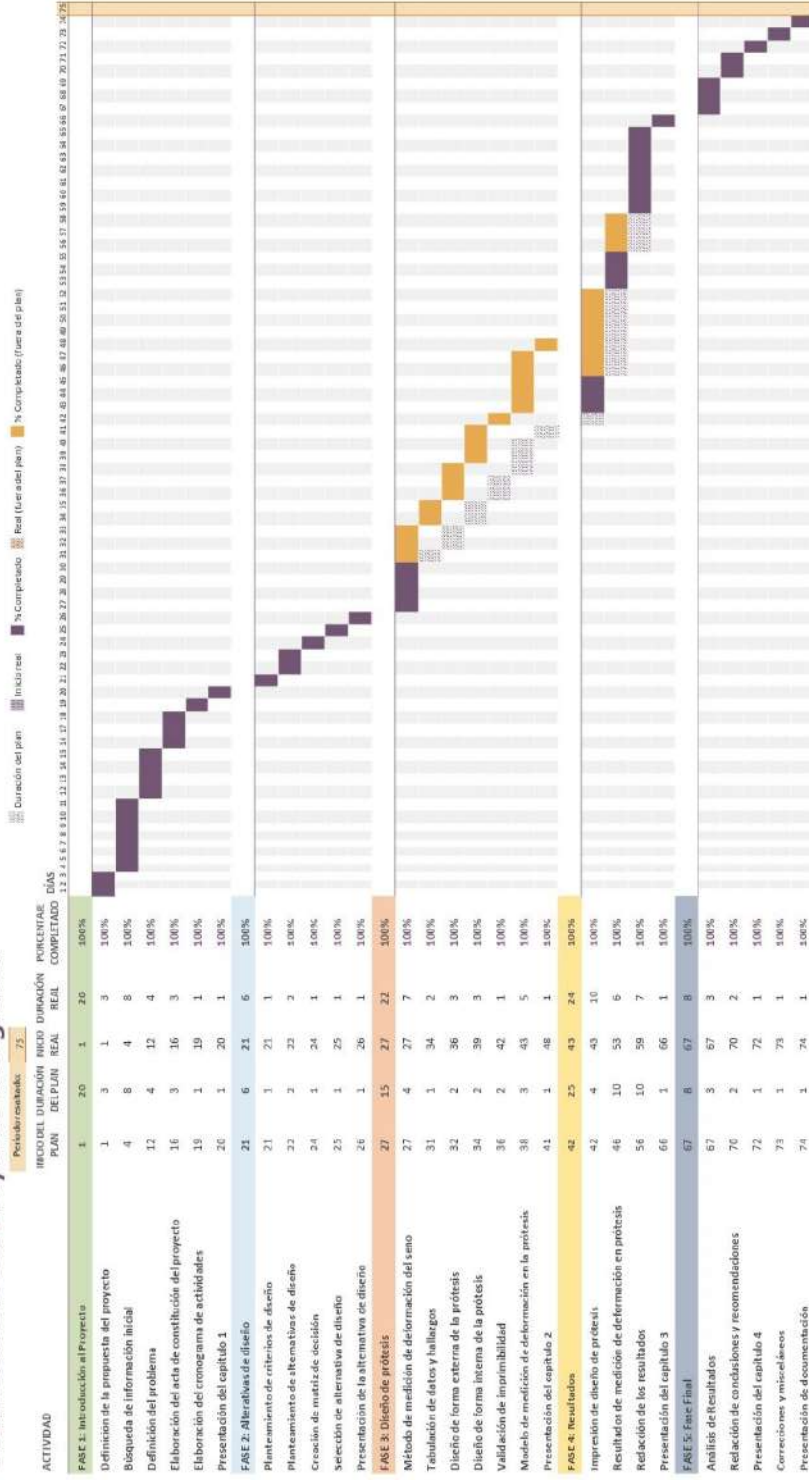
PROPIEDADES DE DISEÑO	
CARACTERÍSTICA	CANTIDAD
Porcentaje de Relleno	15%
Tamaño de Giroide	25 mm
Espesor de Cara Frontal	3 mm



ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL	DISEÑADOR	Romero A. - Villacís A.	espol	
	REVISIÓN	PhD. Gabriel Helguero		
FACULTAD DE INGENIERÍA EN MECÁNICA Y CIENCIAS DE LA PRODUCCIÓN	MATERIAL	Resina Elástica 50A		
PRÓTESIS MAMARIA EXTERNA SENO DERECHO	ESTRUCTURA	Giroide		
	FECHA	19/01/2023		
UNIDADES	[mm]	HOJA	1/1	ESCALA 1:1

1 APÉNDICE G: CRONOGRAMA DE ACTIVIDADES

Planificación del Proyecto Integrador



APÉNDICE H: REGISTRO DE REUNIONES

Materia Integradora de Ingeniería Mecánica MCEG1066, II Termino 2022

Registro de Reuniones del Proyecto

Paralelo: 1

Profesor del Paralelo: Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes

Proyecto: Rediseño para manufactura aditiva de prótesis mamarias externas basado en datos anatómicos de escaneo tridimensional

Reunión No.	Fecha	Estudiante	Profesor Tutor	Retroalimentación del Tutor
1	4/10/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes	Actividad: Introducción al curso <ul style="list-style-type: none">Se plantearon las políticas del cursoSe fijaron horarios de reuniones por cada grupoSe compartieron documentos para el desarrollo del proyecto de materia integradora Tarea: <ul style="list-style-type: none">Elaboración de 20 diapositivas del capítulo 1 para una presentación de 15 minutosElaborar el plan de actividades para el desarrollo del proyecto
2	18/10/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes	Actividad: Presentación de diapositivas del capítulo 1 <ul style="list-style-type: none">Se presentaron y revisaron diapositivas del capítulo 1 del proyecto. Retroalimentación: <ul style="list-style-type: none">Prestar atención con ciertas palabras empleadas que pudieran prestarse a la confusión del tema desarrollado

				<ul style="list-style-type: none"> • Siempre colocar la referencia en cifras o datos presentados • Mencionar el estado del avance del proyecto en la definición del problema para que tenga validez el uso de la palabra rediseño en el título del proyecto. • Mejorar el planteamiento de los objetivos para que contesten a las preguntas ¿Qué? ¿Cómo? ¿Para qué? • Analizar el uso de silicón como material para la prótesis. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Redacción del capítulo 1 del proyecto en el documento compartido. • Ver los videos compartidos sobre criterios a tomar en cuenta para la redacción y desarrollo del proyecto.
3	24/10/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: Presentación y revisión de la redacción del capítulo 1</p> <ul style="list-style-type: none"> • Se presentó y revisó la redacción del capítulo 1 del proyecto. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Ubicar la referencia del proyecto anterior sobre prótesis mamarias en la definición del problema. • Incluir en el marco teórico conceptos técnicos y ecuaciones que hagan referencia a que el problema se abordará desde el ámbito ingenieril. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Presentación de alternativas de solución y selección de la mejor alternativa • Para cada alternativa se deben analizar sus ventajas, desventajas y considerar aspectos sociales, culturales, sociales, ambientales, económicos, de salud pública, seguridad, bienestar.
4	31/10/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: Presentación de alternativas de solución y matriz de decisión</p> <ul style="list-style-type: none"> • Se presentaron y revisaron 10 diapositivas referentes a la primera parte del capítulo 2, que abarca las alternativas de solución, los criterios de diseño y la matriz de selección. <p>Retroalimentación:</p>

				<ul style="list-style-type: none"> Cada alternativa de solución debe tener su respectivo análisis de aspectos globales, culturales, sociales ambientales, políticos, de salud pública, seguridad y bienestar. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Incluir de forma explícita el análisis de los aspectos antes mencionados en la redacción del documento. Redactar el capítulo 2 en el documento compartido para su revisión.
5	Alex Villacís, Franklin Romero	14/11/2022	1	<p>Actividad: Revisión de la redacción del capítulo 2</p> <ul style="list-style-type: none"> Se presentó y revisó la redacción del capítulo 2 del proyecto, incluyendo las alternativas de selección y el proceso de diseño. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se debe detallar el proceso de diseño, con los fundamentos de ingeniería a fin de demostrar que la solución es sólida y que aquellos que tengan acceso al documento sean capaces de replicarlo. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Presentación de una fase intermedia de los capítulos 1 y 2, incluyendo las correcciones realizadas.
6	Alex Villacís, Franklin Romero	21/11/2022		<p>Actividad: Presentación de la fase intermedia de los capítulos 1 y 2.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se presentaron y revisaron diapositivas referentes a los capítulos 1 y 2, incluyendo las correcciones realizadas y los cambios hechos a medida que avanza el proyecto. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se debe detallar el proceso de diseño, con los fundamentos de ingeniería a fin de demostrar que la solución es sólida y que aquellos que tengan acceso al documento sean capaces de replicarlo. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Redacción de un avance del planteamiento del capítulo 3.
7	Alex Villacís, Franklin Romero	28/11/2022		<p>Actividad: Planteamiento del capítulo 3.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se revisó el planteamiento del capítulo 3 en el documento del proyecto.

