

ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL

Facultad de Ingeniería en Mecánica y Ciencias de la Producción

Diseño, fabricación y caracterización mecánica de prótesis mamarias
externas creadas con manufactura aditiva

PROYECTO INTEGRADOR

Previo la obtención del Título de:

Ingeniero Mecánico

Presentado por:

José Francisco Coello Del Pozo

Ronny Geovanny Recalde Merchán

GUAYAQUIL - ECUADOR

Año: 2023

DEDICATORIA

A mi madre por su incansable esfuerzo y sacrificio, que ha sido crucial para llevarme hasta donde me encuentro en este momento. También, a mi padre, quien en vida me brindó su apoyo incondicional. Además, a mis amigos, quienes me han brindado su ayuda y apoyo a lo largo de mi camino para alcanzar mis metas, les digo a ustedes valió la pena conocerlos. Finalmente, dedico mi trabajo a todas aquellas mujeres que han atravesado por una mastectomía. Tengo plena convicción de que mi modesta contribución al proyecto Zule puede generar un impacto significativo en sus vidas.

Ronny Recalde

Con amor y gratitud, dedico este proyecto a mi abuelo Juan Francisco Del Pozo Lemos, mi inspiración y guía en el mundo de la ingeniería desde mi infancia. Expreso mi cariño a mis abuelas Teresa y Nina, cuyo apoyo incondicional ha sido un pilar en mi camino. A mi abuelo José Gabriel Coello Arteta, cuyo legado y ejemplo perduran en cada logro que alcanzo. Especialmente, dedico este logro a mis padres Jorge Coello y María Del Pozo, siempre a mi lado brindándome apoyo y aliento. Su amor incondicional hizo posible este trabajo impregnado de gratitud. Gracias a todos, este proyecto refleja mi cariño hacia ellos.

José Coello

AGRADECIMIENTOS

Le agradezco a mi creador, por todo lo bueno y lo malo de mi vida para alcanzar mi meta. Agradezco a mi madre, por su apoyo incondicional; además, al PhD Carlos Helguero le doy las gracias por permitirnos colaborar en el proyecto Zule y disponernos de los equipos para desarrollar nuestro trabajo final de grado; y, al M. Sc Carlos Cuenca, por colaborarnos con el laboratorio de sólidos. Finalmente, le agradezco a mi compañero por su contribución, ya que sin su ayuda este trabajo no se hubiera culminado con éxito.

Ronny Recalde

Expreso mi agradecimiento a cada persona que contribuyó desde mis exámenes de admisión. A mis hermanos, Juan Jose Coello y Alejandra Coello, siempre presentes, inspirándome con su esfuerzo y superación. A mis amigos, cuyo apoyo incondicional me motiva y deseo su éxito. A mis padres, por todo lo que han hecho por mí. A mi novia, María Martín, cuyo apoyo impulsa mi crecimiento personal. Vuestras muestras de afecto y aliento fueron fundamentales para alcanzar este logro. También, agradezco al PhD. Gabriel Helguero por incluirme en su gran proyecto, al Ing. Carlos Cuenca por su colaboración en el laboratorio, y al Ing. Andrés Nenger por su apoyo con la impresión 3D.

José Coello

DECLARACIÓN EXPRESA

“Los derechos de titularidad y explotación, nos corresponde conforme al reglamento de propiedad intelectual de la institución; *Ronny Geovanny Recalde Merchán* y *Jose Francisco Coello Del Pozo* 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”



José Coello



Ronny Recalde

EVALUADORES

Francis Loayza Paredes, PhD

PROFESOR DE LA MATERIA

Carlos Helguero Alcívar, PhD

PROFESOR TUTOR

RESUMEN

El cáncer de mama constituye la segunda afección más común y maligna en mujeres. La cirugía se presenta como un tratamiento y la mastectomía se perfila como una alternativa. No obstante, muchas mujeres optan por prótesis mamarias externas para mejorar su imagen corporal. Estas prótesis varían en formas y materiales utilizados. Este proyecto consiste en rediseñar un prototipo personalizado de prótesis mamaria externa mediante la manufactura aditiva. El objetivo es lograr que esta prótesis sea capaz de simular la deformación similar de un seno natural, al mismo tiempo, cumpla con los principios de la ley de Hooke, a la vez que pueda resistir la presión del brasier. El modelo desarrollado se obtuvo a partir de un escaneo 3D para obtener la forma del seno en la creación de varios prototipos con una estructura giroide con diferentes porcentajes de relleno, como 5%, 7.5%, 10% y 25%, con un espesor de 2 mm, fabricados con resina flexible 80 A. Posteriormente, se utilizó una máquina universal Shimadzu AutoGrah, para ensayos de compresión empleando una carga máxima de 200 N, siguiendo la norma ASTM D1621, para evaluar la deformidad de los distintos prototipos. Los resultados obtenidos indican que el prototipo con relleno del 7.5% permitió lograr una deformación con una presión menor. Finalmente, las condiciones óptimas de impresión constatan la reducción de material y calidad de impresión 3D. Asimismo, se muestra que la orientación adecuada influye en la capacidad de alcanzar deformaciones semejantes a un seno natural con una prótesis al 7.5%.

Palabras Clave: Prótesis externas, fabricación aditiva, ensayo de compresión.

ABSTRACT

Breast cancer is the second most common and malignant condition in women. Surgery is presented as a treatment and mastectomy is emerging as an alternative. However, many women opt for external breast prostheses to improve their body image. These prostheses vary in shapes and materials used. This project consists of redesigning a customized prototype of an external breast prosthesis through additive manufacturing. The objective of this prosthesis is to achieve a simulation similar to the deformation of a natural breast, at the same time, complying with the principles of Hooke's law, while being able to resist the pressure of the bra. The developed model was obtained from a 3D scan to obtain the shape of the breast in the creation of various prototypes with a gyroid structure with different fill percentages, such as 5%, 7.5%, 10% and 25%, with a thickness of 2 mm, made of 80 A flexible resin. Subsequently, a Shimadzu AutoGrah universal machine was used for compression tests using a maximum load of 200 N, following the ASTM D1621 standard, to evaluate the deformity of the different prototypes. The results obtained indicate that the prototype with 7.5% infill allowed to achieve a deformation with a lower pressure. Finally, optimal printing conditions confirm the reduction of material and 3D printing quality. Likewise, it is shown that the adequate orientation influences the ability to achieve deformations like a natural breast with a 7.5% prosthesis.

Keywords: *External prostheses, additive manufacturing, compression test.*

ÍNDICE GENERAL

RESUMEN	I
<i>ABSTRACT</i>	II
ÍNDICE GENERAL	III
ABREVIATURAS.....	VI
SIMBOLOGÍA	VII
ÍNDICE DE FIGURAS	VIII
ÍNDICE DE TABLAS	XIII
ÍNDICE DE PLANOS	XIV
Capítulo 1.....	1
1. Introducción	2
1.1 Descripción del problema	2
1.2 Justificación del problema.....	3
1.3 Objetivos	4
1.3.1 Objetivo General	4
1.3.2 Objetivos Específicos	4
1.4 Marco teórico	4
1.4.1 Manufactura aditiva.....	4
1.4.2 Fotopolimerización.....	5
1.4.3 Biomateriales	6
1.4.4 Resina flexible 80A	6
1.4.5 Ensayo de compresión.....	6
1.4.6 Caracterización mecánica en prótesis mamarias	7
1.4.7 Cargas multiaxiales generadas por prótesis mamarias	8
1.4.8 Diseño asistido por computadora CAD.....	9

1.4.9	Formato STL para impresión 3D.....	9
1.4.10	Formato STEP en diseño 3D.....	9
Capítulo 2.....		11
2.	Metodología.....	12
2.1	Normativas aplicadas para las prótesis mamarias.....	12
2.2	Criterios empleados para el patrón de relleno de las prótesis.....	13
2.3	Alternativas de solución para la estructura interna.....	13
2.3.1	Alternativa 1: Giroide con 5 % de relleno.....	14
2.3.2	Alternativa 2: Giroide con 7.5 % de relleno.....	16
2.3.3	Alternativa 3: Giroide con 10% de relleno.....	17
2.3.4	Alternativa 4: Giroide con 25% de relleno.....	18
2.4	Diseño externo de la prótesis personalizada.....	19
2.5	Diseño interno de la prótesis e impresión 3D.....	21
2.6	Generación de la estructura del giroide.....	21
2.6.1	Porcentaje de relleno.....	21
2.7	Análisis por elementos finitos de las prótesis.....	22
2.8	Impresión 3D por fotopolimerización.....	25
2.9	Caracterización mecánica mediante ensayo de compresión.....	27
2.9.1	Procedimiento de diseño e impresión 3D para los moldes de la prótesis	27
2.9.2	Procedimiento experimental para las pruebas de compresión.....	28
Capítulo 3.....		30
3.	Resultados.....	31
3.1	Cálculo Teórico de la masa de las prótesis.....	31
3.2	Impresión 3D y validación de las masas según su relleno.....	33
3.3	Mediciones de fuerza ejercida por el sujetador.....	38
3.4	Cálculos de la carga máxima en el seno – prótesis (posición prona)	39

3.5	Fabricación de moldes recto e inclinado	40
3.6	Ensayos de compresión con moldes recto e inclinado: primera sesión 41	
3.7	Ensayos de compresión con molde recto: segunda sesión (área aumentada). 43	
3.8	Validación de resultados simulados con datos experimentales.....	44
3.9	Resultados de la validación de las prótesis mamarias externas por medio de encuesta	48
3.10	Matriz de decisión	49
3.11	Análisis de costos para fabricar prótesis mamarias externas	51
3.12	Análisis de los resultados	52
3.12.1	Análisis de masas e impresiones 3D	53
3.12.2	Análisis de ensayos de compresión (Primera y segunda sesión). 53	
3.12.3	Validación de prótesis mamarias a un grupo de mujeres	55
Capítulo 4	56
4.	Conclusiones y recomendaciones	57
4.1	Conclusiones	57
4.2	Recomendaciones.....	58
BIBLIOGRAFÍA	56
APÉNDICES	60

ABREVIATURAS

ESPOL	Escuela Superior Politécnica del Litoral
ASTM	American Society for Testing and Materials
STEP	Standard for the Exchange of Product DataSSC
STL	Standard Triangle Language (Lenguaje teselado estándar)
CAD	Computer-aided Design (Diseño Asistido por Computadora)
MSP	Ministerio de salud pública
INEC	Instituto Nacional de Censos y estadísticas
UV	Luz Ultravioleta
SLA	Stereolithography (Estereolitografía o Fotopolimerización)
GAN	Generative Antagonistic Network (Red Antagónica Generativa)
MA	Manufactura Aditiva
Globocan	Global Cancer Observatory

SIMBOLOGÍA

mm	Milímetro
cNm	Centi Newton metro
N	Newton
Pa	Pascales
KPa	Kilopascales
m	Metro
g	Gramo
Kg	Kilogramo
m_s	Masa del seno
m_p	Masa de prótesis
ρ_m	Densidad del material
L_0	Longitud inicial
A_0	Área inicial
σ	Esfuerzo
E	Modulo elástico
δ	Deformación ingenieril
P	Presión
V_p	Volumen prótesis
μm	Micrómetro
min	Minutos
°C	Grado Celsius
°	Grado
X, Y, Z	Vector de coordenadas
$\epsilon_x, \epsilon_y, \epsilon_z$	Deformaciones unitarias axiales

ÍNDICE DE FIGURAS

<i>Figura 1.1. Proceso de estereolitografía para imprimir objetos tridimensionales</i>	5
<i>Figura 1.2. Curva de ensayo de compresión</i>	7
<i>Figura 2.1. Diagrama de flujo del diseño de la prótesis</i>	12
<i>Figura 2.2. (a) Giroide al 5%, (b) Vista de corte en el plano ZY, la superficie presenta una estructura menos densa</i>	14
<i>Figura 2.3. (a) Giroide al 7.5%, (b) Vista de corte en el plano ZY, presenta una estructura más sólida y con menos espacios vacíos</i>	16
<i>Figura 2.4. (a) Giroide al 10%, (b) Vista de corte en el plano ZY, presenta una estructura más densa que las anteriores</i>	17
<i>Figura 2.5. Giroide al 25%, (b) Vista de corte en el plano ZY, presenta una estructura más sólida y con menos espacios vacíos</i>	18
<i>Figura 2.6. Corte de color rojo indica la región de mastectomizado del seno, (b) Selección del área para extraer el seno de la paciente</i>	19
<i>Figura 2.7. (a) Se divide en 2 componentes el cuerpo paciente para extraer su seno, (b) Se muestra una copia del seno con cúspides formadas en su contorno</i>	19
<i>Figura 2.8. Región de extracción del seno (a) para el modelamiento de la prótesis; (b) simulación de la mastectomía en la paciente</i>	20
<i>Figura 2.9. (a) herramientas de edición para moldear el diseño externo de la prótesis; (b) modelo de prótesis externa personalizada finalizada</i>	20
<i>Figura 2.10. Propiedades de la prótesis utilizando Fusion 360</i>	22
<i>Figura 2.11. Disposición de elementos FEM (a) para prueba de compresión del sujetador; (b) vista de un mallado local en zonas de aplicación del brasier</i>	23
<i>Figura 2.12. Diferentes casos de la prótesis cuando la presión del sujetador está en (a) posición supina; (b) posición prona</i>	23
<i>Figura 2.13. (a) Se aplica una presión normal a la superficie de la prótesis; (b) se considera el peso de la prótesis; (c) se restringe la estructura interna con un soporte de compresión; y (d) se aplican bordes fijos en el contorno de la prótesis</i>	24

Figura 2.14. Descripción general de los procesos en los que se fabrican las construcciones de capa a capa utilizando SLA.....	26
Figura 2.15. (a) molde inferior cargado em Ultimaker Cura, (b) proceso de extrusión en la Ender.	27
Figura 2.16. Modelo MWG-50KNA de cuñas con capacidad de 50 KN utilizados en el ensayo de compresión.....	28
Figura 2.17. (a) se insertan las placas de compresión sujetas a las cuñas de las mordazas; (b) se ubica la prótesis en la plataforma; (c) se calibra la maquina a 0 N; y (d) se ajusta al límite de la superficie del molde la placa para iniciar el ensayo.	29
Figura 3.1. Modelos de prótesis mamarias con diferentes masas modificando relleno: (a) 5 %, (b) 7.5 %, (c) 10 %, y (d) 25%	32
Figura 3.2. Modelo (a) escalado en Preform; (b) se generan los soportes para dar estabilidad a la prótesis; (c) impresión 3D por fotopolimerización; (d) un primer plano de la fabricación aditiva de la prótesis.....	33
Figura 3.3. (a) Se sumerge la prótesis en alcohol industria por 10 minutos; (b) Se retira todo el fluido restante antes de utilizar la luz UV.....	34
Figura 3.4. Se utiliza la Form cure (a) para que la prótesis alcance sus propiedades mecánicas máximas; (b) y (c) mediante la plataforma giratoria se aplica la luz UV desde todas las direcciones.....	35
Figura 3.5. Se retiran los soportes generados durante la impresión 3D después del proceso de poscurado.	35
Figura 3.6. Resultados de impresiones 3D de cada uno con patrón de relleno (a) 5%, (b 7.5%), (c 10%) y (d) 25% con espesores de pared de 2 milímetros	36
Figura3.7. Se muestran los resultados de las masas con rellenos 5% (a), 7.5% (b), 10% (c), 25% (d) utilizando una balanza electrónica marca Carry.....	37
Figura 3.8. Fuerzas experimentales obtenidas por las voluntarias.....	38
Figura 3.9. Fabricación aditiva de moldes: (a) recto y (b) inclinado.	40
Figura 3.10. Se muestra un molde recto superior sobre una de las prótesis.	40
Figura 3.11. Se muestran las curvas producidas bajo el efecto de la carga de compresión tanto para el molde recto e inclinado.	41

Figura 3.12. Comparativa de resultados entre molde recto e inclinado en la prótesis con 25% y 10 % de relleno.....	42
Figura 3.13. Se muestran las presiones producidas bajo el efecto de la carga de compresión con el molde recto.....	42
Figura 3.14. Resultados de compresión con área aumentada para los 3 prototipos de prótesis.....	43
Figura 3.15. Resultados de presiones con molde recto aumentando el área de contacto sobre la prótesis	43
Figura 3.16. (a) A una presión de 20.77 KPa la prótesis con relleno al 10% se deforma 4.87 mm, (b) se evidencia la deformación producida bajo esa presión.	44
Figura 3.17. (a) A una presión de 28.77 KPa la prótesis con relleno al 25% se deforma 2.45 mm, (b) la deformación experimental se hace evidente al notar que los lados laterales están ligeramente comprimidos.	44
Figura 3.18. (a) A una presión de 2.77 KPa se deforma 0.98 mm, y (b) con una presión de 29.06 KPa se deforma 5.79 mm.	45
Figura 3.19. (a) Fuerza compresión de 16.43 N se deforma 1.34 mm, y (b) con una fuerza de 200 N presenta una deformación de 20.57 mm.....	45
Figura 3.20. (a) Se evidencia una deformación de 1.15 mm con una fuerza de 16.45 N, (b) muestra un desplazamiento de 12.77 mm con una fuerza de 200 N, y (c) se deforma 1.32 mm con una fuerza de 16.45 N.....	46
Figura 3.21. Resultados estadísticos de la pregunta 1.....	48
Figura 3.22. Resultados estadísticos de la pregunta 2.....	48
Figura 3.23. Resultados estadísticos de la pregunta 3.....	49
Figura 3.24. Resultados estadísticos de la pregunta 4.....	49
Figura A 1. Inserto de malla para el modelo de prótesis mamaria externa de un formato STL.....	60
Figura A 2. Reducción de la proporción del mallado.....	61
Figura A 3. Vista de generación de grupos de caras en la superficie del modelo	61
Figura A 4. (a) Combinación de cada grupo de caras en la cara posterior, (b) Combinación de grupos de toda la malla, excepto la cara posterior.....	62

Figura A 5. (a) Parámetros definidos en la conversión de malla a sólido, (b) Modelo de prótesis sólido dividido en 2 grupos de caras.....	62
Figura A 6. Diseño de la estructura de red interna de la prótesis utilizando la función de entramado volumétrico de Fusion 360.....	63
Figura B 1. Dimensionamiento 2D de la creación de los moldes tanto superior e inferior.....	64
Figura B 2. Diagrama de flujo del diseño de flujo de los moldes.....	65
Figura B 3. Diagrama de flujo para determinar el área de contacto del molde superior.....	67
Figura B 4. Diagrama de flujo de impresión 3D por extrusión de los moldes para las prótesis.....	68
Figura C 1. Diagrama de flujo del procedimiento experimental de la deformación elástica de las prótesis.....	70
Figura C 2. Máquina de ensayos universales del laboratorio de sólidos de ESPOL Shimadzu AutoGrah modelo AGS-50kNX.....	71
Figura C 3. Partes de la AGX-50kNX.....	71
Figura C 4. Junta universal superior (UJ) e inferior (LJ) encargadas de sostener las mordazas que apretaran las placas	72
Figura C 5. Números de parte de las juntas.....	72
Figura C 6. Interruptor ON/OFF de la máquina de ensayos.....	72
Figura C 7. Procedimiento de configuración para calibración de la fuerza de prueba	73
Figura C 8. Esquema de conexión de una plantilla de un ensayo de tracción para la maquina AGS-X.....	73
Figura C 9. Procedimiento de configuración para especificar el modo de ensayo de “compresión”.....	74
Figura C 10. Procedimiento de configuración para especificar la velocidad de desplazamiento de la cruceta.....	74
Figura C 11. Procedimiento de configuración para especificar la sensibilidad de rotura a la maquina y que pueda detectar automáticamente cuando falla la prótesis.....	75

Figura C 12. Procedimiento de configuración para especificar el desplazamiento máximo que realizara la cruceta..... 75

ÍNDICE DE TABLAS

<i>Tabla 2.1. Parámetros FEM</i>	25
<i>Tabla 2.2. Postproceso a realizar en la impresión 3D de las prótesis mamarias</i>	26
<i>Tabla 2.3. Parámetros de ensayo de compresión</i>	29
<i>Tabla 3.1. Volúmenes de cada prótesis con su respectivo porcentaje de relleno</i>	31
<i>Tabla 3.2. Resultados reportados de las masas de las prótesis mamarias impresas en 3D</i>	37
<i>Tabla 3.3. Resultados de fuerzas ejercidas sobre el brasier obtenidas experimentalmente por medio de una voluntaria</i>	38
<i>Tabla 3.4. Resultados de cargas máximas aplicadas sobre los diferentes patrones de relleno</i>	39
<i>Tabla 3.5. Resultados comparativos de desplazamiento experimental y simulados</i>	46
<i>Tabla 3.6. Resultados ensayos de compresión con la presión constante de 15 kPa</i>	47
<i>Tabla 3.7. Resultados ensayos de compresión con el desplazamiento constante de 5mm</i>	47
<i>Tabla D 1. Costos por implementación de equipos Formlabs para la fabricación aditiva de las prótesis</i>	77
<i>Tabla D 2. Costo por utilización de un software CAD</i>	78
<i>Tabla D 3. Costos por utilidad de la mano de obra requerida para fabricar los prototipos</i>	78

ÍNDICE DE PLANOS

<i>Plano 1. Dimensiones de placa de compresión</i>	<i>81</i>
<i>Plano 2. Molde recto inferior</i>	<i>82</i>
<i>Plano 3. Molde recto superior</i>	<i>83</i>
<i>Plano 4. Molde inclinado inferior</i>	<i>84</i>
<i>Plano 5. Molde inclinado superior</i>	<i>85</i>

Capítulo 1

1. INTRODUCCIÓN

El cáncer de mama constituye uno de los desafíos más importantes dentro del campo de la salud pública, no solo por el incremento incesante de las tasas de incidencia y mortalidad en las féminas durante las últimas décadas, sino, sobre todo, porque requiere de un plan integral, multisectorial, participativo y sostenible en su tratamiento [1]. Según estadísticas del año 2020, Globocan (Global Cancer Observatory) diagnosticó en Ecuador 3 563 casos emergentes con esta enfermedad y de acuerdo con la organización panamericana de la salud, la tasa de incidencia por cáncer de mama representa un 22.2% de los diferentes tipos de cáncer que se diagnostican en promedio en las mujeres [2].

Ante estas cifras, cuando el cáncer de mama es identificado en sus etapas iniciales, es factible recibir tratamientos a tiempo y también cuidados paliativos. [1]. Según un estudio comparativo, la lumpectomía con radioterapia resultaba ser tan eficaz como la mastectomía total en la reducción del cáncer de mama invasivo [3]. Si bien la mayoría de los casos a menudo se detectan en estado terminal, se puede prevenir mediante un tratamiento de lumpectomía conservando parte de la mama a diferencia de la mastectomía, donde se extrae totalmente el tejido mamario. Por esta razón, después de la mastectomía la mujer puede someterse a un proceso de reconstrucción mamaria que devuelve la forma de la mama utilizando los tejidos del área del cuerpo, no obstante, casi el 50% de las féminas mastectomizadas no se realizaron la reconstrucción mamaria debido a diversos factores económicos, sociales y emocionales. [4]

1.1 Descripción del problema

En la actualidad, existen diversos tratamientos para combatir el cáncer de mama. Según registros del MSP hasta el 2018 gestionaron 1287 casos de cáncer de mamá [5]. Sin embargo, muchos de estos casos requerirán de una mastectomía que dejará una huella física y psicológica. Si bien las pacientes lograrán someterse a una cirugía de reconstrucción mamaria, ellas deciden no someterse a ninguna intervención quirúrgica debido al trauma que la primera les ocasionó. Por esto, prefieren el uso de prótesis mamarias externas unilaterales, que desprecie el impacto visual que la extirpación del seno les causa. Aunque hay prótesis disponibles en el mercado, presentan varios problemas. En primer lugar, su elevado costo dificulta que las pacientes con recursos

limitados puedan acceder a ellas. En segundo lugar, son pesadas e incómodas, lo que afecta la comodidad y el bienestar de las mujeres. Además, estas prótesis no son personalizadas, lo que significa que no se tienen en cuenta aspectos específicos de cada paciente, como la geometría y el tamaño de la cicatriz. Por último, no mantienen una proporción adecuada con un seno sano, lo que puede generar desigualdades visuales.

No obstante, el problema se enfoca en determinar si el diseño de la prótesis con patrón de giroide como relleno propuesto por [6], se va a comportar de manera similar a un seno natural dentro de un brasier. Para ello, se requiere imprimir prototipos con variaciones de porcentaje de relleno que, mediante ensayos de compresión se analiza el comportamiento de deformación y desplazamiento de estos prototipos para alcanzar una deformación natural del seno.

1.2 Justificación del problema

La utilización de fabricación aditiva, también conocida como impresión 3D, ha demostrado ser extremadamente provechosa en situaciones donde la personalización de productos es de suma importancia. Este proyecto se enfoca en resolver los problemas principales que aquejan a las prótesis actuales. Para ello, se propone utilizar escaneos 3D para obtener la forma auténtica del seno de cada paciente, permitiendo así recrear prototipos de prótesis mamarias externas personalizadas mediante la aplicación de la manufactura aditiva. Estos diseños se centrarán en aspectos como el porcentaje de relleno, orientación de impresión, fabricación 3D y ensayos de compresión. Esta caracterización mecánica va a permitir evaluar la rigidez del material y relleno con el que están siendo fabricadas las prótesis cuando se aplica una carga comprimida, lo que permitirá validar un patrón de relleno del prototipo que simule de manera similar la deformación de un seno natural y responda ante cargas menores. Posteriormente, a través de una segunda validación con un grupo de mujeres encuestadas, se presentarán todos los prototipos impresos en 3D para que determinen cuál de ellos se asemeja más en cuanto a sensación al tacto de un seno natural.

1.3 Objetivos

1.3.1 Objetivo General

Rediseñar un prototipo de prótesis mamaria externa personalizada en base a la comparación de resultados obtenidos en ensayos de compresión en diferentes prototipos para determinar si las prótesis soportan la carga aplicada por el brasier.

1.3.2 Objetivos Específicos

1. Generar archivos 3D de prótesis mamarias externas basados en datos de escaneo 3D.
2. Crear mediante Manufactura aditiva prototipos de prótesis mamarias con diferentes rellenos.
3. Aplicar fuerzas de compresión en diferentes direcciones a los prototipos para obtener resultados de deformación máxima admisible.
4. Comparar resultados obtenidos de los diferentes prototipos para rediseñar el modelo de la prótesis mamaria.

1.4 Marco teórico

1.4.1 Manufactura aditiva

La manufactura aditiva se refiere al proceso de fabricación de componentes físicos a partir de un programa de diseño asistido por computadora 3D (CAD), proceso con el que se permite imprimir capa por capa estructuras y objetos tridimensionales complejos mediante la deposición de un material en específico con que la pieza debe ser elaborada, y a diferencia de los procesos de fabricación sustractivos, los objetos fabricados por MA pueden ser complejos y orgánicos, pero optimizan diversos procesos industriales que los convencionales [7].

Si bien la manufactura aditiva reemplaza los procesos de mecanizado convencionales [7]. La impresión tridimensional, puede producir productos acabados, con todos sus componentes, totalmente ensamblados e impulsado por un modelo digital computarizado. Además, se utilizan principalmente 3 tres tecnologías, las cuales son: la sinterización selectiva por láser; modelado por deposición fundida; y, la estereolitografía [8].

1.4.2 Fotopolimerización

La fotopolimerización fabrica piezas tridimensionales al solidificar selectivamente la resina líquida a través de una reacción de fotopolimerización, que se desencadena por la radiación ultravioleta, debido que en su lugar tiene contenido un baño de monómeros líquidos, oligómeros, y foto iniciadores [9]. Además, se utiliza la proyección de luz ultravioleta para lograr impresiones de resina foto curable con la capacidad de imprimir diminutos voladizos sin soporte que dan como resultado menos post procesamiento, geometrías más dóciles y enrevesados [10].

El proceso de estereolitografía comienza con: la selección de resina líquida, generación tridimensional del objeto, conversión del CAD en archivo (STEP) a un archivo de lenguaje teselado estándar (STL) que representará cada faceta triangular mediante coordenadas, escaneo láser tridimensional enfocado sobre la superficie de la resina para curar la resina irradiada, impresión capa por capa del objeto 3D a una sola exposición UV, traslación mecánica de la parte curada separada de la superficie del tanque de resina; y, el post procesamiento del objeto (SLA) sumergido en alcohol isopropílico para erradicar las imperfecciones de resina no curada en la superficie del objeto. Además, se debe eliminar las estructuras de soporte mediante un trabajo de lijado y pulido durante el proceso de post curado para mejorar las propiedades mecánicas del objeto impreso [9].

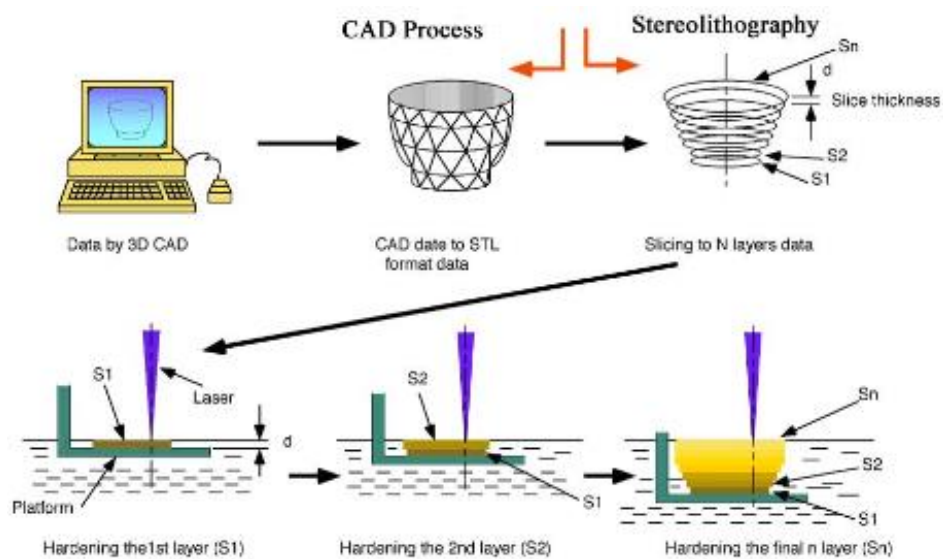


Figura 1.1. Proceso de estereolitografía para imprimir objetos tridimensionales

Nota. La figura 1.1 fue extraída de [11].

1.4.3 Biomateriales

Los biomateriales están centralizados en la manufactura de componentes, objetos y sistemas de bioingeniería médica para formar parte de la estructura de los tejidos del ser humano; por ende, deben ser biocompatibles. Los biomateriales pueden ser de origen artificial como: metales, cerámicos y polímeros [12]. Por esta razón, las prótesis mamarias estarán manufacturadas con un elastómero, que permita imprimir piezas rígidas con una flexibilidad asemejada al de los polímeros.

1.4.4 Resina flexible 80A

La resina flexible 80A, es un material elástico con durómetro de 80 A frente a la goma elástica más utilizada en neumática. Es implementado en la producción de objetos que se deforman con facilidad, simulando flexibilidad semejante a los termoplásticos. Para la fabricación de las prótesis mamarias se empleará este material, debido a que combina la flexibilidad y resistencia para resistir los esfuerzos de flexión y compresión, y es ideal para la ejecución de pruebas de ensayos mecánicos. Según la norma ASTM (ASTM-D883), nos indica como un material flexible incorpora las propiedades mecánicas semejantes a un polímero por su alta maniobrabilidad en elasticidad y fabricación de elementos dentro de la industria.

1.4.5 Ensayo de compresión

Un ensayo de compresión se emplea para obtener información relevante sobre la resistencia mecánica; por ende, se somete cualquier probeta a una fuerza mono axial negativa, que va aumentando progresivamente, y se va midiendo respectivamente las deformaciones [13]. Así mismo al representar gráficamente el esfuerzo real contra la deformación unitaria real se refleja con mayor exactitud el comportamiento del material. Sin embargo, los ingenieros, tienen la autonomía de determinar si una carga P produce un esfuerzo y una deformación aceptable en un elemento dado, empleando un diagrama basado en las ecuaciones de esfuerzo y deformación ingenieril. El esfuerzo ingenieril viene dado por:

$$\sigma = \frac{P}{A_0} \quad (1.1)$$

Donde: P es la carga aplicada, y A_0 área inicial de sección transversal de la probeta.

