

**Escuela Superior Politécnica del Litoral**

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

Metodología para diseño y fabricación aditiva de Bolus para radioterapia

INGE-2544

**Proyecto Integrador**

Previo la obtención del Título de:

**Ingenieros Mecánicos**

Presentado por:

Kevin Fabricio Bedoya Baque

Karla Patricia Carrera Ortiz

Guayaquil - Ecuador

Año: 2024

## **Dedicatoria**

---

El presente proyecto se lo dedicamos a Dios, a nuestros padres, profesores, amigos, familiares y cada una de las personas que formaron parte de nuestro proceso de formación.

## Agradecimientos

---

Yo, Karla Patricia Carrera Ortiz, agradezco a Dios por ser mi guía constante y acompañarme en cada paso de mi vida. A mis padres, Carlos Carrera y Victoria Ortiz, quienes son mi mayor ejemplo, gracias por su amor infinito y apoyo incondicional. Los amo profundamente y les agradezco por siempre creer en mí. A mi familia, por su presencia en cada momento importante de mi vida, también les expreso mi gratitud. A, Jairo, mi compañero de vida, gracias por tu paciencia, por estar siempre a mi lado. Finalmente, a nuestros tutores por su guía y consejos para culminar satisfactoriamente este proyecto.

## Agradecimientos

---

A mis padres, Ana Baque y Emerson Bedoya les expreso mi más sincero agradecimiento por su apoyo incondicional y constante. A mi familia, gracias por su ánimo y compañía, siempre brindándome apoyo.

A quienes contribuyeron a mi crecimiento profesional, por sus enseñanzas y orientación.

A la institución que me proporcionó los recursos para continuar mi desarrollo académico. Finalmente, gracias a todos los que formaron parte de este camino.

## Declaración Expresa

---

Nosotros Kevin Fabricio Bedoya Baque y Karla Patricia Carrera Ortiz acordamos y reconocemos que:

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

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

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

Guayaquil, 22 de mayo del 2024.



Kevin Fabricio

Bedoya Baque



Karla Patricia

Carrera Ortiz

## Evaluadores

---

---

**Ing. Francis Roderich Loayza**

Profesor de Materia

---

**Ing. Carlos Gabriel Helguero**

Tutor de proyecto

---

**Ing. Jorge Luis Amaya**

Tutor de proyecto

## Resumen

Este proyecto presenta una metodología para la fabricación aditiva de bolus personalizados para radioterapia, mejorando la distribución de la dosis de radiación y ajustándose mejor a la anatomía del paciente, reduciendo los espacios de aire entre la piel y el bolus, un problema frecuente en los bolus convencionales. La metodología incluye el escaneo 3D del paciente para evitar exposiciones innecesarias a la radiación. Se probaron probetas de PLA con rellenos del 10%, 25% y 50%, y un patrón rectilíneo, comparándolas con la parafina, utilizada en centros médicos como Solca por su densidad de  $-150 \text{ UH}$ , ideal para el flujo de radiación. Se obtuvieron los valores de UH correspondientes a los diferentes porcentajes de relleno mencionados. A partir de los resultados, se generó una gráfica que relaciona el porcentaje de relleno con los valores de UH, lo que permitió obtener una ecuación. Esta ecuación determinó que un relleno del 65% en PLA iguala la densidad de la parafina. A partir de este valor, se realizó la impresión 3D del bolus. Además, se diseñó un bolus para braquiterapia con canales para insertar isótopos radiactivos. En conclusión, se desarrolló un protocolo completo para la creación de bolus de radioterapia mediante manufactura aditiva.

**Palabras Clave:** Radioterapia, Patrón de relleno, Bolus, PLA.

## Abstract

This project presents a methodology for the additive manufacturing of personalized bolus for radiotherapy, improving the radiation dose distribution and providing a better fit to the patient's anatomy by reducing air gaps between the skin and the bolus, a common issue with conventional bolus. The methodology includes 3D scanning of the patient to avoid unnecessary exposure to radiation. PLA test samples with 10%, 25%, and 50% infill and a rectilinear pattern were tested and compared to paraffin, which is used in medical centers such as Solca for its density of -150 HU, ideal for radiation flow. The corresponding HU values were obtained for the different infill percentages. Based on the results, a graph was created that correlates the infill percentage with the HU values, allowing the development of an equation. This equation determined that a 65% infill in PLA matches the density of paraffin. Using this value, the 3D printing of the bolus was carried out. Additionally, a bolus for brachytherapy was designed with channels for inserting radioactive isotopes. In conclusion, a complete protocol for the creation of radiotherapy bolus through additive manufacturing was developed.

**Keywords:** Radiotherapy, Infill, Bolus, PLA.

## Índice general

Resumen .....	I
Abstract .....	II
Índice general .....	III
Abreviaturas .....	VII
Simbología .....	VIII
Índice de figuras .....	IX
Índice de tablas .....	XI
Capítulo 1 .....	1
1.1 Introducción .....	2
1.2 Descripción del Problema .....	3
1.3 Justificación del Problema .....	3
1.4 Objetivos.....	4
<i>1.4.1 Objetivo general</i> .....	4
<i>1.4.2 Objetivos específicos</i> .....	4
1.5 Marco teórico.....	4
<i>1.5.1 Radioterapia y el acelerador lineal</i> .....	4
<i>1.5.2 Manufactura Aditiva</i> .....	7
<i>1.5.3 Patrón de impresión</i> .....	8
<i>1.5.4 Porcentaje de relleno</i> .....	8
<i>1.5.5 Orientación de Impresión</i> .....	9
<i>1.5.6 Bolus y su determinada aplicación</i> .....	9
<i>1.5.7 Curvas Isodosis</i> .....	10
<i>1.5.8 Escala Unidades Hounsfield (UH)</i> .....	12
Capítulo 2.....	13

2.	<i>Metodología</i> .....	14
2.1	<i>Alternativas de Solución</i> .....	15
2.1.1	<i>Caso 1: Empleo de Resonancia Magnética para imagen 3D</i> .....	15
2.1.2	<i>Caso 2: Empleo de Escáner 3D</i> .....	16
2.1.3	<i>Caso 3: Empleo de Tomografía Computarizada para imagen 3D</i> .....	16
2.1.4	<i>Matriz de decisión</i> .....	17
2.2	<i>Metodología de Diseño para un Bolus por Escaneo e Impresión 3D</i> .....	18
2.3	<i>Escaneo 3D</i> .....	20
2.3.1	<i>Escáner 3D Sense 2</i> .....	20
2.4	<i>Parámetros</i> .....	21
2.4.1	<i>Valor UH y Porcentaje de Relleno</i> .....	21
2.4.2	<i>Tipo de Terapia y Espesor del Bolus</i> .....	23
2.5	<i>Proceso de modelo Digital</i> .....	23
2.5.1	<i>Meshmixer</i> .....	23
2.5.2	<i>Elaboración de accesorios con Fusion</i> .....	27
2.5.3	<i>Diseño para Braquiterapia</i> .....	29
2.6	<i>Simulación de los accesorios</i> .....	30
2.7	<i>Volumen y Masa de los Bolus Digitales</i> .....	31
2.8	<i>Acelerador Lineal (LINAC)</i> .....	32
2.9	<i>Tamaño estimado del campo generado por el Acelerador Lineal</i> .....	32
2.10	<i>Dosis Suministrada</i> .....	33
2.11	<i>Parámetros de impresión 3D del Bolus</i> .....	33
2.11.1	<i>Orientación del modelo</i> .....	34
2.11.2	<i>Material de impresión</i> .....	35
2.11.3	<i>Patrón de impresión</i> .....	35

2.11.1	<i>Tiempo de impresión</i> .....	36
2.11.2	<i>Post-procesamiento</i> .....	36
3.	<b>Resultados y análisis</b> .....	<b>38</b>
3.1	<i>Valor UH y Porcentaje de Relleno</i> .....	39
3.2	<i>Bolus 3D</i> .....	41
3.2.1	<i>Bolus para mano</i> .....	41
3.2.1	<i>Bolus para rostro</i> .....	42
3.3	<i>Braquiterapia</i> .....	43
3.3.1	<i>Bolus Diseñado</i> .....	43
3.3.2	<i>Validación redondez y diámetro de los agujeros</i> .....	44
3.4	<i>Validación recorrido interno de los orificios</i> .....	47
3.5	<i>Validación a la anatomía de la persona</i> .....	47
3.6	<i>Resultados Simulación</i> .....	49
3.7	<i>Tiempo de impresión</i> .....	50
	<i>Tiempo de impresión Bolus mano superior</i> .....	50
3.7.1	<i>Tiempo de impresión Bolus mano inferior</i> .....	50
3.7.2	<i>Tiempo de impresión Bolus para rostro</i> .....	51
3.7.3	<i>Tiempo de impresión del Bolus de mano para braquiterapia</i> .....	51
3.7.4	<i>Tiempo de impresión del Bolus de cuello para braquiterapia</i> .....	51
3.8	<i>Metodología de diseño y manufactura</i> .....	52
3.9	<i>Análisis de Costos</i> .....	55
Capítulo 4	.....	59
4.1.1	<i>Análisis de resultados</i> .....	60
4.1.2	<i>Conclusiones</i> .....	61
4.1.2	<i>Recomendaciones</i> .....	62

	VI
Referencias.....	64
Apéndice A.....	66
3.9.1 <i>Impresora 3D Prusa MK4</i> .....	67
<i>Validación redondez y diámetro de los agujeros</i> .....	69
<i>Validación recorrido interno de los orificios</i> .....	70
Apéndice B.....	71

**Abreviaturas**

ESPOL Escuela Superior Politécnica del Litoral

PTV Volumen blanco de planificación

TPS Sistema de Planificación de tratamiento

UH Unidades Hounsfield

LINAC Acelerador Lineal

MU Unidades Monitor

PLA Ácido Poliláctico

ABS Acrilonitrilo butadieno estireno

AM Fabricación Aditiva

NA No aplica

**Simbología**

mV	Megavoltios
kV	Kilovoltios
m	Metros
cm	Centímetros
mm	Milímetros
px	Pixeles
Kvp	Voltaje de tubo
mA	Miliamperios
N	Newton
G	Gramos
MeV	Mega electrovoltio
s	Segundos
h	Horas

## Índice de figuras

Figura 1 Perfil Dosis de Profundidad.....	6
Figura 2 Patrones de Relleno .....	8
Figura 3 Porcentajes de Relleno .....	9
Figura 4 Orientaciones de modelo 3D .....	9
Figura 5 Bolus Comercial .....	10
Figura 6 Curvas Isodosis.....	11
Figura 7 Curvas Isodosis con Bolus Comercial vs Bolus 3D .....	11
Figura 8 Escala Unidades Hounsfield.....	12
Figura 9 Escáner 3D .....	20
Figura 10 Tomografías Computarizadas a probetas 3D .....	22
Figura 11 Selección Zona Objetivo .....	24
Figura 12 Extrusión Zona Objetivo .....	24
Figura 13 Acabado de superficie .....	25
Figura 14 División del modelo digital .....	26
Figura 15 Bolus para la zona de la cara y antebrazo .....	26
Figura 16 Mallado modelo digital bolus del rostro.....	27
Figura 17 Generación grupos de caras .....	28
Figura 18 Modelo mallado a sólido .....	28
Figura 19 Accesorios para bolus .....	29
Figura 20 Bolus del cuello para braquiterapia .....	29
Figura 21 Bolus de la mano para braquiterapia .....	30
Figura 22 Simulación bolus del rostro .....	30
Figura 23 Simulación bolus de mano para braquiterapia.....	31

Figura 24 Orientación modelo de impresión 3D.....	34
Figura 25 Soportes orgánicos generados por el programa .....	35
Figura 26 Curvas de calibración .....	40
Figura 27 Bolus por impresión 3D para mano .....	41
Figura 28 Bolus por impresión 3D para rostro .....	42
Figura 29 Bolus por impresión 3D para cuello .....	43
Figura 30 Bolus y orificios para braquiterapia .....	44
Figura 31 Dirección en que se tomaron los diámetros.....	44
Figura 32 Secuencia de medición de orificios superiores.....	45
Figura 33 Secuencia de medición de orificios inferiores .....	46
Figura 34 Validación recorrido interno de los orificios .....	47
Figura 35 Bolus personalizado para la mano .....	48
Figura 36 Validación de la adaptación del bolus para mano .....	48
Figura 37 Simulación de los accesorios de bolus .....	49
Figura 38 Metodología de diseño y manufactura .....	53
Figura 39 Impresora 3D Prusa MK4.....	67
Figura 40 Bolus de mano para braquiterapia .....	68
Figura 41 Bolus con los requisitos para braquiterapia .....	68
Figura 42 Secuencia de medición de los orificios superiores del bolus para mano.....	69
Figura 43 Secuencia de medición de los orificios inferiores del bolus para mano .....	69
Figura 44 Comprobación de los canales internos del bolus para mano .....	70

## Índice de tablas

Tabla 1 Ventajas y Desventajas Resonancia Magnética .....	15
Tabla 2 Ventajas y Desventajas Escanér 3D .....	16
Tabla 3 Ventajas y Desventajas Tomografía Computarizada.....	16
Tabla 4 Matriz de Selección .....	17
Tabla 5 Ficha técnica Escanér 3D .....	21
Tabla 6 Parámetros generales para CT .....	22
Tabla 7 Propiedades de los bolus diseñados en Fusion .....	31
Tabla 8 Valor UH medido para probetas .....	39
Tabla 9 Valor porcentaje de relleno objetivo.....	40
Tabla 10 Medición diámetro parte superior del bolus del cuello.....	45
Tabla 11 Medición diámetro parte superior del bolus del cuello.....	46
Tabla 12 Resultados Simulación.....	50
Tabla 13 Tiempos de impresión estimados y calculados.....	52
Tabla 14 Costos de impresión 3D .....	56
Tabla 15 Parámetros de Cotización .....	57
Tabla 16 Distancia dosis máxima para fotones.....	66
Tabla 17 Requisitos Software de Escáner.....	66
Tabla 18 Ficha técnica impresión 3D .....	67
Tabla 19 Medición diámetro parte superior del bolus de la mano.....	69
Tabla 20 Medición diámetro parte superior del bolus de la mano.....	70

# Capítulo 1

## 1.1 Introducción

La radioterapia es una modalidad terapéutica fundamental en el tratamiento del cáncer, que utiliza radiación ionizante para destruir células malignas. Este tratamiento es importante debido a su capacidad para tratar tumores localizados, reducir el tamaño de estos antes de una cirugía, y aliviar síntomas en casos avanzados. En la práctica, los bolus son accesorios utilizados para modificar las curvas isodósicas de la radiación, permitiendo controlar la dosis aplicada al garantizar que la radiación se distribuya de manera homogénea sobre el tumor, maximizando la eficacia del tratamiento y minimizando el daño a los tejidos sanos circundantes.

Actualmente en Ecuador, muchas entidades ofrecen servicios de radioterapia, donde se emplean bolus convencionales, fabricados a partir de gases u otros materiales flexibles, los cuales presentan índices bajos de durabilidad y adaptación a la anatomía del paciente lo cual puede comprometer la eficacia del tratamiento, al generar una mala distribución de la dosis de radiación aumentando el riesgo de resultados subóptimos y efectos adversos (Obtenido del Ministerio de Salud Pública del Ecuador). Por lo tanto, el empleo de manufactura aditiva es una solución a estos problemas al fabricar bolus con impresión 3D permitiendo optimizar el proceso de producción y los costos operativos. Además, estos bolus personalizados siguen mejor la anatomía exacta del área donde se encuentra el tumor, mejorando la precisión del tratamiento y la comodidad del paciente. Esto sugiere que la implementación de estas tecnologías podría transformar significativamente la práctica de la radioterapia en Ecuador, ofreciendo mejores resultados clínicos y una mayor comodidad para los pacientes.