8	Alex Villacis, Franklin Romero	Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se debe desarrollar aún más el capítulo 2, a fin de colocar el proceso de diseño como un paso a paso a fin de que quienes tengan acceso al proyecto sean capaces de replicarlo y obtener los mismos resultados. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Colocar imágenes en el paso a paso de la metodología, realizar una presentación del avance del capítulo 3. <p>Actividad: Presentación del capítulo 3.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se presentaron diapositivas de un avance del capítulo 3 con los resultados del proyecto. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se debe revisar el análisis de costos, con los valores y tiempos correspondientes a mano de obra. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Validar los resultados encontrados usando simulación e incluir su proceso en el capítulo 2 y sus resultados en el capítulo 3.
9	Alex Villacis, Franklin Romero	Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: Avance del capítulo 3.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se revisó el informe del proyecto, con el análisis de costos. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Evitar el uso de anglicismos en la redacción, ubicar parte de la metodología para reducir el número de palabras. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Reducir el número de palabras en el capítulo 2 y terminar el capítulo 3.
10	Alex Villacis, Franklin Romero	Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: Avance del capítulo 4.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se revisó el informe completo del proyecto, enfocándose en la redacción de las conclusiones y recomendaciones. <p>Retroalimentación:</p>

					<ul style="list-style-type: none"> • Se debe incluir un párrafo de resumen al principio del análisis de resultados, se debe plantear las conclusiones de manera positiva. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Preparar una presentación para practicar para el día de la sustentación.
--	--	--	--	--	---

Francis Loayza Paredes, Ph.D.
PROFESOR DE LA MATERIA

1 **Materia Integradora de Ingeniería Mecánica MECG1066, II Termino 2022**
Registro de Reuniones del Proyecto

Paralelo : 1

Profesor del Paralelo: Ph.D. Francis Roderich Loayza Paredes

Proyecto: Rediseño para manufactura aditiva de prótesis mamarias externas basado en datos anatómicos de escaneo tridimensional

1 Reunión No.	Fecha	Estudiante	Profesor Tutor	Retroalimentación del Tutor
1	22/08/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Introducción al proyecto</p> <ul style="list-style-type: none"> Se presentó y conversó acerca del tema del proyecto, sus objetivos y requerimientos para llevarlo a cabo. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Elaboración de una presentación sobre la anatomía del seno, biomecánica del seno (especificando las referencias bibliográficas consultadas) y selección de software a utilizar.
2	7/09/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Presentación sobre anatomía del seno y su biomecánica</p> <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se presentaron y revisaron diapositivas del capítulo 1 del proyecto. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se hicieron observaciones sobre el peso del seno y su variación dependiendo de la talla de brasier, solicitando que se consulten más fuentes confiables para confirmar los valores encontrados. Procesar los 10 primeros escaneos 3D, para eliminar el ruido, cerrar los agujeros y centrarlos en el espacio.