Y la deformación unitaria ingenieril ϵ es

$$\epsilon = \frac{\delta}{L_0} \quad (1.2)$$

Donde: δ es la deformación longitudinal, y L_0 la longitud inicial de la probeta.

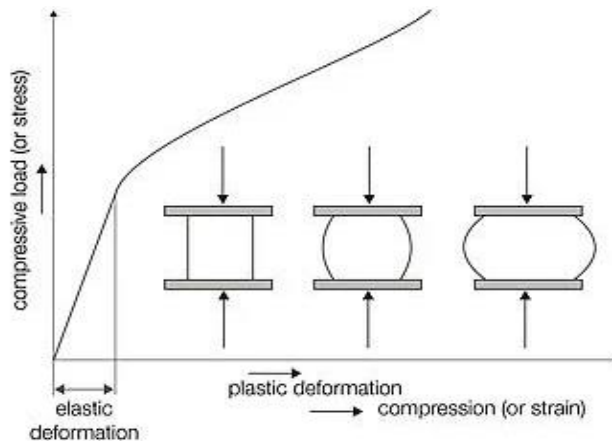


Figura 1.2. Curva de ensayo de compresión

Nota. La curva descrita en la figura 1.2 fue extraída de la fuente de [14]

1.4.6 Caracterización mecánica en prótesis mamarias

Las propiedades mecánicas del tejido mamario, generalmente se representan con características elástica para la analizar la deformación del tejido [15]. Aunque, la información proporcionada por algunos investigadores sobre el comportamiento mecánico hiperelástico de los tejidos mamarios es casi limitada, se han centrado en la medición del módulo elástico a través de un ensayo de compresión para determinar el comportamiento elástico de las prótesis semejantes a las características propias del seno natural [16]. Si bien el módulo de Young, E , incumbe en la relación entre la deformación longitudinal en la dirección de la carga axial (deformación, ϵ) y la respuesta a la carga aplicada (esfuerzo, σ). Esta permite cuantificar la rigidez de la estructura flexible ante una carga aplicada, y se puede determinar a través de la pendiente de la curva tensión – deformación, considerando únicamente la región elástica como análisis en la deformación de las prótesis mamarias.

Por otra parte, algunos estudios demuestran, que los tejidos blandos presentan un comportamiento elástico con características lineales, casi incompresibles e isotrópicos [17]. La incompresibilidad se produce por la alta presencia de fluidos contenidos en los tejidos mamarios, confieren una relación de Poisson experimental

de 0,495 [16]. En efecto, los tejidos mamarios pueden caracterizarse mecánicamente empleando el módulo de Young únicamente, independiente de la geometría y de las condiciones de contorno, debido que dependen solo de las propiedades del material, siendo estas estipuladas bajo condiciones de compresión cuasiestáticas, que corresponde a un nivel de excitación de baja frecuencia [18]. En consecuencia, un modelo matemático para aproximar el módulo de Young del material viene dado por

$$E = \frac{2(1 - \nu^2) \sigma a_c}{\delta_{max}} \quad (1.3)$$

Donde: E es el módulo elástico, ν es la relación de Poisson, σ es la fuerza por unidad área, a_c es el área cargada, y δ_{max} es el desplazamiento máximo en la dirección de la carga.

1.4.7 Cargas multiaxiales generadas por prótesis mamarias

Una de las principales características en el diseño de las prótesis, es analizar las direcciones de las deformaciones y distribuciones de esfuerzos. A partir de elementos sometidos a cargas multiaxiales, que actúan en direcciones tridimensionales y que producen esfuerzos normales σ_x , σ_y y σ_z , se pueden denotar las componentes de las deformaciones ϵ_x , ϵ_y y ϵ_z en términos de las componentes de los esfuerzos [19]. Sin embargo, el principio de superposición establece que una carga combinada puede analizarse de manera independiente a los efectos que estas cargas generan sobre la superficie, satisfaciendo las siguientes condiciones: (1) Las cargas que actúan sobre el cuerpo deben estar relacionadas linealmente a cada efecto; es decir, no deben sobrepasar el límite elástico del material. (2) La deformación resultante de cualquier carga dada deber ser diminuta y no afectar las condiciones de aplicación de las otras cargas [19]. Al combinar los resultados, se concluye que las componentes de deformación correspondientes a la carga multiaxial son:

$$\epsilon_x = \frac{1}{E} (+\sigma_x - \nu\sigma_y - \nu\sigma_z) \quad (1.4)$$

$$\epsilon_y = \frac{1}{E} (-\nu\sigma_x + \sigma_y - \nu\sigma_z) \quad (1.5)$$

$$\epsilon_z = \frac{1}{E} (-\nu\sigma_x - \nu\sigma_y + \sigma_z) \quad (1.6)$$

Por otro lado, las ecuaciones mencionadas anteriormente se interpretan como la ley de Hooke generalizada para cada carga multiaxial que actúe dentro de un material

isotrópico, entonces los resultados obtenidos deben ser válidos solo si los esfuerzos no exceden el límite de proporcionalidad, y en tanto las deformaciones involucradas sean lo más diminutas posible. [19]

1.4.8 Diseño asistido por computadora CAD

El diseño asistido por computadora CAD, es una herramienta computacional, que permite crear, reformar, examinar y representar gráficos bidimensionales y tridimensionales. Sin embargo, los modelos que se generan presentan una complejidad de formas en su etapa de diseño. Por lo tanto, se recomienda utilizar un método de red antagónica generativa (GAN) para simplificar los modelos CAD 3D de piezas mecánicas. [20]

1.4.9 Formato STL para impresión 3D

Por sus siglas en inglés se denomina Standard Transform Language, que es el formato con el que se transforma un diseño tridimensional para entrar a su etapa de impresión 3D, además, el modelo STL es matemáticamente cortado en capas que son paralelas al plano horizontal de la base del modelo, y cada corte representa una sección transversal del mismo, cuyo espesor es la distancia entre las capas que se producen. Si bien este formato tiene la capacidad de formar cualquier tipo de modelo con un número infinito de esquinas, se genera utilizando el proceso de teselación con una cantidad de triángulos descritos en los 3 ejes (X, Y, Z) por cada uno de los vértices y con un vector unitario [21].

1.4.10 Formato STEP en diseño 3D

El formato STEP es una representación completa de la información del producto, independientemente del cualquier otro formato nativo. Este formato transfiere información geométrica, que se adquiere durante todo el ciclo de vida del producto [22]. Un archivo STEP consiste en 3 tipos de datos: descriptivo, geométrico y topológico, por lo que, es dividido en 2 secciones principales: Header section, que es el almacenamiento de la información traducida de la extensión STEP y data section, que consiste en las definiciones de entidades geométricas y elementos topológicos como caras, límites y bucles [22].

Capítulo 2

2. METODOLOGÍA

Esta sección proporciona una descripción exhaustiva de todo el procedimiento de diseño de las prótesis mamarias externas. Esto incluye desde los estándares de control de calidad hasta la fabricación aditiva y validación de ensayos de compresión. Todo este proceso está representado en detalle en la figura 2.1.

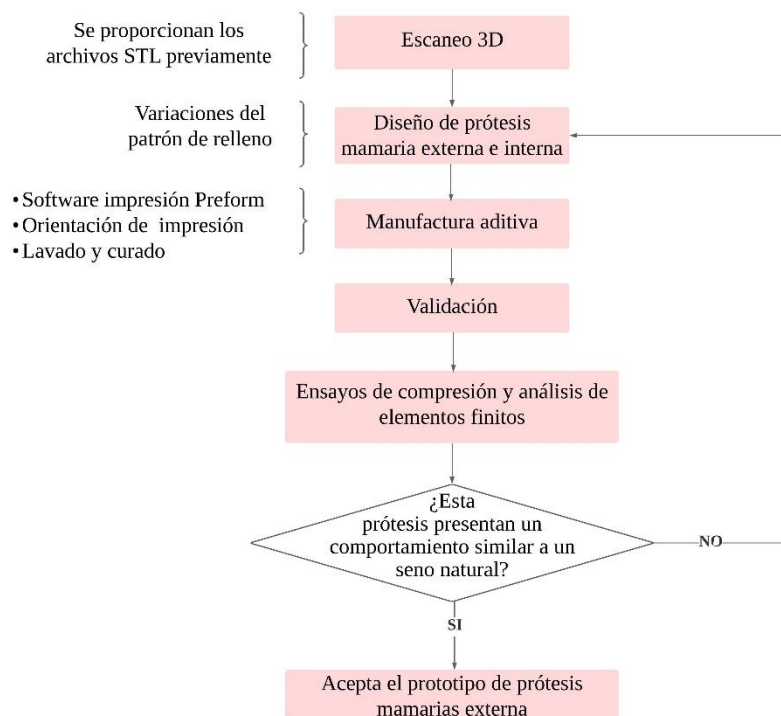


Figura 2.1. Diagrama de flujo del diseño de la prótesis

2.1 Normativas aplicadas para las prótesis mamarias

ISO 9001: Define parámetros estratégicos de mejoramiento de la Gestión de Calidad, que define si es un producto confiable y proporciona bases sólidas en el desarrollo sostenible. [23]

ISO 14001: Define los lineamientos de Gestión de medio ambiental para mitigar los impactos ambientales producidos por la generación de residuos. [24]

ISO 14971:2019: Esta norma proporciona parámetros para un mayor control de la gestión de riesgos vinculados con el uso de dispositivos médicos. [25]

NTE INEN-ISO 22523: Define los requisitos y métodos de ensayos, que se deben realizar en las prótesis de miembros y órtesis externas para validar los productos médicos en cuestiones sanitarias en la aplicación de materiales a utilizar. [26]

ASTM D1621: Es una norma que permite determinar las propiedades de compresión de materiales celulares rígidos, principalmente de plásticos y elastómeros. Los resultados que se obtienen mediante este ensayo son la resistencia a la compresión, deformación por compresión y módulo de elasticidad. [27]

2.2 Criterios empleados para el patrón de relleno de las prótesis

En el proceso de diseño de las prótesis mamarias externas, se definieron cualidades para evaluar las diversas alternativas de solución de la estructura interna del modelo, con la finalidad de asemejarse a un seno saludable. Además, se seleccionará el diseño que cumpla con todos los parámetros establecidos respectivamente. Si bien este proyecto es de ámbito experimental, no se podrá establecer aún la matriz de decisión en esta sección hasta obtener previamente los resultados de cada una de las prótesis. De esta manera, los criterios que se tomarán en cuenta posteriormente para su selección son:

1. **Peso:** Se busca asemejarse lo más cercano posible la prótesis a un seno sano.
2. **Comportamiento mecánico:** Es el comportamiento que tendrá las prótesis una vez sujeta al brasier, tal que la deformación sea similar a un seno saludable.
3. **Tiempo de fabricación:** Es la cantidad de horas que la Form 2 deposita material hasta el post procesamiento del acabado del modelo.
4. **Biomimética:** Se refiere a imitar el modelo natural del seno con la fabricación aditiva de las prótesis para resolver los problemas de apariencia física que sienten las mujeres con su cuerpo. Esto será analizado por mujeres exclusivamente por medio de una encuesta probando las diferentes alternativas de solución.

2.3 Alternativas de solución para la estructura interna

En base a las propuestas argumentadas en la tesis anterior, descrita por [6], se sugirió utilizar patrón de relleno, que tienen la capacidad de deformarse elásticamente ante una carga aplicada. Por esta razón, se proponen 4 alternativas de solución con este patrón.

2.3.1 Alternativa 1: Giroide con 5 % de relleno

Esta propuesta se centra en reducir el porcentaje de relleno a un 5% con un espesor de 2 mm. De modo que, los orificios generados permitan generar la flexibilidad casi semejante a la de un tejido mamario.

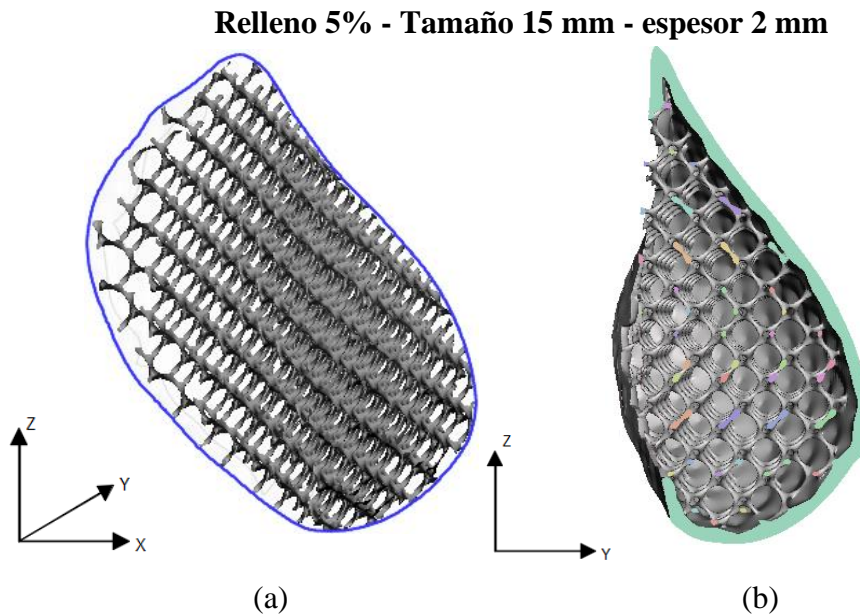


Figura 2.2. (a) Giroide al 5%, (b) Vista de corte en el plano ZY, la superficie presenta una estructura menos densa

2.3.1.1 Fortalezas y debilidades de la alternativa 1

Fortalezas

- El modelo presenta características de flexibilidad con una reducción del porcentaje de infill, lo que permitirá deformarse elásticamente.
- Tendrá una optimización de recursos de material al debido a la distribución de la celda proporcionada.
- Presenta una reducción de costos en la utilización de resina flexible 80A, puesto que no se utiliza una alta cantidad de material en la fabricación del modelo.
- El tiempo de fabricación es muy reducido; además, la etapa de posprocesamiento es mucho más fácil de eliminar las imperfecciones que se

producen en la cavidad del modelo debido al espacio que se origina en las celdas para eliminar restos de residuos de material.

Debilidades

- Al ser un prototipo con una estructura muy fina, puede presentar fisuras debido a la constante la manipulación de este.
- Al disminuir el porcentaje de relleno las uniones del entramado volumétrico presentan características de diminutas aberturas, lo que podría impedir una adecuada fabricación aditiva del modelo.

2.3.1.2 Aspectos de carácter general de la alternativa 1

1. **Aspectos globales:** Esta alternativa puede ser aceptada y replicada por otras organizaciones mundiales dedicadas a la fabricación de prótesis mamarias.
2. **Aspectos Ambientales:** Esta propuesta genera una diminuta cantidad de desechos sólidos en su estructura, ya que gran parte de los residuos se encuentra en estado líquido, el cual podrá reutilizarse antes que el material se cure.
3. **Aspectos Económicos:** El biomodelo puede ser accesible a mujeres de escasos recursos económicos, debido a que se utiliza menor cantidad de material en la fabricación.
4. **Aspectos de Salud:** Evalúa los estragos psicológicos de los pacientes con el fin de remediar la desvalorización de la imagen corporal con la implementación de esta prótesis.
5. **Aspectos Sociales:** El modelo debe estar sujeto con las tendencias sociales actuales para ser aceptado o no ante la sociedad.
6. **Aspectos de Seguridad y bienestar:** Se pretende elevar la autoestima de las pacientes con el uso de la prótesis, devolviéndoles así la seguridad de sentirse cómodas así mismas.
7. **Aspectos Culturales:** Es un factor que influye en sociedades locales, cuyas culturas pueden aceptar o no el prototipo, y puede verse alterada por sus costumbres.

2.3.2 Alternativa 2: Giroide con 7.5 % de relleno

Se propuso un diseño interno con un porcentaje de relleno mayor que el anterior para analizar el comportamiento de la deformación del prototipo de prótesis en comparación a la alternativa 1.

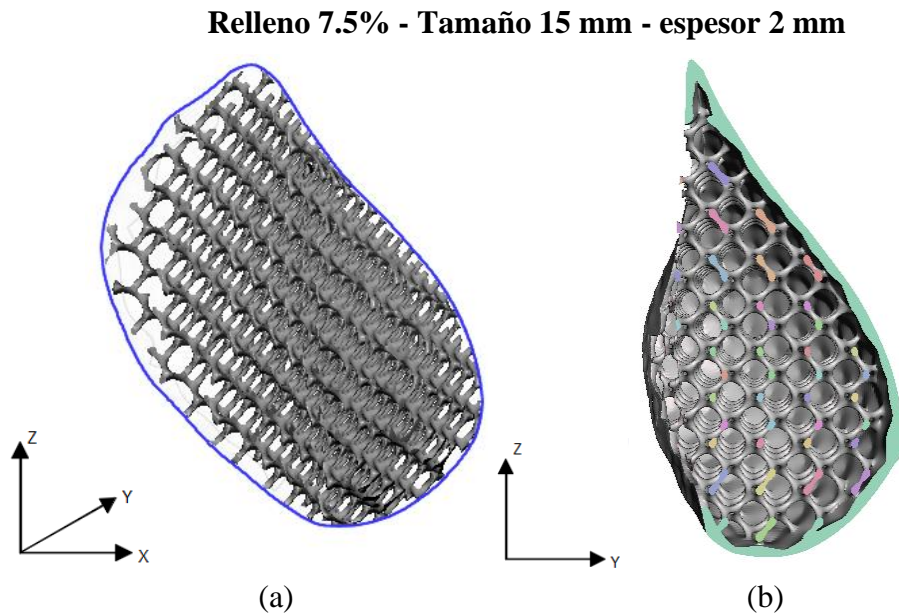


Figura 2.3. (a) Giroide al 7.5%, (b) Vista de corte en el plano ZY, presenta una estructura más sólida y con menos espacios vacíos

2.3.2.1 Fortalezas y debilidades de la alternativa 2

Fortalezas

- Presenta excelente deformación debido a su estructura y a la reducción del espesor de pared.
- No se producen fisuras con tanta facilidad como la anterior.

Debilidades

- Su tiempo de fabricación es más prolongado por más relleno aplicado.
- Se produce una cantidad ligera más de desechos de material en comparación a la prótesis anterior.
- La prótesis no ven afectadas por la rigidez del material, y no se verá notablemente a un seno real.

2.3.2.2 Aspectos de carácter general de la alternativa 2

1. **Aspectos globales:** El diseño puede no resultar del interés de la mujer, lo que representaría un decrecimiento en la comercialización y producción del prototipo debido al peso de las prótesis.
2. **Aspectos Económicos:** Tendría un precio ligeramente alto, debido a que se requiere una cantidad mayor de material para la fabricación.
3. **Aspectos ambientales:** Al utilizar una cantidad considerable de material, se procesa una diminuta cantidad de desechos sólidos.
4. **Aspectos de Salud:** Se debe realizar limpieza del prototipo periódicamente, ya que la acumulación de sudor provocaría de acumulación de bacterias.

2.3.3 Alternativa 3: Giroide con 10% de relleno

Se propuso una estructura más rígida con una capacidad de deformación elástica muy reducida por el aumento del porcentaje de solidez en la estructura interna.

Relleno 10% - Tamaño 15 mm - espesor 2 mm

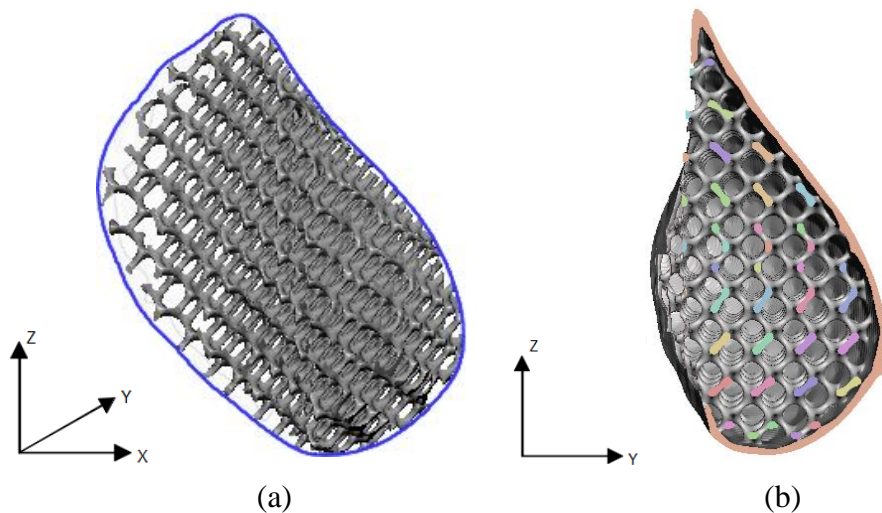


Figura 2.4. (a) Giroide al 10%, (b) Vista de corte en el plano ZY, presenta una estructura más densa que las anteriores

2.3.3.1 Fortalezas y debilidades de la alternativa 3

Fortalezas

- Presentan características aún de deformación y es altamente rígido para someterlas a mayores cargas.
- Se generan soportes de impresión adecuados debido a sus celdas gruesas.

Debilidades

- La prótesis aún no alcanza el peso deseado como el de un seno natural.
- Su deformación es muy diminuta y no se compara a las características propias de un seno real.

2.3.3.2 Aspectos de carácter general de la alternativa 3

1. **Aspectos Globales:** Se refiere como el modelo influye de manera internacional con la fabricación de este prototipo.
2. **Aspectos Económicos:** Estas prótesis tienen un impacto negativo en el costo de fabricación, esto debido al tiempo de impresión.
3. **Aspectos Ambientales:** Se evalúa la cantidad de desechos sólidos que se generan por la fabricación aditiva del modelo.
4. **Aspectos de Seguridad y bienestar:** Puede que esta prótesis no sean la adecuada, debido al peso que las mujeres sentirán al utilizarlas; por lo que, presentarían incomodidad.

2.3.4 Alternativa 4: Giroide con 25% de relleno

Se propuso una estructura más rígida con una capacidad de deformación elástica muy reducida por el aumento del porcentaje de solidez en la estructura interna.

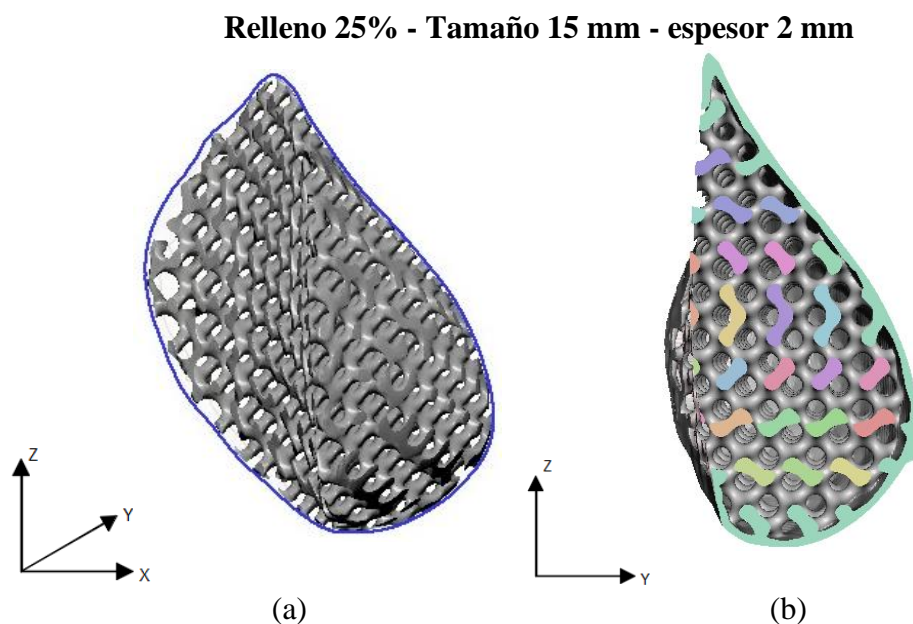


Figura 2.5. Giroide al 25%, (b) Vista de corte en el plano ZY, presenta una estructura más sólida y con menos espacios vacíos

2.4 Diseño externo de la prótesis personalizada

Inicialmente se proporcionan los escaneos 3D de las pacientes con sus senos saludables, donde se procede a importar un escaneo 3D al programa de Meshmixer para utilizar la herramienta “select” y activar la opción de lazo cerrado para seleccionar el seno izquierdo de la paciente, tal que simule una zona mastectomizada como se muestra en la figura 2.6.

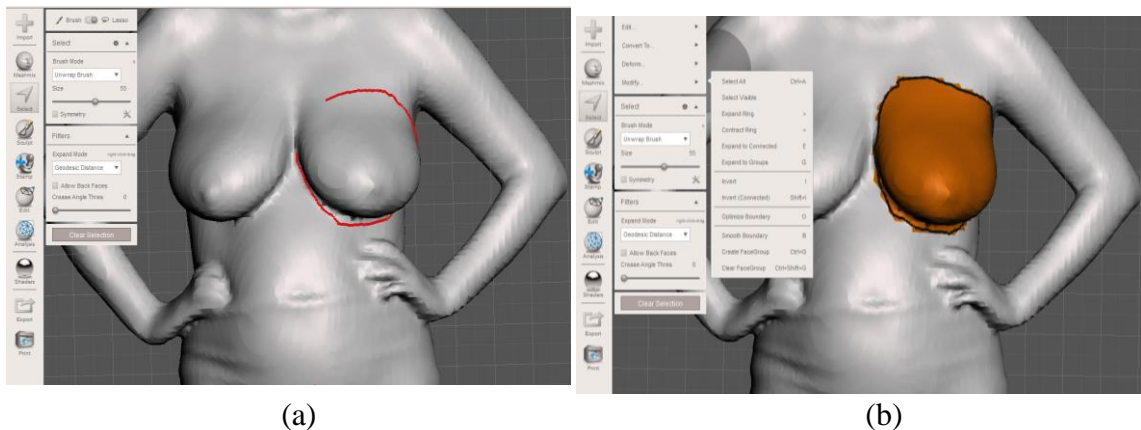


Figura 2.6. Corte de color rojo indica la región de mastectomizado del seno, (b) Selección del área para extraer el seno de la paciente

Luego, se separa el seno de la parte del cuerpo, usando la opción de “separate” (tecla Y) para crear una copia de ese seno con la finalidad de simular la mastectomía y con moldear el seno extraído de la paciente para realizar el diseño externo de la prótesis, ver figura 2.7.

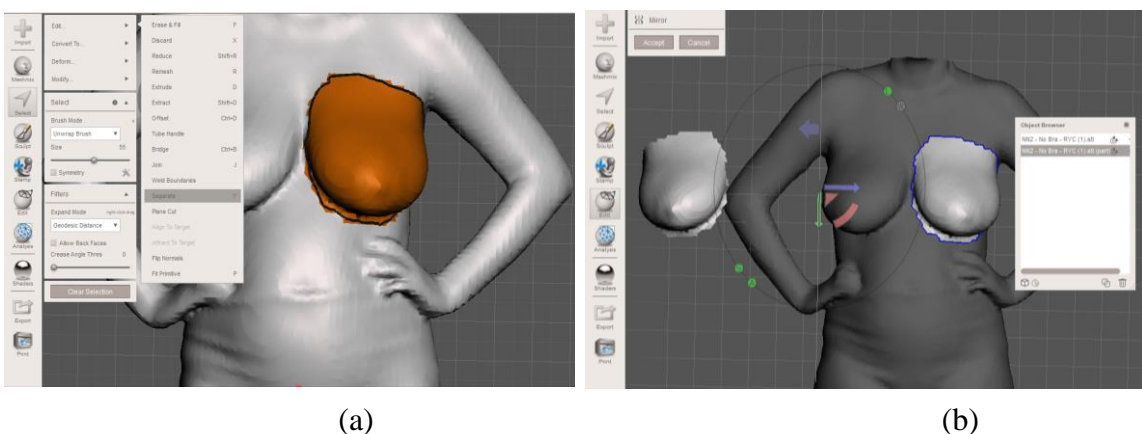
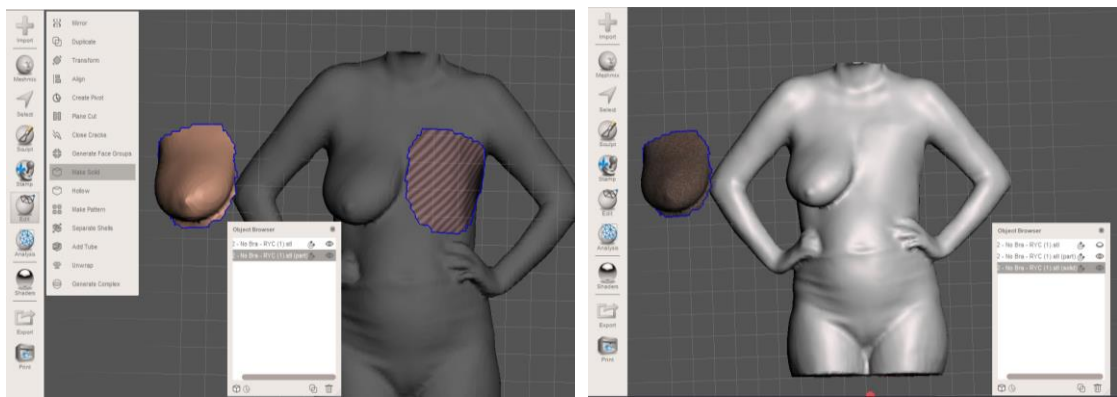


Figura 2.7. (a) Se divide en 2 componentes el cuerpo paciente para extraer su seno, (b) Se muestra una copia del seno con cúspides formadas en su contorno

A continuación, se utiliza las demás funcionalidades de edición como “Make solid” para convertir primeramente el cuerpo en sólido; y luego, se oculta esa sección para transformar en solido la parte de extracción del seno derecho, tal como se muestra en la figura 2.8.

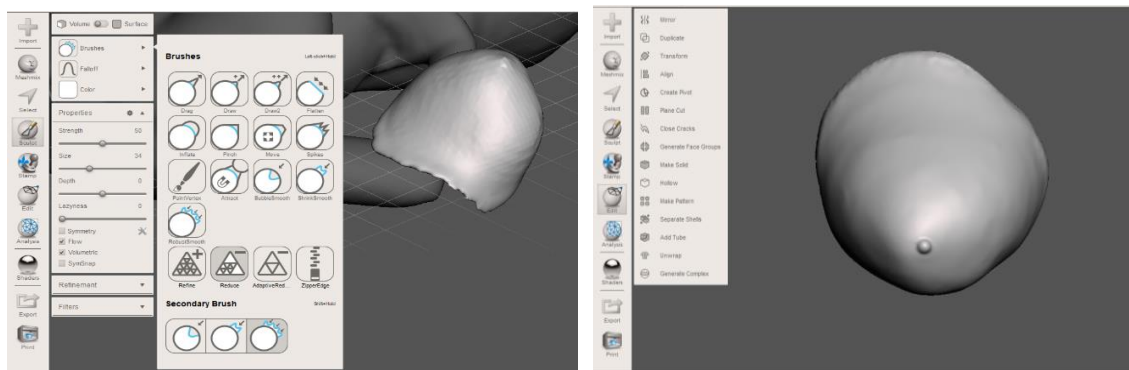


(a)

(b)

Figura 2.8. Región de extracción del seno (a) para el modelamiento de la prótesis; (b) simulación de la mastectomía en la paciente

Luego, se realiza un suavizado del modelo del seno para eliminar las cúspides formadas por el corte con la herramienta de Adaptive reduce. En la figura 2.9 a se utiliza la opción de “spikes” para darle un contorno adecuado a los bordes de la prótesis. Finalmente, se un refinamiento de malla al modelo con la opción “Remesh” (tecla R) para eliminar aberturas formadas por el proceso de edición para darle un acabado final a la prótesis, como se muestra en la figura 2.9 b.



(a)

(b)

Figura 2.9. (a) herramientas de edición para moldear el diseño externo de la prótesis; (b) modelo de prótesis externa personalizada finalizada

2.5 Diseño interno de la prótesis e impresión 3D

Una vez eliminadas las imperfecciones del modelo se exporta el formato STL de la parte del seno mamario a un formato de archivo CAD (Fusion 360) para insertar el biomodelo en una herramienta de mallado con la finalidad de generar cuerpos de caras y combinarlos en la cara posterior de la prótesis. Luego, se selecciona todos los grupos de caras y se suprime el grupo de caras combinados para dividir en 2 cuerpos el mallado con el objetivo de utilizar la herramienta de entramado volumétrico en la generación del giroide de la cara posterior del modelo.