## **1.2 Descripción del Problema**

Un bolus, es un accesorio que se debe adaptar a la anatomía de un paciente que debe recibir dosis de radioterapia. Su finalidad es modificar las curvas isodósicas en la irradiación de tejidos y, de esta manera, cumplir el objetivo trazado por el médico tratante para este tratamiento. Actualmente, se crean bolus a partir de moldear gasas o materiales flexibles, sirven para una sola aplicación y no se adaptan correctamente a la forma física de los pacientes. Se requiere de una metodología para realizar bolus personalizados usando técnicas de escaneo 3D y manufactura aditiva.

## **1.3 Justificación del Problema**

En Ecuador son varias las entidades que ofrecen servicios de Radioterapia, sin embargo, algunas utilizan bolus convencionales, los cuales presentan varias limitaciones significativas, ya que la dosis debe aplicarse homogéneamente sobre el tumor para maximizar la eficacia y minimizar los efectos secundarios en los tejidos sanos circundantes. Por lo cual, al aplicar la tecnología de impresión 3D, combinada con escaneos 3D, se ofrece una solución innovadora a estos problemas, fabricando bolus con un proceso más rápido y eficiente, además de ser personalizados y ajustándose de mejor manera a la anatomía del paciente, asegurando una distribución homogénea de la dosis de radiación y mejorando la calidad del tratamiento.

Estudios y pruebas realizados por el “Departamento de Oncología Radioterapéutica, Hospital Gangnam” de la República de Corea han demostrado que el uso de manufactura aditiva para bolus en radioterapia mejora hasta en un 3% la distribución homogénea de la dosis, además de proteger los órganos expuestos en un 20% con respecto a bolus convencionales (Park et al., 2017).

## **1.4 Objetivos**

### ***1.4.1 Objetivo general***

Diseñar bolus personalizados mediante escaneo e impresión 3D, con el fin de mejorar la eficacia de los tratamientos de radioterapia, para garantizar una distribución homogénea de la dosis y una adaptación precisa a la anatomía del paciente.

### ***1.4.2 Objetivos específicos***

1. Implementar técnicas de impresión 3D y seleccionar materiales específicos que garanticen la durabilidad y compatibilidad con los estándares de seguridad y calidad requeridos en entornos clínicos, asegurando su adecuación en la fabricación aditiva.
2. Evaluar la eficacia de la manufactura aditiva en la fabricación de bolus personalizados, comparando su desempeño en términos de ajuste anatómico, y comodidad del paciente con los bolus convencionales.
3. Realizar un análisis de costos comparado los métodos tradicionales y la impresión 3D de bolus.
4. Desarrollar un protocolo de escaneo corporal y modelado 3D para la personalización de bolus adaptados a la anatomía específica de cada paciente.

## **1.5 Marco teórico**

### ***1.5.1 Radioterapia y el acelerador lineal***

La radioterapia, también conocida como terapia de radiación, es una especialidad médica que utiliza radiaciones ionizantes en altas dosis con fines terapéuticos. Su objetivo es administrar dosis de radiación sobre el volumen afectado protegiendo en gran medida los tejidos sanos.

(Cabrera, 2011).

Se conoce a la radioterapia como uno de los tratamientos más comunes para destruir células cancerosas o reducir el tamaño de los tumores, especialmente en casos donde el cáncer está ampliamente diseminado o es difícil de extirpar mediante cirugía. Es importante mencionar que el 60% de los pacientes reciben en alguna de su etapa de su enfermedad este tratamiento (Rizo Potau et al., 2016).

El éxito de un tratamiento de radioterapia se mide por la entrega precisa de la dosis prescrita por el médico en el área objetivo, también conocida como volumen blanco de planificación (PTV). Es fundamental minimizar la dosis de radiación en los órganos o tejidos sanos circundantes. Según la dosis de radiación administrada, la radioterapia se clasifica en radioterapia externa (irradiación producida por un haz de fotones o electrones) y braquiterapia (Podgorsak, n.d.).

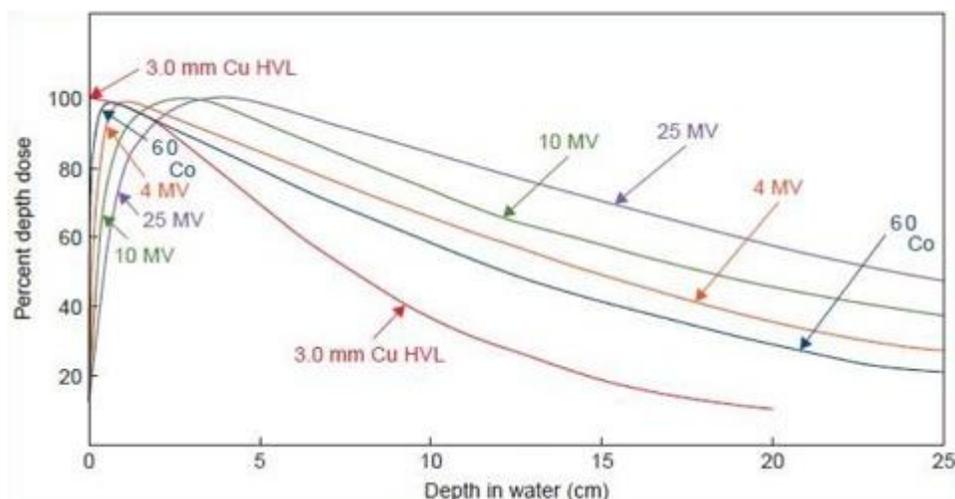
En la práctica clínica los haces más utilizados tienen un rango energético en el rango de 4MV a 18 MV. El equipo encargado de suministrar esta energía es el acelerador lineal, el cual es que genera los haces de radiación de alta energía. El haz es diferente según el sitio de tratamiento, por lo cual estos haces se deben personalizar según la dosis, permitiendo dirigir la radiación de manera precisa para maximizar el daño a las células malignas mientras se minimiza el impacto en el tejido sano de los alrededores (Cabrera, 2011).

**Distribución de dosis en profundidad en terapia por fotones:** La terapia de fotones es utilizada para tratar tumores cutáneos localmente avanzados que invaden tejidos profundos, como hueso o cartílago, con espesores de hasta 5-6 cm. Su porcentaje de dosis según la profundidad se expresa como el grado de penetrabilidad que tiene el haz de radiación en el objetivo, en este caso un medio material que sería el paciente. Entonces, la función se define como la distribución de la dosis absorbida en un medio material a lo largo del eje del haz de

radiación y el cual se expresa como porcentaje con respecto al valor máximo. En el caso de los fotones, esta función depende de los siguientes parámetros: profundidad del medio, energía, tamaño de campo y la distancia del foco a la superficie del medio (Gibbons, 2020). La figura 1 presenta la distribución de dosis de profundidad para haces de fotones a diferente energía en MV.

### Figura 1

*Perfil de dosis en profundidad (PDD) para haces de fotones a diferentes energías.*



*Nota.* Imagen obtenida de (Marcela & Chacón, 2023)

Al analizar las curvas de Profundidad de Dosis Depositada (PDD), se observa que la profundidad donde se alcanza la dosis máxima depende principalmente de la energía de la radiación y, en menor medida, del tamaño del campo. A mayor energía, las partículas cargadas penetran más profundamente, lo que desplaza el punto de máxima dosis hacia mayores profundidades (Cruz & Arroyo, n.d.).

Con un tamaño de campo más grande, la profundidad del máximo disminuye debido al aumento de la radiación secundaria generada por los sistemas de colimación. Sin embargo, en campos más pequeños (menores a 4 cm x 4 cm), la profundidad del máximo aumenta debido a la menor dispersión dentro del fantoma. A partir del punto de máxima dosis, las curvas de PDD

siguen un patrón exponencial, con un descenso más pronunciado a menor energía (P. Mayles, 2007).

**Distribución de dosis en profundidad en terapia por electrones:** Los haces de electrones son empleados para tratamiento de lesiones superficiales, los aceleradores lineales modernos generan electrones con energías de 6 a 20 MeV, permitiendo una rápida disminución de la dosis en profundidad y preservando el tejido sano. Aunque los perfiles de dosis son menos precisos para campos pequeños, la colocación de un bolus sobre la piel ayuda a ajustar la dosis en la superficie y a la profundidad deseada.

La eficacia del haz de electrones depende de su energía y de que la incidencia sea lo más perpendicular posible para evitar infra dosificación. Es importante ajustar las condiciones de tratamiento para asegurar una dosificación precisa, incluso cuando los tumores no están en áreas anatómicas planas o son de forma irregular.

### *1.5.2 Manufactura Aditiva*

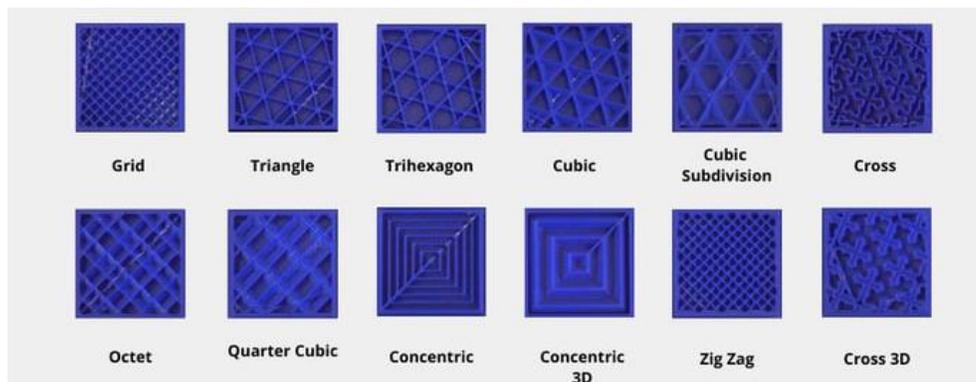
La fabricación aditiva (AM), o, en un contexto no técnico, la impresión 3D, es un proceso en el que las piezas físicas se fabrican mediante diseño asistido por computadora y los objetos se construyen capa por capa. Para este procedimiento se utilizan filamentos, los cuales están elaborados de materiales más utilizados como el Ácido Poliláctico (PLA) y el Acrilonitrilo butadieno estireno (ABS). Este método permite la producción de geometrías complejas y personalizadas, siendo especialmente útil en campos como la medicina, la automoción y la aeroespacial. Entre los parámetros de impresión se destacan dos de gran importancia: el patrón de impresión y el porcentaje de relleno.

### 1.5.3 Patrón de impresión

Es la forma en que se deposita capa por capa el material de impresión para construir un objeto tridimensional, este patrón afecta directamente la estructura interna y las propiedades mecánicas del objeto final. Los patrones más comunes incluyen líneas rectas, patrones cruzados y enrejados, cada uno optimizado para diferentes necesidades de resistencia, flexibilidad, y velocidad de impresión.

#### Figura 2

*Ejemplos de patrones de relleno usados en la impresión 3D.*



*Nota.* Patrón de relleno (Entendiendo el relleno - BCN3D Stratos, s. f.).

### 1.5.4 Porcentaje de relleno

El porcentaje de relleno en la impresión 3D se refiere a la densidad interna del objeto impreso. Este valor controla la cantidad de material que se deposita dentro del modelo, lo que influye directamente en su resistencia, peso y el tiempo requerido para la impresión. Un mayor porcentaje de relleno suele resultar en un objeto más sólido, aunque también incrementa tanto el tiempo de impresión como el consumo de material.

### Figura 3

*Porcentajes de relleno de los objetos en la impresión 3D.*



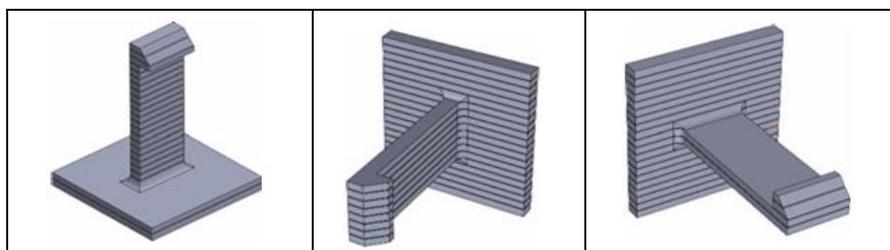
*Nota.* Porcentajes de relleno (Entendiendo el relleno - BCN3D Stratos, s. f.).

#### 1.5.5 Orientación de Impresión

La orientación del objeto en la impresión 3D se refiere a la forma en que se posiciona el modelo dentro del volumen de impresión de la impresora. Este factor afecta varios aspectos del proceso, como la calidad de la superficie, la cantidad de soportes necesarios, la resistencia del objeto final y el tiempo de impresión. Una orientación adecuada puede minimizar la necesidad de estructuras de soporte, mejorar la precisión de las dimensiones críticas y optimizar la distribución de capas para obtener una mejor resistencia en las direcciones deseadas.

### Figura 4

*Diferentes orientaciones para un mismo modelo de impresión 3D.*



*Nota.* Orientación de impresión 3D (Diegel et al., 2019)

#### 1.5.6 Bolus y su determinada aplicación

En el proceso de radioterapia hay tratamientos que requieren emplear haces de fotones a alta energía (rango de Megavoltios), debido a que al usar un rango bajo (Kilovoltios) se pueden generar una cobertura tumoral inadecuada y por ende una aplicación de dosis excesivas en los

órganos circundantes, estos tratamientos por lo general son en tumores cancerígenos cerca de la piel o tumores superficiales como, por ejemplo, melanoma maligno, cáncer de cabeza y cuello, cáncer posmastectomía, entre otros. Sin embargo, en el rango de MV se tiene una mayor penetración, por lo cual, al entrar en contacto con el tejido humano, la dosis máxima se aplicará una vez que se haya avanzado cierta distancia con respecto a la piel, lo que se conoce como efecto de acumulación o efecto de conservación de la piel. Por lo tanto, en el contexto de la radioterapia para tumores superficiales, es importante colocar un accesorio que compense esta distancia recorrida por los haces de electrones, el cual se lo conoce como un bolus, objeto que debe ser equivalente al tejido en la superficie de la piel para compensar el efecto de conservación de la piel, logrando una correcta aplicación de la dosis medicada al modificar las curvas isodósicas de la radiación y disminuyendo el daño a los órganos circundantes.

### **Figura 5**

*Ejemplo de bolus comercial 20x20x1cm*



*Nota.* Bolus comercial fabricado por el departamento Medico Shandong Yabin.

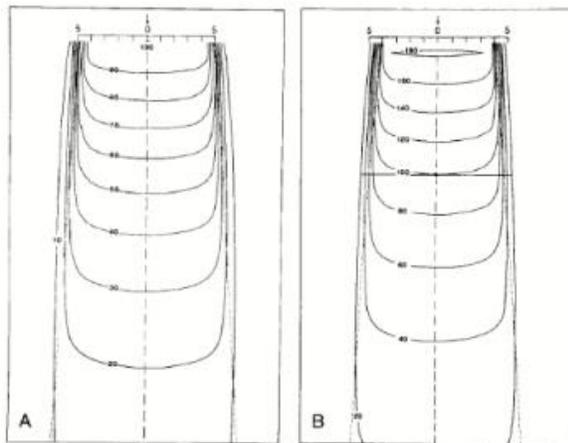
#### **1.5.7 Curvas Isodosis**

Una forma más sencilla de visualizar la información dosimétrica en un plano o volumen es mediante las curvas de isodosis (o superficies de isodosis). Estas curvas conectan puntos cuyo

valor de dosis absorbida es el mismo, se expresan de forma relativa, como porcentaje de la dosis en un punto de referencia, figura 6. Para la selección del punto de referencia, existen dos enfoques: la normalización al punto de máxima dosis o a un punto de referencia determinado. Las curvas de isodosis se ven afectadas por distintos parámetros, como la energía del haz, el tamaño de campo y la distancia fuente - superficie. En la figura 7 se puede observar cómo se diferencia una curva isodosis con un bolus convencional y un bolus personalizado 3D, la mejoría se ve reflejada en una correcta distribución de la dosis, disminuyendo la afectación a órganos sanos circundantes.