3	21/09/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Presentación del método de alineación y centrado</p> <ul style="list-style-type: none"> Se presentó un primer método de eliminación de ruido y agujeros usando Meshmixer, además del uso de herramientas del mismo software para la alineación de los escaneos en las tres fases. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> El método para eliminar ruido y cerrar los agujeros resultó adecuado para limpiar los escaneos 3D. El uso de las herramientas del software Meshmixer para centrar y alinear los escaneos 3D no es lo suficientemente robusto para ser aplicado en el proyecto. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Ubicar puntos de referencia en el cuerpo que puedan usarse en el alineamiento y centrado de los escaneos 3D, sugiriendo utilizar otro software con más funciones que ayuden a alcanzar este objetivo.
4	6/10/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Presentación de un segundo método de centrado y alineación de escaneos 3D</p> <ul style="list-style-type: none"> Se presentó un método de centrado y medición en el que se consideraron puntos de referencia como el ombligo, la hendidura que se forma en la unión de las clavículas por debajo de la garganta y los pezones, para formar un rombo. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Los puntos seleccionados tenderán a desplazarse e incluso no ser visibles en el caso de los pezones, pues estos quedarán ocultos en los escaneos con braser y con blusa. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Ubicar un mínimo de tres puntos de referencia en el cuerpo que sean visibles y fijos, a fin de poder usarlos para la alineación, explorar la opción de generar los planos anatómicos corporales en los escaneos 3D.
5	19/10/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Presentación de un tercer método de centrado y alineación de escaneos 3D</p>

				<ul style="list-style-type: none"> Utilizando el software Geomagic Design X se desarrolló un método para crear los planos frontal, sagital y transversal utilizando puntos de referencia en el cuerpo. Esto permitió alinear las tres fases de escaneo de cada voluntaria. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Una vez establecido el método de alineación es necesario encontrar un método para encontrar el desplazamiento en los tres ejes, el cual puedes encontrarse haciendo cortes en puntos específicos, o usando herramientas del software utilizado. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se tuvieron nuevos escaneos en los que se utilizaron referencias externas al cuerpo, por lo que se solicitó comparar el método de alineación presentado con uno nuevo que considere los puntos de referencia externos para la alineación, a fin de determinar cuál método era mejor.
6	26/10/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Presentación de la comparación de los métodos de alineación</p> <ul style="list-style-type: none"> Se determinó que el usar puntos de referencia externos al cuerpo no permitía eliminar errores introducidos por la postura, movimientos, posición o rotación del cuerpo de las voluntarias que sucedan entre cada fase de escaneo. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se estableció que para futuros escaneos se ubiquen elementos que permitan hacer más visibles los puntos de referencia utilizados, a fin de reducir los esfuerzos y tiempo invertidos en alinear los escaneos. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Generar un UML con todos los pasos que llevan a cabo para la toma de medidas Procesar al menos 10 voluntarias y tabular datos de desplazamiento de seno en ejes 'Y' y 'Z' Generar en una voluntaria el procedimiento para medir el desplazamiento en 'X'. Revisión de estructuras porosa para optimizar los procesos de manufactura y postmanufactura.

7	2/11/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Presentación de un primer diseño de la estructura interna de la prótesis.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se utilizó la herramienta Lattice Structure del Software Fusion 360 para generar automáticamente la estructura interna del modelo, que facilite su impresión 3D. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> La selección del giroide como estructura interna debe tener una justificación bibliográfica o matemática para que su selección esté bien fundamentada. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Modificar el UML para que sea más sencillo de entender Tabular los datos de los escaneos, y encontrar la desviación estándar de los máximos en cada dirección. Revisar el STL para que permita la extracción de resina atrapada.
8	9/11/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Mejora de los prototipos para que sean imprimibles.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se profundizó en el uso del Software Fusion 360 para mejorar el diseño de la prótesis, para que esta tenga agujeros que permitan la salida de resina atrapada. Se tabularon los datos de desplazamiento del seno para analizar su determinar el comportamiento del seno ante el efecto del brasier. Se modificó el STL para que el proceso sea más detallado y entendible. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se debe encontrar una terminología que describa por completo los efectos del brasier en el seno. Afinar el método de obtener las medidas, a fin de comprobar la diferencia de mediciones entre ambos senos, pues estos deberían ser aproximadamente iguales. Se debe justificar el uso de la estructura giroide con datos de ingeniería o matemáticos. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Dividir al seno en dos regiones y obtener los desplazamientos máximos para cada región en promedio.