Por otro lado, definido esos parámetros se crea un refinamiento de malla alto para generar la estructura interna en un sólido, que después será convertida en formato STL para eliminar las diminutas hendiduras formadas en el proceso del mallado. En definitiva, el diseño de la estructura interna del modelo de la prótesis se detalla en el apéndice A.

2.6 Generación de la estructura del giroide

En esta sección se describe la utilización del giroide como patrón de relleno. La implementación de la estructura interna permitió erradicar los efectos de anisotropía, facilitando así la flexibilidad de la prótesis con un nivel de porcentaje de relleno adecuado para disminuir el peso de la prótesis y optimizar la cantidad de material en el proceso de fabricación.

2.6.1 Porcentaje de relleno

Si bien una de las características principales en el diseño de la prótesis es asemejarla al peso de un seno saludable, estudios han proporcionado valores estándares del peso mamario de las mujeres con una masa promedio de 545.4 g [28]. Sin embargo, si se iguala la masa del seno con la masa de la prótesis, tal como describe en la ecuación 2.1, se puede relacionar la densidad del material con el volumen de la prótesis, como se muestra en la muestra en la ecuación 2.2.

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

Donde m_s : masa del seno, m_p : masa de la prótesis

Asu vez la masa de la prótesis puede expresarse en términos de la densidad del material que el fabricante proporciona y el volumen de la prótesis.

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

Sin embargo, ese volumen se obtiene por medio de Fusion 360, ver figura 2.10.



Figura 2.10. Propiedades de la prótesis utilizando Fusion 360

2.7 Análisis por elementos finitos de las prótesis

El software de elementos finitos de ANSYS 2022 R1 se utiliza para simular una presión de compresión normal a la superficie de las prótesis mamarias. Además, estudios sugieren que la presión de confort del sujetador deportivo en diferentes puntos del brasier está en un rango de 1.56 a 3.92 KP_a y difieren tipos de seno [29], [30],[31]. El análisis de elementos finitos puede tener en cuenta diferentes aspectos que se pueden considerar en el modelo, los cuales son:

- 1) **Geometría:** se modela la forma de la prótesis mamaria, teniendo en cuenta su tamaño, forma, espesor y posición para después ser importada al SpaceClaim.
- 2) **Materiales:** se asignan propiedades mecánicas para representar el comportamiento del material utilizado en las prótesis mamarias. Esto puede incluir propiedades elásticas, como el módulo de elasticidad y el coeficiente de Poisson, así como propiedades relacionadas con la resistencia ultima a la tensión.

- 3) **Mallado:** Se establece un mallado tetraédrico, como se describe en la figura 2.11 a; y, la figura 2.11b muestra un refinamiento de malla en la zona de colocación del brasier. En la tabla 2.1 se muestran los parámetros utilizados durante el FEM.

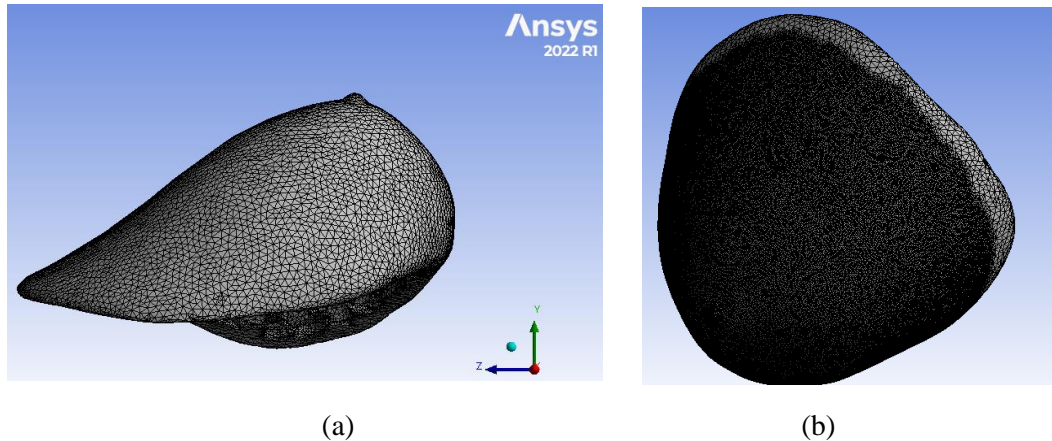


Figura 2.11. Disposición de elementos FEM (a) para prueba de compresión del sujetador; (b) vista de un mallado local en zonas de aplicación del brasier

- 4) **Cargas:** se aplican cargas estáticas a las prótesis con el propósito de imitar diversas situaciones, tal como se ilustra en la figura 2.12. En particular, se utilizó la presión ejercida por los moldes explicada en la sección 2.9.1. La figura 2.12b, se añadió la carga correspondiente al peso del torso, que se consideró como el 25% del peso promedio de una mujer. Según la tabla proporcionada por [32], se tomó un peso promedio de 70 kg para análisis de la deformación de la prótesis.

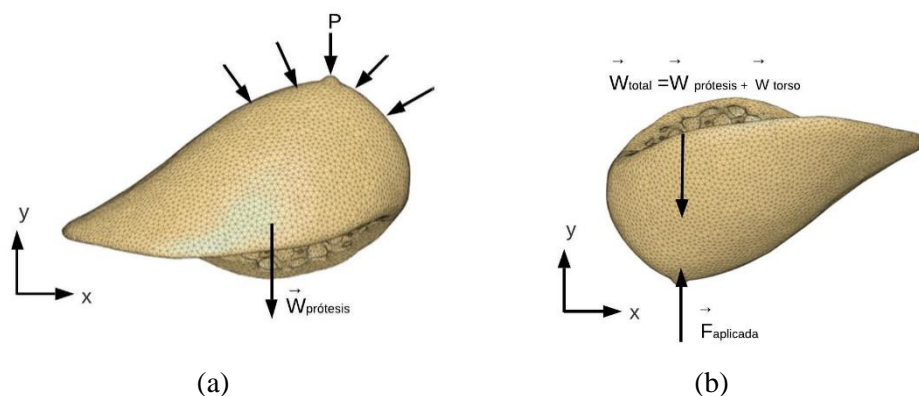


Figura 2.12. Diferentes casos de la prótesis cuando la presión del sujetador está en (a) posición supina; (b) posición prona

5) **Restricciones:** En la figura 2.13, se aplican restricciones a los bordes de la prótesis para simular que está fijada a la pared torácica, mientras que, para la estructura interna, se restringe con " soporte de compresión fija"; además, se considera la presión que ejerce el sujetador y el peso de la prótesis. Una vez que se ha construido el modelo FEM (Método de Elementos Finitos), los resultados obtenidos incluyen información de deformaciones experimentados por la prótesis.

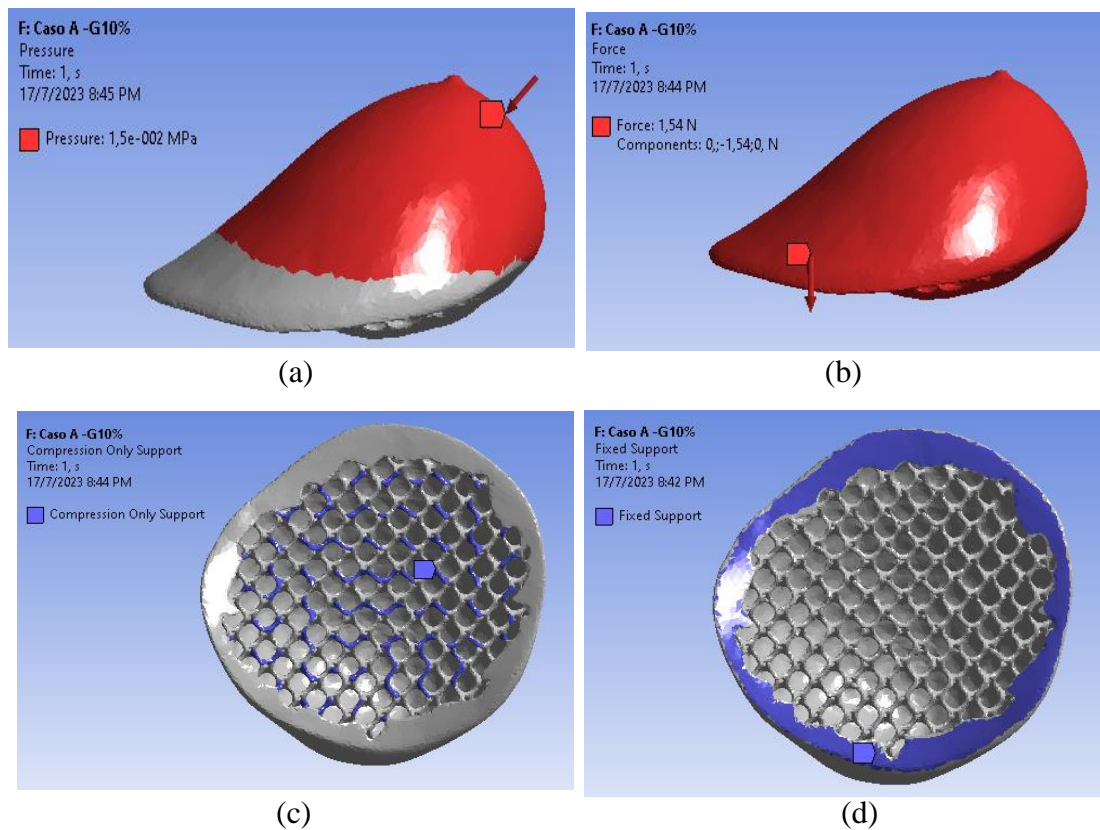


Figura 2.13. (a) Se aplica una presión normal a la superficie de la prótesis; (b) se considera el peso de la prótesis; (c) se restringe la estructura interna con un soporte de compresión; y (d) se aplican bordes fijos en el contorno de la prótesis

En la tabla 2.1 se presentan los parámetros empleados en el proceso de análisis de elementos finitos para las prótesis, variando el porcentaje de relleno en cada caso.

Parámetros	Valores
Presión	Depende de la fuerza entre el área de contacto del molde
Relación de poisson	0,30
Módulo de Young	5,30 MPa
Densidad resina flexible 80 A	1,06 g/cm ³
Tamaño del elemento	1 mm
Tipo de elemento	tetraédrico
Tipo de ensayo	Compresión
Condiciones de borde	Fixed support / compression only support

Tabla 2.1. *Parámetros FEM*

2.8 Impresión 3D por fotopolimerización

El proceso de fabricación aditiva de las prótesis mamarias inicia a partir de los datos importados de un archivo CAD a STL. Una vez cargado el archivo a un software de impresión 3D se configura el tipo de material a resina flexible 80 A. Luego, se procede a escalar el modelo a 0.70 en las 3 direcciones X, Y, Z con la finalidad de no sobrepasar el espacio disponible de la FORM. para generar los soportes. Al iniciar la impresión por estereolitografía, se vierte resina en un depósito y cuando la plataforma desciende entra en contacto con ese fluido dejando una primera capa de espesor; además, los galvanómetros dirigen el láser UV en la parte inferior del depósito para solidificar la resina de 100 µm de espesor de capa que se forma en la base, tal como se describe en la figura 2.13. Al final del proceso, se retira la prótesis de la base para llevar a cabo el lavado en 2 ciclos utilizando alcohol industrial en la máquina form wash. Esto permite eliminar completamente la resina restante, con un tiempo establecido de 15 minutos para cada ciclo de lavado. Luego, se realiza un poscurado, utilizando luz ultravioleta para eliminar el exceso de humedad. En este paso, se definen los parámetros de temperatura y tiempo necesarios para lograr una curación completa de la prótesis. Finalmente, se procede a retirar los soportes generados durante la impresión 3D

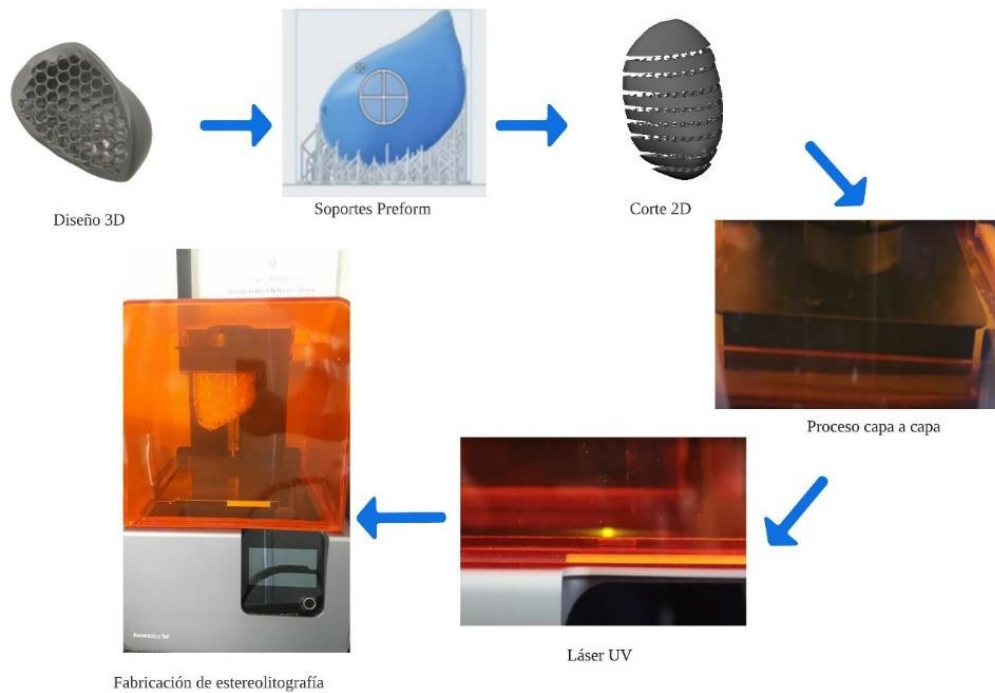


Figura 2.14. Descripción general de los procesos en los que se fabrican las construcciones de capa a capa utilizando SLA.

La tabla 2.2 proporciona un desglose exhaustivo de los tiempos y métodos necesarios para llevar a cabo de manera precisa la fabricación aditiva de las prótesis mamarias.

Proceso	Tiempo (min)	Método
Lavado de piezas sobre plataforma de impresión	20	Rociar
Lavado de piezas posterior a su retiro de la plataforma de impresión	20	Ultrasónico
Tiempo de secado al aire libre sin exposición directa a la luz	Aprox. 7	N/A
Tiempo de poscurado	10	Form Cure
Retirar soportes de las prótesis	N/A	Temperatura: 60 °C Cortar con pinza

Tabla 2.2. Postproceso a realizar en la impresión 3D de las prótesis mamarias

2.9 Caracterización mecánica mediante ensayo de compresión

La caracterización mecánica se rige bajo la norma ASTM D1621 de plásticos y elastómeros para analizar el comportamiento de la prótesis bajo una carga de compresión con los parámetros de ensayos establecidos para el espécimen de prueba.

2.9.1 Procedimiento de diseño e impresión 3D para los moldes de la prótesis

Inicialmente, se utiliza un molde de forma recta para recubrir áreas de la superficie de la prótesis de manera uniforme, con el propósito de distribuir la carga de manera más efectiva. Además, se emplea un molde inclinado para reproducir las mediciones de las fuerzas experimentales que son aplicadas en el sujetador por parte de las voluntarias.

Por otro lado, se importa una prótesis en un software CAD para generar los moldes, siguiendo las dimensiones indicadas en el apéndice B. Luego, se emplea la herramienta de combinar para cortar el modelo de la prótesis y así dejar únicamente las bases. Para la fabricación, se utiliza el software Ultimaker Cura, que permite cargar los archivos de los moldes, tal como se muestra en la figura 2.15a. Luego, se utiliza una impresora de tipo Ender 3 para imprimir los moldes con material TPU, como se muestra en la figura 2.15b. Sin embargo, se sugiere revisar el apéndice B para obtener más detalles del procedimiento de impresión y ver apéndices H, I, J y K de los planos de diseño de ambos moldes.

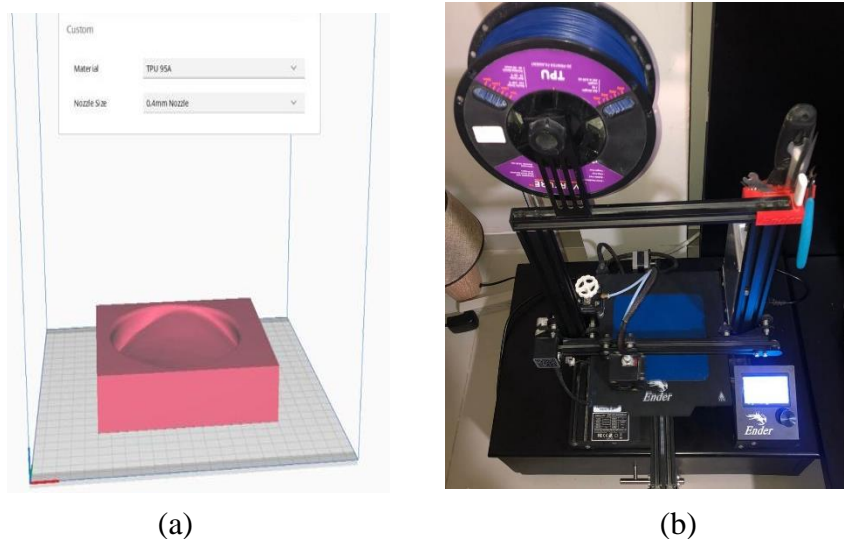


Figura 2.15. (a) molde inferior cargado en Ultimaker Cura, (b) proceso de extrusión en la Ender.

2.9.2 Procedimiento experimental para las pruebas de compresión

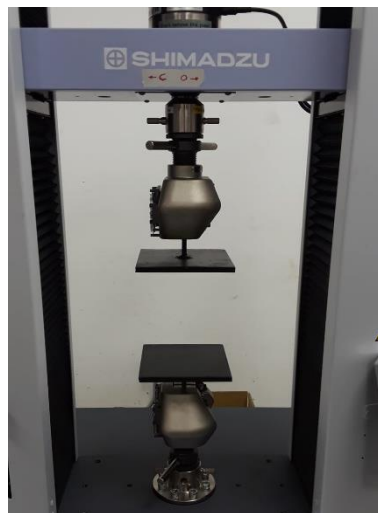
La etapa experimental comienza con la activación de la fuente de alimentación de la máquina de ensayo universal Shimadzu AutoGrah, modelo AGS-50kNX. A continuación, se colocan 4 cuñas semicirculares con un radio de 4 mm en la parte inferior y superior de las mordazas, como se ilustra en la figura 2.16. Estas cuñas tienen la función de sujetar 2 varillas circulares con un diámetro de 8 mm, las cuales están soldadas a una placa de acero de dimensiones 150 x 150 x 10 mm. El torque de las mordazas se ajusta a 20 cNm para asegurar una sujeción adecuada del conjunto durante el ensayo.



Figura 2.16. Modelo MWG-50KNA de cuñas con capacidad de 50 KN utilizados en el ensayo de compresión

A continuación, se procede a colocar las placas de compresión y luego se introduce el molde con la prótesis, tal como se muestra en las figuras 2.17a y 2.17b. Posteriormente, se realiza la calibración de la máquina ajustando la fuerza a 0 N utilizando los controles de la máquina, ver figura 2.17c. En el ordenador, se lleva a cabo una prueba de compresión, definiendo los límites de desplazamiento y fuerza requeridos. En este caso específico, se ha configurado una carga máxima de 200 N para aplicar a la prótesis mientras la persona se encuentra en posición prona con el sujetador. También se ha ajustado la velocidad de avance de acuerdo con las pautas establecidas por la normativa seleccionada, ver tabla 2.3. La máquina proporciona una gráfica de fuerza frente al desplazamiento, que es la curva que se utiliza para evaluar los resultados. Luego, la figura 2.17d se ajusta la torreta para que no entre en

contacto con la superficie del molde. Finalmente, se procesan los resultados y se sugiere revisar el apéndice C el diagrama de flujo.



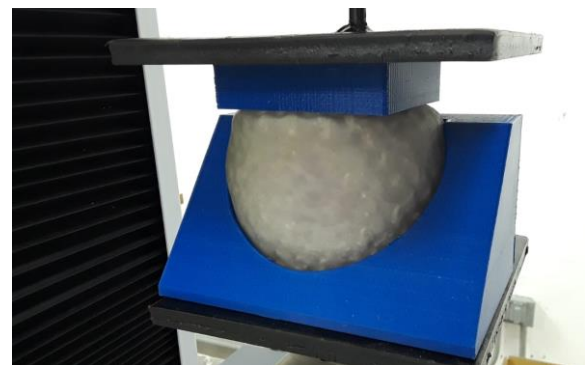
(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 2.17. (a) se insertan las placas de compresión sujetas a las cuñas de las mordazas; (b) se ubica la prótesis en la plataforma; (c) se calibra la maquina a 0 N; y (d) se ajusta al límite de la superficie del molde la placa para iniciar el ensayo.

Los parámetros utilizados en la tabla 2.3 son empleados para todos los prototipos de prótesis impresas en 3D.

Máquina De Ensayo	Shimadzu AutoGrah modelo AGS-50kNX
Velocidad De Ensayo	3 mm/min (50 μ m/s)
Torque de ajuste	20 cNm

Tabla 2.3. Parámetros de ensayo de compresión

Capítulo 3

3. RESULTADOS

En este capítulo se presentan los resultados obtenidos de este estudio a continuación:

3.1 Cálculo Teórico de la masa de las prótesis

En la sección 2.5.2, se estimó en promedio que el peso mamario de un grupo de mujeres se encuentra en 0.546 kg. Por esta razón, se empleó la ecuación 2.2 para estimar el peso de las 3 prótesis de estudios. Sin embargo, los parámetros de volumen de la prótesis fueron extraído del programa de Fusion 360, el cual se describe a continuación.

$$V_p = 1.490 \times 10^{-4} \text{ m}^3$$

Con esta información, se obtuvo la masa estimada de una de las prótesis con porcentaje de solidez al 10%, la cual dio como resultado: (2.2)

$$m_p = \rho_m V_p$$
$$m_s = (1.490 \times 10^{-4} \text{ m}^3) \left(1060 \frac{\text{kg}}{\text{m}^3}\right)$$
$$m_s = 0.158 \text{ kg}$$

Los resultados del volumen que se obtienen se describen en la tabla 3.1, mientras la figura 3.1 se detallan los resultados de las masas.

Prototipo NN2				
Tamaño (mm)	Espesor (mm)	Relleno	Volumen 100 %	Volumen 75 %
15	2	25%	$2.446 \times 10^{-4} \text{ m}^3$	$1.834 \times 10^{-4} \text{ m}^3$
15	2	10%	$1.490 \times 10^{-4} \text{ m}^3$	$1.118 \times 10^{-4} \text{ m}^3$
15	2	7.5%	$1.002 \times 10^{-4} \text{ m}^3$	$7.515 \times 10^{-5} \text{ m}^3$
15	2	5%	$9.699 \times 10^{-5} \text{ m}^3$	$7.274 \times 10^{-5} \text{ m}^3$
15	3	5%	$1.619 \times 10^{-4} \text{ m}^3$	$1.214 \times 10^{-4} \text{ m}^3$

Tabla 3.1. Volúmenes de cada prótesis con su respectivo porcentaje de relleno

Resultados de masas con variaciones de porcentaje de relleno

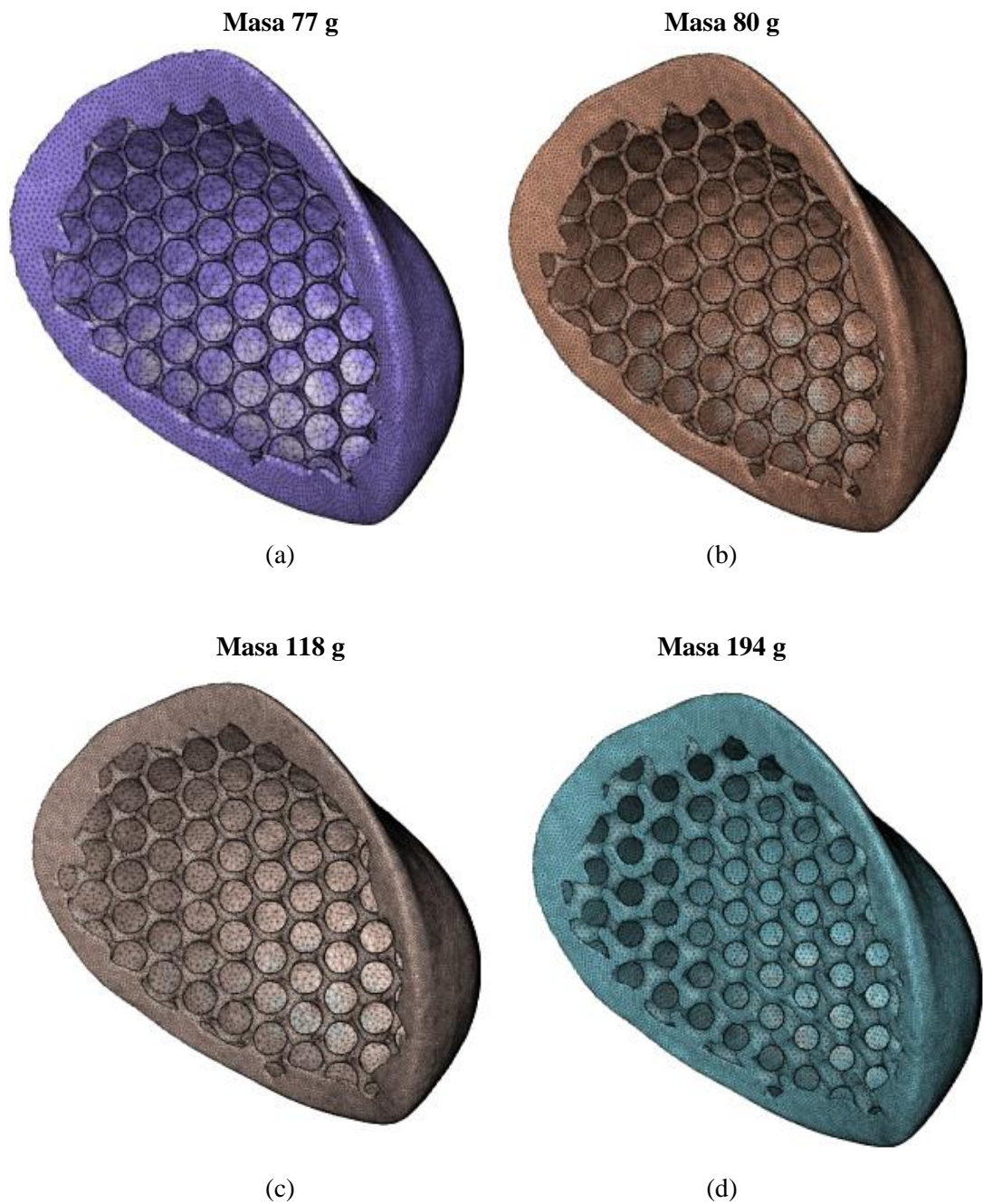
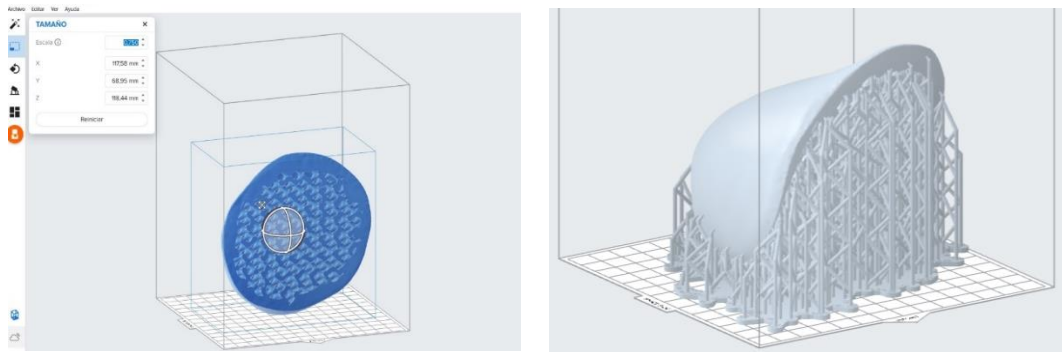


Figura 3.1. Modelos de prótesis mamarias con diferentes masas modificando relleno: (a) 5 %, (b) 7.5 %, (c) 10 %, y (d) 25%

3.2 Impresión 3D y validación de las masas según su relleno

Una vez que se ha modificado el modelo a una escala del 75%, se inclina el prototipo en tres direcciones: 30° en dirección “x”, 15° en dirección “y”, y 5° en dirección “z”, como se muestra en la figura 3.2. Inicialmente se crearon soportes internos con un relleno del 25%, lo cual complicó notablemente la extracción del material. Después, se utilizó la misma alineación con 10%, pero sin necesidad de refuerzos. A lo largo de este proceso iterativo se descubrió una disposición con un ángulo de 0° en el eje “x”, 33° en el eje “y”, y 0° en el eje “z”, producía una impresión exitosa. Esto se evidenció en la prótesis con un relleno del 7.5%.



(a)

(b)



(c)



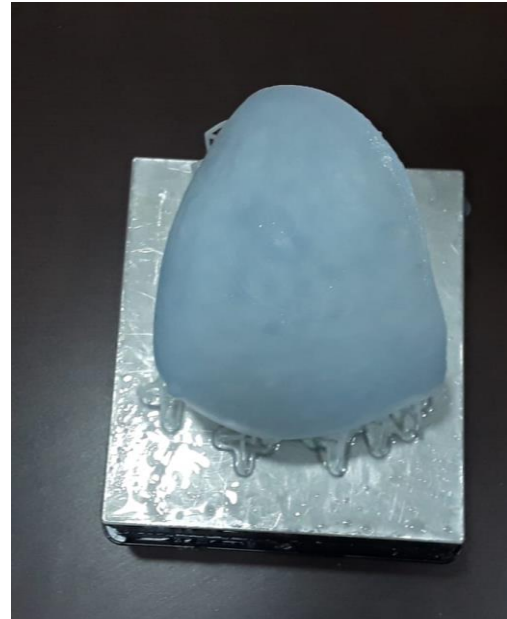
(d)

Figura 3.2. Modelo (a) escalado en Preform; (b) se generan los soportes para dar estabilidad a la prótesis; (c) impresión 3D por fotopolimerización; (d) un primer plano de la fabricación aditiva de la prótesis

Luego, se procedió a realizar un lavado de 2 ciclos utilizando alcohol industrial, con un tiempo de 20 minutos para cada prótesis, como se muestra en la figura 3.3a, ya que aún conserva una apariencia cerosa. Después, se remueve el líquido restante con un paño antes de avanzar al proceso de poscurado.



(a)



(b)

Figura 3.3. (a) Se sumerge la prótesis en alcohol industria por 10 minutos; (b) Se retira todo el fluido restante antes de utilizar la luz UV

Finalmente, se aplican los parámetros establecidos en la tabla 2.2 para llevar a cabo el proceso de poscurado. En la figura 3.4a, se utiliza la Form Cure para curar la prótesis, con el propósito de eliminar la resina sobrante. Para esto, se configura el equipo a una temperatura de precalentamiento de 60 °C y un tiempo de calentamiento de 20 minutos, garantizando así un poscurado uniforme al girar la prótesis impresa durante el ciclo de poscurado. Además, se expone la prótesis a los 13 LED que emiten luz UV, tal como se muestra en las figuras 3.4b y 3.4c. El objetivo de este proceso es otorgarle la resistencia necesaria al prototipo, optimizando sus propiedades mecánicas durante la reacción del proceso de poscurado.