### Figura 6

*Ejemplo de curvas isodosis con su referencia.,*



### Figura 7

*Ejemplo de una curva isodosis generada a partir de un bolus convencional y un bolus 3D.*

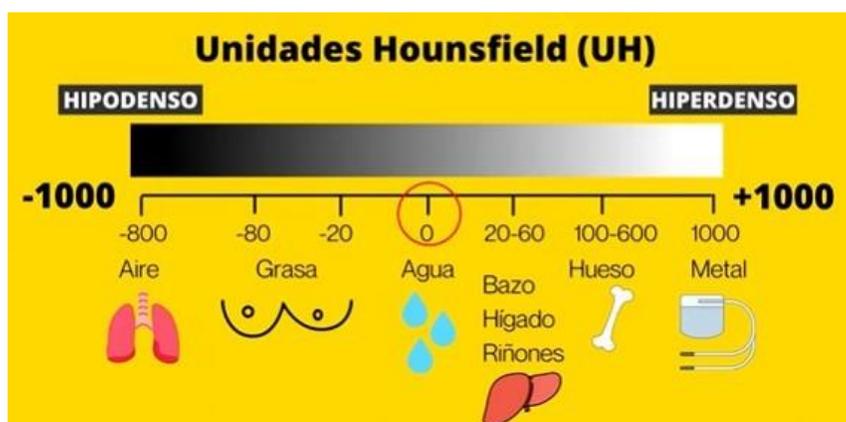


### 1.5.8 Escala Unidades Hounsfield (UH)

Escala cuantitativa empleada en estudios de Tomografía Computarizada (CT) para medir los diferentes niveles de radiodensidad de los tejidos humanos, es decir la capacidad el objeto para atenuar las partículas de los haces de rayos X.

#### Figura 8

*Ejemplo de la escala UH y sus semejanzas con los tejidos*



*Nota.* Escala Unidades Hounsfield (N. Hounsfield, 1972)

El valor del UH se lo calcula mediante el coeficiente de atenuación lineal, el cual nos indica la cantidad de partículas de rayos X absorbidas por un cuerpo, al compararlo con el valor UH base del agua, permitiendo obtener un factor de escala.

$$UH = (\mu - \mu_{water}) / \mu_{water} \quad (1.1)$$

$\mu_{water}$  = coeficiente de atenuación lineal del agua [0.181 [cm]<sup>(-1)</sup>]

## Capítulo 2

## **2. Metodología**

En este capítulo se proporciona una visión comprensiva y detallada del proceso de selección, diseño y desarrollo de la solución propuesta, asegurando que todos los aspectos técnicos y metodológicos sean abordados de manera integral y coherente. Evaluando las diversas alternativas para solucionar el problema planteado, seleccionando la opción más adecuada para detallar la metodología aplicada durante el proceso de diseño. Este proceso incluirá la definición de los parámetros para las etapas que abarcan los requisitos técnicos para el correcto funcionamiento del producto, y una descripción detallada del diseño digital y el de manufactura aditiva. Además, de proporcionar ejemplos que ilustren la aplicación práctica de las metodologías y técnicas seleccionadas.

Por último, se incluyen fichas técnicas de los principales componentes y equipos, que proporcionarán información esencial sobre sus características, rendimiento, y compatibilidad con los programas usados, con el fin de garantizar que todos los elementos del diseño cumplan con los estándares requeridos y contribuyan al éxito del proyecto.

## 2.1 Alternativas de Solución

A continuación, se presentan tres alternativas de solución para la obtención de la imagen 3D requerida para realizar el diseño del bolus correspondiente, donde se detalla las ventajas y desventajas de cada alternativa.

### 2.1.1 Caso 1: Empleo de Resonancia Magnética para imagen 3D

**Tabla 1**

*Ventajas y Desventajas de usar Resonancia Magnética para la obtención de una imagen 3D*

Resonancia Magnética	
Ventajas	Desventajas
Buena resolución, detallando con exactitud los tejidos	El uso de los equipos y las pruebas generan un costo muy elevado
Permite identificar estructuras internas del cuerpo	No es adecuada para pacientes con implantes metálicos o dispositivos médicos
No utiliza radiación para la obtención de las imágenes	El tiempo para la obtención de las imágenes varía según los planos necesarios
Permite obtener imágenes en múltiples planos sin necesidad de mover al paciente	No apto para personas claustrofóbicas, además de generar mucho ruido
Permite detectar anomalías y enfermedades que no presentan síntomas evidentes.	En determinados casos se usan agentes de contraste

### 2.1.2 Caso 2: Empleo de Escáner 3D

**Tabla 2**

*Ventajas y Desventajas de usar un Escanér para la obtención de una imagen 3D*

Escáner 3D	
Ventajas	Desventajas
No expone al paciente a radiación no necesaria	No ofrece información de estructuras internas del cuerpo
De rápida aplicación y costos bajos	La calidad del escaneo es dependiente de la iluminación, el fondo o movimientos.
Buena precisión para la superficie del cuerpo	A menudo requieren post procesamiento
Portátil y puede ser aplicada en presencia de dispositivos metálicos o prótesis	Programa no compatible con todos los dispositivos

### 2.1.3 Caso 3: Empleo de Tomografía Computarizada para imagen 3D

**Tabla 3**

*Ventajas y Desventajas de usar Tomografía Computarizada para la obtención de una imagen 3D*

Tomografía Computarizada	
Ventajas	Desventajas
De rápida aplicación	Exposición a radiación no necesaria
Resolución alta y detallada de los tejidos y estructuras internas	Costos muy elevados por tomografía
Versátil y apta para muchos tipos de evaluaciones y diagnósticos	En determinadas ocasiones se necesitan agentes de contraste
Accesible para todos los centros médicos y hospitales	Sensible a estructuras metálicas como implantes

### 2.1.4 Matriz de decisión

En la tabla 3 se observan los aspectos más importantes tomados en cuenta para poder elegir entre las tres alternativas de solución, donde el criterio de calificación es del 1 al 5, el peso de cada aspecto tomado en cuenta se encuentra del lado izquierdo debajo del respectivo nombre.

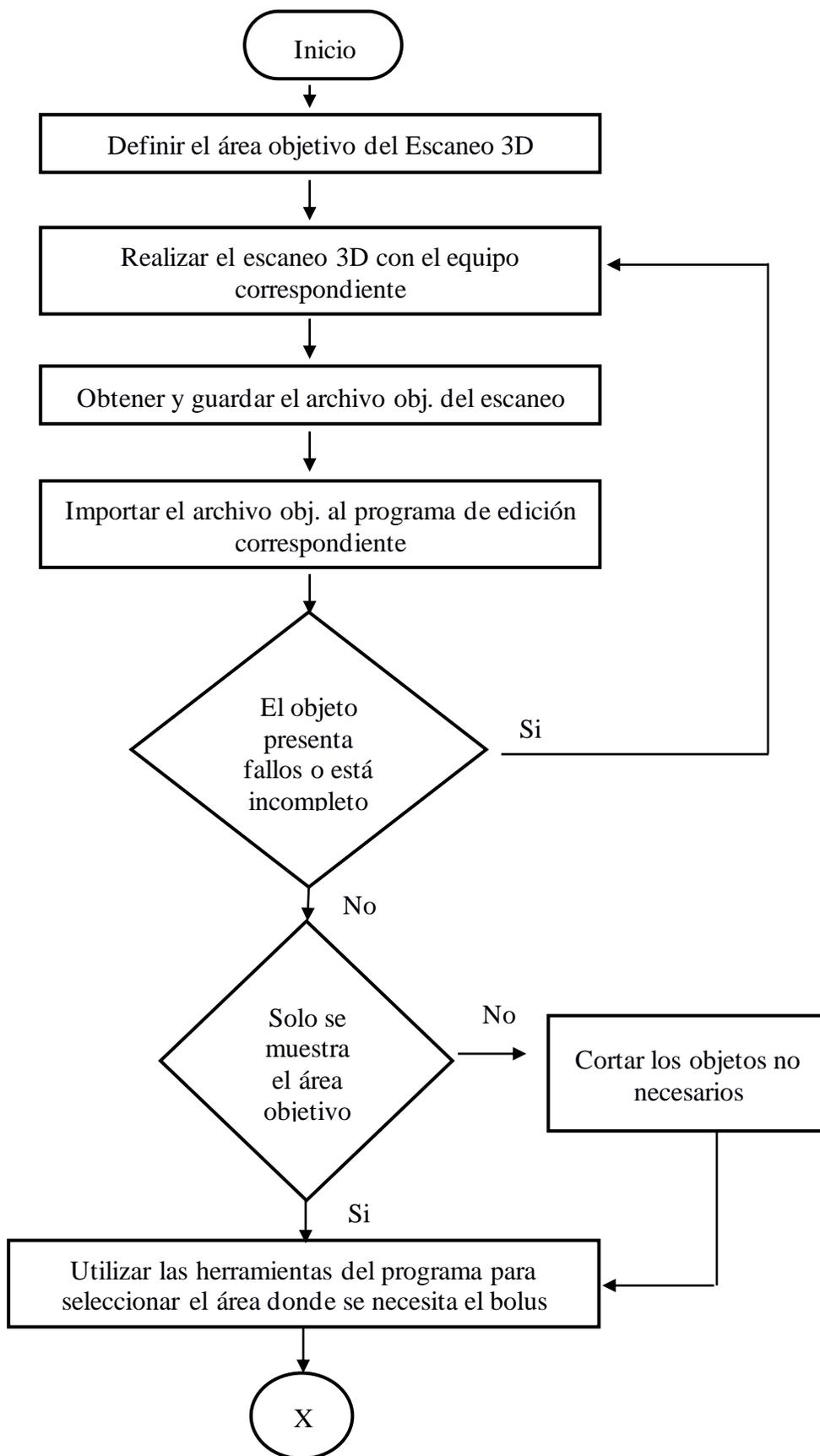
**Tabla 4**

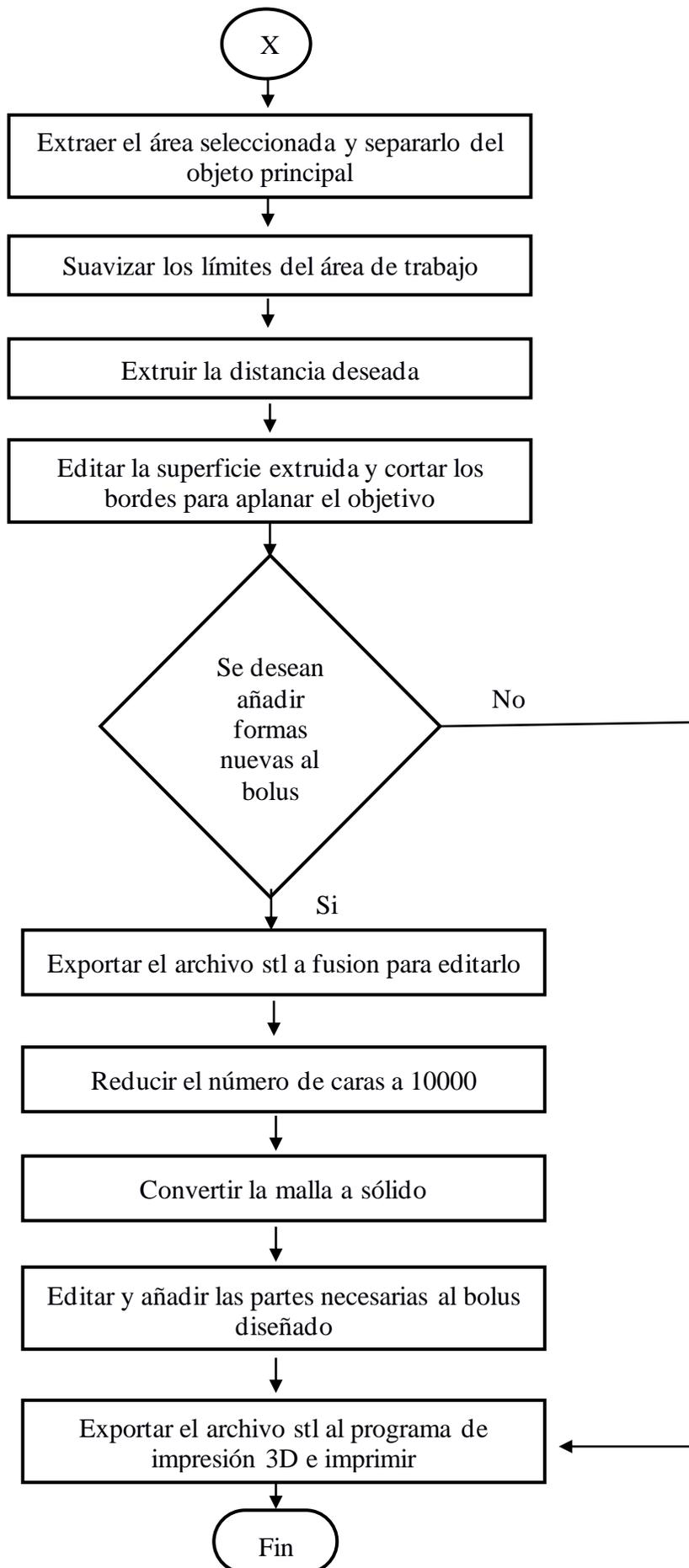
*Matriz de Selección para las diferentes alternativas de obtención de un bolus 3D.*

	Resonancia Magnética	Escáner 3D	Tomografía Computarizada
Sensible a objetos o implantes metálicos (Peso 0.08)	1 (0.08)	5 (0.40)	1 (0.08)
Tiempo de Escaneo (Peso 0.16)	4 (0.64)	3 (0.48)	4 (0.64)
Costo de la prueba (Peso 0.20)	3 (0.60)	4 (0.80)	3 (0.60)
Resolución de imagen (Peso 0.20)	5 (1)	4 (0.80)	5 (1)
Exposición a radiación no necesitada (Peso 0.20)	5 (1)	5 (1)	3 (0.60)
Repetibilidad de la prueba (Peso 0.16)	5 (0.80)	5 (0.80)	3 (0.48)
<b>Total</b>	<b>4.12</b>	<b>4.28</b>	<b>3.40</b>

Se puede observar como la alternativa 2 destacó con un 4.28 de calificación, donde los aspectos de costo, resolución y exposición a radiación tienen un peso muy importante en la calificación de las alternativas, otro factor a tener en cuenta es la sensibilidad a objetos metálicos, no tiene mucho peso debido a que no siempre se presentan casos de pacientes con estructuras metálicas, sin embargo, hay que tenerlo en cuenta debido a que este influye mucho con el tipo de alternativa a elegir, ya que las estructuras metálicas afectan a los rayos X y ondas electromagnéticas.

## 2.2 Metodología de Diseño para un Bolus por Escaneo e Impresión 3D





### 2.3 Escaneo 3D

Para la obtención de la imagen médica, se realizó el escaneo 3D de dos participantes. Se escogió como área de estudio el brazo del participante varón y la cabeza de la participante mujer, los mismos que firmaron un consentimiento previamente de manera voluntaria (Apéndice B).

Para el escaneo de los participantes se utilizó la siguiente herramienta que se detalla a continuación:

#### 2.3.1 Escáner 3D Sense 2

Dispositivo de escaneo 3D pequeño, ligero, y portátil, fue utilizado para realizar el escaneo 3D de un brazo y rostro de persona, este dispositivo se lo puede observar en la siguiente figura 9.

#### Figura 9

*Escáner 3D Sense 2*



*Nota.* Imagen obtenida del manual de usuario del dispositivo

**Tabla 5***Ficha técnica del escáner sense 2.*

Criterio	Especificación
Rango de Operación	Min: 0.2 m
	Max: 1.6 m
Volumen Escaneado	Min: 0.2m x 0.2m x 0.2m
	Max: 2m x 2m x 2m
Campo de Visión	Horizontal: 45°
	Vertical: 57.5°
	Diagonal: 69°
Rendimiento de imagen máximo	30 fps
Tamaño de imagen de profundidad	640(w)x480(h) px
Resolución Espacial x/y a 0.5 mm	0.9 mm
Color tamaño de imagen	1920(w)x1080(h) px
Resolución de profundidad a 0.5 mm	1 mm

*Nota.* Datos tomados del manual de usuario del dispositivo.