9	18/11/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<ul style="list-style-type: none"> • Buscar eliminar los soportes internos en el diseño de la prótesis, asegurándose que la exportación del STL conserve la generación de la estructura interna. • Variar el porcentaje de relleno para hacer pruebas, a fin de encontrar el porcentaje adecuado para obtener una buena deformación. <p>Actividad: Presentación de datos tabulados, con el promedio de desplazamiento y desviación estándar de los datos.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Se mejoró el método obtención de mediciones de deformación, a fin de obtener esta medición en tres direcciones entre los puntos más cercanos de cada escaneo, pudiendo observar las regiones donde ocurren estas deformaciones. • Se utilizó el Software FormLabs para simular la impresión 3D en la que se encontró que no se generaban soportes internos en el diseño propuesto. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Se debe investigar cómo crear un índice para normalizar los datos de las voluntarias de acuerdo con las medidas de deformación por copas. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Hacer videos tutoriales del proceso de diseño, para que puedan usarse en el futuro. • Diseñar prototipos con un relleno del 20% y 10% para más pruebas.
10	24/11/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Realizar el proceso de extracción de la forma de la prótesis a partir de los escaneos 3D.</p> <ul style="list-style-type: none"> • Se revisó el proceso desarrollado en el proyecto anterior para la extracción de la forma de la prótesis usando escaneos 3D. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> • El peso de la prótesis debe estar en función del volumen o pesos del seno de acuerdo con la talla. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Investigar datos de densidad del seno para desarrollar una ecuación de porcentaje de relleno en función de la densidad y volumen del seno.

11	30/11/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Mejor del proceso de extracción de la forma de la prótesis de los escaneos 3D.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se localizó la falla en el proceso de extracción de la forma del seno desarrollado anteriormente, que impedía generar la prótesis, por lo que se le añadieron las mejoras al proceso. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Los datos de densidad del seno provienen de fuentes y métodos poco confiables, por lo que se sugiere que la investigación se enfoque en la búsqueda de datos de pesos. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Justificar el uso de la configuración de la estructura interna por medio de bibliografía en la que se explique la propiedad isotrópica del giroide.
12	7/12/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Revisión del proceso de obtención del peso de la prótesis.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se solicitó información a FormLabs de densidad post-curado de las resinas utilizadas, para realizar el cálculo con los datos apropiados. Los datos de pesos de senos son muy escasos, por lo que se fijó un valor promedio de peso del seno para realizar los cálculos. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> El valor de porcentaje de relleno es muy elevado, en relación con la deformación del material, ya que las pruebas de impresión muestran que no admiten deformación, por lo que se recomienda utilizar simulación para encontrar una configuración correcta de la estructura interna que permita deformación. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Desarrollar un proceso de simulación por elementos finitos, con varios modelos variando el porcentaje de relleno, el grosor de la capa anterior y tamaño de celda.
13	14/12/2022	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Avance de proceso de simulación.</p> <ul style="list-style-type: none"> Se presentaron problemas en la simulación, ya que se generaban intersecciones en el sólido, por lo que estas no se pudieron realizar.

14	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se sugirió el uso de un nuevo método de conversión de la malla a sólido para trabajar la simulación. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Continuar con el proceso de validar los resultados con simulación. <p>Actividad: Resolución de simulación</p> <ul style="list-style-type: none"> Se discutieron los resultados de simulación, donde se planteó la comparación entre Fusion 360 y Ansys Student como motor de cálculo, se encontró que Ansys Student entregó mejores resultados y tiene una interfaz más especializada para simulaciones. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Deben obtenerse resultados de simulación similares usando varios modelos de prótesis, ya la forma del seno no debería ser un factor tan influyente en la distribución de los esfuerzos. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Realizar la simulación con cinco modelos para sacar conclusiones consistentes sobre la configuración de la estructura interna de la prótesis.
15	Alex Villacís, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Análisis de los resultados de simulación</p> <ul style="list-style-type: none"> Se revisaron los resultados de simulación comparándolos con las mediciones, se notó que por la poca cantidad estos aun no son concluyentes. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> Se pueden emplear métodos para simplificar la simulación debido a la dificultad que está presentando el método actual, a fin de apresurar la generación de resultados. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> Determinar un método simplificado como método de validación de los resultados encontrados.