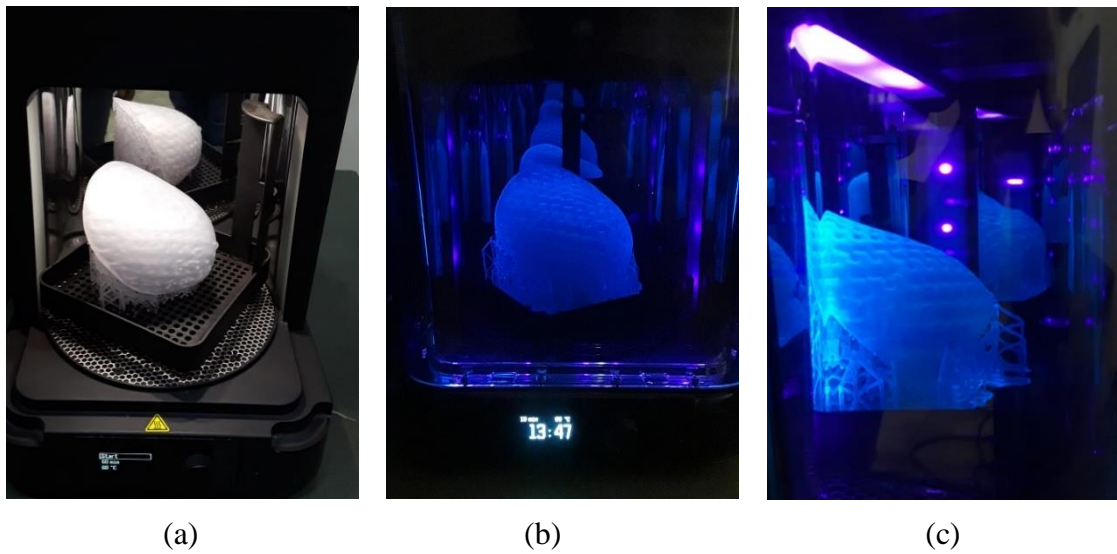


Figura 3.4. Se utiliza la Form cure (a) para que la prótesis alcance sus propiedades mecánicas máximas; (b) y (c) mediante la plataforma giratoria se aplica la luz UV desde todas las direcciones

Después de eso, se emplearon alicates para eliminar con precaución el material de los soportes generados durante el proceso de impresión, asegurándose de preservar la integridad de la estructura interna de cada prótesis, tal como se muestra en la figura 3.5.

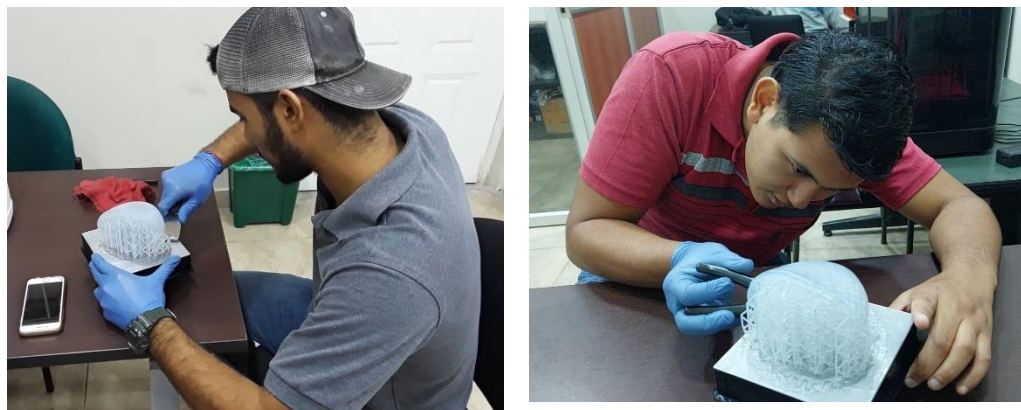


Figura 3.5. Se retiran los soportes generados durante la impresión 3D después del proceso de poscurado.

Al concluir, se realizó el mismo proceso de impresión 3D para las demás prótesis mamarias, utilizando los rellenos correspondientes, como se muestra en la figura 3.6. No obstante, se observó que la prótesis con un infill del 5% y un espesor de 2 mm presentó una fisura debido a la manipulación que recibió.



(a)



(b)



(c)



(d)

Figura 3.6. Resultados de impresiones 3D de cada uno con patrón de relleno (a) 5%, (b) 7.5%), (c) 10%) y (d) 25% con espesores de pared de 2 milímetros

Además, se llevó a cabo la verificación de los resultados de las masas de las prótesis. Para esto, se utilizó una balanza electrónica para pesar las diferentes impresiones una vez que se retiraron los soportes, como se muestra en la figura 3.7.

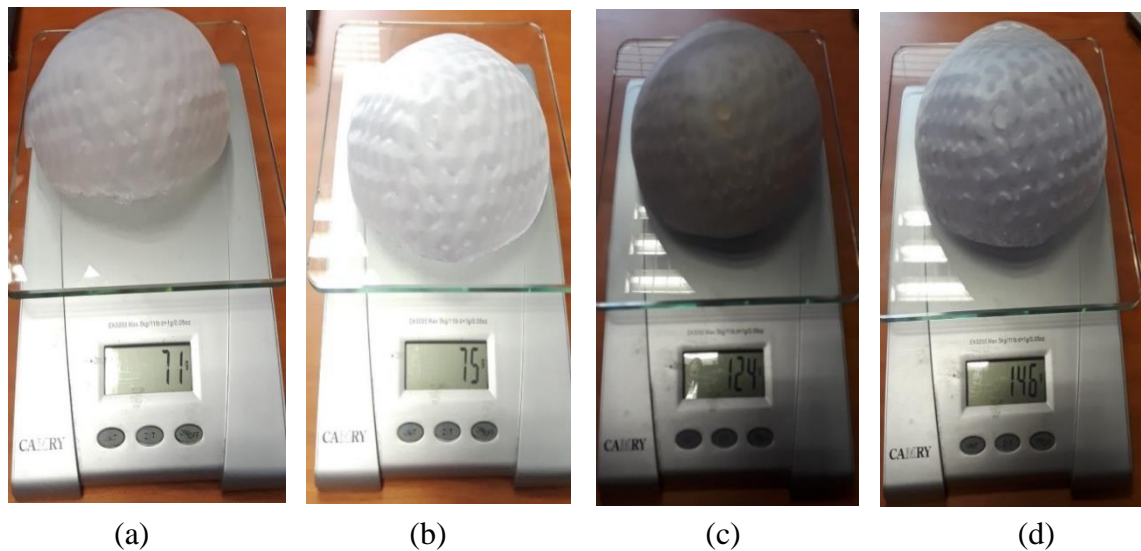


Figura 3.7. Se muestran los resultados de las masas con rellenos 5% (a), 7.5% (b), 10% (c), 25% (d) utilizando una balanza electrónica marca Carry.

Los resultados tabulados se evidencian en la tabla 3.2.

$$m_s = \left(1.490 \times 10^{-4} m^3 \times 0.70\right) \left(1060 \frac{kg}{m^3}\right)$$

$$m_s = 0.1105 kg \approx 111 g$$

Prototipo NN2			Masas		Error porcentual
Tamaño (mm)	Espesor (mm)	Infill	Teóricas (kg)	Experimentales (kg) ± 0.001	
15	2	25%	0,194	0,146	25%
15	2	10%	0,118	0,124	5%
15	2	7.5%	0,080	0,075	6%
15	2	5%	0,077	0,071	8%
15	3	5%	0,105	0,097	7%

Tabla 3.2. Resultados reportados de las masas de las prótesis mamarias impresas en 3D

3.3 Mediciones de fuerza ejercida por el sujetador

Para esto, se contó con la colaboración de voluntarias midiendo la fuerza ejercida por su sujetador. Para este análisis, se aplicaron dos tipos de fuerzas: una horizontal desde la parte inferior del brasier y otra inclinada desde la zona del hombro. Además, se utilizó un dinamómetro para medir las fuerzas requeridas.

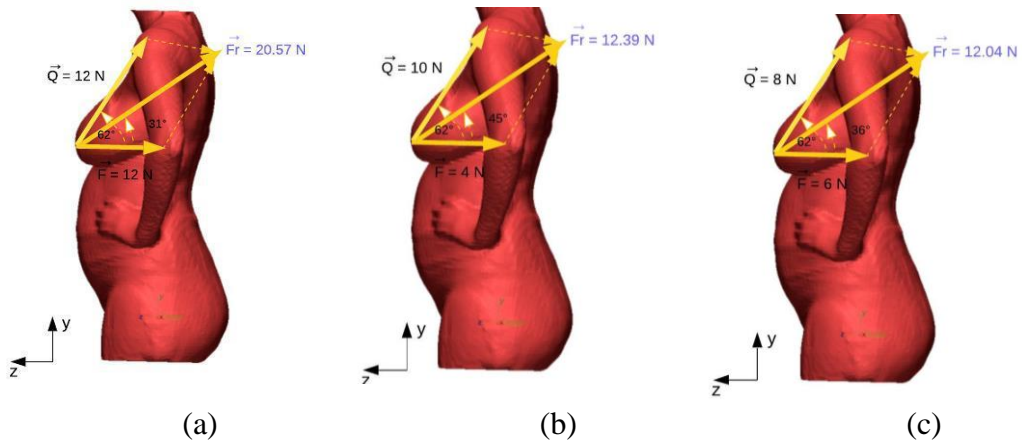


Figura 3.8. Fuerzas experimentales obtenidas por las voluntarias

En la figura 3.8 se muestran los tres resultados obtenidos de las muestras a cierto grado de inclinación. Estos resultados se encuentran organizados en una tabla 3.3.

Muestra	Fuerza horizontal (N)	Fuerza inclinada (N)	ángulo inclinación de la fuerza resultante
1	12,00	12,00	31,00
2	4,00	10,00	45,00
3	6,00	8,00	36,00
Promedio	7,33	10,00	37
Fuerza resultante (N)		16,45	

Tabla 3.3. Resultados de fuerzas ejercidas sobre el brasier obtenidas experimentalmente por medio de una voluntaria

3.4 Cálculos de la carga máxima en el seno – prótesis (posición prona)

Se consideró que la fuerza combinada por el sujetador y la prótesis en una posición estática estaba contrarrestada por la fuerza de la gravedad. Por lo tanto, se empleó el escenario de la figura 2.12b, en el cual la prótesis se posiciona boca abajo. Es importante destacar que se tomó en cuenta la utilización de una cuarta parte del peso corporal de la mujer debido a restricciones en la capacidad de la máquina de ensayo, ya que no se contaba con los accesorios adecuados.

$$\sum F_y = F_{max} - (W_{torso} + W_{prótesis}) = 0$$

$$F_{max} = W_{torso} + W_{prótesis} = \frac{(70 \text{ Kg} \times 9.81 \frac{m}{s^2})}{4} + (0.08 \text{ Kg} \times 9.81 \frac{m}{s^2})$$

$$F_{max} = 172.78 \text{ N}$$

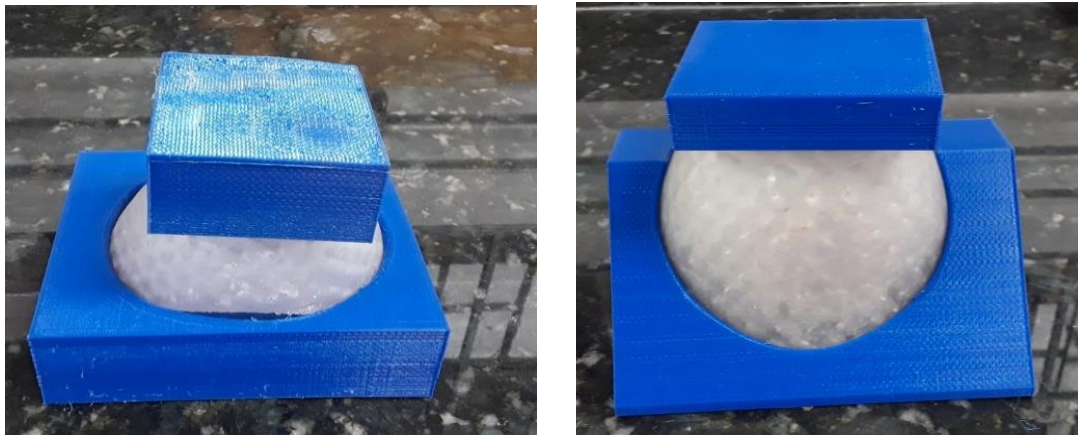
En la tabla 3.4 se detalla los resultados obtenidos bajo estas condiciones de carga.

Prototipo NN2			
Tamaño (mm)	Espesor (mm)	Relleno	Fuerzas máximas (N)
15	2	25%	173.90
15	2	10%	173.16
15	2	7.5%	172.78
15	2	5%	172.76

Tabla 3.4. Resultados de cargas máximas aplicadas sobre los diferentes patrones de relleno

3.5 Fabricación de moldes recto e inclinado

En la sección 2.9.1 se explicó el propósito de utilizar estos moldes en los experimentos de compresión. Aunque en la figura 3.9 se muestran los moldes impresos que contienen la prótesis en su interior, estos fueron concebidos con la finalidad de mejorar la distribución de la carga y simular al menos una zona de contacto que emularía la presión ejercida por un sujetador. Para el molde recto que se muestra en la figura 3.10a, se calculó un área de contacto de 2619.66 mm^2 , mientras que para el molde inclinado se obtuvo un área de contacto de 3160.21 mm^2 .



(a)

(b)

Figura 3.9. Fabricación aditiva de moldes: (a) recto y (b) inclinado.

Durante la primera prueba experimental, los resultados obtenidos de las gráficas de la sección 3.6 para ambos moldes, mostraron curvas muy similares. Por lo que, rediseño solo un molde recto con área de 5918 mm^2 , tal como muestra en la figura 3.10.

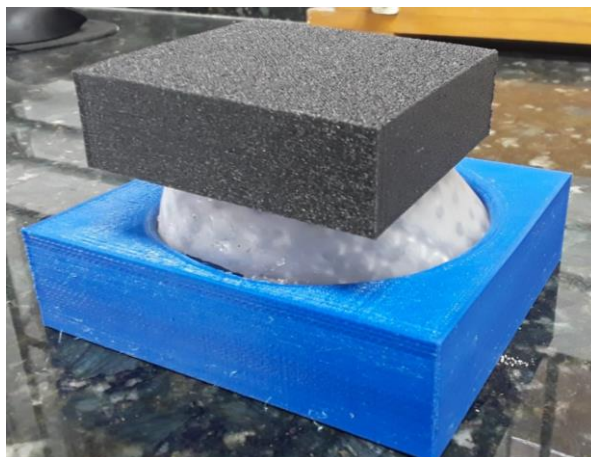


Figura 3.10. Se muestra un molde recto superior sobre una de las prótesis.

3.6 Ensayos de compresión con moldes recto e inclinado: primera sesión

En esta sección se muestran los resultados obtenidos al someter las prótesis a una carga máxima de 200 N. En la figura 3.11 se representan las gráficas que relacionan la fuerza con el desplazamiento, empleando rellenos del 5%, 10% y 25% en un molde recto con área de contacto de 2619.66 mm². No obstante, para un molde inclinado con área 3160.22 mm², la prótesis con un relleno del 5% y un espesor de 2 mm sufrió una fractura en sus paredes al aplicar fuerzas de compresión con el molde recto. La figura 3.12 efectúa una comparación entre los resultados obtenidos con ambos tipos de moldes, revelando que la curva correspondiente al molde inclinado es semejante a la del molde recto. Por último, la figura 3.13 presenta los resultados de las presiones ejercidas sobre la prótesis utilizando el área de contacto de 2619.66 mm².

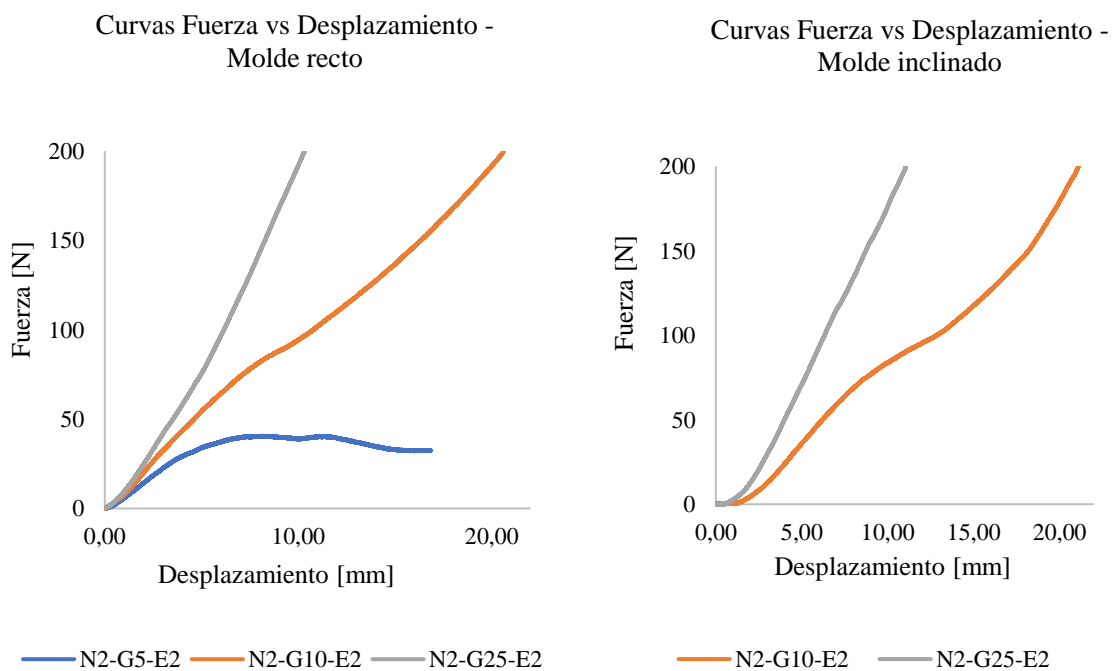


Figura 3.11. Se muestran las curvas producidas bajo el efecto de la carga de compresión tanto para el molde recto e inclinado.

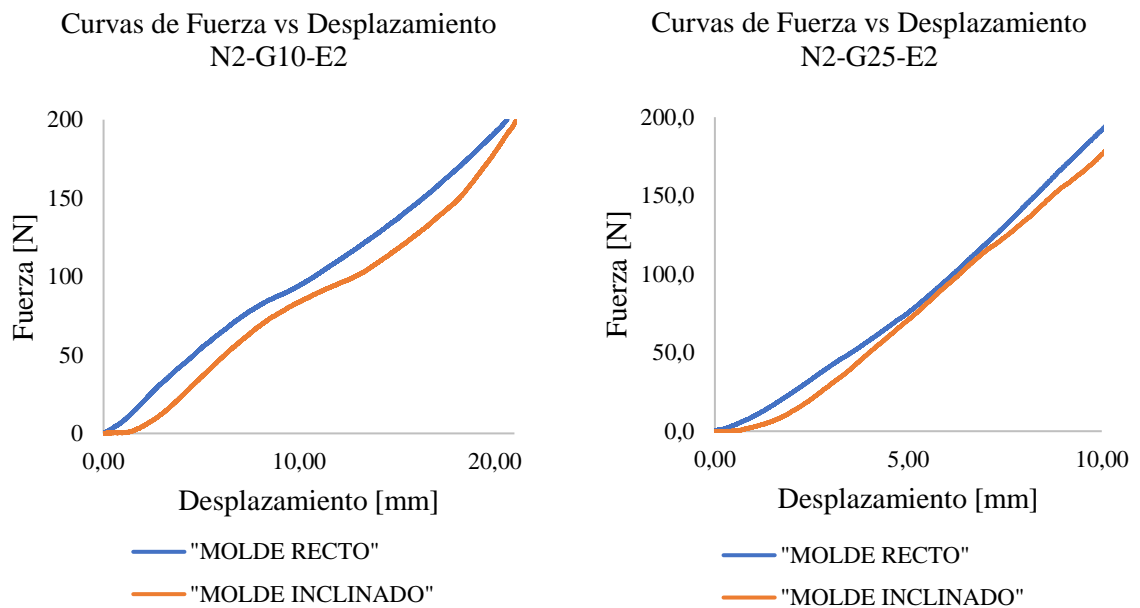


Figura 3.12. Comparativa de resultados entre molde recto e inclinado en la prótesis con 25% y 10 % de relleno.

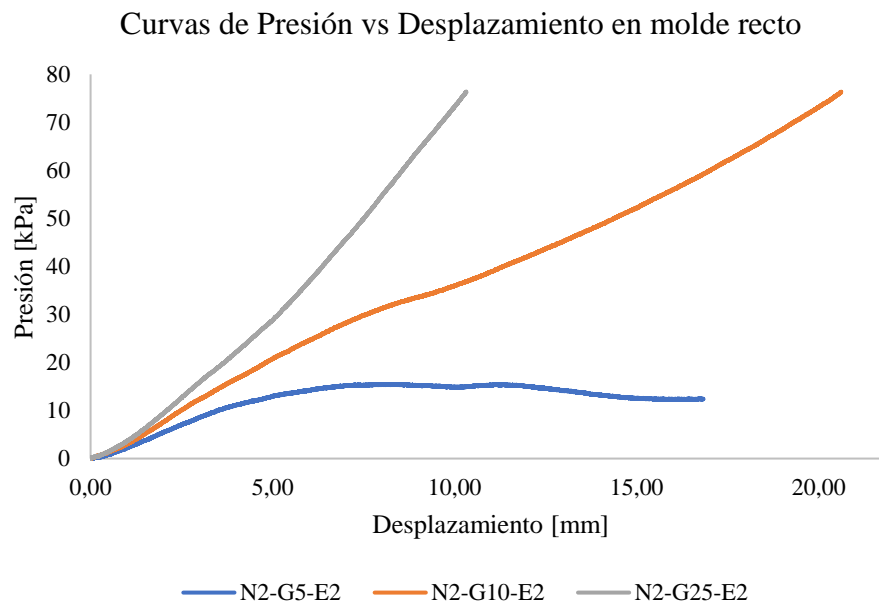


Figura 3.13. Se muestran las presiones producidas bajo el efecto de la carga de compresión con el molde recto.

3.7 Ensayos de compresión con molde recto: segunda sesión (área aumentada).

Se llevaron a cabo nuevamente los ensayos de compresión utilizando el molde recto con un área de contacto de 5918 mm^2 , esta vez para los porcentajes de relleno de 7.5%, 10% y 25%. Estas prótesis no muestran un comportamiento lineal, tal como se describe en la figura 3.14 y la figura 3.15 se describe la presión aplicada sobre el área de contacto de la prótesis.

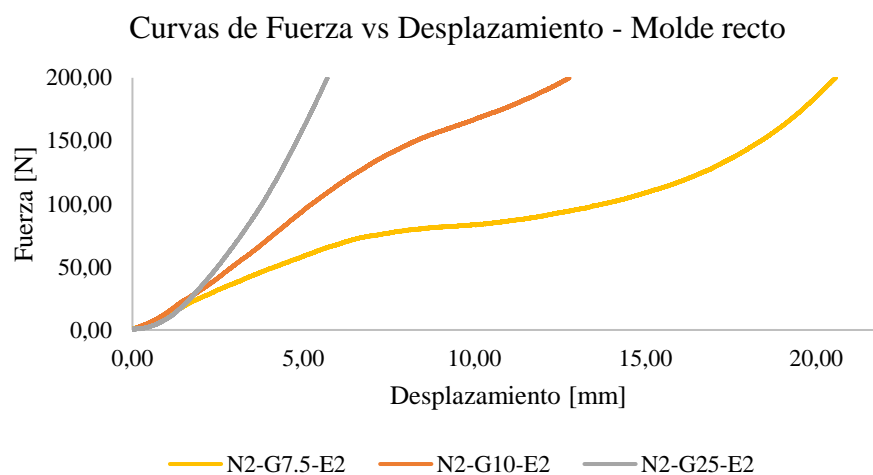


Figura 3.14. Resultados de compresión con área aumentada para los 3 prototipos de prótesis

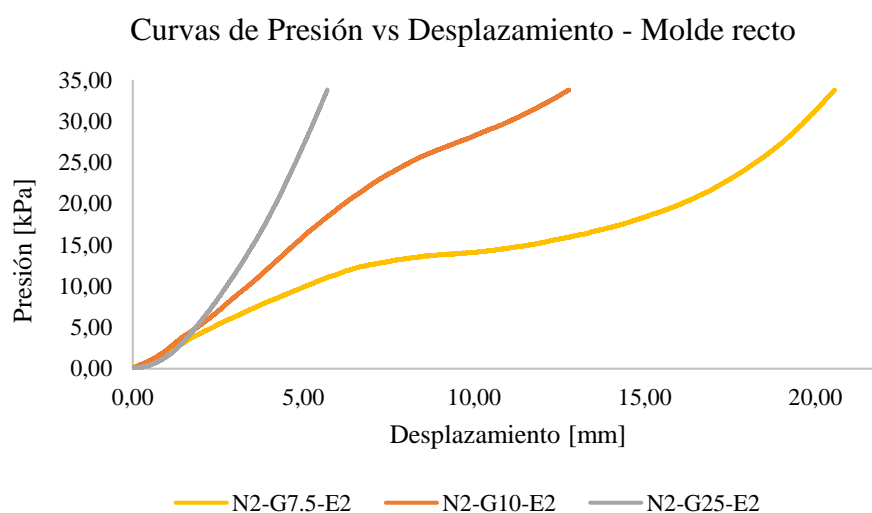


Figura 3.15. Resultados de presiones con molde recto aumentando el área de contacto sobre la prótesis

3.8 Validación de resultados simulados con datos experimentales

En base a los resultados obtenidos mediante las pruebas de compresión se realizó una comparación simulando la carga experimental con la finalidad de corroborar los desplazamientos producidos para las prótesis con infill al 25% y 10% utilizando el molde recto de área 2619.66 mm^2 . La figura 3.16a proporciona simulación de una prótesis con relleno al 10% con una vista más detallada de lo que está aconteciendo en la representación 3.16b.

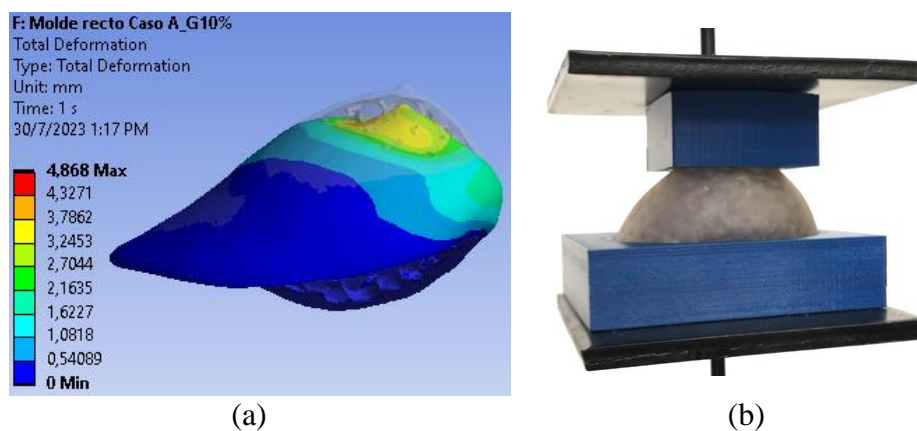


Figura 3.16. (a) A una presión de 20.77 KPa la prótesis con relleno al 10% se deforma 4.87 mm, (b) se evidencia la deformación producida bajo esa presión.

La figura 3.17a reproduce el mismo proceso previo, pero en esta ocasión utilizando una prótesis con un relleno del 25%, ilustrando la situación que se representa en la imagen 3.17b.

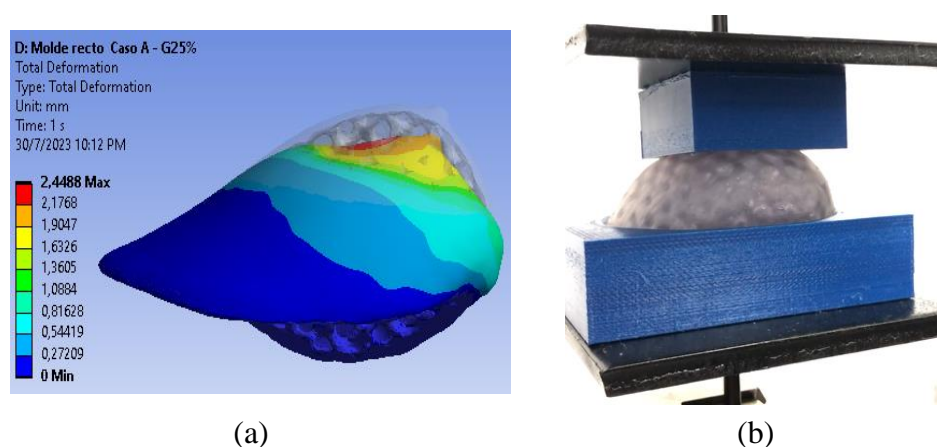


Figura 3.17. (a) A una presión de 28.77 KPa la prótesis con relleno al 25% se deforma 2.45 mm, (b) la deformación experimental se hace evidente al notar que los lados laterales están ligeramente comprimidos

Utilizando el molde recto de área 5918 mm^2 , se tienen los siguientes resultados para las prótesis de 7.5%, 10% y 25%. En la figura 3.18 se muestran los resultados de deformaciones de la prótesis con 7.5% de relleno.

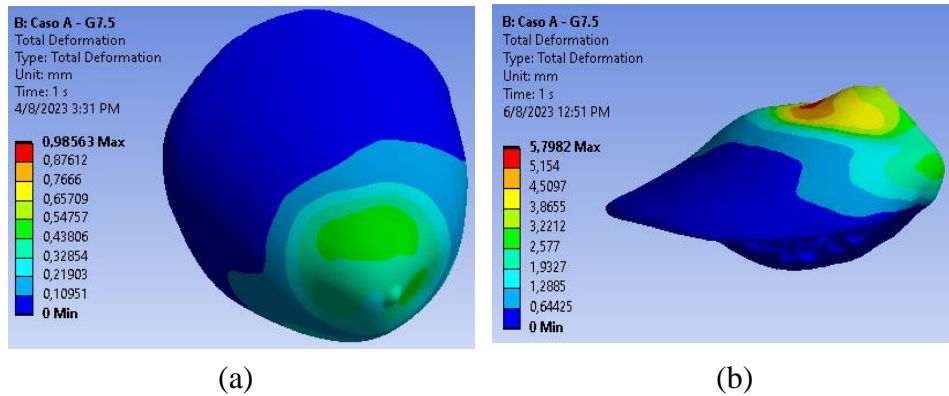


Figura 3.18. (a) A una presión de 2.77 KPa se deforma 0.98 mm, y (b) con una presión de 29.06 KPa se deforma 5.79 mm.

En la figura 3.19 se presentan los resultados de las deformaciones experimentales obtenidas para una prótesis con un relleno del 7.5%. Tal como se puede apreciar en la figura 3.15, se observa que esta prótesis es capaz de sufrir una mayor deformación bajo una presión menor a los 5 mm.