## 2.4 Parámetros

Para comenzar a diseñar el bolus fue necesario definir parámetros iniciales, los cuales se presentan a continuación:

### 2.4.1 Valor UH y Porcentaje de Relleno

El valor de -150 UH se estableció desde el inicio como un requisito del cliente, ya que coincide con el valor de la parafina, el material estándar utilizado para la fabricación de bolus en el Instituto Nacional de Cancerología. Para cumplir con este requisito, se realizaron tomografías computarizadas a muestras de impresión 3D de 50x50 mm, con un patrón rectilíneo, pero variando el porcentaje de relleno. El objetivo fue graficar los valores obtenidos y obtener una ecuación que relacione el porcentaje de relleno con el valor UH medido. Las tomografías se

llevaron a cabo en la cara transversal para examinar la estructura interna de las muestras y los espacios de aire presentes.

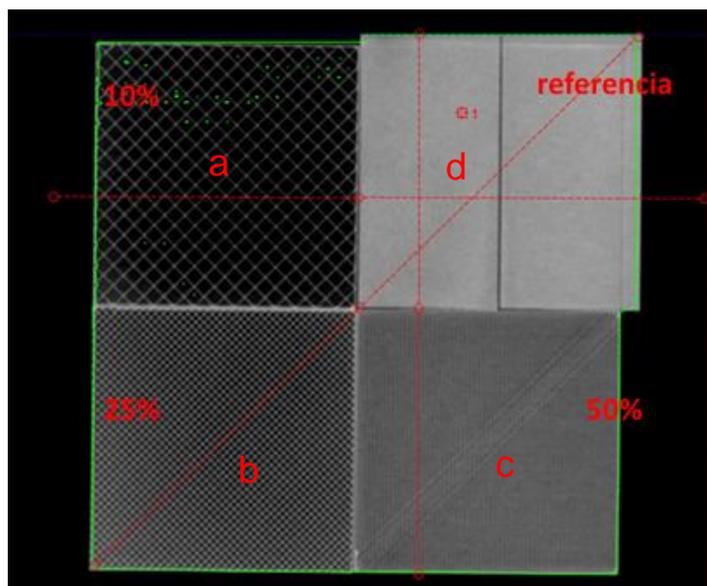
**Tabla 6**

*Parámetros generales con los que se tomaron la tomografía computarizada.*

Descripción	Valor
Voltaje del tubo	100 – 140 kVp
Corriente del Tubo (mA)	100 – 400 mA
Grosor de Corte	1 – 5 mm

**Figura 10**

*Tomografía realiza a muestras de impresión 3D con diferentes porcentajes de relleno y patrón rectilíneo.*



*Nota.:* (a) Probeta con 10 % de relleno (b) Probeta con 25 % de relleno (c) Probeta con 50 % de relleno (d) Parafina

El tiempo de exposición no afecta al valor de UH medido, sino a la calidad de la imagen y a la precisión con la que se mide este valor. Otro factor como el número atómico del material es el que influyen directamente con el UH, así como la presencia de aire.

#### ***2.4.2 Tipo de Terapia y Espesor del Bolus***

El tipo de Terapia a la que será sometido el paciente (fotones, electrones, braquiterapia), definirá el espesor del bolus debido a que la energía generada por el acelerador lineal será diferente y por ende la profundidad donde se da la dosis máxima también variará. Este espesor del bolus es determinado por el médico encargado una vez que se define la PTV que será sometida a radiación, esta zona de selección es definida junto con un margen de error de 2 a 3 mm, el cual dependerá de que tan cerca el tumor este a zonas u órganos críticos.

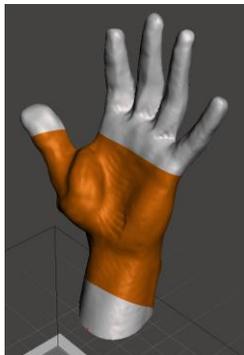
### ***2.5 Proceso de modelo Digital***

#### ***2.5.1 Meshmixer***

Después de realizar el escaneo 3D, se procedió a importar el archivo obj a Meshmixer, donde primero seleccionamos el área objetivo con la herramienta “Select” del programa, como se muestra en la figura 11.

**Figura 11**

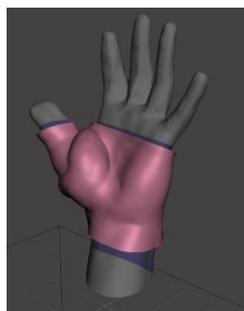
*Selección de la zona objetivo para el diseño del bolus.*



A continuación, se procedió a extraer dicha selección con el fin de crear un objeto independiente del modelo original, después en el apartado “Edit” se realizó una extrusión normal a la superficie de 5 [mm], lo cual se puede observar en la figura 12.

**Figura 12**

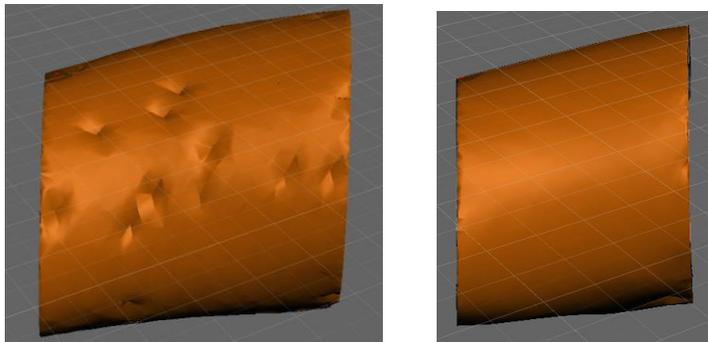
*Extrusión realizada a la zona objetivo.*



Si la superficie extraída del bolus presenta imperfecciones, se puede corregir en la sección “Deform” utilizando la opción “Smooth”, lo que permitirá obtener una superficie más lisa y uniforme.

**Figura 13**

*Ejecución del comando “Smooth” para mejorar el acabado de la superficie del bolus.*



*Nota.: (a) Superficie con irregularidades (b) Superficie mejorada*

En determinados casos, se necesitarán hacer ajustes para poder acoplar el bolus diseñado con la parte del cuerpo objetivo, por lo cual en el ejemplo presentado de la figura 14, se procedió a cortar el bolus por la mitad, con el fin de que una vez fabricado se lo pueda acoplar de manera correcta a la mano del paciente.

**Figura 14**

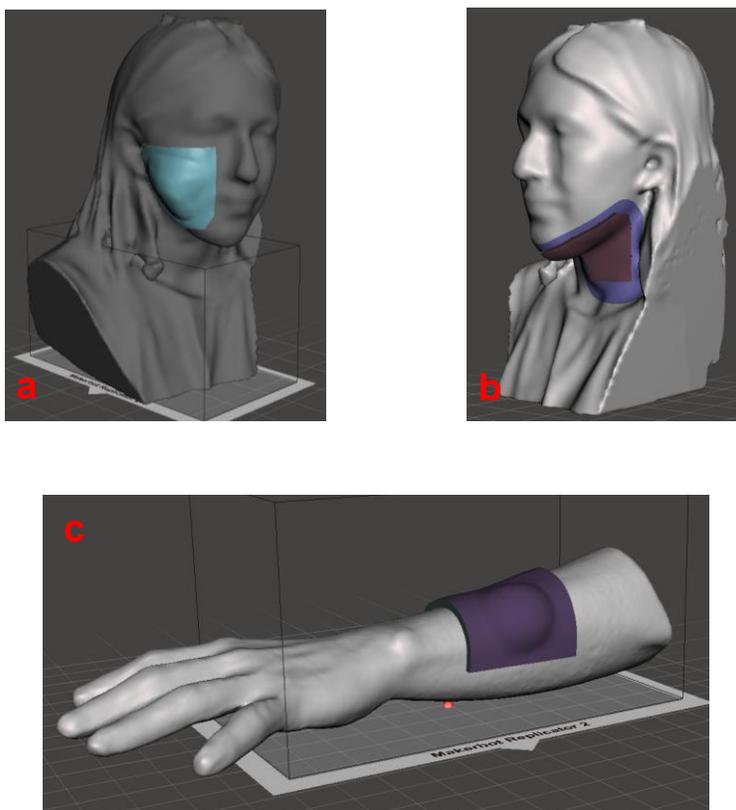
*División del bolus para mejorar acople e impresión 3D.*



A continuación, se presentan más ejemplos de bolus diseñados a partir de escaneos 3D.

**Figura 15**

*Ejemplos de bolus diseñados para diferentes zonas de la cara y la mano.*



*Nota.:* (a) Bolus para el pómulo (b) Bolus para la zona del cuello (c) Bolus para antebrazo

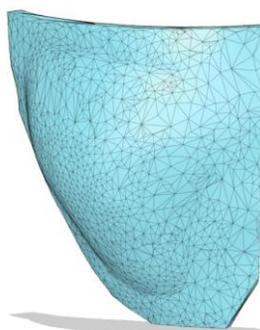
### 2.5.2 *Elaboración de accesorios con Fusion*

Para permitir una mejor adaptación o fijación del bolus diseñado a la anatomía del paciente, puede ser necesario crear accesorios adicionales u orificios que sirvan como puntos de agarre. Para realizar estas configuraciones, se utilizó el programa Fusion, abierto el programa nos dirigimos al grupo “Insertar”, donde seleccionamos la opción “Insertar Malla” y procedimos a buscar e insertar nuestro archivo stl.

En caso de requerirlo podemos reducir el número de triángulos en la opción “Reducir” del grupo Modificar, este procedimiento sirve para acelerar el proceso de transformación a sólido.

#### **Figura 16**

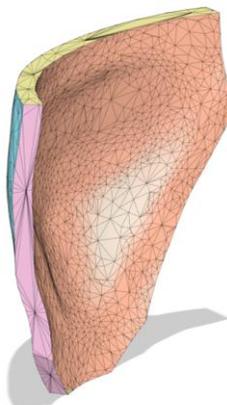
*Modelo mallado del bolus para pómulo en Fusion.*



Cuando realizamos la importación, nos dirigimos al grupo Preparar, donde seleccionamos Generar grupos de cara, configurando el tipo en Precisión y aceptando, generando diferentes secciones de mallado en la figura, permitiendo combinarlas con la opción Combinar grupos de cara para mejorar la zona de dibujo.

**Figura 17**

*Generación del grupo de caras para el modelo mallado*



Realizado este proceso nos dirigimos al grupo Modificar donde seleccionamos la opción Convertir malla y en método elegimos Prismático, obteniendo la figura 18.

**Figura 18**

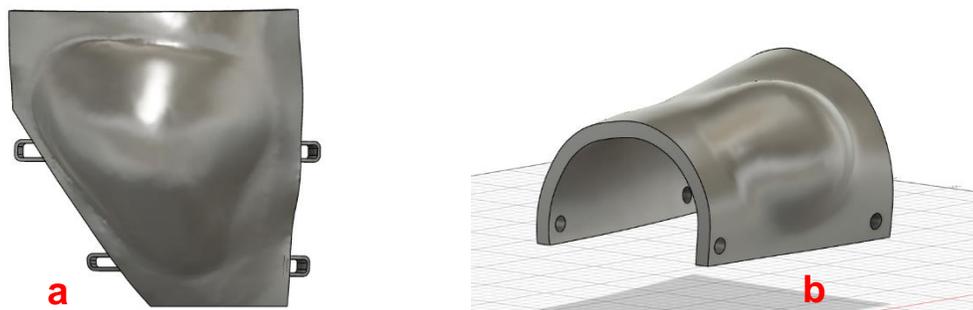
*Modelo mallado convertido a sólido para su edición*



A continuación, realizamos las modificaciones necesarias en el bolus con el fin de tener una mejor adaptación y comodidad del paciente, en las figuras 19 se presentan ejemplos de accesorios realizadas a bolus diseñados.

**Figura 19**

*Accesorios diseñados para los bolus del pómulo y el antebrazo*



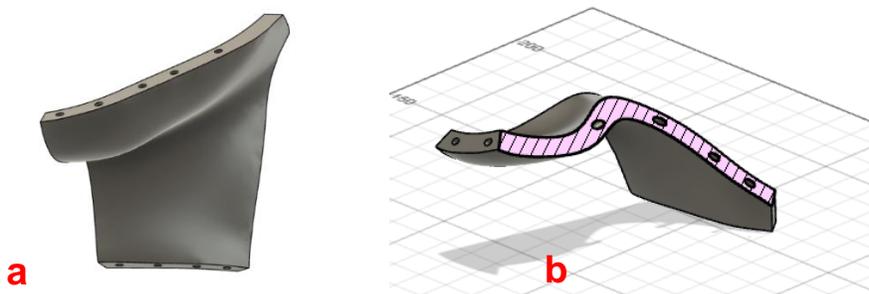
*Nota.:* (a) Ganchos y (b) Perforaciones para sujeción.

### 2.5.3 *Diseño para Braquiterapia*

Para la realización del tratamiento de braquiterapia, fue fundamental crear canales en el bolus que permitan el paso de los catéteres utilizados. Con este propósito, se diseñaron y modelaron dichos canales usando el programa Fusion, los canales fueron ubicados en el área transversal del bolus, con un diámetro de 2 mm, distancia entre centro de 10 mm y atravesando todo el bolus.

**Figura 20**

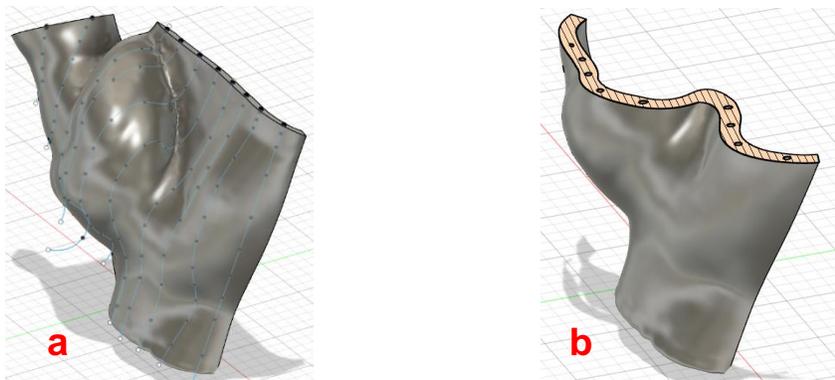
*Bolus del cuello diseñado para braquiterapia*



*Nota.:* (a) Vista frontal del modelo (b) Corte transversal del bolus para observar los canales internos

**Figura 21**

*Bolus de mano diseñado para braquiterapia*



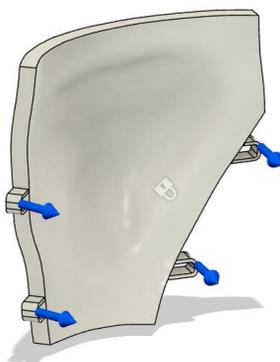
*Nota.:* (a) Vista isométrica del modelo (b) Corte transversal del bolus

## **2.6 Simulación de los accesorios**

En la simulación, se analizaron los soportes de sujeción para el caso del bolus del rostro, siendo sometidos a una fuerza de 1 N con la finalidad de asemejarlo a una mascarilla.

**Figura 22**

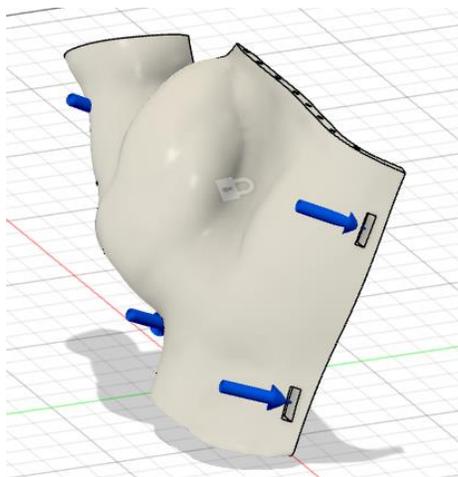
*Bolus de rostro diseñado para braquiterapia*



También se simuló ranuras de sujeción para el bolus de mano usado para braquiterapia, a una fuerza de 5 N.

**Figura 23**

*Bolus de mano diseñado para braquiterapia*



## 2.7 Volumen y Masa de los Bolus Digitales

En la tabla 7 se presentan los valores del área, masa y volumen de cada bolus impreso, estos valores fueron los medidos mediante el programa de diseño Fusión.