16	18/01/2023	Alex Villacis, Franklin Romero	Ph.D. Carlos Gabriel Helguero Alcívar	<p>Actividad: Método de validación simplificado</p> <ul style="list-style-type: none"> • Se descartó la simulación debido a los problemas para desarrollarla como el límite de nodos, las propiedades del material y los errores de transformación del sólido. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Los resultados del modelo simplificado permiten demostrar que los modelos admiten deformación, con lo cual se cumplen los objetivos. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> • Crear una lista de recomendaciones para el proceso de escaneo y una para el proceso de diseño.
----	------------	-----------------------------------	--	---

Carlos Helguero Alcívar, Ph.D.
PROFESOR TUTOR

Rediseño para manufactura aditiva de prótesis mamarias externas basado en datos anatómicos de escaneo tridimensional

INFORME DE ORIGINALIDAD

10%

INDICE DE SIMILITUD

10%

FUENTES DE INTERNET

2%

PUBLICACIONES

3%

TRABAJOS DEL ESTUDIANTE

FUENTES PRIMARIAS

1	www.dspace.espol.edu.ec Fuente de Internet	4%
2	dspace.espol.edu.ec Fuente de Internet	1%
3	qdoc.tips Fuente de Internet	<1%
4	Submitted to Escuela Superior Politécnica del Litoral Trabajo del estudiante	<1%
5	www.slideshare.net Fuente de Internet	<1%
6	Submitted to Higher Education Commission Pakistan Trabajo del estudiante	<1%
7	pure.port.ac.uk Fuente de Internet	<1%
8	marielouise.co	

Fuente de Internet

<1 %

9

www.coursehero.com

Fuente de Internet

<1 %

10

repositorio.uta.edu.ec

Fuente de Internet

<1 %

11

Submitted to Sparsholt College, Hampshire

Trabajo del estudiante

<1 %

12

es.slideshare.net

Fuente de Internet

<1 %

13

investigacion.unirioja.es

Fuente de Internet

<1 %

14

hdl.handle.net

Fuente de Internet

<1 %

15

memoriascnib.mx

Fuente de Internet

<1 %

16

Submitted to CONACYT

Trabajo del estudiante

<1 %

17

Submitted to Universidad de Salamanca

Trabajo del estudiante

<1 %

18

Submitted to University of Nottingham

Trabajo del estudiante

<1 %

19

ddd.uab.cat

Fuente de Internet

<1 %

20	docslide.us Fuente de Internet	<1 %
21	repository.unilibre.edu.co Fuente de Internet	<1 %
22	Submitted to Universidad de Las Palmas de Gran Canaria Trabajo del estudiante	<1 %
23	ouci.dntb.gov.ua Fuente de Internet	<1 %
24	dominiopublico.mx Fuente de Internet	<1 %
25	repositorio.puce.edu.ec Fuente de Internet	<1 %
26	Submitted to Escuela Mexicana Americana A.C. Trabajo del estudiante	<1 %
27	dspace.esPOCH.edu.ec Fuente de Internet	<1 %
28	atom.physics.calpoly.edu Fuente de Internet	<1 %
29	repositorio.comillas.edu Fuente de Internet	<1 %
30	Submitted to University of Wales central institutions Trabajo del estudiante	<1 %

31	itcelaya.edu.mx Fuente de Internet	<1 %
32	livrosdeamor.com.br Fuente de Internet	<1 %
33	Submitted to Monash University Trabajo del estudiante	<1 %
34	dokumen.pub Fuente de Internet	<1 %
35	e-archivo.uc3m.es Fuente de Internet	<1 %
36	albertovillalobos1.wordpress.com Fuente de Internet	<1 %
37	repositorio.espe.edu.ec Fuente de Internet	<1 %
38	repository.up.ac.za Fuente de Internet	<1 %
39	sites.google.com Fuente de Internet	<1 %
40	www.adobe.com Fuente de Internet	<1 %
41	Submitted to Columbia Central University Trabajo del estudiante	<1 %
42	aprenderly.com Fuente de Internet	<1 %

43

riunet.upv.es

Fuente de Internet

<1 %

44

www.medigraphic.com

Fuente de Internet

<1 %

45

Submitted to BENEMERITA UNIVERSIDAD
AUTONOMA DE PUEBLA BIBLIOTECA

Trabajo del estudiante

<1 %

46

NELSON GUTIÉRREZ GUZMÁN. "Identificación
y priorización de factores críticos para
implantar buenas prácticas agrícolas en
productores de café y frutas en el
departamento del Huila en Colombia.",
'Universitat Politecnica de Valencia', 2015