Prótesis con infill al 7.5%

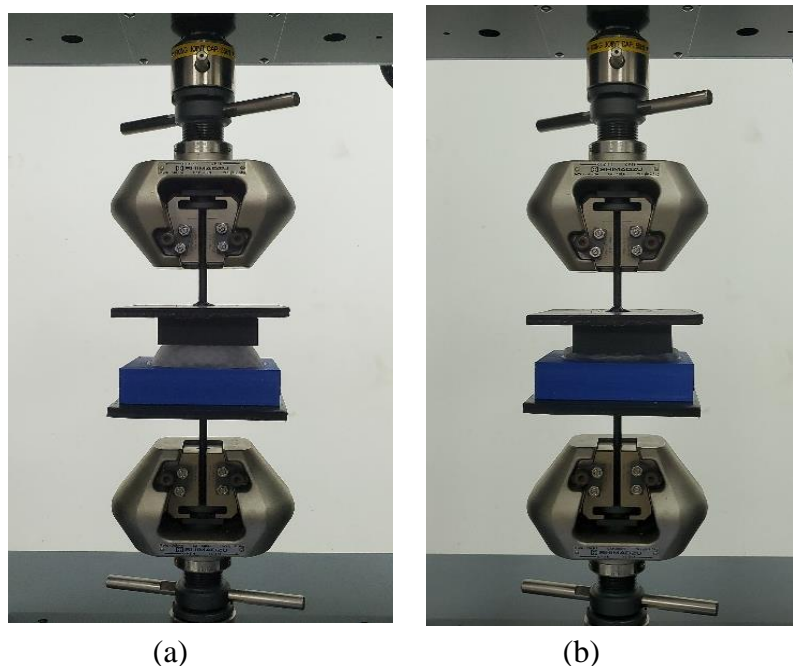


Figura 3.19. (a) Fuerza compresión de 16.43 N se deforma 1.34 mm, y (b) con una fuerza de 200 N presenta una deformación de 20.57 mm

Prótesis con relleno 10%

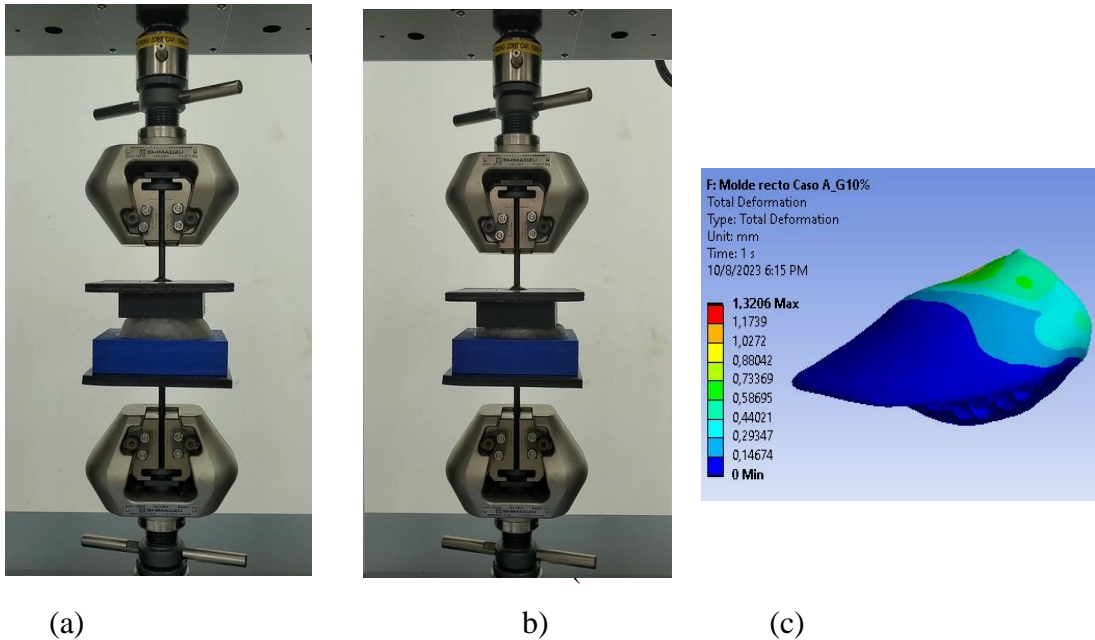


Figura 3.20. (a) Se evidencia una deformación de 1.15 mm con una fuerza de 16.45 N, (b) muestra un desplazamiento de 12.77 mm con una fuerza de 200 N, y (c) se deforma 1.32 mm con una fuerza de 16.45 N

En la tabla 3.5 se muestra que casi los resultados con cargas bajas se aproximan a los desplazamientos experimentales. Sin embargo, a cargas mayores los desplazamientos son incongruentes.

Prototipo NN2			Molde recto - A = 2619.66 mm ²			
Tamaño (mm)	Espesor (mm)	Relleno	Fuerza experimental [N]	Presión [KPa]	Desplazamiento experimental [mm]	Desplazamiento simulación [mm]
15	2	25%	75.85 ± 1.22	28.95 ± 0.46	5.02 ± 0.08	2.45
15	2	10%	54.40 ± 0.62	20.77 ± 0.23	4.07 ± 0.11	4.87
Molde recto - A = 5918 mm ²						
15	2	7.5%	16.43 ± 0.42	2.77 ± 0.071	1.34 ± 0.06	0.98
15	2	7.5%	171.98 ± 0.83	29.06 ± 0.014	19.47 ± 0.11	5.79
15	2	10%	16.45 ± 0.22	2.78 ± 0.037	1.15 ± 0.14	1.32
15	2	25%	15.37 ± 0.10	2.59 ± 0.016	1.33 ± 0.04	0.74

Tabla 3.5. Resultados comparativos de desplazamiento experimental y simulados

En la tabla 3.6 se presentan una comparativa de los resultados tabulados a una presión de 15 Kpa con áreas de contacto de 2619.66 mm² y 5918 mm².

Prototipo NN2			Molde recto - A = 2619.66 mm ² .		
Tamaño (mm)	Espesor (mm)	Relleno	Fuerza experimental [N]	Presión [KPa]	Desplazamiento experimental [mm]
15	2	25%	39.31 ± 1.22	15.00 ± 0.46	2.86 ± 0.08
15	2	10%	39.31 ± 0.62	15.00 ± 0.23	3.61 ± 0.11
			Molde recto - A = 5918 mm ² .		
15	2	7.5%	88.76 ± 0.42	15.00 ± 0.071	11.64 ± 0.06
15	2	10%	88.76 ± 0.22	15.00 ± 0.037	4.72 ± 0.14
15	2	25%	88.76 ± 0.10	15.00 ± 0.016	3.52 ± 0.04

Tabla 3.6. Resultados ensayos de compresión con la presión constante de 15 kPa

En la tabla 3.7 se muestra una comparativa de los resultados tabulados a un desplazamiento de 5 mm con áreas de contacto de 2619.66 mm² y 5918 mm².

Prototipo NN2			Molde recto – A = 2619.66 mm ²		
Tamaño (mm)	Espesor (mm)	Relleno	Fuerza experimental [N]	Presión [KPa]	Desplazamiento experimental [mm]
15	2	25%	75.00 ± 1.22	28.63 ± 0.46	5.00 ± 0.08
15	2	10%	50.00 ± 0.62	19.08 ± 0.23	5.00 ± 0.11
			Molde recto - A = 5918 mm ²		
15	2	7.5%	58.40 ± 0.42	9.87 ± 0.071	5.00 ± 0.06
15	2	10%	94.91 ± 0.22	16.04 ± 0.037	5.00 ± 0.14
15	2	25%	160.27 ± 0.10	27.08 ± 0.016	5.00 ± 0.04

Tabla 3.7. Resultados ensayos de compresión con el desplazamiento constante de 5mm

3.9 Resultados de la validación de las prótesis mamarias externas por medio de encuesta

A un conjunto de 22 mujeres sanas que participaron en la encuesta se les plantearon las preguntas descritas en las figuras 3.21, 3.22, 3.23 y 3.24. Los resultados obtenidos para la primera pregunta descrita en la figura 3.21, indican que una prótesis con un patrón de relleno del 7.5% logra un 100% de aceptación entre las mujeres encuestadas, ya que exhibe una deformación que se asemeja a la natural de un seno. En la figura 3.22, se describe la segunda pregunta y se observa que la prótesis con relleno al 7.5% les brinda mayor comodidad, puesto que no experimentan ninguna incomodidad debido a los materiales presentes en los rellenos de otras prótesis. En relación con la pregunta descrita en la figura 3.23, se concluye que, para las actividades diarias, contar con una prótesis liviana previene que la correa del sujetador aplique una presión excesiva, lo cual lleva a la pregunta descrita en la figura 3.24 confirme que esta prótesis se posiciona como la elección ideal para este grupo de mujeres.

Cual prótesis tiene la mejor textura? es decir cual se siente mas natural al tacto?
22 respuestas

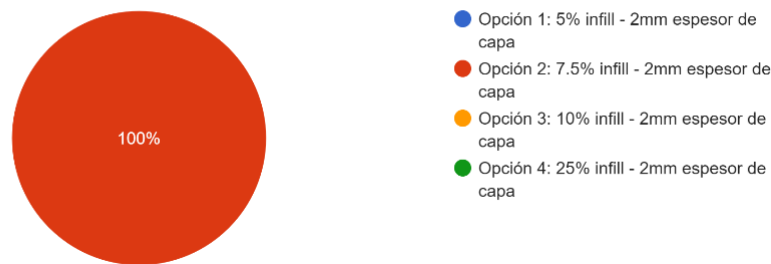


Figura 3.21. Resultados estadísticos de la pregunta 1

Con cual prótesis se siente mas cómoda? Es decir, cual le da la seguridad de que funcionaria mejor?
22 respuestas

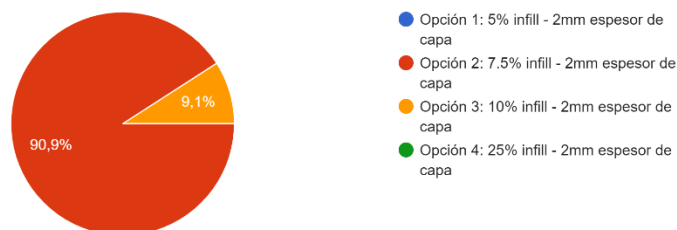


Figura 3.22. Resultados estadísticos de la pregunta 2

Cual prótesis siente que tiene la resistencia adecuada para sus actividades diarias? Es decir, cual es la prótesis que a su parecer no se va a dañar, de acuerdo a las actividades que realice día a día?
22 respuestas

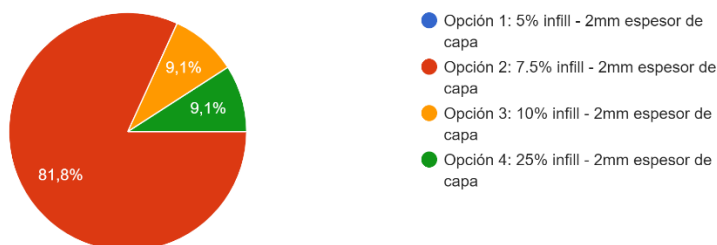


Figura 3.23. Resultados estadísticos de la pregunta 3

Nota. Las cifras de la figura 3.23 muestran una satisfacción de las mujeres sobre el desempeño de la prótesis con patrón de relleno al 7.5% adecuada para actividades diarias.

En un concepto global, cual prótesis erigiría como diseño ganador?
22 respuestas

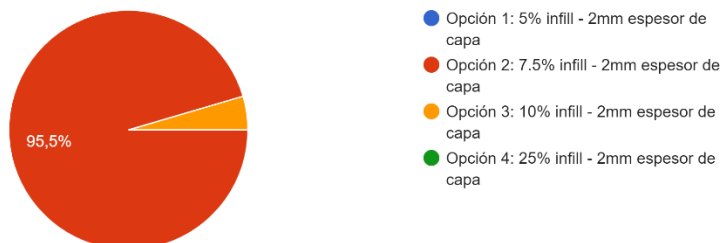


Figura 3.24. Resultados estadísticos de la pregunta 4

3.10 Matriz de decisión

Una vez obtenidos los resultados de los ensayos de compresión, simulaciones y encuestas, se presenta la matriz de toma de decisiones (tabla 3.5) tomando en cuenta los criterios de selección mencionados en el capítulo 2. Así, se seleccionaría la prótesis que tenga el mayor puntaje entre las 4 alternativas de diseño diferentes.

En la tabla 3.5 se puede observar el desglose de las ponderaciones acordadas para cada uno de los criterios de selección de la sección 2.2 sobre un 100%, y, también se pueden ver las notas dadas en cada criterio para cada alternativa sobre una puntuación

de 10, que, una vez ponderada según el porcentaje de su criterio respectivo se da la nota específica y se suma con la de los criterios restantes para así obtener la nota final de la alternativa de solución.

MATRIZ DE TOMA DECISIONES

Criterios	%	Alternativas de solución							
		5%- 15mm- 2mm	Nota	7.5%- 15mm- 2mm	Nota	10%- 15mm- 2mm	Nota	25%- 15mm- 2mm	Nota
Peso	15%	9,30	1,40	9,40	1,41	9,50	1,43	3,00	0,45
Biomimética	40%	4,00	1,60	9,00	3,60	5,00	2,00	2,00	0,80
Tiempo de fabricación	10%	9,00	0,90	8,50	0,85	7,00	0,70	5,00	0,50
Comportamiento mecánico	35%	9,00	3,15	9,00	3,15	7,00	2,45	2,00	0,70
Total:	100%	31,30	7,05	35,90	9,01	28,50	6,58	12,00	2,45

Tabla 3.5. Desglose de las ponderaciones y notas de la matriz de decisión

Por último, de forma más concisa, la tabla 3.6 resume la puntuación definitiva de la propuesta de diseño, indicando de manera clara cuál resultó ser la propuesta ganadora.

Tabla resumen	
Alternativa	Nota Global
5%-15mm-2mm	7,05
7.5%-15mm-2mm	9,01
10%-15mm-2mm	6,58
25%-15mm-2mm	2,45

Tabla 3.6. Resumen de los resultados obtenidos de la matriz de decisión.

3.11 Análisis de costos para fabricar prótesis mamarias externas

Uno de los análisis básicos para el desarrollo de la fabricación de las prótesis mamarias externas es estimar los gastos de producción. En la tabla 3.7 se estimó, que utilizando los equipos Form y un escáner 3D se tiene costos de \$ 6.145,00. Además, por utilizar la licencia anual de Fusion 360 se adquiere un costo de \$581,00; aunque, durante este estudio se utilizó ANSYS 2022 R1 debido a que la universidad provee de esa licencia en sus laboratorios de informática, se puede prescindir de este programa para simular la presión del sujetador en la prótesis, ya que Fusion 360 puede realizar la misma función a un costo menor.

Costo por adquisición de equipos				Costo por adquisición de licencias	
Equipo	Marca	Cantidad	Precio	Programa	Precio
Escáner 3D	Structure Sensor	1	\$995,00	Autodesk Meshmixer	\$0,00
Impresora 3D SLA	Form 2	1	\$3.750,00	Autodesk Fusion 360	\$581,00
Equipo de lavado	Form Wash	1	\$650,00	Formlabs Preform	\$0,00
Equipo de curado	Form Cure	1	\$750,00		
Costo total de equipos			\$6.145,00	Costo total de programas	\$581,00

Tabla 3.7. Costos necesarios para fabricar prótesis mamaria externa

Por otro lado, la tabla 3.8 se consideró estimar los salarios necesarios para cada trabajador.

Costos de salarios mensual		
Actividad	Cantidad	Salario
Trabajador de Escáner 3D e Impresora	1	\$450,00
Delineante (Profesional del diseño)	1	\$900,00
Costo total de salarios mensuales		\$1.350,00

Tabla 3.8. Estimación promedio de los costos de mano de obra requerida

Se calculó el costo de producción de una prótesis. 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 D.

Costo de producción por prótesis			
Detalle	Tiempo de operación (h)	Costo por hora (\$/h)	Costo Total
Equipos utilizados			
Escáner 3D	2	\$0,41	\$0,83
Impresora 3D	16	\$0,20	\$3,13
Equipo de lavado	0,3	\$1,81	\$0,54
Equipo de curado	0,3	\$2,08	\$0,63
Programas utilizados en el diseño			
Autodesk Fusion 360	3	\$0,81	\$2,42
Materiales implementados			
Resina flexible 80A 1L	-	-	\$347,20
Alcohol Industrial 1GAL	-	-	\$10,00
Mano de Obra			
Trabajador de Escáner 3D e Impresora 3D	3	\$2,81	\$8,44
Diseñador	8	\$5,63	\$45,00
Costo total de producción			\$418,18
Unidades por producir			3
Costo por unidad			\$139,39

Tabla 3.9. Costo de fabricación de una prótesis mamaria externa personalizada

Además, se tomó en cuenta un margen de utilidad del 40% sobre el costo por unidad para la fabricación de la prótesis, lo que resultó en un precio de venta al público de \$195.15.

3.12 Análisis de los resultados

Este proyecto tuvo como objetivo rediseñar una prótesis mamaria impresa en 3D mediante variaciones de porcentaje de relleno cuya deformación fuera similar a un seno natural, donde se analizó los efectos de deformación al reducir el patrón de relleno; y finalmente, se validó con un grupo de mujeres sanas los diferentes prototipos. Las implicaciones de estos hallazgos se discuten en las siguientes secciones.

3.12.1 Análisis de masas e impresiones 3D

Al reducir el porcentaje de relleno, las masas también disminuyeron. Aunque se obtuvieron errores del 25%, 5%, 6% y 8% para los rellenos del 25%, 10%, 7.5% y 5%, respectivamente, estas discrepancias se originaron a causa de la cantidad de material depositado durante el proceso de impresión. Además, la presencia de soportes internos que no se lograron remover por completo en las prótesis de 25% y 10% se debe a la generación indebida y automática del uso de Preform inicialmente.

Por otro lado, las mujeres que han pasado por una mastectomía optan por prótesis mamarias externas de silicona [33]. Estas prótesis presentan incomodidad y son pesadas; además, incrementan la presión ejercida por la correa del sujetador sobre el hombro. Otra investigación señala que, durante el estado de bipedestación, las prótesis livianas apenas generan cambios mínimos en las presiones en el hombro y la correa del sujetador, lo que pasa desapercibido para las mujeres [34]. Por esta razón, las prótesis mamarias externas fabricadas con resina flexible 80 A son livianas y con masas de 194 g, 118 g, 80 g y 77 g al emplear rellenos del 25%, 10%, 7.5% y 5% respectivamente. Sin embargo, existe una prótesis mamaria externa fabricada con un material TPU flexible de grado 82 A que tiene un peso de 90 g [35], pero no logra reproducir de manera efectiva las características naturales de un seno, en comparación con las prótesis desarrolladas en este estudio que sí muestran la capacidad de deformarse adecuadamente. Finalmente, se evidenció que una orientación óptima a un ángulo de 0° en el eje "x", 33° en el eje "y" y 0° en el eje "z", produce una impresión exitosa facilitando la extracción suave de los soportes generados, tal es el caso de la prótesis con relleno de 7.5%.

3.12.2 Análisis de ensayos de compresión (Primera y segunda sesión)

En la primera sesión de ensayos de compresión, las tres gráficas con rellenos al 25%, 10% y 5%, muestran un comportamiento distinto al lineal. Este comportamiento atípico se debe a la base inferior del molde que contiene la prótesis. Esta base restringe la deformación adecuada de las prótesis, lo que causa una

inflación en las áreas laterales de las mismas. Este fenómeno es particularmente evidente en las prótesis de 10% y 5% de relleno. Sin embargo, la prótesis con 5% de relleno y espesor de 2 mm, presentaba una pequeña fisura en sus paredes. Como resultado de esta fisura, se observó un drástico descenso en la gráfica correspondiente al molde recto. Aproximadamente a una fuerza de 40 N y un desplazamiento de 8 mm, la carga comenzó a disminuir mientras el desplazamiento seguía aumentando, lo que indicó una falla. Cabe mencionar que, debido a limitaciones de material, se optó por utilizar la misma muestra del molde superior para todas las pruebas. A pesar de esto, no se observaron deformaciones notables en el molde recto después de retirar la carga. Esto podría estar relacionado con la propiedad de flexibilidad del TPU, descrito por [36].

Por otra parte, se evidenció que al utilizar porcentajes de relleno del 10% y 25%, con espesor de 2 mm, fue posible lograr deformaciones de 5 mm mediante la aplicación de fuerzas de 50 N y 75 N. Estas fuerzas actuaron sobre un área de contacto de 2620 mm^2 , generando presiones de 19 KPa y 29 KPa respectivamente. Estos resultados contrastan con los obtenidos en el estudio mencionado por [6], en el cual se utilizó una prótesis con un relleno del 20% y espesor de 5 mm para lograr una deformación de 5 mm bajo la aplicación de la fuerza del pulgar. Según investigaciones por [37], la fuerza ejercida por el pulgar se encuentra en el rango de 27.30 a 38.90 N, lo que revela notables diferencias en comparación con las fuerzas experimentales obtenidas en este estudio.

Aunque las gráficas mostraron similitudes entre el molde inclinado y el molde recto, en la segunda sesión de ensayos de compresión se decidió modificar el molde recto incrementando su área a 5918 mm^2 para simular una compresión similar a la que ocurre en el área del pecho donde el brasier ejerce mayor presión. Cabe acotar que, se aplicaron 200 N de fuerza en ambos ensayos debido a las limitaciones de los accesorios de la máquina. Esta carga se utilizó para imitar el efecto de cuando una mujer está acostada boca abajo (posición prona). No obstante, al aumentar el área, se observó el mismo desplazamiento de 5 mm requería una menor presión de 15 KPa para una prótesis con un relleno del 10% a diferencia de la prótesis con relleno al

7.5%, que necesitó una presión de 10 KPa; por ende, a mayor área de contacto se requiere menor presión sobre la prótesis.

Aunque investigaciones señalan que la presión de un diseño de sujetador en la copa es de 0.1 – 1.0 KPa, descrita por [38], varía dependiendo de la forma del seno. Por lo tanto, se determinó experimentalmente que la fuerza ejercida por el sujetador es de 16.45 N. Esta fuerza se utilizó para conocer la presión ejercida sobre la prótesis, considerando un área de 5918 mm², *la cual dio como resultado 2.77 KPa*. Además, se observó que, al aumentar el área de contacto, es posible determinar con mayor precisión la presión que la copa del sujetador ejerce.

Finalmente, los resultados obtenidos en la simulación coinciden con los desplazamientos observados en los experimentos cuando las cargas se mantienen por debajo de 54.40 N. Sin embargo, cuando las cargas superan este umbral, se empiezan a observar discrepancias en los desplazamientos en comparación con los resultados experimentales. Esto se evidencia particularmente en el caso de la prótesis con un relleno del 7.5% que, con una fuerza de 173 N, el desplazamiento experimental es de 19.47 mm, mientras que en la simulación el desplazamiento es de 5.79 mm. Esta discrepancia de resultados está influenciada por la base inferior del molde recto que entra en contacto con la prótesis, lo cual es un efecto que no se considera en la simulación. Además, que no se considera la deformación de los moldes.

3.12.3 Validación de prótesis mamarias a un grupo de mujeres

Los resultados de las encuestas indican que una prótesis con un relleno al 7.5% exhibe una similitud de forma con un seno natural para un conjunto de 22 mujeres encuestadas, en contraste con otros tipos de prototipos. Además, las prótesis restantes generaron incomodidad en estas mujeres, ya que el material impregnado en ciertas partes de las prótesis les causaba una sensación de irritación en la piel, a diferencia de la prótesis con un relleno al 7.5%, que fue bien recibida al carecer de este material adicional.

Capítulo 4

4. CONCLUSIONES Y RECOMENDACIONES

En base a los resultados obtenidos en este estudio, se extrajeron las siguientes conclusiones y recomendaciones:

4.1 Conclusiones

- Los ensayos de compresión demostraron que las prótesis mamarias externas hechas de un material flexible, permiten alcanzar la deformación natural de un seno, disminuyendo su grado de porcentaje de relleno. Además, se logró determinar que las prótesis soportan la carga del brasier; sin embargo, con prótesis inferiores al 7.5% de relleno, el brasier no soporta cargas superiores a los 40 N, ya que existe la posibilidad de que las paredes de la prótesis se agrieten durante actividades diarias o la manipulación constante. No obstante, se validó que para un grupo de mujeres sanas comprobaron que la prótesis con patrón de relleno al 7.5% le presenta una deformidad idéntica al seno natural. Por esta razón, se sentó la base para investigaciones futuras que la deformación óptima se logra con un prototipo de prótesis de relleno al 7.5% y un espesor de 2 mm para las distintas formas de senos sujetos a escaneo 3D.
- La prótesis mamaria con patrón de relleno al 7.5% demuestra que, las condiciones óptimas de impresión se dan con una orientación específica de construcción que evita la acumulación innecesaria de material que pueda dificultar su eliminación durante el acabado final del producto. Esta orientación debe estar entre 0° en el eje "x", 33° en el eje "y" y 0° en el eje "z", y todo esto debe lograrse sin la necesidad de emplear soportes internos. Además, se ha constatado que la selección adecuada de la orientación de impresión puede marcar la diferencia en la precisión y eficiencia de la impresión del prototipo, tanto en términos de uso eficiente de material.
- El modelo de prótesis mamaria externa fabricada con manufactura aditiva utilizando fotopolimerización es una manera de imitar la forma del seno en mujeres que se han pasado por una mastectomía. No obstante, hasta el momento,

no se ha identificado un material que satisfaga los requisitos necesarios para lograr el peso ideal de un seno natural con un nivel de relleno relativamente bajo. Igualmente, este material debería exhibir una mayor flexibilidad frente a una menor presión, similar a la resina flexible, y al mismo tiempo ser idóneo para su aplicación en la tecnología de impresión 3D.

4.2 Recomendaciones

- Durante el proceso de impresión de las prótesis, se aconseja evitar la utilización de soportes internos. En el programa Preform, es necesario colocar la prótesis en una posición adecuada y, mediante el método de prueba y error, verificar el estado de impresión hasta que únicamente aparezca el símbolo de advertencia. Este indicador es suficiente para asegurar el éxito de la impresión.
- Cuando proceda a la limpieza de las prótesis, es esencial garantizar que al finalizar el ciclo en el dispositivo de lavado ("washer") de 40 minutos, la prótesis esté completamente libre de impurezas. Luego, con la asistencia de guantes quirúrgicos, reintroduzca la prótesis en alcohol isopropílico para eliminar por completo cualquier resto de resina no curada que pueda estar presente en su superficie.
- Antes de introducir la prótesis en el dispositivo de curado, es fundamental secarla minuciosamente para garantizar un curado adecuado y se mejoran las características mecánicas de la prótesis.
- Es recomendable ampliar el área de contacto con el molde recto durante los ensayos de compresión, y, además, crear un molde específico para cada prueba.
- Para alcanzar el peso adecuado al de un seno natural se recomienda intentar rellenar las prótesis con silicona para así comprobar el peso adecuado que más se ajuste en la paciente.

BIBLIOGRAFÍA

- [1] P. Cueva, W. Tarupi, and H. Caballero, “Cancer incidence and mortality in Quito: information to monitor cancer control policies,” *Colomb Med*, vol. 53, no. 1, Feb. 2022, doi: 10.25100/cm.v53i1.4929.
- [2] C. M. Paredes Barzola, “Nivel de conocimiento de los internos rotativos acerca de prevención y detección oportuna del cáncer de mama,” *Oncología (Ecuador)*, vol. 31, no. 3, pp. 226–233, Dec. 2021, doi: 10.33821/571.
- [3] B. Ernard et al., “TWENTY-YEAR FOLLOW-UP OF A RANDOMIZED TRIAL COMPARING TOTAL MASTECTOMY, LUMPECTOMY, AND LUMPECTOMY PLUS IRRADIATION FOR THE TREATMENT OF INVASIVE BREAST CANCER A BSTRACT,” 2002. [Online]. Available: www.nejm.org
- [4] A. M. Miller, C. A. Steiner, M. L. Barrett, K. R. Fingar, and A. Elixhauser, “Breast Reconstruction Surgery for Mastectomy in Hospital Inpatient and Ambulatory Settings, 2009-2014,” 2009. [Online]. Available: <http://health.usnews.com/health-care/for-better/articles/2016-12-13/choosing->
- [5] MSP, “Cifras de Ecuador – Cáncer de Mama,” Ministerio de Salud Pública, 2018. <https://www.salud.gob.ec/cifras-de-ecuador-cancer-de-mama/> (accessed Aug. 21, 2023).
- [6] F. Ariel and R. Murga, “Rediseño para manufactura aditiva de prótesis mamarias externas basado en datos anatómicos de escaneo tridimensional,” *Tradicional*, Escuela Superior Politécnica del litoral, Guayaquil, 2022.
- [7] O. Diegel, A. Nordin, and D. Motte, *A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing*. Singapore: Springer Singapore, 2019. doi: 10.1007/978-981-13-8281-9.
- [8] J. V. L. Silva and R. A. Rezende, “Additive manufacturing and its future impact in logistics,” in *IFAC Proceedings Volumes (IFAC-PapersOnline)*, IFAC Secretariat, 2013, pp. 277–282. doi: 10.3182/20130911-3-BR-3021.00126.
- [9] J. Huang, Q. Qin, and J. Wang, “A review of stereolithography: Processes and systems,” *Processes*, vol. 8, no. 9. MDPI, Sep. 01, 2020. doi: 10.3390/PR8091138.
- [10] D. Zhu, J. Zhang, Q. Xu, and Y. Li, “3D printing of customized aspheric lenses for imaging,” *Polymers (Basel)*, vol. 13, no. 20, Oct. 2021, doi: 10.3390/polym13203477.

- [11] T. Hagiwara, "Recent progress of photo-resin for rapid prototyping, 'resin for stereolithography,'" *Macromol Symp*, vol. 175, no. 1, pp. 397–402, Oct. 2001, doi: 10.1002/1521-3900(200110)175:1<397::AID-MASY397>3.0.CO;2-Y.
- [12] Jerry M. Calkins, Michael R. Neuman, and Joon B. Park, *Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation, Second.*, vol. 1. New Jersey: Wiley, 2006. doi: 10.1002/0471732877.
- [13] George E Dieter, *Mechanical Metallurgy, Second.* Singapore: McGraw-Hill Book, 1928.
- [14] Dr. Layla M. Hasan, "Compression Test: Comparison of the tensile, compressive, and flexural strengths of selected ceramic materials," Irak, 2020.
- [15] T. Shiina, "JSUM ultrasound elastography practice guidelines: basics and terminology," *Journal of Medical Ultrasonics*, vol. 40, no. 4, pp. 309–323, Oct. 2013, doi: 10.1007/s10396-013-0490-z.
- [16] N. G. Ramião, P. S. Martins, R. Rynkevic, A. A. Fernandes, M. Barroso, and D. C. Santos, "Biomechanical properties of breast tissue, a state-of-the-art review," *Biomech Model Mechanobiol*, vol. 15, no. 5, pp. 1307–1323, Oct. 2016, doi: 10.1007/s10237-016-0763-8.
- [17] A. Samani, J. Bishop, and D. B. Plewes, "A constrained modulus reconstruction technique for breast cancer assessment," *IEEE Trans Med Imaging*, vol. 20, no. 9, pp. 877–885, 2001, doi: 10.1109/42.952726.
- [18] T. A. Krouskop, T. M. Wheeler, F. Kallel, B. S. Garra, and T. Hall, "Elastic moduli of breast and prostate tissues under compression," *Ultrason Imaging*, vol. 20, no. 4, pp. 260–274, 1998, doi: 10.1177/016173469802000403.
- [19] Ferdinand P. Beer, J. E. Russell Johnston, John T. DeWolf, and David F. Mazurek, *Mechanics of Materials, Seventh.* New York: McGraw-Hill Education, 2015.
- [20] H. Lee, J. Lee, S. Kwon, K. Ramani, H. Chi, and D. Mun, "Simplification of 3D CAD Model in Voxel Form for Mechanical Parts Using Generative Adversarial Networks," *Computer-Aided Design*, pp. 103–577, Jun. 2023, doi: 10.1016/j.cad.2023.103577.
- [21] M. Eragubi, "Slicing 3D CAD Model in STL Format and Laser Path Generation," *International Journal of Innovation, Management and Technology*, 2013, doi: 10.7763/ijimt.2013.v4.431.

- [22] D. Sreeramulu, “A New Methodology for Recognition of Milling Features from STEP File.”
- [23] ISO 9001:2015, “Sistemas de gestión de la calidad — Requisitos. Quality management systems — Requirements.,” Norma Internacional ISO 2015, Sep. 15, 2015.
http://www.congresoson.gob.mx:81/Content/ISO/documentos/ISO_9001_2015.pdf (accessed Jun. 24, 2023).
- [24] ISO 14001:2015, “Sistemas de gestión ambiental — Requisitos con orientación para su uso. Environmental management systems — Requirements with guidance for use,” Norma Internacional ISO 2015, Sep. 15, 2015.
https://www.teschi.edu.mx/acerca_del_tecnologico/marco_juridico/PDF/NORMA%20INTERNACIONAL%20%2014001%202015.pdf (accessed Jun. 24, 2023).
- [25] ISO, “Medical devices — Application of risk management to medical devices. Dispositifs médicaux — Application de la gestion des risques aux dispositifs médicaux,” INTERNATIONAL STANDARD, Mar. 12, 2012.
<http://gdcec.gd.gov.cn/attachment/0/493/493420/3970965.pdf> (accessed Jun. 24, 2023).
- [26] INEN, “Prótesis de miembros externos y ortesis externas. Requisitos y métodos de ensayos (ISO 22523:2006,IDT),” Norma técnica ecuatoriana, Jan. 10, 2014.
<https://es.scribd.com/document/350205058/Nte-Inen-Iso-22523extracto> (accessed Jun. 24, 2023).
- [27] ASTM International, “ASTM D1621 - 00: Standard Test Method for Compressive Properties of Rigid Cellular Plastics,” American National Standards Institute, Jan. 10, 2000. <http://file.yizimg.com/175706/2012010316223441.pdf> (accessed Jun. 24, 2023).
- [28] C. Parmar, M. West, S. Pathak, J. Nelson, and L. Martin, “Weight versus volume in breast surgery: an observational study,” *JRSM Short Rep*, vol. 2, no. 11, pp. 1–5, Nov. 2011, doi: 10.1258/shorts.2011.011070.
- [29] S. Yue, “Finite Element Model for Predicting The Pressure Comfort And Shaping Effect Of Wired Bras,” Hong King, 2020.
- [30] W. Erhui, “Research on the Pressure Comfort of Sports Bra,” *Science Research*, vol. 5, no. 1, p. 6, 2017, doi: 10.11648/j.sr.20170501.12.