**Tabla 7**

*Propiedades de los bolus diseñados en Fusion.*

	Bolus Mano Superior	Bolus Mano Inferior	Bolus Rostro	Bolus Mano para Braquiterapia	Bolus Cuello para Braquiterapia
Área [ $mm^2$ ]	32113.91	31106.00	16936.63	31961.05	16220.92
Masa [g]	74.85	87.03	45.13	71.64	40.26
Volumen [ $mm^3$ ]	600370.00	70190.00	36396.78	57777.83	32463.47

## 2.8 *Acelerador Lineal (LINAC)*

Para configurar y operar un acelerador lineal (LINAC) de manera efectiva en el contexto de la radioterapia, fue esencial tener una lista detallada de datos iniciales o referenciales. Estos datos aseguran la precisión en la administración de la dosis y la seguridad del paciente.

- Energía de Fotones: 6 MV, 10 MV
- Energía de Electrones: 6 MeV, 9 MeV, 12 MeV
- SSD: 80-120 cm
- Número de Láminas MLC: 100-400
- Velocidad del Gantry: 1-6 grados/seg
- Sistema de Imagen: CBCT, Rayos X ortogonales
- Capacidad de la Mesa: 250 kg

## 2.9 *Tamaño estimado del campo generado por el Acelerador Lineal*

El tamaño del campo de radiación generado por un acelerador lineal (LINAC) se calcula en función de la apertura del colimador y la distancia desde la fuente de radiación hasta el punto de interés. La fórmula para calcular el tamaño del campo en la superficie de un paciente o en un plano de referencia es:

$$F_s = F_o \left( \frac{SSD + d}{SAD} \right) \quad 2.1$$

Donde:

- $F_s$  es el tamaño del campo en la superficie del paciente (o en el plano de interés) a una distancia  $d$  desde la superficie del paciente.
- $F_o$ : es el tamaño del campo a la distancia de referencia, que típicamente es el punto donde se configura el campo (usualmente a la distancia fuente a eje del colimador, SAD).
- SSD: es la distancia desde la fuente de radiación hasta la superficie del paciente.

- SAD: es la distancia desde la fuente de radiación hasta el isocentro del acelerador (usualmente 100 cm en muchos LINACs).
- d: es la profundidad desde la superficie del paciente al punto de interés dentro del paciente.

Para el caso más común, cuando el punto de interés está en la superficie del paciente  $d=0$ :

$$F_s = F_o \left( \frac{SSD}{SAD} \right) \quad 2.2$$

### ***2.10 Dosis Suministrada***

Para calcular la dosis suministrada  $D$  en un punto de interés es:

$$D = MU * \text{Tasa de dosis por MU} * CF * FSD * PDD$$

Donde:

- MU: es el número de unidades de monitor entregadas.
- Tasa de Dosis por MU: es la tasa de dosis calibrada para el acelerador.
- CF: es el factor de campo ajustado por el tamaño del campo de radiación.
- FSD: es el factor de distancia inversa para la distancia al punto de interés.
- PDD: es el porcentaje de dosis a profundidad.

### ***2.11 Parámetros de impresión 3D del Bolus***

Los parámetros de impresión esenciales para tener en cuenta fueron:

- Velocidad de impresión menor a 60 mm/s.
- En caso de necesitar soportes (ángulos menores a 45°), usar tipo árbol, los cuales permiten ahorrar material y son fáciles de retirar sin afectar la superficie del objeto impreso.
- Temperatura del extrusor: 190°C a 220°C.

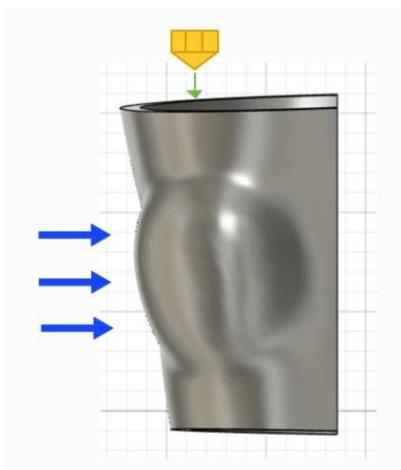
- Temperatura de la cama de impresión: 50°C a 60°C.
- Altura de capa inicial: 0.2 mm.
- Diámetro de boquilla: 0.4 mm.

### 2.11.1 Orientación del modelo

Al imprimir el modelo, se lo ubicó de manera que la boquilla del extrusor esté perpendicular a la dirección en la que actuarán los haces de rayos durante la terapia.

#### Figura 24

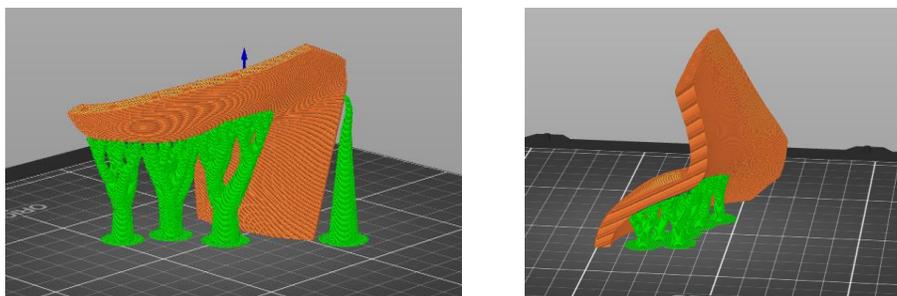
*Orientación de impresión general para todos los bolus.*



También fue importante buscar una orientación que minimice la necesidad de usar múltiples soportes, con el fin de ahorrar material y reducir los tiempos de impresión.

**Figura 25**

*Soportes orgánicos generados por el programa PrusaSlicer para el Bolus del Cuello.*



*Nota.:* (a) Orientación con mayor número de soportes (color verde) (b) Orientación con número de soportes reducidos.

### ***2.11.2 Material de impresión***

Como material de impresión se consideraron dos opciones, PLA y ABS, siendo estos los más comunes comercialmente. Sin embargo, finalmente se eligió el PLA debido a que presenta mejores resultados en la relación de porcentaje de relleno y HU, la cual es directamente proporcional. Esto permitió obtener, en el caso del PLA, valores más altos de HU con un menor porcentaje de relleno en comparación con el ABS, lo que a su vez reduce los costos de material y tiempo de fabricación. Los resultados de las pruebas prácticas que justifican el material utilizado se detallan en los anexos (Ricotti et al., 2017).

### ***2.11.3 Patrón de impresión***

Como patrón de impresión se utilizó uno rectilíneo con el fin de reducir los espacios de aire en la estructura interna, además de que distribuye de mejor manera la radiación suministrada en el tratamiento, también se reducen los tiempos y complejidad de impresión. Según el estudio realizado por Barbagelata (2022), recomienda este tipo de patrón, el cual presentó buenos

resultados de HU en relación con el porcentaje de relleno. Se logró cumplir con el requerimiento del cliente a la vez de permitir una distribución uniforme de su estructura interna.

### 2.11.1 *Tiempo de impresión*

Para calcular el período total requerido para completar la fabricación del objeto desde el inicio hasta el final del proceso de impresión, se utilizó la siguiente ecuación:

$$T = \frac{\text{Volumen del modelo} * \text{Porcentaje de relleno}}{\text{Velocidad impresión} * \text{Altura de Capa} * \text{Ancho de línea}}. \quad (2.3)$$

- T, tiempo de impresión [s]
- Volumen del modelo, es el volumen del modelo a imprimir [ $mm^3$ ].
- Porcentaje de relleno. es el porcentaje de relleno del modelo (entre 0 y 1).
- Velocidad de impresión, es la velocidad a la que se deposita el material [ $mm/s$ ].
- Altura de capa, es la altura de cada capa impresa [mm].
- Ancho de línea, es el ancho de la extrusión del filamento [mm].

### 2.11.2 *Post-procesamiento*

Una vez impreso el bolus se procedió a extraer los soportes generados por el programa de impresión, los cuales ayudaron a generar una mejor base de impresión en determinadas partes. Además, quedaron pequeños hilos de material pegados al bolus, por lo cual para retirarlos se utilizó una pinza para cortar dichos sobrantes.

## Capítulo 3

### 3. Resultados y análisis

En este capítulo se presenta el análisis detallado de los resultados obtenidos durante la investigación sobre el diseño y fabricación de bolus personalizados para radioterapia mediante manufactura aditiva. Se explican gráficos derivados de datos obtenidos a partir de tomografías computarizadas realizadas a probetas, lo que permitirá visualizar cómo varía la densidad radiológica en función del porcentaje de relleno, también se presentan varios prototipos de bolus impresos con un 15% de relleno, evaluados principalmente por su acabado superficial. Además, se enseña un bolus especialmente diseñado para braquiterapia, que incorpora canales internos, y se verifica la redondez y el diámetro de los agujeros, asegurando que cumplen con los estándares necesarios para una aplicación precisa. Se incluyen también resultados de simulaciones realizadas a los accesorios de los bolus, y se proporcionará un cálculo detallado del tiempo de impresión necesario para cada diseño. Este análisis se complementa con un estudio comparativo de costos, en el que se contrastarán los bolus impresos mediante manufactura aditiva con los bolus comerciales.

Finalmente, se presenta un flujograma de la metodología empleada para el diseño y fabricación de bolus, ofreciendo una guía clara y estructurada para replicar el proceso. Este capítulo busca no solo demostrar la viabilidad técnica y económica de los bolus impresos en 3D, sino también proporcionar una base científica y metodológica robusta para futuras investigaciones.

### 3.1 Valor UH y Porcentaje de Relleno

De las tomografías realizadas a las muestras de impresión 3D con diferentes porcentajes de relleno, se obtuvieron los siguientes datos iniciales:

**Tabla 8**

*Valor UH medido a las muestras de impresión 3D con diferentes porcentajes de relleno y un patrón rectilíneo.*

		Valor UH
	Porcentaje de Relleno	Media
PLA	10 %	-460
	20 %	-381
	50 %	-233
Parafina		-150

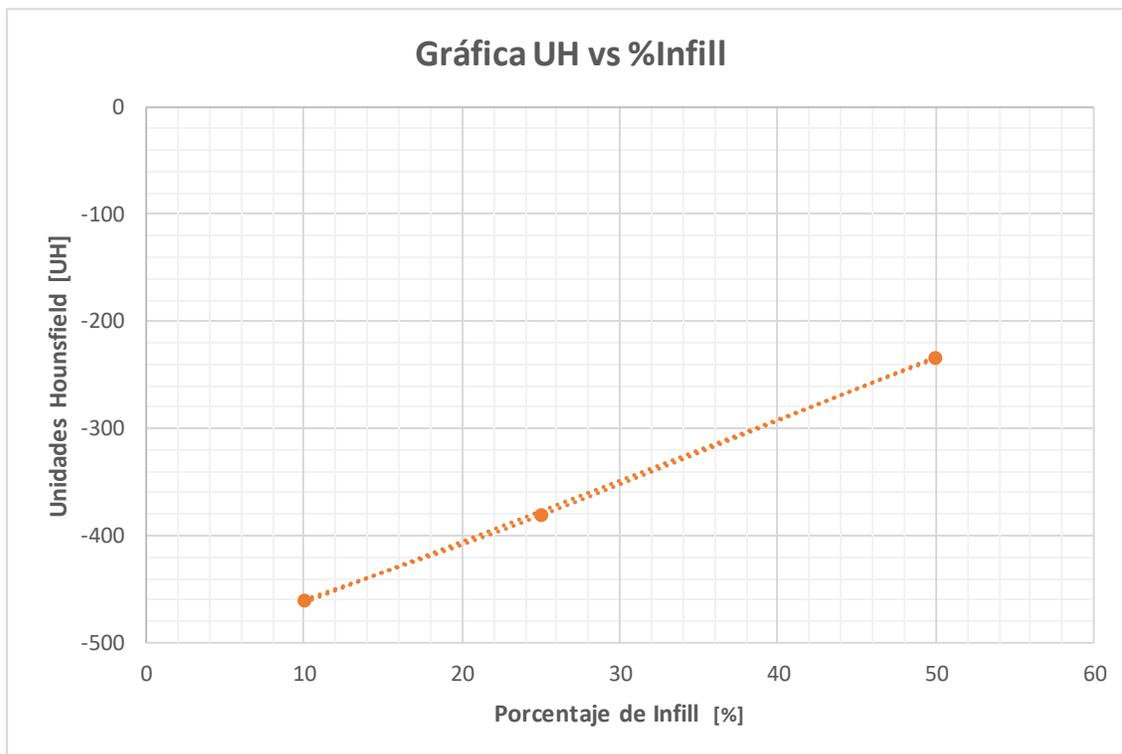
A continuación, se presenta la línea de tendencia de los datos de la tabla 8, la cual nos ayudó a calcular el porcentaje de relleno necesario según el valor de UH. (x,y) donde x representa el valor del porcentaje de relleno, y es el valor UH.

$$y = 5.7x - 519.5 \quad (3.1)$$

A partir de los datos obtenidos en la tabla 8, se generó la gráfica de la figura 26 para poder obtener una relación entre el valor de UH y el porcentaje de relleno:

**Figura 26**

*Curvas de calibración que relacionan el porcentaje de relleno para el PLA con el valor UH medido del bolus 3D.*



La gráfica presenta una pendiente positiva, indicando una relación directamente proporcional entre el relleno y el valor de UH. Esto se debe a que, al aumentar el porcentaje de relleno, se reducen los espacios de aire en la estructura interna del bolus, incrementando así su densidad radiológica.

Usando como referencia la ecuación 2.1 que es la línea de tendencia lineal del PLA de la figura 26, se calculó el valor del porcentaje de relleno necesario para que el bolus tenga un valor aproximado de -150 HU, al despejar el valor “x” de la ecuación permitiendo obtener el siguiente valor:

$$y = 5.7x - 519.5$$

$$x = \frac{y + 519.5}{5.7}$$

$$x = \frac{-150 + 519.5}{5.7}$$

$$x = 64.82 \% \text{ relleno}$$

### Tabla 9

Valor de porcentaje de relleno para un valor de -150 HU.

Cálculo de % de relleno con respecto al UH	
PLA	
UH	% Relleno
-150	64.82

Nota. Datos calculados por medio de la ecuación 2.1.

## 3.2 Bolus 3D

### 3.2.1 Bolus para mano

Se presenta el bolus para mano, con un espesor de 5 mm, un 15% de relleno y un patrón rectilíneo. El porcentaje de relleno utilizado en este modelo es inferior al requerido, ya que se trató de una prueba inicial de impresión destinada a evaluar el acabado de la superficie, conforme a los parámetros indicados en la sección 2.11.

### Figura 27

Bolus por impresión 3D para mano.



Nota.: Bolus mano superior (a), bolus mano inferior (b)

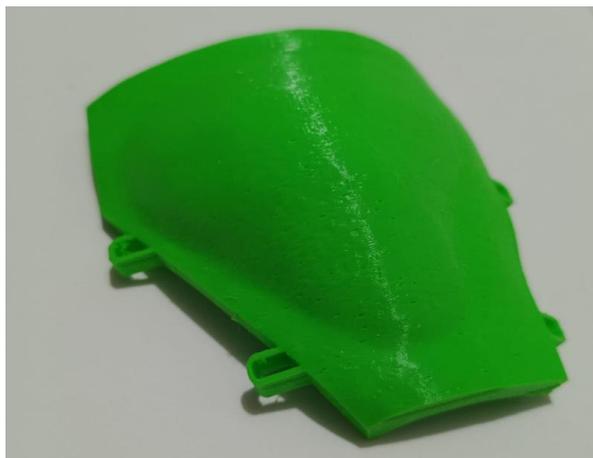
La superficie del bolus presentó pequeñas aberturas en ciertas áreas tras algunos días. Esto se debió al uso inicial de un 15% de relleno. Este problema se corrigió aumentando el porcentaje de relleno, lo que generó una estructura interna más densa, con menos espacios de aire y una mejor sujeción de las paredes externas del bolus.