Fuente de Internet

<1 %

47

revistas.ufps.edu.co

Fuente de Internet

<1 %

48

uvadoc.uva.es

Fuente de Internet

<1 %

49

www.researchgate.net

Fuente de Internet

<1 %

50

Submitted to Universidad Europea de Madrid

Trabajo del estudiante

<1 %

51

Submitted to Universidad San Francisco de
Quito

Trabajo del estudiante

<1 %

52	repository.javeriana.edu.co Fuente de Internet	<1 %
53	Submitted to Universidad de Deusto Trabajo del estudiante	<1 %
54	Submitted to American Public University System Trabajo del estudiante	<1 %
55	docplayer.es Fuente de Internet	<1 %
56	www.diario-expreso.com Fuente de Internet	<1 %
57	www.indecopi.gob.pe Fuente de Internet	<1 %
58	bleyabogados.es Fuente de Internet	<1 %
59	dgsa.uaeh.edu.mx:8080 Fuente de Internet	<1 %
60	repositorio.ucsg.edu.ec Fuente de Internet	<1 %
61	www.co.educaterra.com Fuente de Internet	<1 %
62	Submitted to Corporación Instituto Profesional ESUCOMEX Trabajo del estudiante	<1 %

63	es.unionpedia.org Fuente de Internet	<1 %
64	libdoc.fh-zwickau.de Fuente de Internet	<1 %
65	repositorioinstitucional.uaslp.mx Fuente de Internet	<1 %
66	www.powtoon.com Fuente de Internet	<1 %
67	M. Dolores Alonso-Cortés-Fradejas, Mercedes López-Aguado, M. Teresa Llamazares-Prieto. " Vocabulary depth and its contribution to text quality in the early years of primary school () ", Journal for the Study of Education and Development, 2021 Publicación	<1 %
68	bibdigital.epn.edu.ec Fuente de Internet	<1 %
69	eclac.org Fuente de Internet	<1 %
70	es.scribd.com Fuente de Internet	<1 %
71	es.wikihow.com Fuente de Internet	<1 %
72	prezi.com Fuente de Internet	<1 %

73	repositorio.usanpedro.edu.pe Fuente de Internet	<1 %
74	repositorioacademico.upc.edu.pe Fuente de Internet	<1 %
75	slidehtml5.com Fuente de Internet	<1 %
76	www-etsi2.ugr.es Fuente de Internet	<1 %
77	www.amazon.es Fuente de Internet	<1 %
78	www.avdm-cmi.com Fuente de Internet	<1 %
79	www.clubensayos.com Fuente de Internet	<1 %
80	www.itu.int Fuente de Internet	<1 %
81	www.jove.com Fuente de Internet	<1 %
82	www.linguee.es Fuente de Internet	<1 %
83	www.municaj.gob.pe Fuente de Internet	<1 %
84	www.onkologija.lt Fuente de Internet	<1 %

85	Rojas Reyes, María Ximena. "Manejo respiratorio del recién nacido prematuro y otros factores asociados con la displasia broncopulmonar : una evaluación desde la evidencia existente y la situación actual en algunas unidades de cuidado intensivo neonatal de Colombia /", Bellaterra : Universitat Autònoma de Barcelona,, 2013 Fuente de Internet	<1 %
86	crieel.com Fuente de Internet	<1 %
87	doku.pub Fuente de Internet	<1 %
88	dspace.ups.edu.ec Fuente de Internet	<1 %
89	enciclopedia.us.es Fuente de Internet	<1 %
90	nanopdf.com Fuente de Internet	<1 %
91	repositorio.uees.edu.ec Fuente de Internet	<1 %
92	repositorio.xoc.uam.mx Fuente de Internet	<1 %
93	repository.unad.edu.co Fuente de Internet	<1 %

94	search.scielo.org Fuente de Internet	<1 %
95	www.asoquim.com Fuente de Internet	<1 %
96	www.cetenasa.es Fuente de Internet	<1 %
97	www.coronilla.com Fuente de Internet	<1 %
98	www.jubilo.es Fuente de Internet	<1 %
99	www.sealedair.fi Fuente de Internet	<1 %
100	www.unisinu.edu.co Fuente de Internet	<1 %
101	www.worldcat.org Fuente de Internet	<1 %
102	lookformedical.com Fuente de Internet	<1 %
103	sitiopractico.net Fuente de Internet	<1 %

Excluir citas

Apagado

Excluir coincidencias Apagado

Excluir bibliografía

Apagado