- [31] Y. Sun et al., "Finite Element Analysis on Contact Pressure and 3D Breast Deformation for Application in Women's Bras," *Fibers and Polymers*, vol. 22, no. 10, pp. 2910–2921, Oct. 2021, doi: 10.1007/s12221-021-0878-0.
- [32] G. Bauce, "Índice de masa corporal, peso ideal y porcentaje de grasa corporal en personas de diferentes grupos etarios," *Revista Digital de Postgrado*, vol. 11, no. 1, Aug. 2021, doi: 10.37910/rdp.2022.11.1.e331.
- [33] S. W. Glaus and G. W. Carlson, "Long-Term Role of External Breast Prostheses After Total Mastectomy," *Breast J*, vol. 15, no. 4, pp. 385–393, Jul. 2009, doi: 10.1111/j.1524-4741.2009.00742.x.
- [34] D. E. McGhee, K. L. Mikilewicz, and J. R. Steele, "Effect of external breast prosthesis mass on bra strap loading and discomfort in women with a unilateral mastectomy," *Clinical Biomechanics*, vol. 73, pp. 86–91, Mar. 2020, doi: 10.1016/j.clinbiomech.2019.12.027.
- [35] B. Montejo Maillo, A. Blaya San, P. Armisen Bobo, M. E. Montero Moreno, F. Blaya Haro, and J. A. Juanes, "Methodology of custom design and manufacturing of 3D external breast prostheses," in *ACM International Conference Proceeding Series*, Association for Computing Machinery, Oct. 2020, pp. 450–457. doi: 10.1145/3434780.3436586.
- [36] H. Lee, R. I. Eom, and Y. Lee, "Evaluation of the mechanical properties of porous thermoplastic polyurethane obtained by 3D printing for protective gear," *Advances in Materials Science and Engineering*, vol. 2019, 2019, doi: 10.1155/2019/5838361.
- [37] J. Gómez et al., "Dispositivo de medición de fuerza de los dedos y su rol en el seguimiento de las funciones de la mano," *Cirugía Plástica Ibero-Latinoamericana*, vol. 48, no. 2, pp. 217–226, 2022, doi: 10.4321/s0376-78922022000200013.
- [38] Y. Sun et al., "3D bra and human interactive modeling using finite element method for bra design," *Computer-Aided Design*, vol. 114, pp. 13–27, Sep. 2019, doi: 10.1016/j.cad.2019.04.006.
- [39] Shimadzu, "Shimadzu AGS-X Series High-Capacity Models Instruction Manual TRADUCIDO," 2013.

APÉNDICES

Apéndice A: Diseño de la estructura interna para las prótesis

1. Se procedió a importar la malla del modelo del seno obtenida de uno de los escaneos 3D, sin embargo, la malla generada por el programa de Meshmixer se debe solo a un cuerpo sólido, por lo que se debe importar el sólido a nueva malla para generar la estructura interna en Fusion 360. Por esta razón, se utiliza la herramienta *Insertar malla*, considerando las dimensiones originales del modelo en milímetros para no alterar unidades cuando se mande a imprimir. Luego, se conserva la orientación y se utiliza la opción de *Centro*, para editar con simplicidad el mallado, ver figura A1.

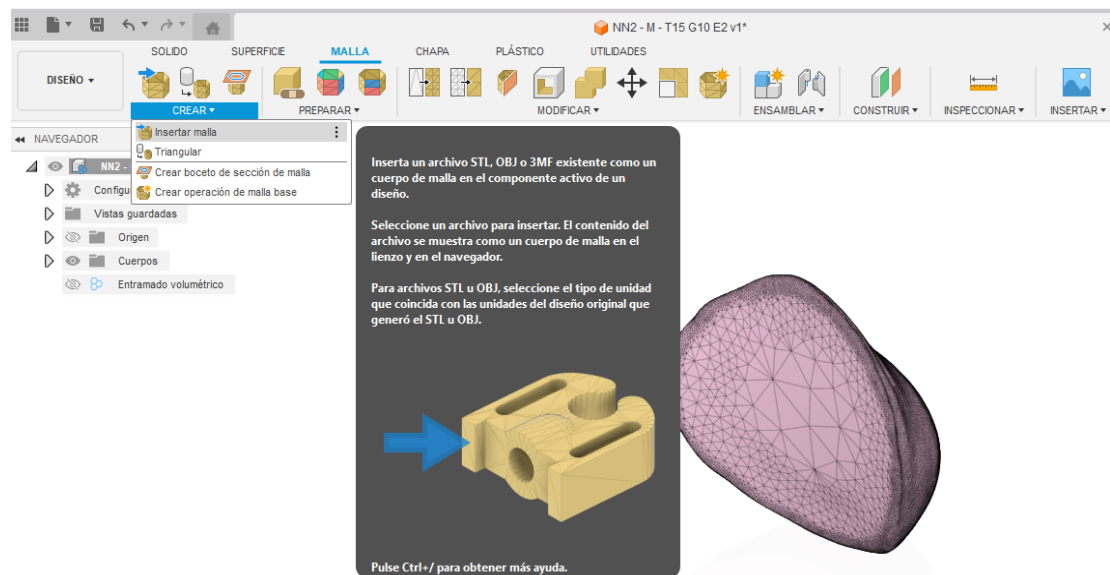


Figura A 1. Inserto de malla para el modelo de prótesis mamaria externa de un formato STL

2. Se crea una reducción de la malla con una proporción de 15 para disminuir el número de elementos del mallado con la finalidad de establecer un mallado adecuado para generar el grupo de caras después, debido a que Fusion 360 puede procesar hasta 10000 elementos, ver figura A2.

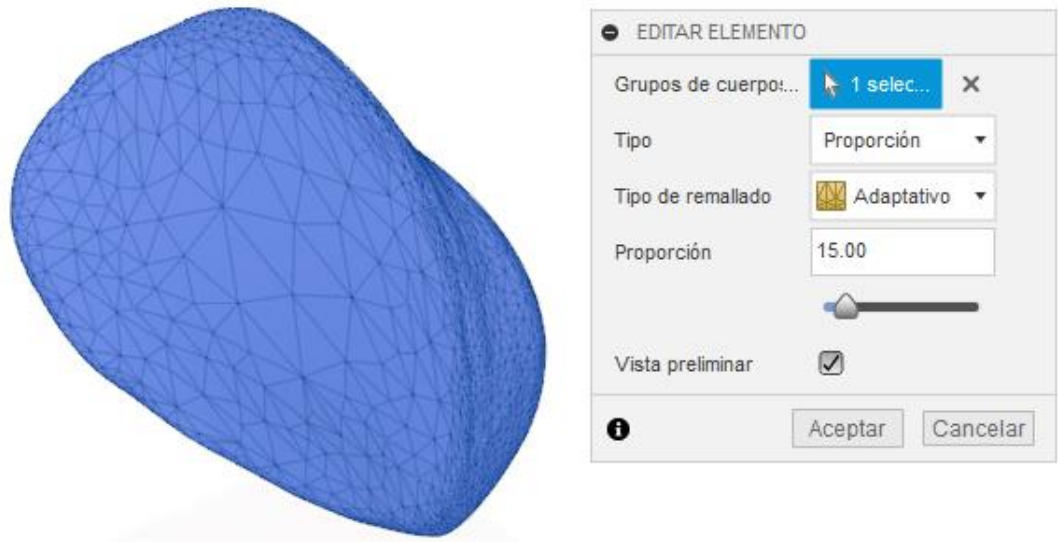


Figura A 2. Reducción de la proporción del mallado

3. La herramienta de malla se usa la función generar grupos de caras, seleccionando un *tipo* de opción *rápido*, y con un ángulo de umbral de 1.0 grado, puede ser mayor; sin embargo, se estableció ese número para ajustar el número de caras en la cara posterior, y el tamaño mínimo de grupos de caras se estimó en 0.020 con la finalidad de generar correctamente la estructura interna. Se debe aclarar, que estos parámetros pueden variar con las diferentes formas de senos.



Figura A 3. Vista de generación de grupos de caras en la superficie del modelo

- Una vez generados en todo el cuerpo del modelo los grupos de caras, se agrupan las caras de la cara posterior; por ende, se utiliza la función *Combinar grupos de caras*, seleccionando cada cara de la superficie posterior, ver la figura A3.a. Luego, se realiza otra combinación de grupos de toda la superficie y se suprime la combinación total de la cara generada por el primer grupo de caras con el fin de dividir en 2 caras la malla, tal como se describe en la figura A3.b.

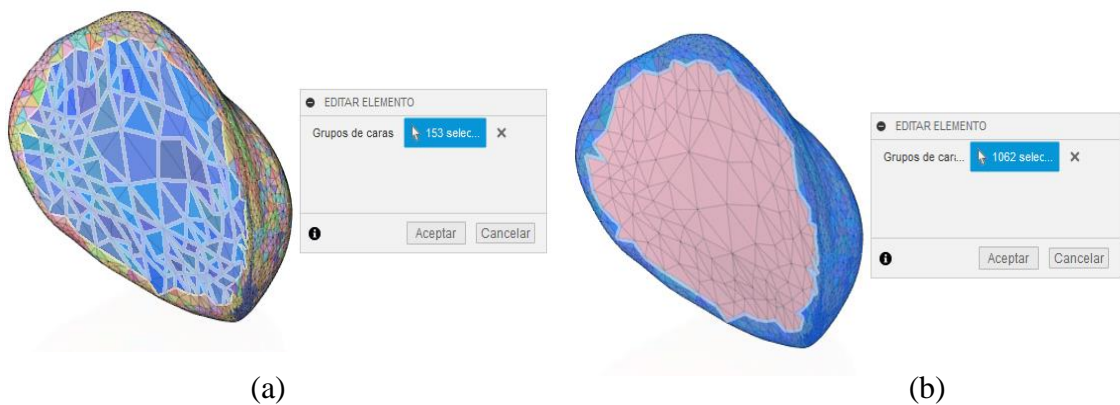


Figura A 4. (a) *Combinación de cada grupo de caras en la cara posterior, (b) Combinación de grupos de toda la malla, excepto la cara posterior*

- Posteriormente, se utilizó la herramienta *Convertir malla* para convertir la malla en un sólido; luego, se abrió un panel para configurar la operación de transformación a sólido; por lo que se utilizó la *Operación de Paramétrico* y un método *Prismático*, para conservar totalmente el modelo de la prótesis.



Figura A 5. (a) *Parámetros definidos en la conversión de malla a sólido, (b) Modelo de prótesis sólido dividido en 2 grupos de caras*

- Una vez obtenido el sólido disponible, se procede a activar la herramienta de extensión de producto design de Fusion 360 con la finalidad de activar la opción *Entramado volumétrico*, y así poder generar para la *estructura de celda*. Por otro lado, se debe ir a la opción de sólido en la barra de Fusion 360, función modificar y desplazarse hasta *Entramado volumétrico*, donde se abre un panel para seleccionar el tipo de estructura, la cual se seleccionó como red; por consiguiente, se establece una proporción *Uniforme* para que las estructuras no se distorsionen en diferentes direcciones. Luego, se recomienda un tamaño de celda a unos 15 mm para que la estructura se distribuya de manera uniforme, ver figura A6.



Figura A 6. *Diseño de la estructura de red interna de la prótesis utilizando la función de entramado volumétrico de Fusion 360*

- Finalmente, se utiliza la función de *Crear malla* para generar un refinamiento de malla alto con el fin de conservar totalmente la forma del seno. Luego, se procede a guardar el archivo para exportarlo a un formato de archivo STL, listo para ser impreso en 3D.

Apéndice B: Diseño e impresión 3D de moldes recto e inclinado

En la sección 2.9.1 se explicó brevemente el proceso de diseño de los moldes utilizando Autodesk Inventor 2023. El objetivo era determinar el ángulo de inclinación con el que la fuerza del sujetador actuaba para diseñar el molde inclinado con las dimensiones mostradas en el boceto 2D de la figura B1. El ángulo de 37 grados se obtuvo a partir del promedio de las mediciones realizadas por las voluntarias, como se detalla en la tabla.

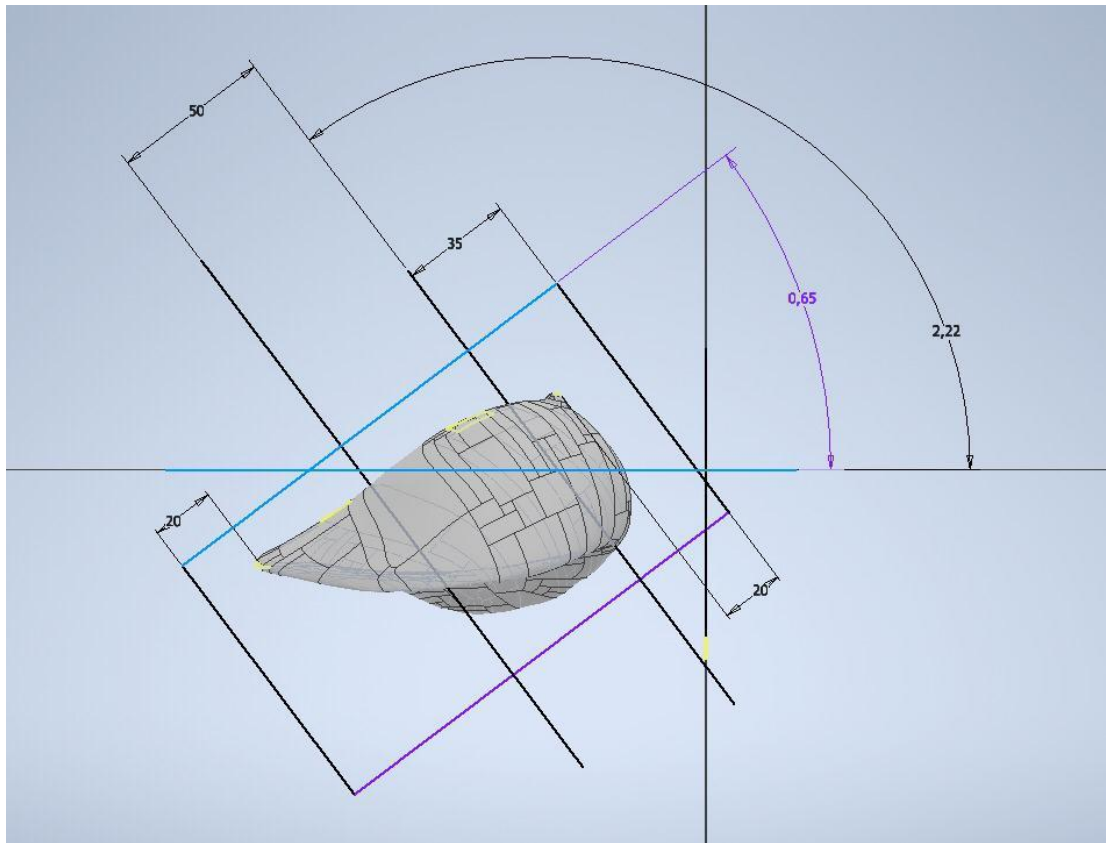


Figura B 1. Dimensionamiento 2D de la creación de los moldes tanto superior e inferior.

La figura B2 ilustra el procedimiento necesario para diseñar tanto el molde superior como el inferior, en sus versiones rectas e inclinadas, utilizando el programa Autodesk Inventor 2023.

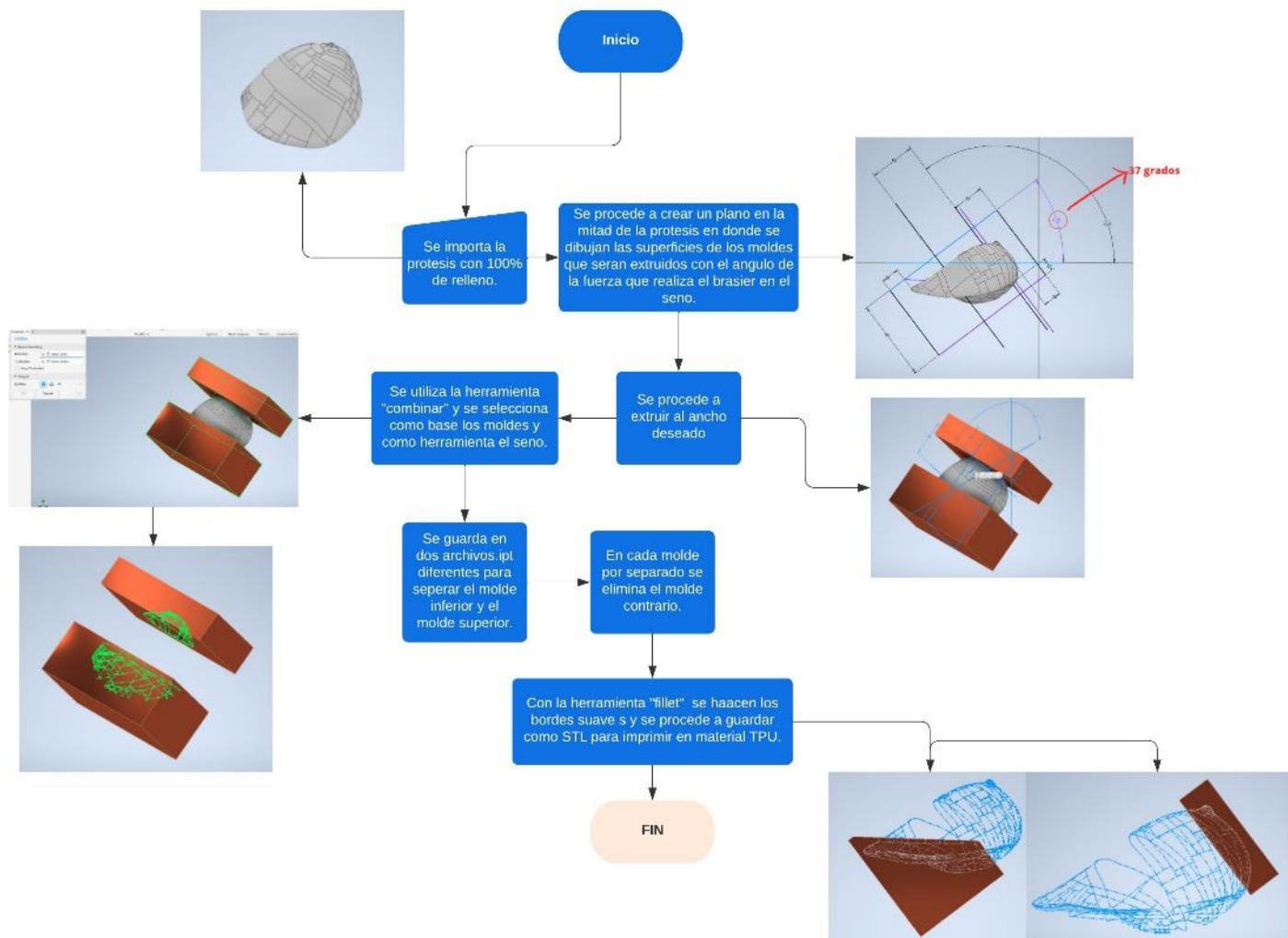
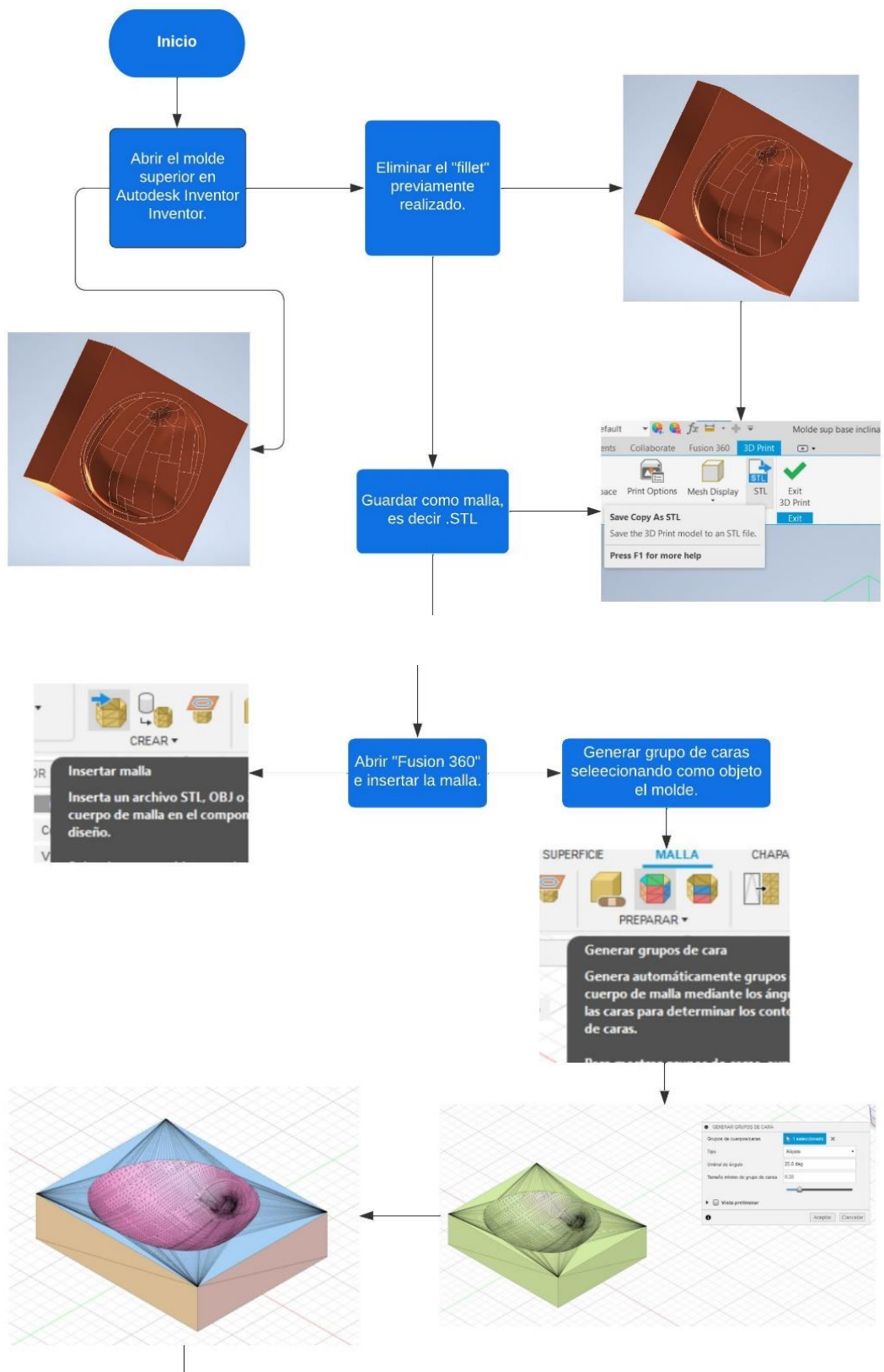


Figura B 2. Diagrama de flujo del diseño de flujo de los moldes

Una vez que los moldes han sido creados, se procede a determinar el área de contacto del molde superior con la prótesis, lo que resulta en la generación de una presión de contacto sobre la superficie de la prótesis. Para este propósito, se importa el modelo a Fusion 360 como una malla para poder utilizar la herramienta "generar grupos de caras". Luego, se combinan estos grupos de caras en el área de contacto específica entre el molde y la prótesis.

Esta área de contacto permite determinar la presión ejercida en una región específica de la superficie de la prótesis. Los detalles completos del procedimiento se encuentran descritos en la figura B3.



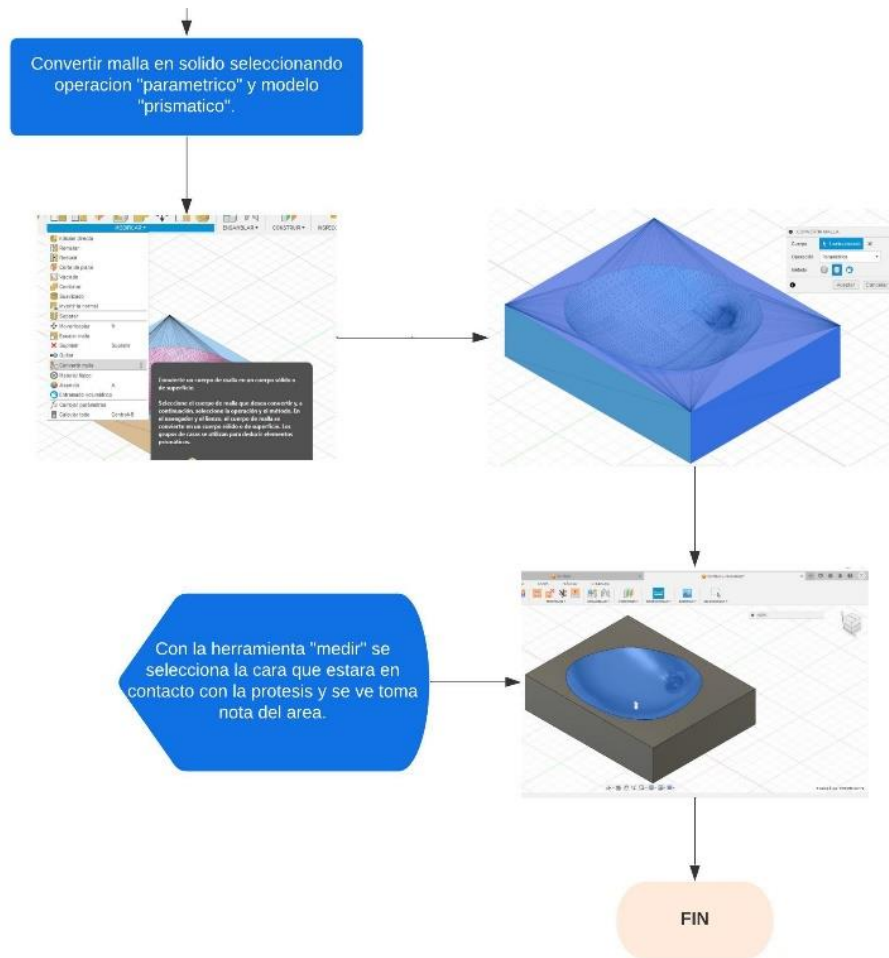


Figura B 3. Diagrama de flujo para determinar el área de contacto del molde superior.

Después de eso, el proceso de impresión de los moldes se llevó a cabo utilizando una impresora 3D que trabaja mediante extrusión. En este caso, se eligió el material TPU, que es un material flexible y similar a la goma, con propiedades mecánicas adecuadas para realizar los ensayos de compresión en las prótesis. La decisión de utilizar TPU en lugar de resina fue debido a su simplicidad y disponibilidad. La impresora utilizada fue de la marca "Creality" y su modelo es "Ender 3". El procedimiento detallado para obtener los moldes impresos se describe en la figura B4.

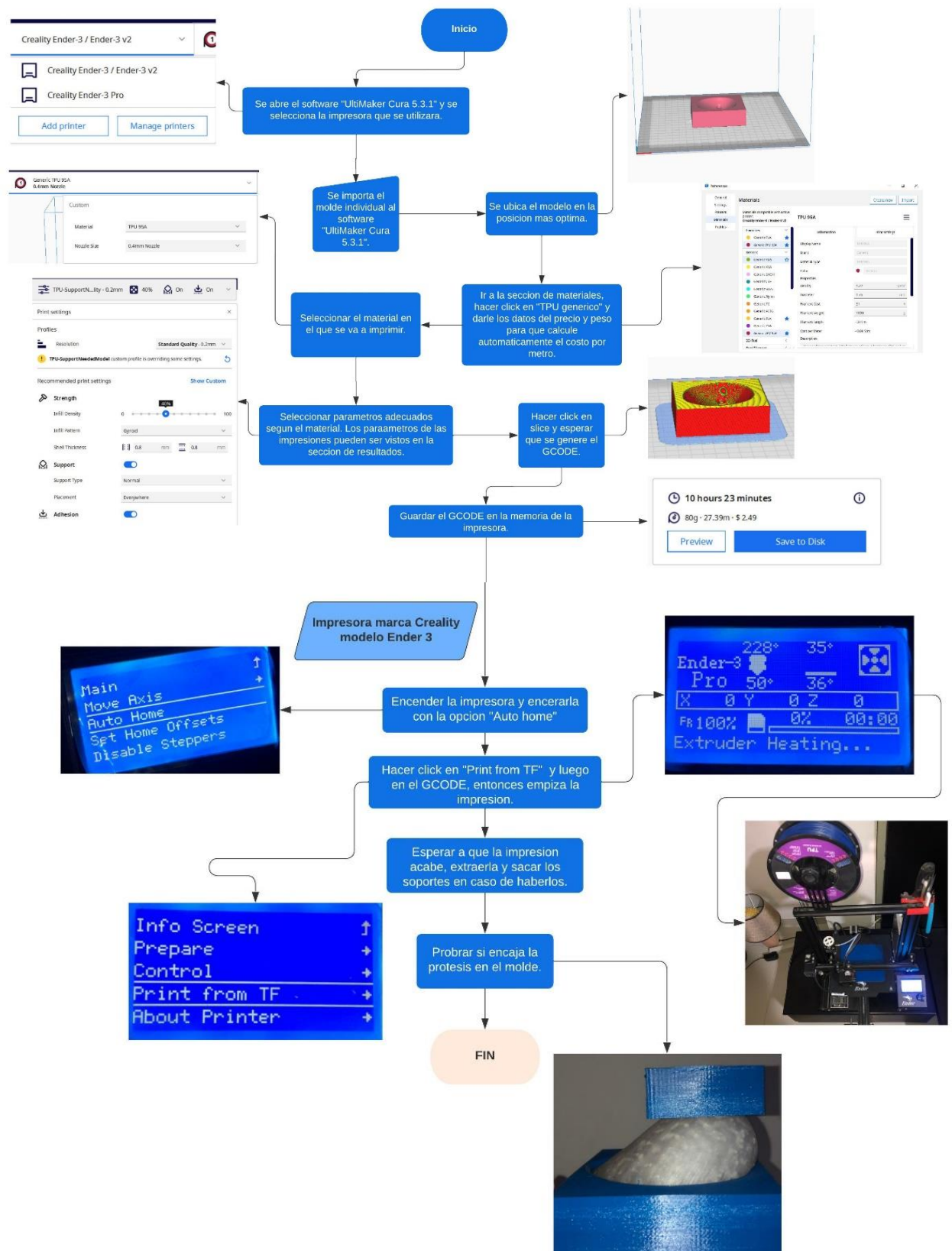
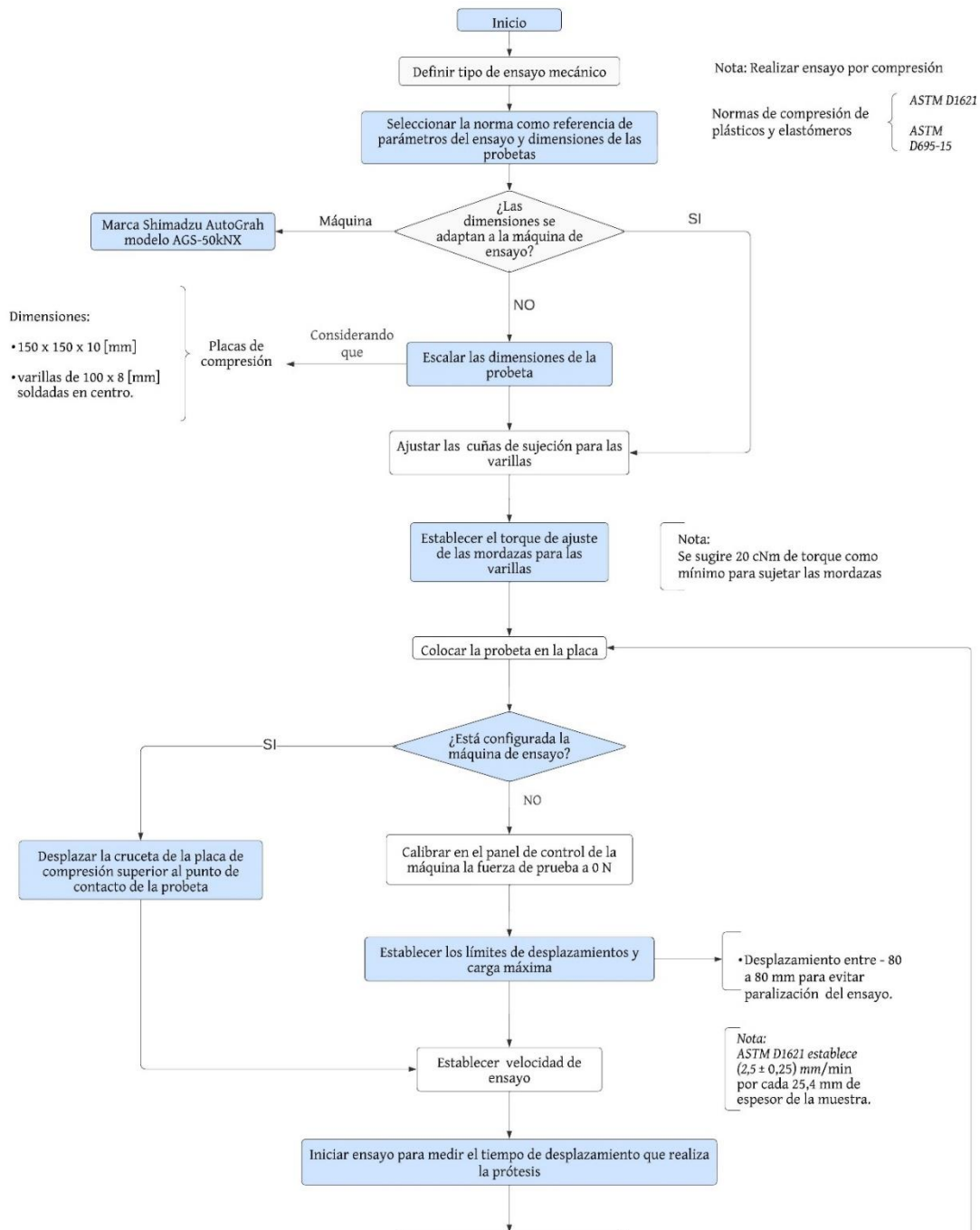


Figura B 4. Diagrama de flujo de impresión 3D por extrusión de los moldes para las prótesis

Apéndice C: Ensayo de deformación elástica de las prótesis

En esta sección se describe el procedimiento general a seguir para las pruebas de compresión.