### ***3.2.1 Bolus para rostro***

Se presenta el bolus de rostro, el mismo que fue realizado con un espesor de 5 mm y un porcentaje de relleno de 15% y un patrón rectilíneo. Se realizó con este porcentaje de relleno para evaluar el acabado superficial del bolus. Se evidencia que existe pequeños orificios por donde existe mayor presencia de aire, por lo tanto, esto se corrigió con un mayor porcentaje de relleno, el mismo que fue de 65% para alcanzar la UH requeridas de - 150, propiedad de la parafina.

### **Figura 28**

*Bolus por impresión 3D para rostro.*



Además, se diseñaron unos pequeños sujetadores para asegurar un mayor ajuste en el rostro del paciente y evitar que el bolus se mueva durante el tratamiento de radioterapia. Estos

sujetadores cumplen la misma función que los de una mascarilla, proporcionando estabilidad y precisión en la colocación del bolus.

### 3.3 *Braquiterapia*

#### 3.3.1 *Bolus Diseñado*

Para el tratamiento de braquiterapia, fue esencial que el bolus tenga canales de mínimo 2 mm de diámetro para el paso de los instrumentos utilizados en la administración de la dosis. Este diseño se desarrolló en el capítulo 2, incorporando un total de cinco agujeros en las parte superior e inferior de la cara transversal del bolus. A continuación, se presenta el bolus impreso con las modificaciones necesarias, un 65% de relleno y patrón de impresión rectilíneo. Es importante destacar que inicialmente se realizaron pruebas en el bolus diseñado para la parte superior de la mano, los cuales se encuentran en la sección de Anexos. A partir de los resultados obtenidos en este ensayo preliminar, se efectuaron modificaciones en el diseño del bolus para la región del cuello, con el objetivo de optimizar los resultados en la validación final.

#### **Figura 29**

*Bolus del cuello por impresión 3D para braquiterapia.*

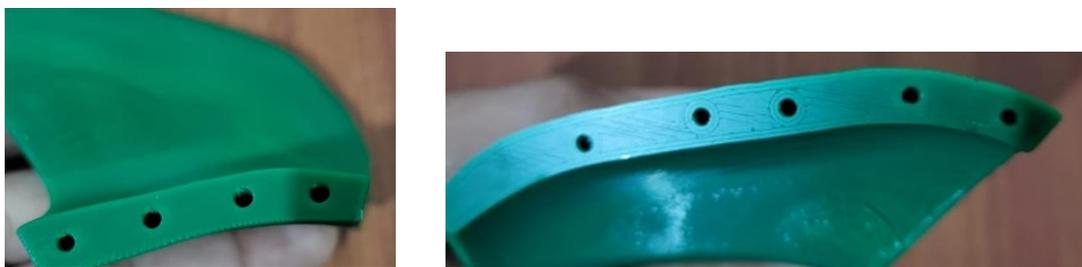


*Nota.: Parte (a) Superior e (Inferior) del bolus*

Para garantizar que los agujeros mantengan el diámetro requerido de 2 mm tras el enfriamiento del material, fue necesario añadir una tolerancia de 0.2 mm al diámetro original (Diegel et al., 2019). Esta medida asegura que los agujeros sean lo suficientemente grandes para permitir el paso del equipo necesario para la radiación.

### Figura 30

*Bolus con los orificios necesarios para braquiterapia.*

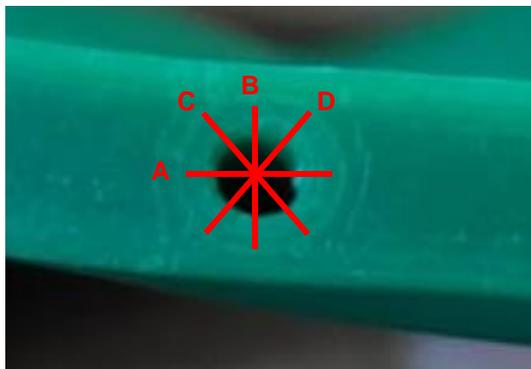


#### 3.3.2 Validación redondez y diámetro de los agujeros

Para verificar que todos los orificios sean redondos y posean un diámetro de 2 mm, se utilizó un calibrador Vernier para realizar las mediciones pertinentes, efectuando cinco mediciones en diferentes ángulos, como se ilustra en la figura 31. Este procedimiento se aplicó a los cinco orificios ubicados en las partes superior e inferior de la cara transversal del bolus.

### Figura 31

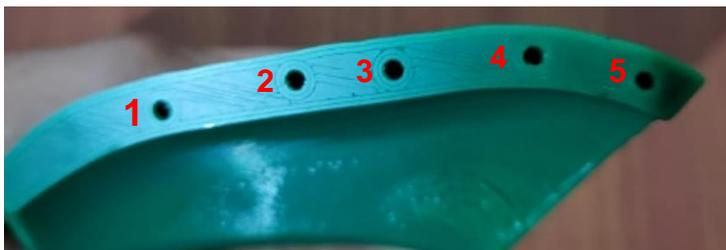
*Dirección en que se tomaron las medidas de diámetro.*



La secuencia en que se realizaron las mediciones para los cinco agujeros del área transversal superior se presenta en la figura 32, este proceso se lo realizó tomando como punto de origen el lado izquierdo del bolus.

**Figura 32**

*Secuencia de medición de los orificios en la parte superior del bolus para braquiterapia.*



**Tabla 10**

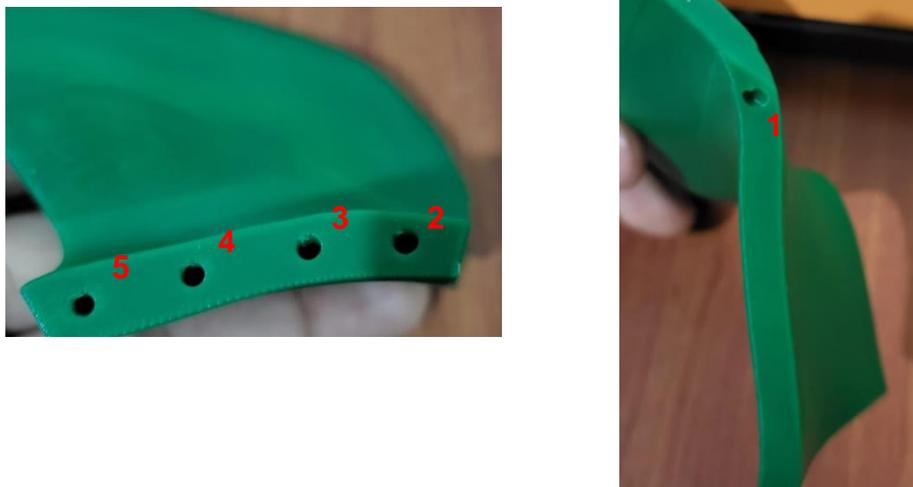
*Mediciones del diámetro de los orificios superiores.*

	1	2	3	4	5
A [mm]	2.20	2.20	2.30	2.30	2.20
B [mm]	2.30	2.30	2.20	2.30	2.20
C [mm]	2.30	2.40	2.40	2.40	2.20
D [mm]	2.30	2.40	2.40	2.40	2.30
Promedio	2.25	2.25	2.33	2.35	2.23
Error [%]	2.30	2.30	5.70	6.80	1.10

Con los datos medidos, se observó que todos los orificios cumplen con el diámetro mínimo requerido.

**Figura 33**

*Secuencia de medición de los orificios en la parte inferior del bolus para braquiterapia.*

**Tabla 11**

*Mediciones del diámetro de los orificios inferiores.*

	1	2	3	4	5
A [mm]	3.50	2.20	2.30	2.50	2.30
B [mm]	2.50	2.20	2.20	2.10	2.00
C [mm]	3.50	2.30	2.30	2.20	2.40
D [mm]	3.00	2.30	2.30	2.10	2.40
Promedio	3.13	2.25	2.25	2.23	2.28
Error [%]	42.00	13.00	9.00	1.00	3.00

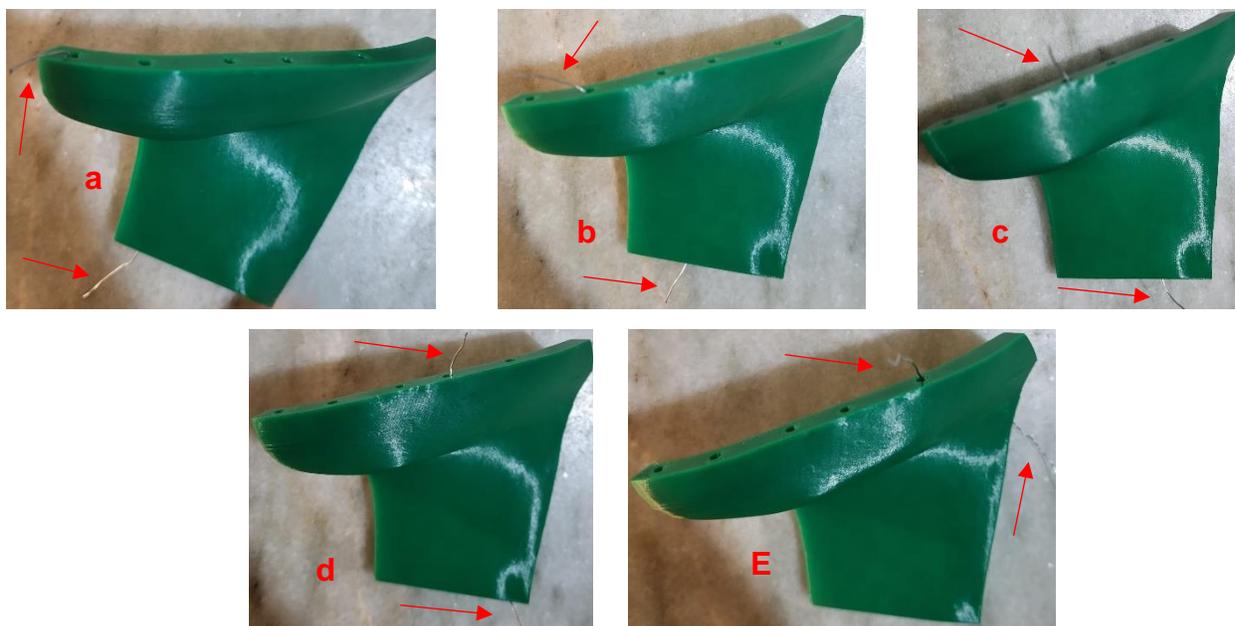
En cuanto a los orificios inferiores, todos cumplieron con el diámetro mínimo requerido. Sin embargo, se observó que el orificio 1 presenta una forma elíptica. A pesar de esta deformación, las cuatro mediciones realizadas en diferentes ángulos cumplieron con el valor mínimo estipulado.

### 3.4 Validación recorrido interno de los orificios

Para validar que el recorrido interno de los orificios no estuviera obstruido, se insertó un alambre calibre #18 (1.2 mm) a través de ellos. El número del calibre usado fue debido a que es más flexible y facilita mejor la adaptación a las curvas presentes en el bolus, permitiendo seguir el camino hasta el orificio de salida.

#### Figura 34

*Comprobación de los canales internos del bolus*



*Nota.:* Validación orificio (a) Uno (b) Dos (c) Tres (d) Cuatro (e) Cinco

### 3.5 Validación a la anatomía de la persona

El ajuste del bolus a la estructura del paciente fue revisado, mostrando un buen ajuste anatómico entre el bolus y la superficie de la piel, sin generar molestias.

La validación se llevó a cabo exclusivamente a través de la observación directa, sin la intervención de métodos cuantitativos o pruebas instrumentales observando espacios de aire casi

inexistentes entre ambas superficies. El bolus representado en la figura 35 fue diseñado específicamente para simular un tumor ubicado cerca del dedo pulgar de la mano izquierda.

### Figura 35

*Bolus personalizado para la mano con un porcentaje de relleno de 15%*



También se verificó el ajuste anatómico del bolus para braquiterapia, observándose un buen acople sin causar molestias durante su uso prolongado.

### Figura 36

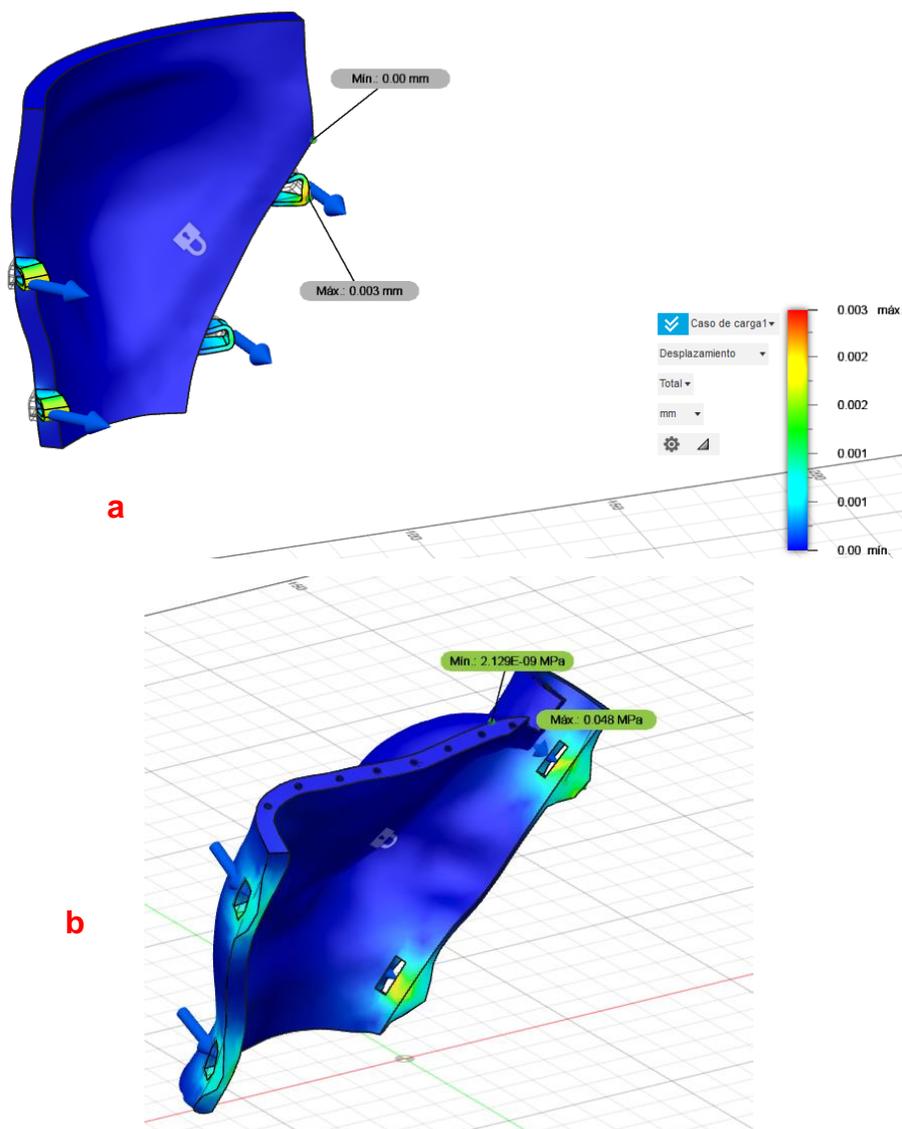
*Validación de la adaptación del bolus de la mano para braquiterapia.*



### 3.6 Resultados Simulación

**Figura 37**

*Simulación accesorios del bolus del rostro y flexión de la mano*



*Nota.:* (a) Simulación de accesorios para bolus del rostro (b) Simulación bolus de la mano

No se presentan zonas rojas en la simulación de los bolus, indicando que no se deformaran o dañaran mientras se los estén usando, permitiendo estar bien fijados y no afectar a

la dosificación de la radiación en el tratamiento. En la tabla 12 se presentan los resultados obtenidos:

**Tabla 12**

*Resultados Simulación.*

Descripción	Bolus del rostro	Bolus de la mano
Fuerza Aplicada [N]	1	5
Esfuerzo Máximo [MPa]	1.7	0.048
Desplazamiento Máximo [mm]	0.003	0.000173

### 3.7 *Tiempo de impresión*

Se calcularon los tiempos de impresión estimados para todos los bolus, considerando el volumen obtenido en el programa de diseño, así como los demás parámetros de impresión detallados en el capítulo 2.

#### *Tiempo de impresión Bolus mano superior*

$$T = \frac{(57772.833) * (0.15)}{(60) * (0.2) * (0.4)}$$

$$T = 1805,40 [s] = 0.50 [h]$$

#### 3.7.1 *Tiempo de impresión Bolus mano inferior*

$$T = \frac{(68885.85) * (0.15)}{(60) * (0.2) * (0.4)}$$

$$T = 2152.68 [s] = 0.60 [h]$$

### 3.7.2 *Tiempo de impresión Bolus para rostro*

$$T = \frac{(36396.781) * (0.15)}{(60) * (0.2) * (0.4)}$$

$$T = 1137.38 [s] = 0.32 [h]$$

### 3.7.3 *Tiempo de impresión del Bolus de mano para braquiterapia*

$$T = \frac{(57772.833) * (0.65)}{(60) * (0.2) * (0.4)}$$

$$T = 7823.40 [s] = 2.17 [h]$$

### 3.7.4 *Tiempo de impresión del Bolus de cuello para braquiterapia*

$$T = \frac{(32463.465) * (0.65)}{(60) * (0.2) * (0.4)}$$

$$T = 4396.03 [s] = 1.22 [h]$$

**Tabla 13**

*Tiempos de impresión estimados y calculados por el programa.*

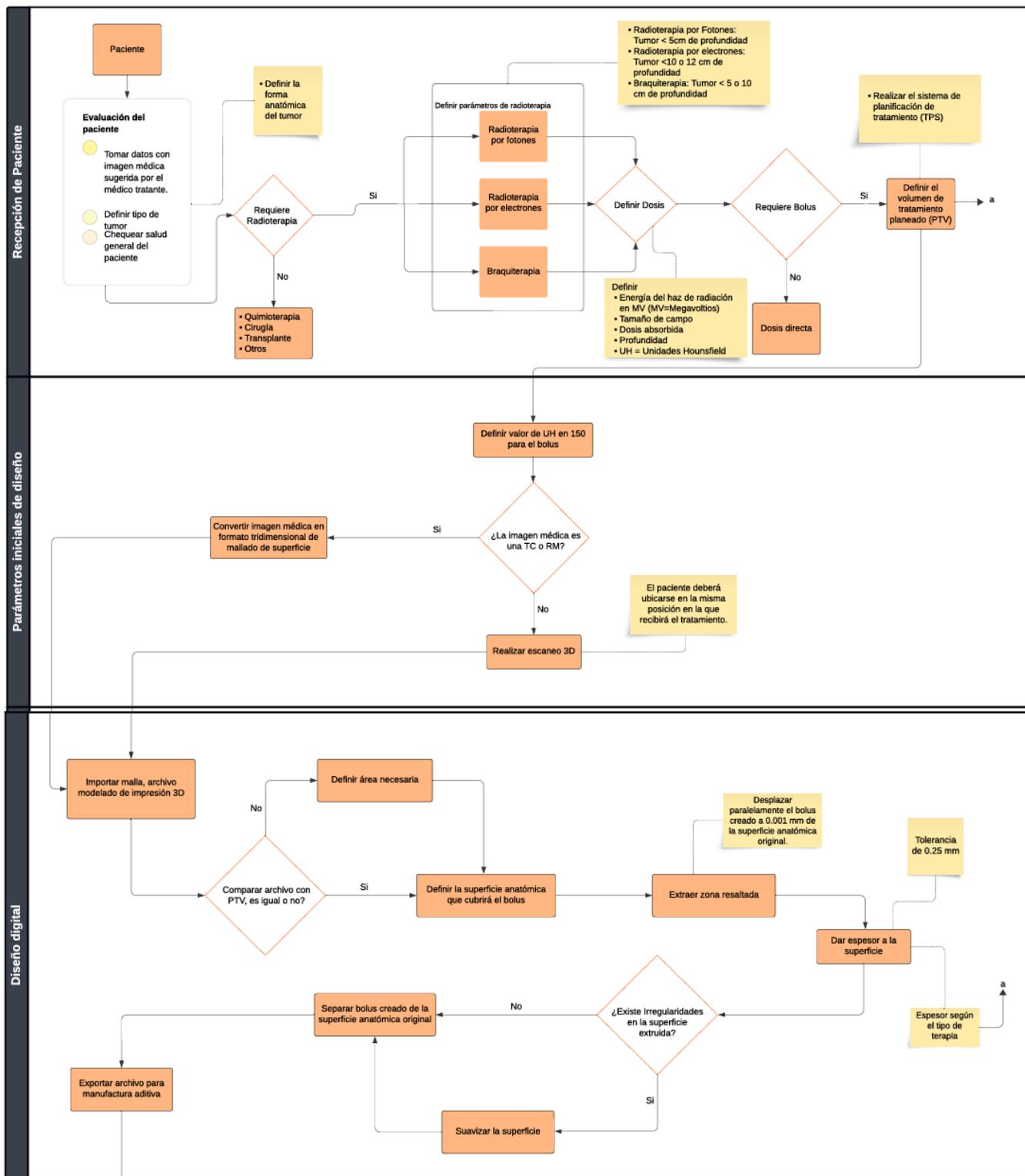
	Bolus Mano Superior	Bolus Mano Inferior	Bolus Rostro	Bolus Mano para Braquiterapia	Bolus Cuello para Braquiterapia
Tiempo Calculado [h]	0.50	0.60	0.32	2.17	1.22
Tiempo del programa [h]	1.05	1.10	0.72	2.78	1.47
Error [%]	52.40	45.50	55.60	21.90	17.00

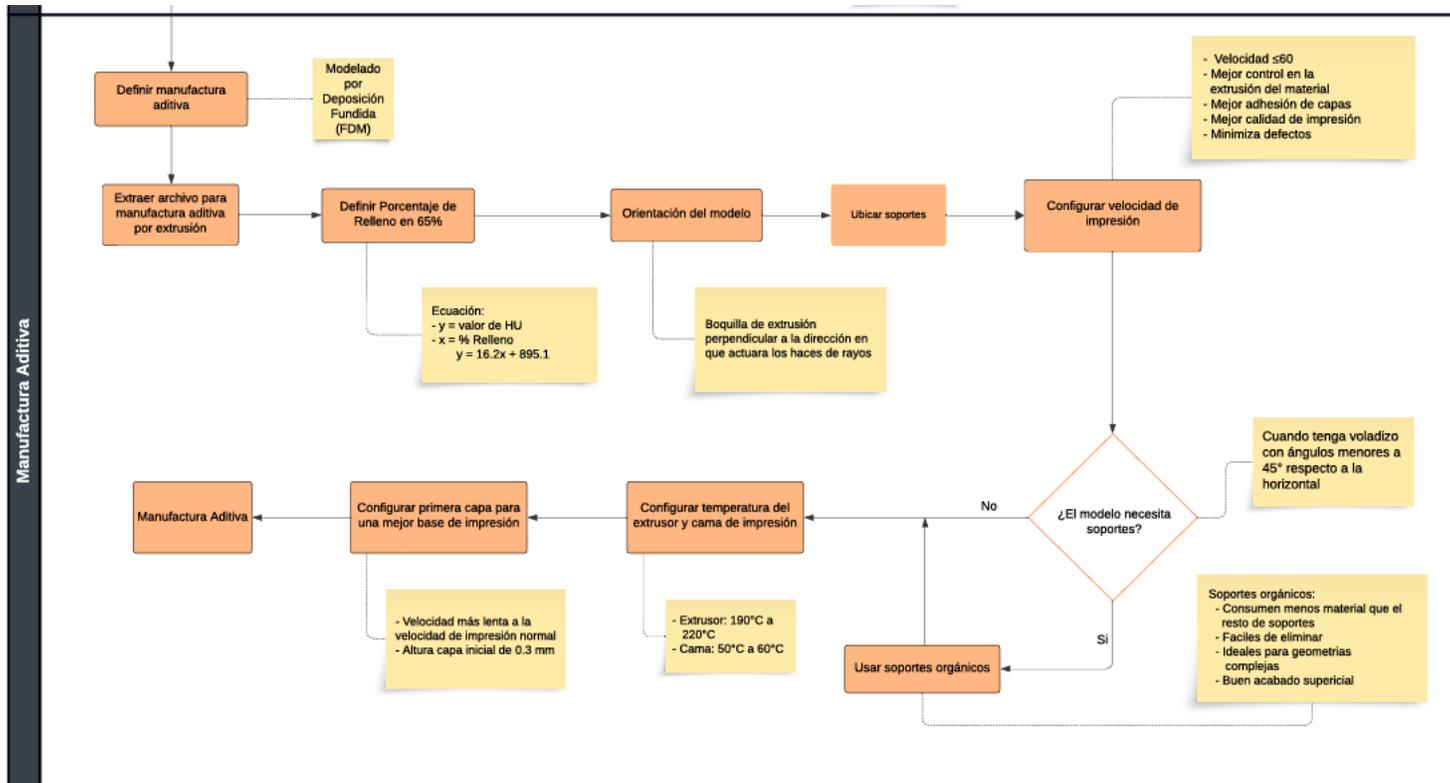
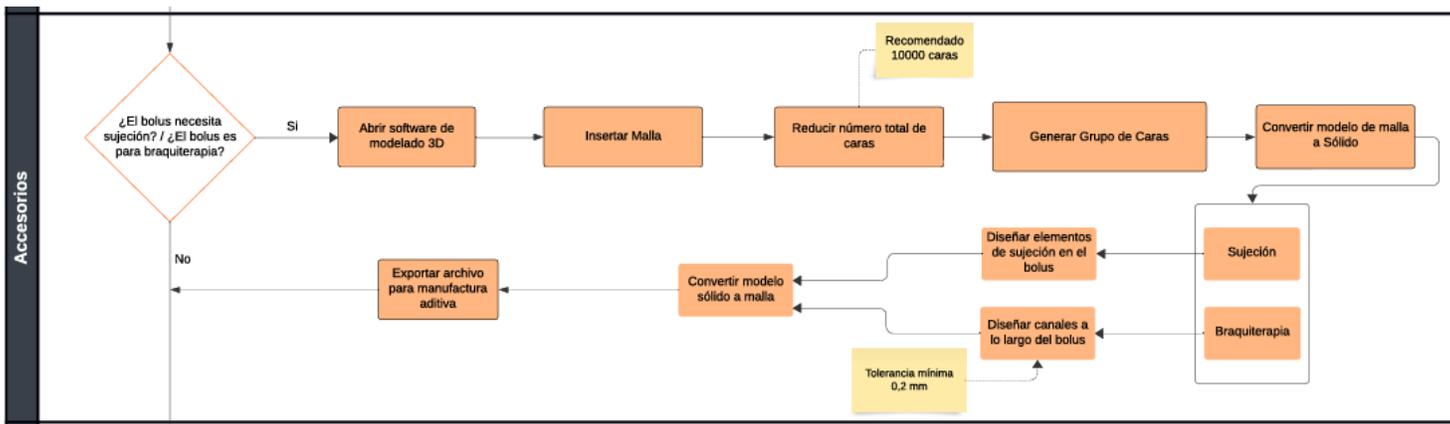
### **3.8 Metodología de diseño y manufactura**

Se estableció una metodología para el diseño e impresión de un bolus mediante manufactura aditiva, tomando en cuenta parámetros iniciales proporcionados por el médico, como el espesor del bolus, el tipo de tratamiento y la zona objetivo. Además, se consideraron parámetros generales para la impresión 3D, flexibles y ajustados a diferentes impresoras 3D.

Figura 38

Metodología de diseño y manufactura aditiva para bolus personalizados





### **3.9 *Análisis de Costos***

Para evaluar la viabilidad económica de los bolus fabricados mediante impresión 3D, se realizó un análisis detallado enfocado en el bolus diseñado para braquiterapia de la mano, debido a que estos requirieron mayor cantidad de material y tiempo de impresión. En un primer análisis, se utilizó una calculadora de precios de impresión 3D proporcionada por el fabricante de la impresora Prusa, cuyo informe se encuentra en la sección de Anexos. Adicionalmente, se solicitaron dos cotizaciones a proveedores comerciales en la ciudad de Guayaquil y una en Quito, comparando los resultados con el costo de un bolus comercial en forma de plancha de 30x30x1,5cm.

El análisis de costos realizado mediante la calculadora incluyó las siguientes áreas principales: costo del filamento, peso final del modelo, consumo de energía eléctrica, mano de obra para la preparación y post-procesamiento, tiempo de uso de la impresora (incluyendo depreciación) y, por último, el IVA más un porcentaje adicional para mantenimiento. El tiempo estimado de impresión utilizado en el cálculo fue de tres horas.

**Tabla 14***Resultados de los costos para impresión 3D vs un Bolus Comercial.*

Descripción	Calculadora Prusa	Cotización 1 Guayaquil	Cotización 2 Guayaquil	Cotización 3 Quito	Bolus Comercial
Costo Filamento	\$ 3.61				
Costo Energético	\$ 0.07				
Preparación Impresora	\$ 5	\$ 15	\$ 40	\$ 55	\$ 40
Post-procesamiento	\$ 5				
Depreciación	\$ 0.22				
IVA	\$ 2.09				
Costo Total por Unidad	\$ 15.98	\$ 15	\$ 40	\$ 55	\$ 40
Tiempo de Impresión	3h	5h	7h	10h	Envío 3 a 14 días

**Tabla 15**

*Parámetros de cotización para impresión 3D vs un Bolus Comercial.*

Material	PLA	
Patrón de impresión	Rectilíneo	
Porcentaje de relleno	65%	
Calidad	Media	Baja
Altura de Capa	0.2 mm	0.3 mm
Velocidad de Impresión	50 mm/s	60 mm/s

Los tres proveedores solicitaron parámetros como el material del filamento, el porcentaje de relleno, el patrón y tipo de calidad de impresión (detallados en la tabla 15). Se observó una significativa variación tanto en el precio como en el tiempo de impresión, lo cual se atribuye a las diferencias en los parámetros de calidad utilizados por cada proveedor, tales como el correcto posicionamiento del modelo para minimizar la cantidad y el relleno de soportes, otros parámetros fueron agrupados bajo las denominaciones de calidad media o baja, siendo que las cotizaciones 1 y 3 se realizaron con configuraciones de calidad media, mientras que la cotización 2 se realizó con calidad baja. No fue posible obtener detalles específicos sobre los ajustes avanzados, como el porcentaje de relleno utilizado en los soportes, el tipo de impresora 3D, la calibración (automática o manual), o el diámetro de la boquilla. Es importante destacar que el proveedor en Quito solo disponía de soportes tipo pilar, lo cual influyó en el consumo de material y, por ende, en el costo de impresión.

Al comparar la cotización más alta, de \$55 y un tiempo de impresión de 10 horas, con el costo de un bolus comercial, se observa que la impresión 3D es más costosa. Sin embargo, es importante considerar que el bolus impreso en 3D ofrece la ventaja de adaptarse a la anatomía

específica del paciente, permitiendo su personalización y la posibilidad de reutilizarlo en el mismo tratamiento. En contraste, el bolus comercial, aunque más económico, no se puede personalizar, está diseñado para un solo uso, y su tiempo de entrega varía entre 3 y 14 días. Por lo tanto, a pesar del costo más elevado y los tiempos de impresión prolongados, la fabricación aditiva presenta ventajas significativas en términos de personalización y adaptabilidad, lo que la posiciona como una opción preferible en determinados contextos clínicos.

## Capítulo 4

#### ***4.1.1 Análisis de resultados***

En la Figura 26 se puede observar una pendiente positiva, indicando una relación directamente proporcional entre el porcentaje de relleno y el valor de UH. Esto se debe a que, al aumentar el porcentaje de relleno, se reducen los espacios de aire en la estructura interna del bolus, incrementando así su densidad radiológica. Por lo que para obtener el valor de UH objetivo, hay que aumentar el porcentaje de relleno.