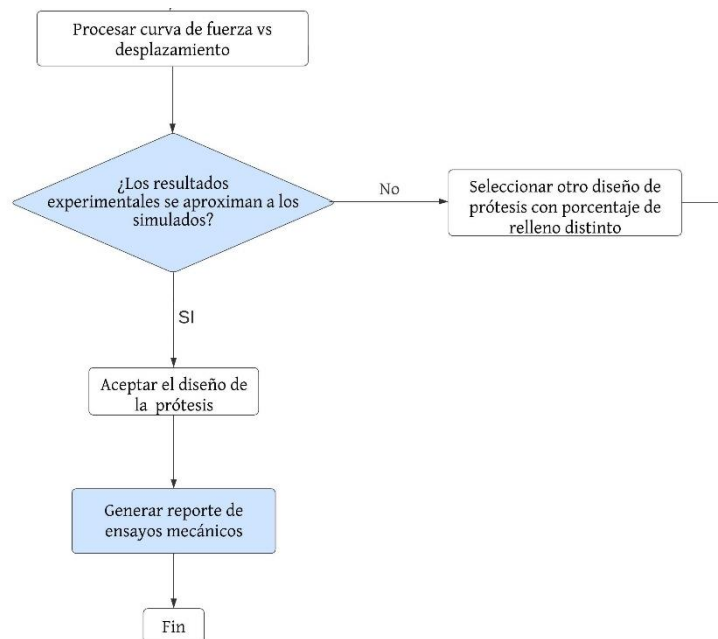


Figura C 1. Diagrama de flujo del procedimiento experimental de la deformación elástica de las prótesis

El propósito de este ensayo de compresión es analizar la deformación de las prótesis de manera que se asemejen a la deformación natural de un seno saludable. Para ello, se tomó en cuenta el material con el que están fabricadas las prótesis para garantizar que cumplan con los estándares de calidad y seguridad. En este caso, se empleó resina flexible 80A.

En la figura C1, se siguió el proceso para realizar las pruebas de compresión para cada prótesis utilizando una carga máxima de 200 N, con el objetivo de evaluar su respuesta en diferentes situaciones. Se llevaron a cabo dos análisis: uno utilizando moldes rectos superiores e inferiores, los cuales fueron colocados sobre placas de 150 mm x 150 mm x 10 mm para simular la presión ejercida por un sujetador en las posiciones supina y prona. Además, se agregó un 25% del peso promedio de una mujer, como se definió en la sección 2.7, para comprender su comportamiento durante el uso diario. Adicionalmente, se utilizó un molde inclinado para evaluar el comportamiento de las prótesis cuando la paciente se encuentra en posición vertical. A continuación, se muestra el procedimiento de funcionamiento de la máquina de ensayos utilizada en este proyecto y extradida del manual de [39].

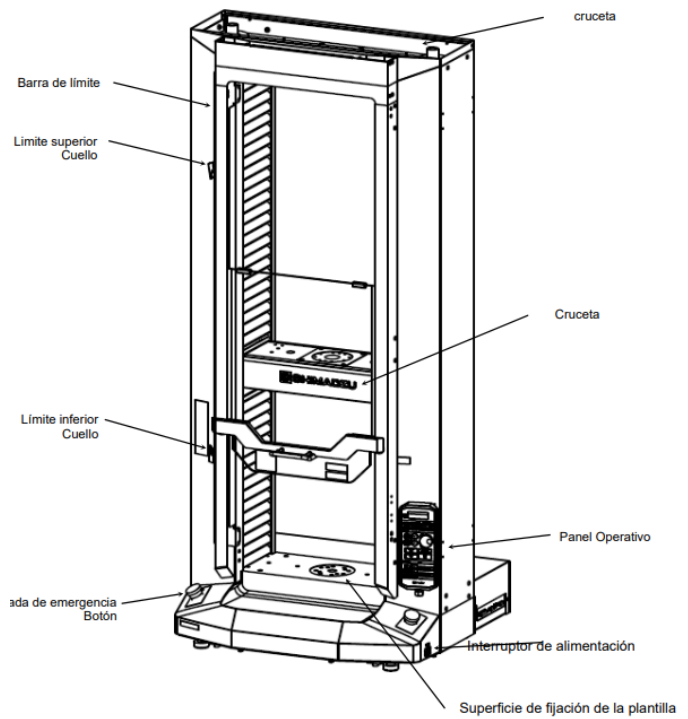


Figura C 2. Máquina de ensayos universales del laboratorio de solidos de ESPOL Shimadzu AutoGrah modelo AGS-50kNX

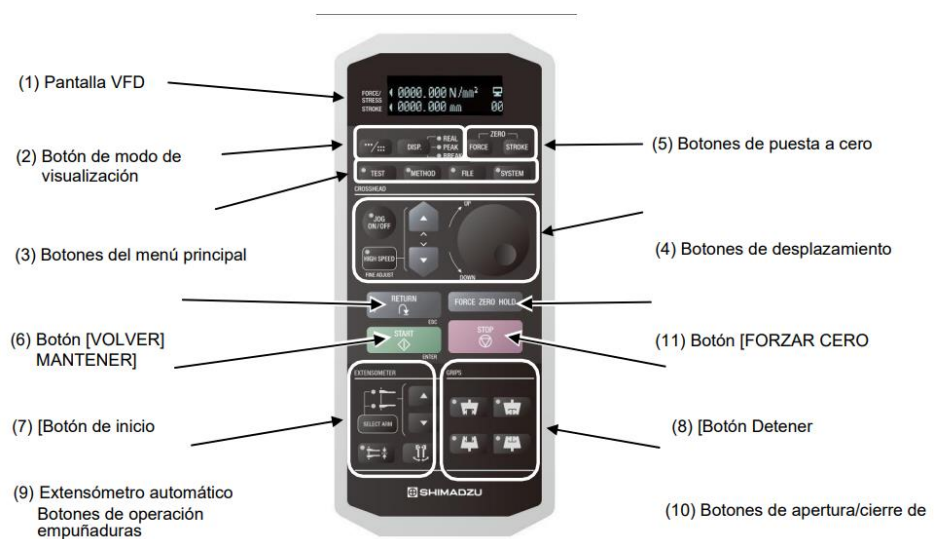


Figura C 3. Partes de la AGX-50kNX

Junta superior (UJ) e inferior (LJ) de 50 kN. Se usarán accesorios de sujeción de tensión para la compresión debido que la carga es baja.

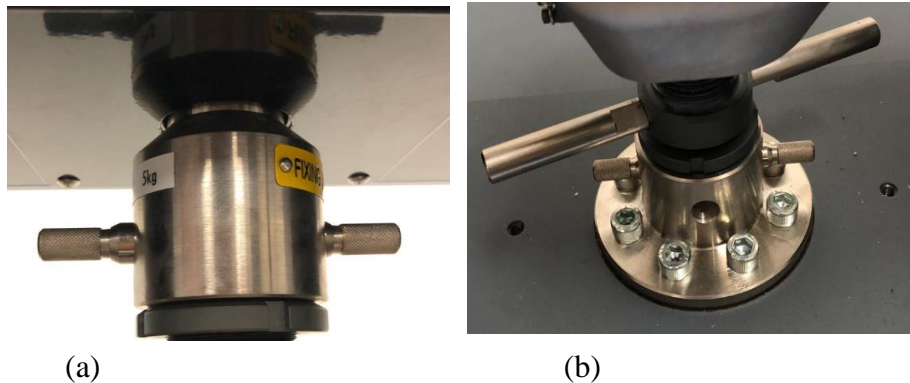


Figura C 4. Junta universal superior (UJ) e inferior (LJ) encargadas de sostener las mordazas que apretaran las placas

50kN	346-59127-01	346-59127-02
------	--------------	--------------

Figura C 5. Números de parte de las juntas

Pasos del experimento:

1. Encender la alimentación de la máquina.
2. El interruptor se encuentra del lado izquierdo de la máquina.

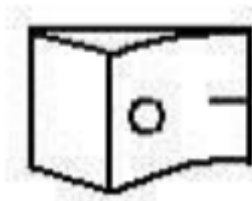


Figura C 6. Interruptor ON/OFF de la máquina de ensayos

3. Calibración electrónica de la fuerza de prueba.
4. Esperar por lo menos 15 minutos con la celda de carga encendida.
5. Realizar la configuración en el panel de control descrita en la siguiente imagen:

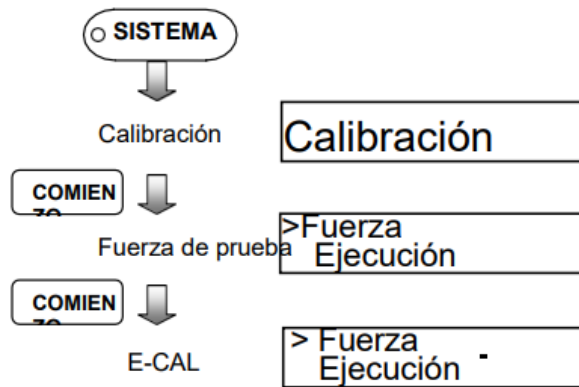


Figura C 7. Procedimiento de configuración para calibración de la fuerza de prueba

6. Fijar el valor “Fuerza”, entonces se calibra electrónicamente la fuerza de prueba.
7. Colocar las plantillas de sujeción en la celda de carga (ubicada en la “crosshead”) y en la base (jig attachment).
8. Colocar articulación inferior.
9. Fijar articulación superior (UJ).
10. Sujeción de mordazas tipo cuñas.

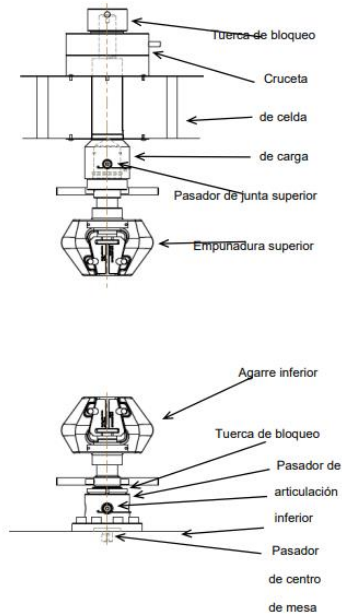


Figura C 8. Esquema de conexión de una plantilla de un ensayo de tracción para la maquina AGS-X

11. Colocar las placas de compresión en las cuñas y apretar con las dos manos.
12. Establecer los límites superiores e inferiores de la cruceta utilizando los collares de límite para evitar un choque de la cruceta con otros objetos
13. Especificar el modo de la prueba a compresión.

En el menú [MÉTODO], establezca [Pol./Inicio] en [Comp./Abajo].

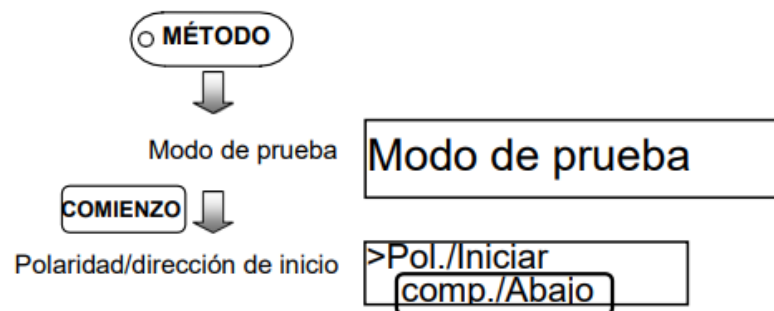


Figura C 9. Procedimiento de configuración para especificar el modo de ensayo de “compresión”

14. Configurar la velocidad de prueba.

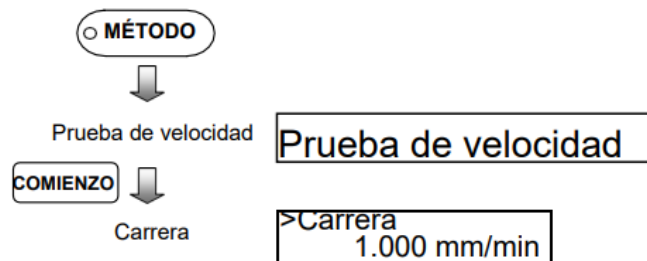


Figura C 10. Procedimiento de configuración para especificar la velocidad de desplazamiento de la cruceta

15. Especificar en configuración la detección de rotura habilitando [Break Set up] en [METHOD] y configurando [Sens. Valor].

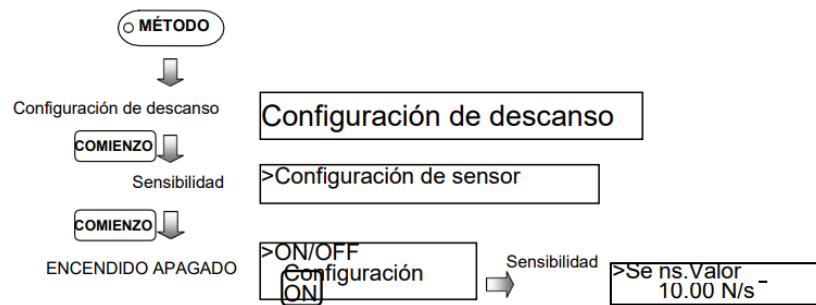


Figura C 11. Procedimiento de configuración para especificar la sensibilidad de rotura a la maquina y que pueda detectar automáticamente cuando falla la prótesis

16. Configurar los límites de desplazamiento en software. Esto se realiza por si la ruptura del material no se detecta automáticamente. Esto se logra seleccionando y configurando [Limite suave] en el menú de [METHOD].

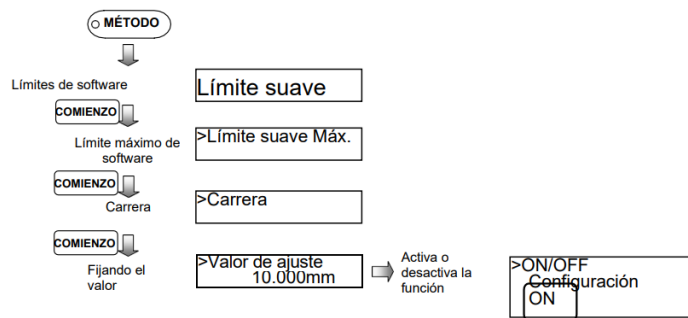


Figura C 12. Procedimiento de configuración para especificar el desplazamiento máximo que realizara la cruceta.

17. Ubicar la prótesis sobre la placa inferior y de tal manera que no se mueva.
18. - Para esto con los botones “Jog” desplazar la cruceta hacia arriba hasta que halla el espacio suficiente para ubicar la prótesis.
19. - Se ubica la prótesis
20. - Se uso los botones “Jog” para mover la cruceta hasta que la placa de compresión superior este en el punto cero que nosotros requerimos.

Apéndice D: Análisis de Costos

Se proporcionan los detalles de la cotización para llevar a cabo la producción de las prótesis, que abarcan desde el proceso de escaneo tridimensional de la paciente, el diseño y la impresión del prototipo, hasta la inclusión de la mano de obra. En la primera etapa, se consideran los costos relacionados con el uso de los equipos necesarios para fabricar los diferentes prototipos.

En la tabla 3.3 se presenta un desglose del costo del primer equipo, que asciende a \$995, y se estima que su vida de 5 años. Además, se considera una depreciación anual de \$199, conforme se describe en la ecuación D.1.

$$\text{Depreciación anual de equipos} = \frac{\text{Costo por equipo}}{\text{vida útil}} = \frac{\$995}{5 \text{ años}} = \frac{\$199}{\text{año}} \quad (\text{D.1})$$

En relación con el empleo de los dispositivos utilizados en la producción de las prótesis, se utilizan a lo largo de 240 días anualmente. Adicionalmente, el tiempo aproximado necesario para completar la fabricación de una prótesis, desde la fase de limpieza hasta la etapa de poscurado del prototipo, es de 2 horas. La fórmula D.2 explica cómo se determina la depreciación anual del primer equipo, considerando el número de días de producción por año y multiplicándolo por el tiempo de funcionamiento.

$$\text{Costo por hora para fabricar} = \frac{\text{Depreciación anual}}{\text{Días de fabricación} \times \text{Tiempo de operación}} \quad (\text{D.2})$$

$$\text{Costo por hora} = \frac{\frac{\$199}{\text{año}}}{\frac{240 \text{ días}}{\text{año}} \times \frac{2\text{h}}{\text{día}}} = \frac{\$0.41}{\text{h}}$$

Además, en relación con la cotización por el uso del programa Fusion 360, se tomó en cuenta el costo de la licencia anual, aplicando los mismos parámetros establecidos en la cotización de equipos, como se detalla en la ecuación E.3.

$$\text{Amortización anual} = \frac{\text{Costo por licencia}}{\text{Año de utilidad}} = \frac{\$581}{1 \text{ años}} \quad (\text{D.3})$$

Sin embargo, es importante tener en cuenta que, al diseñar estas prótesis con estructura interna, el tiempo de procesamiento requerido para completar el modelo final

es de 3 horas diarias. Con el fin de determinar el costo por hora de utilizar este programa durante los 240 días previamente establecidos, se emplea la ecuación D.4.

$$\text{Costo por hora} = \frac{\text{Amortiación anual}}{\text{Días de operación} \times \text{Tiempo de operación}} \quad (\text{D.4})$$

$$\text{Costo por hora} = \frac{\frac{\$ 581}{\text{año}}}{\frac{240 \text{ días}}{\text{año}} \times \frac{3 \text{ h}}{\text{día}}} = \frac{\$0.81}{\text{h}}$$

Por último, se tiene en cuenta la mano de obra necesaria, que incluye al operador del escáner 3D y al diseñador de las prótesis. El salario mensual del operador se estima en \$450 y el del diseñador en \$900. Luego, utilizando la ecuación D.5, se calcula el costo por hora para estos dos trabajadores, considerando los salarios y la cantidad de horas trabajadas.

$$\text{Salario de trabajadores} = \frac{\$ 450}{\text{mes}} \quad (\text{D.5})$$

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

$$\text{Costo por hora} = \frac{\frac{\$450}{\text{mes}}}{\frac{20 \text{ días}}{\text{mes}} \times \frac{8\text{h}}{\text{día}}} = \frac{\$ 2.81}{\text{h}}$$

Después, se calculan los costos por hora de utilización de cada uno de los equipos necesarios para fabricar las prótesis con diferentes porcentajes de relleno, de acuerdo con lo detallado en la tabla D 1.

Equipos	Precio	vida útil (años)	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 SLA	\$ 3.750,00	5	\$ 750,00	240	16	3840	\$ 0,20
Form Wask	\$ 650,00	5	\$ 130,00	240	0,3	72	\$ 1,81
Form Cure	\$ 750,00	5	\$ 150,00	240	0,3	72	\$ 2,08

Tabla D 1. Costos por implementación de equipos Formlabs para la fabricación aditiva de las prótesis

En la tabla D2 se estableció el costo anual de adquirir el programa; no obstante, es importante tener en cuenta que este precio puede variar, ya que Autodesk suele realizar nuevas actualizaciones de sus programas cada año. Por lo tanto, es posible que el costo anual pueda cambiar en función de las actualizaciones o cambios en las políticas de precios de la compañía.

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

Tabla D 2. Costo por utilización de un software CAD

Finalmente, en la tabla D3 se presentan los costos por hora que se deberían pagar a estos trabajadores para fabricar una prótesis.

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	20	8	160	2,81
Diseñador	900	20	8	160	5,63

Tabla D 3. Costos por utilidad de la mano de obra requerida para fabricar los prototipos

Apéndice E: Propiedades del material

Datos de las propiedades de la resina flexible 80 A

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

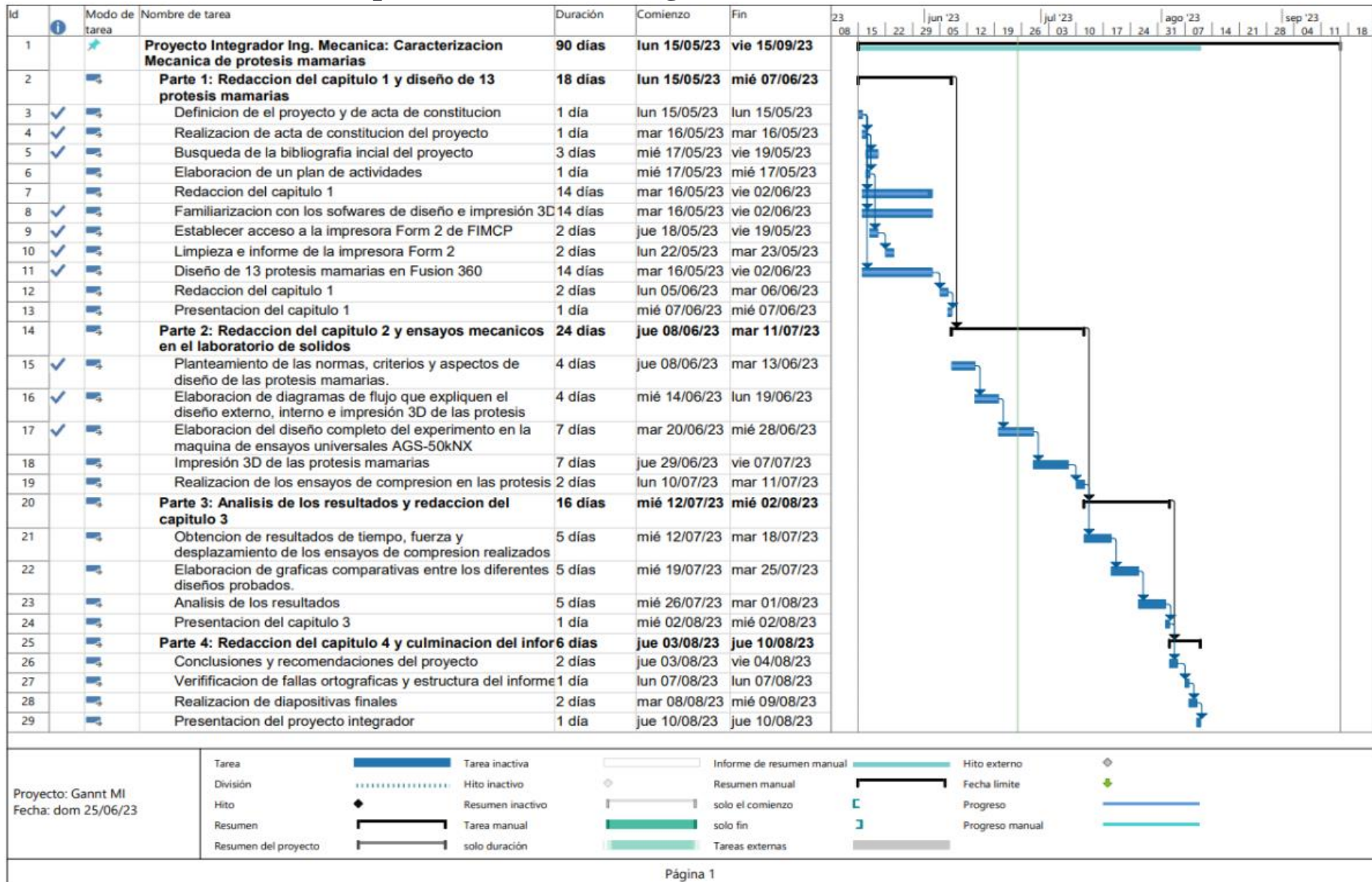
¹Material properties can vary with part geometry, print orientation, print settings and temperature.

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.

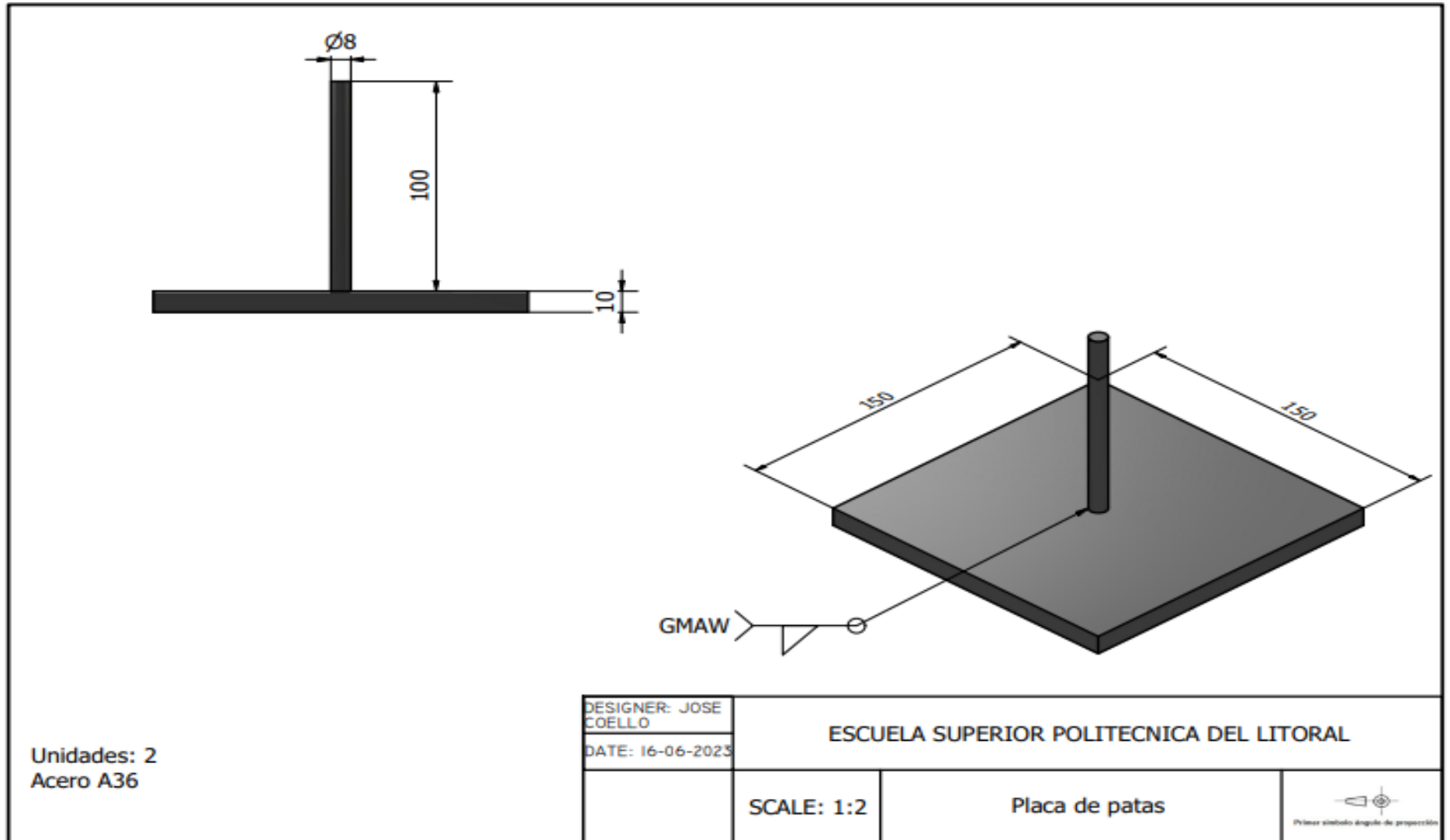
³Tensile testing was performed after 3+ hours at 23 °C, using a Die C specimen cut from sheets.

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

Apéndice F: Cronograma actividades

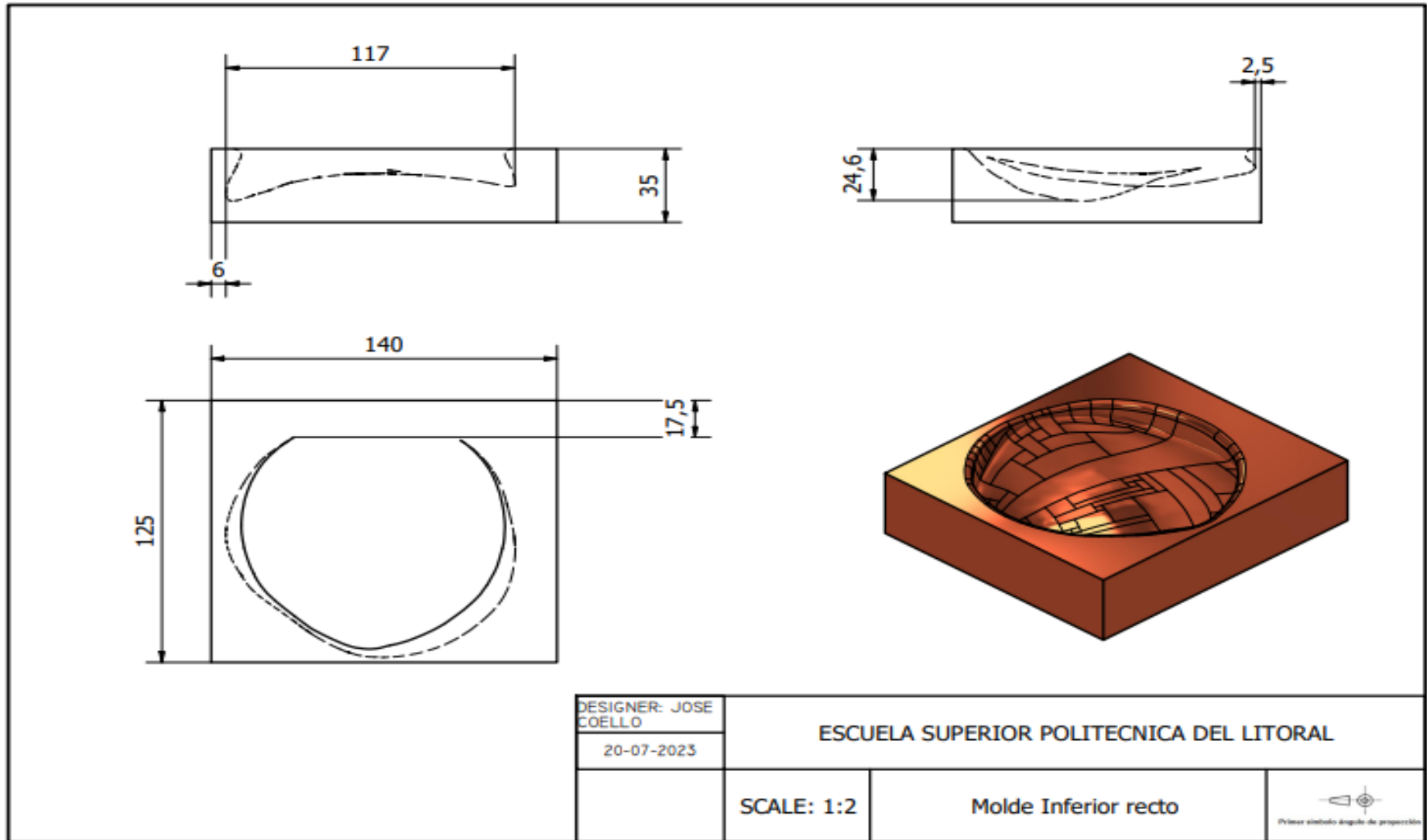


Apéndice G: Placas de compresión



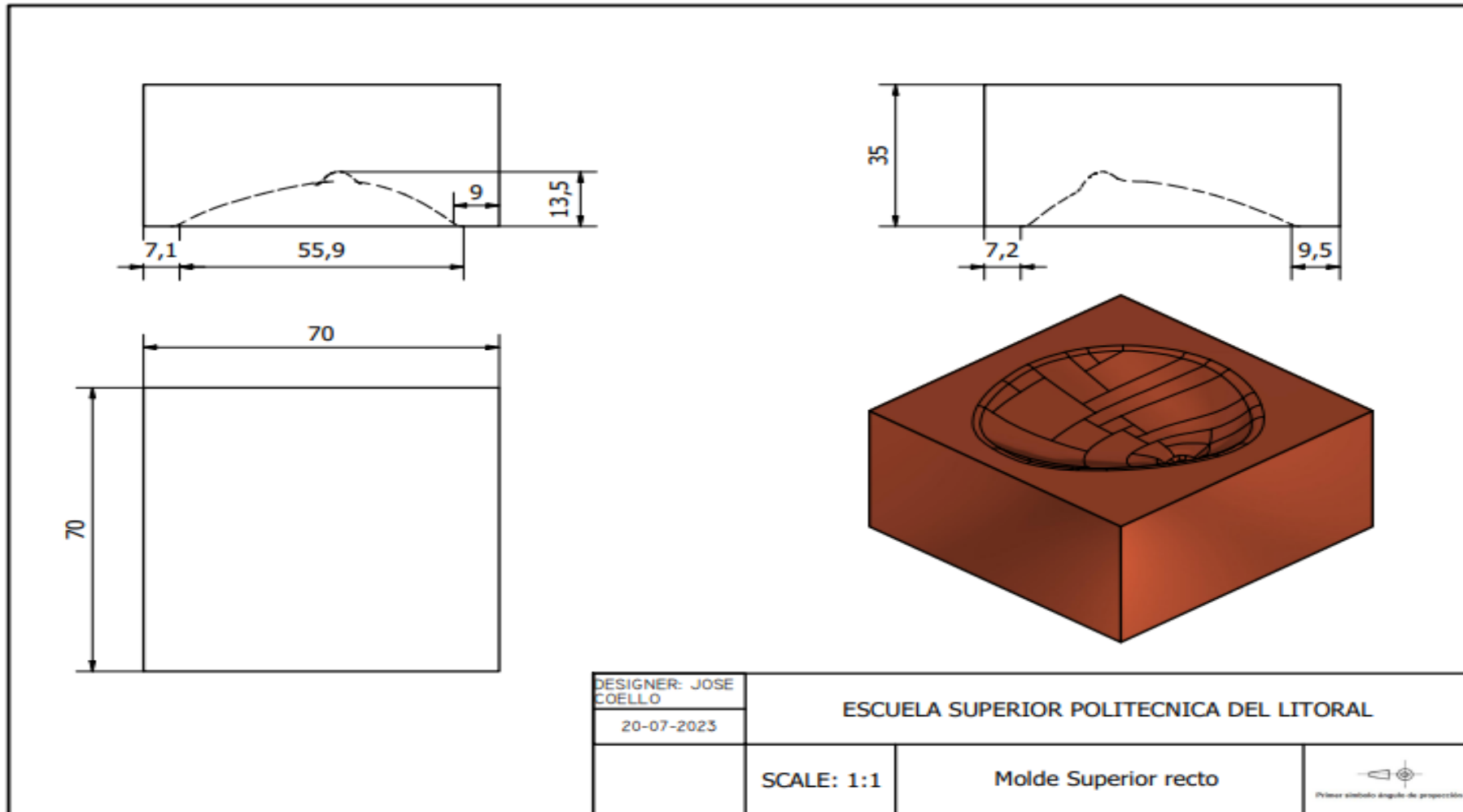
Plano 1. Dimensiones de placa de compresión

Apéndice H: Molde inferior recto



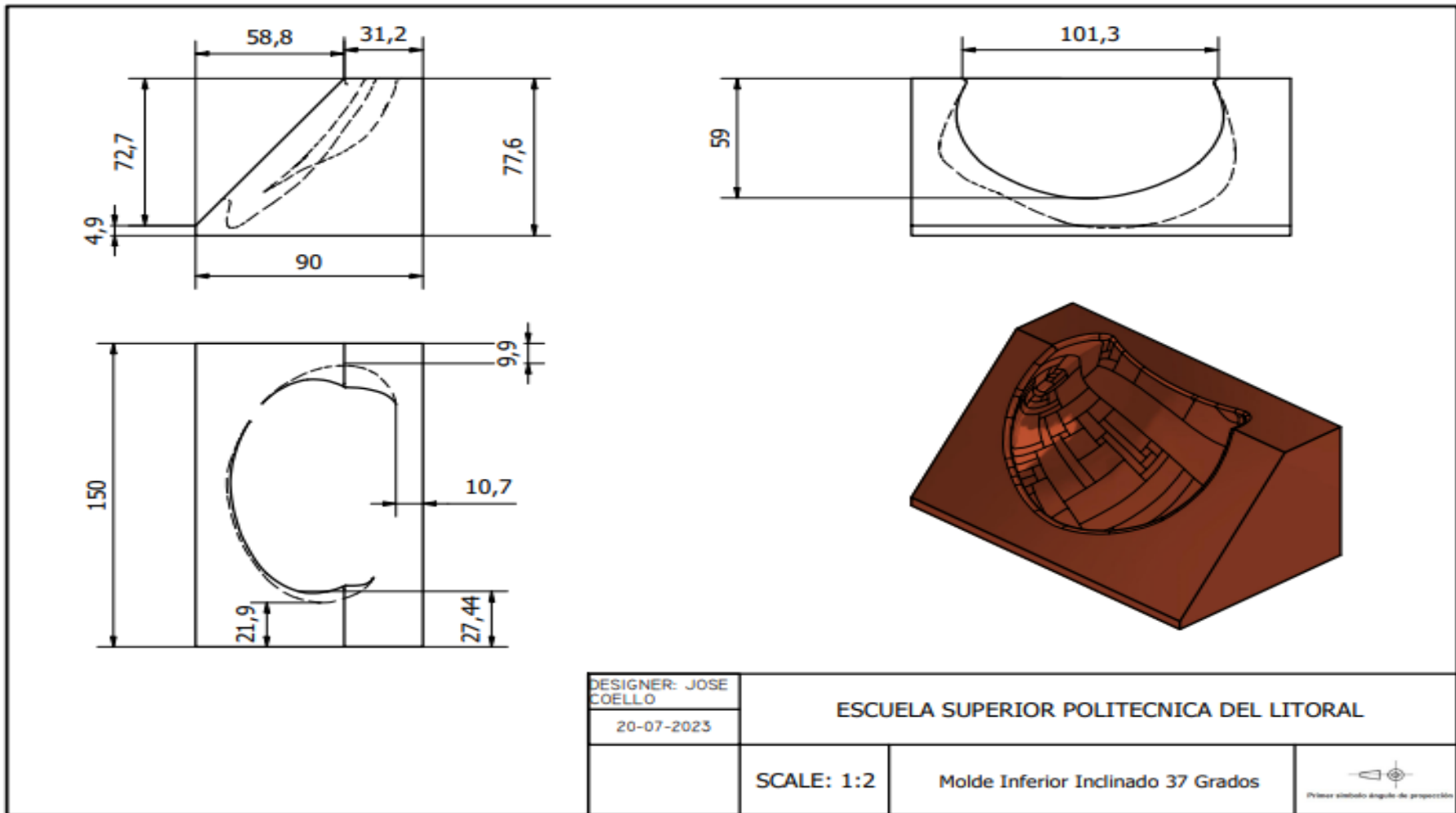
Plano 2. Molde recto inferior

Apéndice I: Molde superior recto



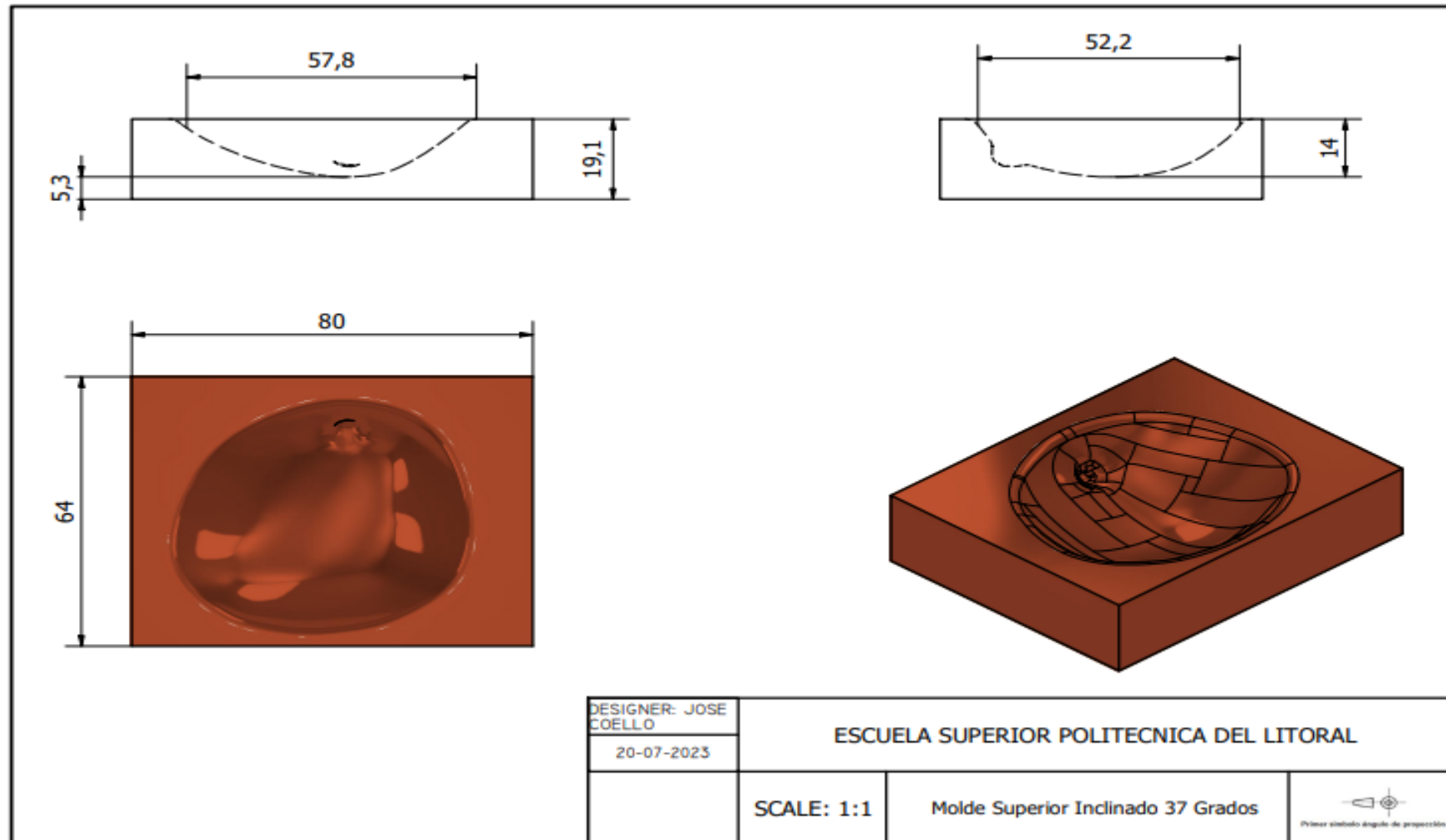
Plano 3. Molde recto superior

Apéndice J: Molde inferior inclinado



Plano 4. Molde inclinado inferior

Apéndice K: Molde superior inclinado



Plano 5. Molde inclinado superior

Materia Integradora de Ingeniería Mecánica MECG1066, I Término 2023

Registro de Reuniones del Proyecto

Paralelo: 1

Profesor del Paralelo: PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcívar

Proyecto: Diseño, fabricación y caracterización mecánica de prótesis mamarias externas creadas con manufactura aditiva.

Reunión No.	Fecha	Estudiante/s	Profesor Tutor	Retroalimentación del tutor
1	17-04-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	Actividad: Introducción al proyecto Zule. <ul style="list-style-type: none">- Explicación de lo que se trata el proyecto.- Exposición del objetivo principal del proyecto. Tarea: <ul style="list-style-type: none">- Leer los proyectos integradores pasados sobre el proyecto.- Leer Libro de Manufactura Aditiva “A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing” de Olaf Diegel.

				<ul style="list-style-type: none"> - Hacer diapositivas de lo leído en el libro.
2	03-05-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Acta de constitución del proyecto Zule y presentación de diapositivas.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Presentación de lo que sería el acta del proyecto, donde se explicó la definición del problema, los objetivos específicos, etc. - Presentación de diapositivas del capítulo 1 del libro leído. - Se explico de manera general, para que se utilizaron los diferentes softwares en los proyectos previos. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - De las diapositivas se realizaron especificaciones de los temas específicos con los que se trabajarán en el proyecto, es decir qué tipo de impresión 3D, y los tipos de archivos. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Terminar de revisar los videos de trabajo para generación de prótesis

				<ul style="list-style-type: none"> - Familiarizarse con los softwares involucrados: Fusion360, Preform, MeshMixer, Geomagic Studio. Y descargarlos - Empezar con la edición de 1 prótesis. - Enviar correo a Francis Loayza solicitando el acceso y uso de la impresora Form2 con los equipos de lavado y curado. Hay que comentar que nosotros hemos conseguido fondos para los insumos.
3	08-05-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Proceso de diseño de las prótesis.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se reviso el proceso de diseño de las prótesis y se determinaron los parámetros de diseño con los que se diseñarían en el proyecto (porcentaje de infill, espesor de capa, etc.) <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Fijar el horario de reuniones semanales: martes de 11:00 a 12:00. - Resultados de la edición de 1 prótesis.

				<ul style="list-style-type: none"> - Realizar pruebas en el laboratorio de computación de FIMCP. - Informe de estado de los equipos en laboratorio de Francis Loayza. - Revisar manual de usuario de impresora Form2. - Obtener toda la información posible sobre la resina Formlabs Flexible 80A.
4	16-05-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Presentación del diseño de la primera prótesis.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presento del diseño listo para imprimir de la primera prótesis. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Todo correcto <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Resultados de la edición de 6 prótesis adicionales - Limpieza de la máquina Form2 de laboratorio - Revisión bibliográfica capítulo 1: Manufactura aditiva, Proceso de estereolitografía, Material flexible

				80A, Diseño asistido por computadora CAD, Formato de archivos para impresión 3D: STL, OBJ, Formato de archivos CAD: IGES, STEP.
5	23-05-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Presentación del capítulo 1 y de las 6 prótesis diseñadas.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presentaron diapositivas de los temas a tratar en el capítulo uno del proyecto. - Se presentaron y subieron a la carpeta compartida los diseños de las 6 prótesis realizadas. - Se informo sobre el estado de la impresora y lo que le hacía falta para funcionar. - Se hicieron las revisiones de los comentarios realizados por el PhD. Francis Loayza sobre el acta de constitución del proyecto. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se explico por qué se usarán esos temas en el proyecto.

				<ul style="list-style-type: none"> - Con respecto a la impresora, se hicieron observaciones sobre las piezas faltantes, en este caso era el tanque LT y la resina. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Editar el acta de constitución según los comentarios del PhD. Francis Loayza. - Terminar las 6 prótesis restantes para completar las 13. - Las siguientes 6 tratarlas con 2 mm de espesor de pared y 10% de relleno de giroide. - Terminar la limpieza de la maquina Form2. - Terminar de redactar capítulo 1.
6	30-05-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Presentación del diseño de todas las prótesis e ida al laboratorio.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presento el diseño de las prótesis faltantes por diseñar de los escaneos previamente realizados. - Ida al laboratorio con el profesor para que vea la impresora, lavadora y

				<p>curadora limpias, y analizar que hace falta.</p> <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se realizaron observación con respecto al tanque y el profesor conseguirá el que hace falta para tratar de realizar la primera impresión la semana que viene con lo que se tenga de resina, ya que no ha llegado la nueva. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Búsqueda bibliográfica caracterización mecánica de materiales flexibles para asegurarnos que aplica la ley de Hooke - Diseño del experimento de compresión de prótesis. Hablar con el encargado del laboratorio de sólidos. - Empecemos simulación de 1 prótesis con los mismos parámetros que se usaron en la materia integradora pasada.
7	06-06-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	Actividad: Introducción al proyecto Zule.

				Primera visita al laboratorio de sólidos con Msc. Carlos Cuenca.
8	13-06-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Simulación de primera prótesis en ANSYS y presentación del diagrama de flujo del experimento.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presento la simulación realizada en ANSYS de la primera prótesis. - Se presento el primer diagrama de flujo del experimento. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Los resultados no fueron convincentes debido que la sujeción y restricciones de la prótesis no eran las correctas. - Hubo observaciones con respecto al diagrama de flujo del experimento. Se indico que hacía falta información y que un diseño del experimento tiene que ser más completo. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Realizar la simulación correctamente, restringiendo todo el borde inferior de

				<p>la prótesis, y usando las fuerzas que se usaron en el proyecto integrador pasado.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Avanzar con el diseño del experimento.
9	20-06-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Presentación de la máquina del laboratorio de sólidos y lo que se necesita para el experimento.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se fue al laboratorio de solidos a chequear la máquina de ensayos de tracción junto al Ing. Carlos Cuenca. - Se detallo que la maquina estaba con los accesorios para realizar ensayos a tensión, pero debido a las fuerzas con las que se iban a trabajar no habría problema con adaptarle placas de compresión. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Terminar el diseño del experimento.
10	27-06-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Presentación del diseño del experimento y placas de compresión.</p>

				<ul style="list-style-type: none"> - Se presento el diseño del experimento completo. - Se presentaron las placas de compresión fabricadas localmente para las pruebas. - También se concluyó que la impresora del laboratorio no está operativa. Se contacto con fabrica, se explicaron los inconvenientes y nos confirmaron lo antes mencionado. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Incluir el diseño del experimento en Anexos debido a la cantidad de palabras que este posee. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Escribir correo a Francis Loayza indicándole el estado de la impresora. En el correo se debe empezar con el mantenimiento que le realizamos y luego indicarle que cuando enviamos a imprimir un modelo nos saltó el error.
--	--	--	--	--

				<p>Luego nos contactamos con Formlabs y nos dieron algunos procedimientos, pero ninguno solucionó el problema. Finalmente nos dijeron que de no solucionarse significaría que la máquina está dañada (adjunta correo de Formlabs). Agradecer por la apertura en el uso de la máquina, pero lamentablemente no pudimos imprimir ningún modelo.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Obtener valor de módulo de elasticidad con formulación y comparar con resultados de ESPE.
11	04-07-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Reunión con el Ing. Amaya e Ing. Diego Cabrera.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presento el avance del proyecto y como se estaba llevando a cabo. - Se presentaron las dudas y problemas que se estaban teniendo para la realización de las pruebas de compresión.

				<ul style="list-style-type: none"> - Se desarrollo la idea de la creación de moldes de las prótesis para simular las restricciones reales que existen en el seno de una mujer. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se hicieron observaciones sobre las fuentes bibliográficas. - Se realizaron observaciones sobre el propósito del proyecto, y a donde se quiere llegar. No se quiere las curvas de esfuerzo-deformación, sino las de fuerza-desplazamiento. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Colocar todas las figuras del documento de tesis en una sola carpeta en la carpeta compartida One Drive - Enviar enlace de carpeta compartida a Dr. Helguero - Realizar nuevamente la simulación con restricción en toda la parte posterior de la prótesis
--	--	--	--	--

				<ul style="list-style-type: none"> - Diseñar dados para compresión en ensayo - Imprimir la primera prótesis.
12	11-07-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Limpieza y presentación de la primera prótesis impresa.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se obtuvo la impresión de la primera prótesis con éxito. La NN2 con 10 % de relleno y 2 mm de espesor de capa. - Se procedió a realizar la limpieza y curación de esta. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Hubo observaciones con respecto a los soportes internos y se quedó en que de ese momento en adelante siempre se imprimiría sin soportes internos, ya que estos produjeron ramificaciones internas que no pudieron ser extraídas de la impresión. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Realizar es diseño de los moldes inclinados para simular el angulo de

				<p>fuerza con el que el brasier presiona el seno.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Imprimir los moldes inclinados.
13	18-07-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: presentación de moldes e impresión de 2 prótesis más.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presentaron los moldes al PhD. Helguero. - Se dio la idea de usar el área del molde superior como el área de contacto que ejerce presión con la prótesis, de esta manera se lograría encontrar la curva esfuerzo vs deformación partiendo de la curva Fuerza vs Desplazamiento que nos da la máquina de ensayos de tracción. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Imprimir la prótesis dos veces más, con el mismo espesor de pared, pero infill del 25% y 5%. - Enviar un correo al Ing. Carlos Cuenca para coordinar los ensayos de compresión.

				- Culminar las simulaciones.
14	25-07-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: presentación de los resultados de los ensayos de compresión realizados el previo viernes.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se realizaron 5 ensayos de 6, los cuales fueron: <ul style="list-style-type: none"> ○ 2 ensayos con la prótesis de infill 10%, uno con los moldes inclinados y uno con los moldes rectos. ○ 2 ensayos con la prótesis de infill 25%, uno con los moldes inclinados y uno con los moldes rectos. ○ 1 ensayo con la prótesis de infill 5% en los moldes rectos. El ensayo con los moldes inclinados no se realizó, debido a que la prótesis fallo. - Se presentaron las curvas de fuerza vs desplazamiento, así como las de esfuerzo vs deformación tomando

				<p>como área de contacto el molde superior de las prótesis.</p> <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se hizo la observación de que, debido a que las curvas en los ensayos realizados con ambos moldes tuvieron resultados muy similares, para la próxima, solo utilizar los moldes rectos. - Así mismo, debido a que la presión que se necesita para llegar a los 5 mm de desplazamiento fue mayor a los 15 [kPa] presentados en el proyecto integrador previo, se consideró el cambio del molde superior para que el área de contacto fuese mayor. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Realizar molde superior con el doble de área. - Imprimir una prótesis igual a la de 5% de infill, pero con 3 mm de espesor de pared.
--	--	--	--	--

				<ul style="list-style-type: none"> - Imprimir una prótesis con 7.5% de infill y 2 mm de espesor de pared. - Repetir ensayos con moldes rectos.
15	01-08-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Segunda sesión de ensayos de compresión.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presento el nuevo molde superior con más del doble de área del primero. - Se presento la prótesis de 7.5% de infill, la cual hasta ahora la fecha ha sido el diseño más prometedor. - Se procedió a realizar los ensayos de compresión con el nuevo molde superior en las prótesis con 7.5, 10 y 25% de infill. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Imprimir prótesis de 5% de infill con 3mm de espesor de capa. - Realizar último ensayo de compresión de la prótesis restante.

16	08-08-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: posprocesamiento de la última prótesis impresa (5% de infill y 3mm de espesor de capa)</p> <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - La textura de la prótesis no es la correcta, el espesor de 3 mm la hace muy dura y se siente menos “real”. - La prótesis no califica.
17	15-08-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Inspección del capítulo 4.</p> <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - El documento se ve muy bien, solo hace falta de pulir cierto uso de palabras y aumentar análisis. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Realizar encuestas para saber cuál es la prótesis ganadora, según las mujeres, tomando en cuenta el diseño, el sentimiento al tacto, etc.
18	22-08-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: Revisión del documento de la tesis y del poster.</p>

				<ul style="list-style-type: none">- Se reviso todo el documento de la tesis y se realizaron correcciones.- Se reviso el poster del 5 minutes pitch y se realizaron correcciones. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none">- Culminar el informe de la tesis y enviar para revisión final.- Culminar poster y portada para revisión final.
--	--	--	--	---

Materia Integradora de Ingeniería Mecánica MECG1066, I Término 2023

Registro de Reuniones del Proyecto

Paralelo: 1

Profesor del Paralelo: PhD. Francis Roderich Loayza Paredes

Proyecto: Diseño, fabricación y caracterización mecánica de prótesis mamarias externas creadas con manufactura aditiva.

Reunión No.	Fecha	Estudiante/s	Profesor Tutor	Retroalimentación del tutor
1	15-05-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	Actividad: Introducción a la materia integradora. <ul style="list-style-type: none">- Explicación de lo que se trata en la materia integradora.- Exposición la descripción principal del proyecto de cada grupo. Tarea: <ul style="list-style-type: none">- Corregir título del acta de compromiso.- Revisar acta de compromiso con tutor.
2	22-05-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	Actividad: revisión del acta de compromiso de cada grupo.

				<ul style="list-style-type: none"> - Presentación de lo que sería el acta del proyecto, donde se explicó la definición del problema, los objetivos específicos, etc. - Se revisó el número de palabras, descripción general y objetivos del proyecto. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Presentar primer borrador del capítulo 1.
3	29-05-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: Presentación en diapositivas capítulo 1.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se realizó la presentación de los distintos temas a tratar dentro del proyecto establecido. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Corregir ciertos aspectos del marco teórico y empezar a realizar el capítulo 2 hasta antes de la matriz de decisión.
4	05-06-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: revisión del primer borrador del capítulo 2.</p>

				<ul style="list-style-type: none"> - Se presento el primer borrador de la metodología. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se hizo hincapié en que la metodología debe de ser una guía, para que otra persona que no sepa nada del tema, pueda replicar el proyecto. - También se recordó que las imágenes insertadas deben ser tomadas por nosotros, o diseñadas por nosotros. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Corregir lo que se tiene de la metodología, haciéndola más específica. - Realizar diagramas de flujo. - Completar el capítulo 2.
5	12-06-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: Presentación en diapositivas del capítulo 2 hasta la matriz de decisión.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presentaron las alternativas de diseño, criterios de selección, aspectos generales y la matriz de decisión de las alternativas propuestas.

				<p>- .</p> <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se analizo y especifico que, debido a que es un proyecto de experimentación, mas no de simulación, entonces la matriz de decisión aun no debería ser realizada hasta culminar con el proyecto e insertarla en el capítulo 3. Esto debido a que como no se habían impreso las prótesis aun, no se sabía con certeza cual iba a ser el diseño ganador. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Avanzar con la segunda parte del capítulo 2, la cual trata de los procedimientos realizados para los diseños, la impresión y los ensayos de compresión.
6	19-06-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	Actividad: revisión de la segunda parte del capítulo 2, borrador.

				<ul style="list-style-type: none"> - Se presento en el documento los procedimientos realizados para el diseño interno y externo de las prótesis. - Se presento el procedimiento experimental para la realización de los ensayos de compresión. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se corrigieron los diagramas de flujo, ya que estos no tenían ubicado un inicio. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Culminar el capítulo 1 y 2.
7	26-06-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: Presentación de diapositivas del capítulo 1 y2.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presento un resumen del capítulo 1. - Se presentaron los diagramas de flujo y procedimientos del proyecto. - Se presento el manual o “diseño” del experimento. - Se presento la norma ASTM D1621 con la que se realizara el proyecto.

				<ul style="list-style-type: none"> - Se presento el primer resultado de las pruebas de ensayos de compresión realizado a la prótesis impresa el semestre pasado. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se observo que el comportamiento de la prótesis era línea en el ensayo de compresión, lo cual fue un buen indicó que el proyecto iba por buen camino. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Comenzar a imprimir las prótesis para empezar a realizar los ensayos de compresión e ir avanzando con los resultados.
8	03-07-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: revisión de información de lo que estaba ocurriendo con las impresoras.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se informo del daño de las impresoras del laboratorio y una de las del PhD. Helguero. - Se informo que la resina ya había llegado. <p>Tarea:</p>

				<ul style="list-style-type: none"> - Realizar la primera impresión de una prótesis.
9	10-07-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: presentación de diapositivas de moldes diseñados y cargas en los senos.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presento una investigación con buenos datos de cargas comunes, a las cuales están sometidas los senos en las mujeres, esto para tener determinado el rango de fuerzas a utilizar en los ensayos de compresión. - Se presento la prótesis a utilizar, la cual tendría las diferentes alternativas de diseño variándole el porcentaje de relleno. - Se presento el diseño de los moldes de la prótesis para la simulación de las restricciones en los ensayos de compresión. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Con ayuda de chicas voluntarias, un dinamometro y una cinta métrica, encontrar la fuerza promedio que

				<p>realiza el brasier sobre el seno y también cuál es el ángulo que esta fuerza ejerce.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Fabricar nuevos moldes con el ángulo de inclinación hallado en el anterior punto. - Ver si hay manera de fabricar las prótesis completamente encerradas.
10	17-07-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Carlos Gabriel Helguero Alcivar	<p>Actividad: revisión de los moldes diseñados con la inclinación realizada.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presentaron los moldes impresos en material TPU para la realización de los ensayos de compresión. - Se presento la metodología de realizar dos ensayos por cada prótesis, uno con el molde “recto” y uno con el molde “inclinado”. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Debido a que los moldes fabricados eran de TPU había que tomar en cuenta la pequeña deformación en los moldes por su material, en los análisis.

				<p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Realizar los ensayos de compresión. - Redactar el capítulo 3.
11	31-07-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: presentación en diapositivas del avance del capítulo 3.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presentaron los resultados de la primera sesión de los ensayos de compresión, de las simulaciones y de las masas de las prótesis. - Se presentó el análisis de costos. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Debido a que los resultados obtenidos para ambos moldes fueron muy similar se indicó que para las siguientes pruebas de compresión no se utilizaría el molde inclinado. Además, el molde recto es el que simularía en la vida real, la carga máxima ejercida sobre el seno. - Se pudo observar que la presión ejercida en las prótesis era muy alta

				<p>para las fuerzas ejercidas, lo cual fue debido los moldes superiores, cuya área era muy pequeña.</p> <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Fabricar un nuevo molde superior con mínimo el doble de área que el molde original. - Imprimir nueva prótesis de 7.5% de relleno. - Realizar ensayos de compresión con el nuevo molde superior diseñado.
12	07-08-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: revisión del capítulo 3, ya con la segunda sesión de ensayos de compresión realizada.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presentaron los resultados de los ensayos de compresión realizados en todas las prótesis, a excepción de la de 5 mm debido a que esta ya había fallado en la sesión anterior. - .

				<p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Hubo una mejora en los resultados, se notó como, debido al área de contacto la presión se redujo y se asemejo más a las simulaciones y presiones reales analizadas en las investigaciones y proyectos pasados. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Realizar el capítulo 4.
13	14-08-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: presentación de diapositivas de los análisis de los resultados y conclusiones.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se presento el primer borrador de los análisis de resultados obtenidos y de las simulaciones. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se hizo hincapié en que en los análisis hay que detallar desde nuestro punto de vista ingenieril el porqué de los resultados, sin omitir ideas, es decir, extenderse lo que más se pueda para que el análisis sea el correcto.

				<ul style="list-style-type: none"> - Hubo observaciones con respecto a las conclusiones, ya que estas no tenían la forma de “conclusión” si no que parecían los “resultados” resumidos. <p>Tarea:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Mejorar y redactar bien las conclusiones. - Finalizar el análisis de los resultados. - Realizar matriz de decisión.
14	23-08-2023	Jose Coello / Ronny Recalde	PhD. Francis Roderich Loayza Paredes	<p>Actividad: Revisión final del informe de materia integradora.</p> <ul style="list-style-type: none"> - Se reviso todo el documento del informe de la tesis y se realizaron las ultimas correcciones. <p>Retroalimentación:</p> <ul style="list-style-type: none"> - Fijarse en el número de palabras, tener en cuenta la realización de un resumen en el análisis de resultados, pero en general todo correcto. <p>Tarea:</p>

				<ul style="list-style-type: none">- Realizar las correcciones finales detalladas en el documento y enviar para confirmación.
--	--	--	--	--