Para la validación del diseño de braquiterapia, se realizó una primera prueba con el bolus impreso de la mano, observando como el orificio 8 presenta un diámetro significativamente menor al requerido, esto se debe a que dicho orificio en su lado derecho está muy cerca del borde final del bolus. Como resultado, la boquilla de extrusión al pasar por esta ruta altera el orificio, reduciendo su diámetro original requerido. En el orificio 9, se observó como este no tiene la forma ni le medida requerida, por problemas de impresión debido a que esta superficie tiene cierto grado de inclinación, afectando la dificultad para generar la figura necesaria.

En el caso de los orificios inferiores, el problema se centra en el orificio 9, que presenta una forma elíptica y, por lo tanto, su diámetro promedio no cumple con el requerido. Este problema surge debido a que la superficie de impresión es inclinada, además en el diseño digital se observa que la ruta a la salida del orificio va adquiriendo una forma elíptica, posiblemente por la inclinación de la superficie anteriormente mencionada, lo cual no es recomendable para imprimir canales internos, estos resultados se pueden observar en la sección de Anexos.

En una segunda prueba se imprimió el bolus para la sección del cuello, tomando en cuenta los factores antes mencionados, como la ubicación de los agujeros con respecto a los bordes, la ruta de inclinación interna del canal, además del factor de impresión a tener en cuenta para formas redondas. Obteniendo resultados favorables, debido a que se validó que todos los

orificios tanto superiores como inferiores del bolus del cuello, cumplen con el diámetro mínimo requerido, el único problema radica que en el orificio 1 se obtuvo una forma un poco elíptica, debido a la ruta interna que se debe seguir y a la superficie de salida, sin embargo, esta forma no afecta al objetivo planteado. Para ambas pruebas se presentó dificultad en poder atravesar el alambre por sus canales internos cuando existía presencia de curvas, sin embargo, se pudo validar la ruta de todos los orificios y ninguno presentó problemas de obstrucción.

En los tiempos de impresión calculados se observó un desfase aproximado de 30 minutos para todos los modelos. Este desfase se atribuye a varios factores, entre ellos la necesidad de que la impresora calibre inicialmente la cama de impresión y caliente la boquilla de extrusión para el filamento. En la ecuación usada para el cálculo no se considera la generación de soportes orgánicos, lo que contribuye a aumentar el tiempo total de impresión.

#### ***4.1.2 Conclusiones***

- El PLA fue seleccionado como material principal para la impresión debido a su capacidad para alcanzar un valor objetivo de -150 UH con un 65% de relleno, logrando una mejor relación entre el valor de UH y el porcentaje de relleno en comparación con otros materiales. Además, se destacó su durabilidad, con una vida útil estimada de aproximadamente 10 años, lo que lo convierte en una opción confiable para aplicaciones que requieren estabilidad a largo plazo.
- El ajuste anatómico y comodidad se comprobó de manera visual, más no cuantitativa o instrumental, observando como los espacios de aire se minimizaron en su mayoría con respecto a un bolus comercial. Para obtener un valor cuantitativo es mejor realizar una tomografía con el fin de poder medir y observar con mayor exactitud la presencia

de espacios de aire, este procedimiento no se llevó a cabo debido a la falta de equipos adecuados y al alto costo asociado con este tipo de tecnología.

- El uso de la impresión 3D para la fabricación de bolus en tratamientos de radioterapia representó una alternativa versátil en comparación con los métodos convencionales. Sin embargo, en determinados casos puede ser menos económica que un bolus comercial, pero hay que recordar que el empleo de manufactura aditiva destaca por su capacidad de personalización, permitiendo adaptar el bolus a las necesidades específicas de cada paciente y su anatomía.
- Se desarrolló una metodología para el diseño e impresión por manufactura aditiva de un bolus, tomando en cuenta los parámetros específicos indicados por el médico. Este enfoque garantiza un proceso de diseño adecuado del bolus, además de definir los parámetros esenciales para la impresión 3D, estos parámetros son flexibles y se pueden ajustar según las características de diferentes impresoras, asegurando así su adaptabilidad de diseño.

#### **4.1.2 Recomendaciones**

- En el diseño del bolus para el tratamiento de braquiterapia, se recomienda evitar, en la medida de lo posible, la inclusión de curvas pronunciadas. En su lugar, es preferible seleccionar una zona objetivo diferente para minimizar las dificultades que puedan surgir al intentar pasar los instrumentos de radiación a través de los canales internos.
- Para futuras investigaciones se recomienda investigar el impacto ambiental que genera este material en comparación con el material del bolus tradicional, debido a que al ser personalizado ya no puede ser reutilizado en otros pacientes.
- En el diseño de los canales internos para braquiterapia, se recomienda evitar la formación de figuras elípticas. En su lugar, se sugiere optar por rutas alternativas para los

canales, ya que, al imprimirlos, es probable que las figuras elípticas resulten deformadas, lo que podría ocasionar obstrucciones internas.

- Se sugiere llevar a cabo encuestas de confort a un grupo de individuos que utilizarán el bolus personalizado, con el objetivo de medir de una forma más precisa posibles molestias durante su uso prolongado. Adicionalmente, se recomienda realizar tomografías en todos los pacientes del grupo para evaluar con mayor claridad la presencia de espacios de aire entre el bolus y la superficie de la piel en la zona de contacto.

## Referencias

- Barbagelata, A. (2022). Implementación de un sistema de construcción de bolus personalizados en pacientes oncológicos con impresora 3D para su uso en radioterapia [mFísicaMedica, Universidad Nacional de Cuyo]. <https://ricabib.cab.cnea.gov.ar/1141/>
- Diegel, O., Nordin, A., & Motte, D. (2019). *A Practical Guide to Design for Additive Manufacturing*. Springer. <https://doi.org/10.1007/978-981-13-8281-9>
- Entendiendo el relleno—BCN3D Stratos. (s. f.). Recuperado 24 de agosto de 2024, de <https://support.bcn3d.com/es/knowledge/infill>
- Ricotti, R., Ciardo, D., & Pansini, F. (2017). Dosimetric characterization of 3D printed bolus at different infill percentage for external photon beam radiotherapy—*Physica Medica: European Journal of Medical Physics*. 39, 25 a 32. <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2017.06.004>
- Park, K., Park, S., Jeon, M.-J., Choi, J., Kim, J. W., Cho, Y. J., Jang, W.-S., Keum, Y. S., & Lee, I. J. (2017). Clinical application of 3D-printed-step-bolus in post-total-mastectomy electron conformal therapy. *Oncotarget*, 8(15), 25660-25668. <https://doi.org/10.18632/oncotarget.12829>
- Cabrera, A. (2011). *Fundamentos Teóricos-Prácticos Radioterapia | PDF | Radioterapia | Radioactividade*. Fundamentos Teóricos-Prácticos Radioterapia. <https://es.scribd.com/document/333650310/Fundamentos-Teoricos-practicos-Radioterapia>
- Cruz, M., & Arroyo, L. (n.d.). *Fundamentos de Física Médica*. [www.auladoc.com](http://www.auladoc.com)
- Gibbons, J. P. (2020). Khan's The Physics of Radiation Therapy. *Journal of Medical Physics*, 45(2), 134. [https://doi.org/10.4103/JMP.JMP\\_17\\_20](https://doi.org/10.4103/JMP.JMP_17_20)

Marcela, K., & Chacón, C. (2023). *Estudio de la caracterización dosimétrica de bolus 3D impresos para radioterapia externa y braquiterapia.*

P. Mayles, A. N. and J.-C. R. (2007). Handbook of Radiotherapy Physics : Theory and Practice. *Handbook of Radiotherapy Physics.* <https://doi.org/10.1201/9781420012026>

Podgorsak, E. B. (n.d.). *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.*

Rizo Potau, D., Nájera Torres, A., & Arenas Prat, M. (2016). Conocimientos básicos de oncología radioterapia para la enseñanza. Pre-grado. In *Conocimientos básicos de oncología radioterapia para la enseñanza. Pre-grado.* Ediciones de la Universidad de Castilla-La Mancha. [https://doi.org/10.18239/man\\_09.2016.01](https://doi.org/10.18239/man_09.2016.01)

## Apéndice A

Datos experimentales sobre la profundidad en que se aplica la dosis máxima para diferentes materiales de impresión 3D.

**Tabla 16**

*Profundidad donde se aplica la dosis máxima para diferentes materiales.*

Material	Profundidad (cm)	Error
Parafina	1.3 ± 0.1	NA
ABS 20%	1.8 ± 0.1	0.3
ABS 40%	1.5 ± 0.1	0.3
ABS 60%	1.3 ± 0.1	0.0
PLA 20%	1.5 ± 0.1	0.3
PLA 40%	1.3 ± 0.1	0.0
PLA 60%	1.1 ± 0.1	0.1

*Nota.* Datos obtenidos de un tratamiento con fotones (Chacon, 2023)

Se presentan los requisitos mínimos para que el programa del escáner 3D funcione correctamente en los dispositivos portátiles.

**Tabla 17**

*Requisitos para instalación y funcionamiento del programa de Escáner 3D.*

Hardware	
Sistema Operativo	Windows 7 y 8
Procesador	Intel® Core i5 o procesador equivalente
RAM	2 GB mínimo
Resolución Pantalla	1280x1024 mínimo
Espacio Disco Duro	4 GB de espacio libre
Temperatura de Operación	10 – 40 °C

*Nota.* Datos tomados del manual de usuario del dispositivo.

### 3.9.1 Impresora 3D Prusa MK4

#### Figura 39

Impresora 3D Prusa MK4



*Nota.:* Imagen obtenida del manual de usuario del equipo.

Especificaciones técnicas de la impresora 3D utilizada en este proyecto para imprimir los correspondientes modelos de los bolus 3D.

**Tabla 18**

*Ficha técnica de la impresora 3D Prusa MK4.*

Criterio	Especificación
Tecnología	FDM
Dimensiones Impresora	500 x 550 x 400 mm
Volumen de Impresión	250 x 210 x 220 mm
Resolución de Capa	0.05 – 0.3 mm
Velocidad Máxima	200 mm/s
Tipo de extrusor	Directo
Diámetro de la boquilla	0.4 mm
T. máxima de Extrusión	300 °C
Materiales Compatibles	PLA, ABS, etc.
Software Compatible	Prusa Slicer, Cura, etc.
Formatos Compatibles	STL, OBJ
Peso del producto	7 kg
Tipo de Pantalla	LCD
Consumo Eléctrico	240 W

*Nota.* Datos tomados del manual de usuario del dispositivo.

Como primera prueba, se imprimió un bolus 3D de la mano con el objetivo de usarlo para tratamiento de braquiterapia, con un porcentaje de relleno al 65%, patrón rectilíneo y material PLA de impresión.

#### **Figura 40**

*Bolus de la mano por impresión 3D para braquiterapia.*



En la siguiente figura se puede observar el requisito, que son los canales internos que deben atravesar los bolus por toda su estructura interna.

#### **Figura 41**

*Bolus con los requisitos necesarios para braquiterapia.*

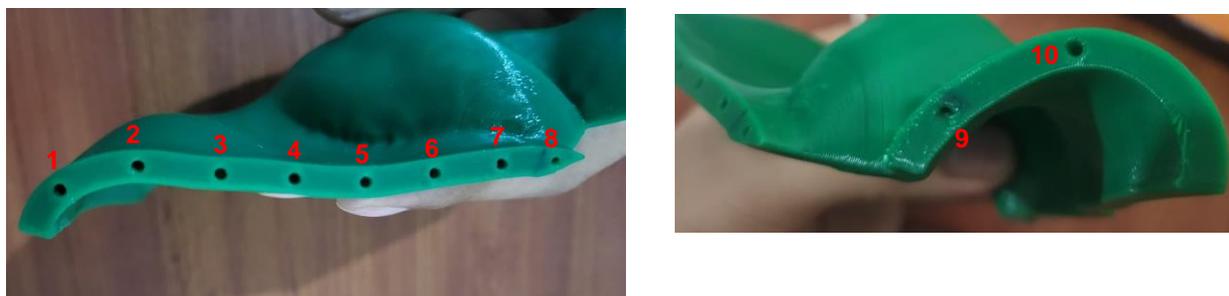


### Validación redondez y diámetro de los agujeros

Se midieron el diámetro de los agujeros con el fin de validar su geometría y si cumplían el diámetro mínimo requerido, esta metodología se explica mejor en el capítulo 3.

#### Figura 42

*Secuencia de medición de los orificios en la parte superior del bolus para braquiterapia.*



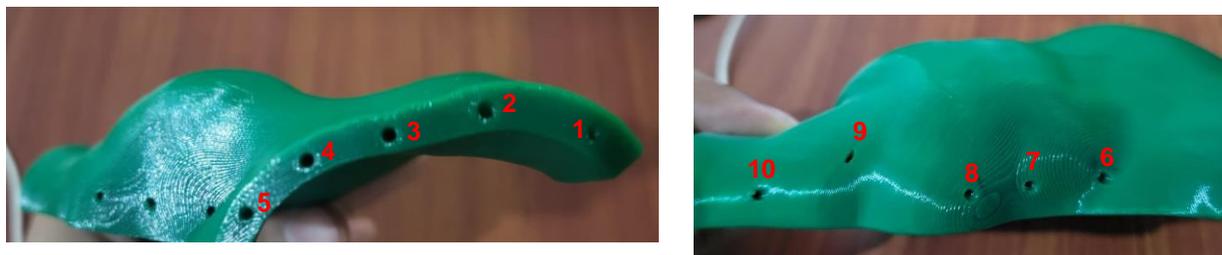
#### Tabla 19

*Mediciones del diámetro de los orificios superiores.*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A [mm]	2	2	2	2	2	2	2.1	1.8	1.4	2.1
B [mm]	2	2	2	2	2	1.9	2	1.8	1.3	2
C [mm]	2	2	2	2	2	2.1	2	1.8	1.5	2.1
D [mm]	2	2	2	2	2	2.1	2	1.8	1.5	2.1
Promedio	2	2	2	2	2	2.0	2	1.8	1.4	2.1
Error [%]	0	0	0	0	0	1	1	10	29	4

#### Figura 43

*Secuencia de medición de los orificios en la parte inferior del bolus para braquiterapia.*



**Tabla 20**

*Mediciones del diámetro de los orificios inferiores.*

	1	2	3	4	5	6	7	8	9	10
A [mm]	2	2	2.1	2.1	2	2	2.1	2	2.5	1.9
B [mm]	2.2	2.2	2	2	2.1	2	2.1	1.9	1.5	2
C [mm]	2.1	2	2	2	2	1.9	2.1	2	1.5	1.9
D [mm]	2.1	2.1	2	2	2.2	2	1.8	2	2.2	2.1
Promedio	2.1	2.08	2.03	2.03	2.08	1.98	2.03	1.98	1.93	1.98
Error [%]	5	4	1	1	4	1	1	1	4	2

### ***Validación recorrido interno de los orificios***

Se verificó el canal interno del bolus, al pasar un alambre por los orificios con el fin de observar si existían deformidades en la estructura interna o se encontraban obstruidos los caminos.

**Figura 44**

*Comprobación de los canales internos del bolus para mano*



## Apéndice B

### CONSENTIMIENTO INFORMADO PARA ESCaneo 3D

**Título del proyecto de materia integradora:** Metodología para diseño y fabricación aditiva de Bolus para radioterapia.

**Nombres de los estudiantes responsables del proyecto:** Kevin Fabricio Bedoya Baque, Karla Patricia Carrera Ortiz

**Profesor de materia integradora:** Ing. Francis Roderich Loayza

**Tutor de proyecto Integrador:** Ing. Carlos Gabriel Helguero, Ing. Jorge Luis Amaya

**Fecha:** 24/05/2024

Este documento es entregado a usted con el propósito de explicarle en qué consiste esta investigación. Léalo con cuidado y pregunte todo lo que desee antes de firmarlo. Sus preguntas van a ser contestadas. Usted recibirá una copia de este documento de consentimiento informado.

#### INFORMACIÓN DEL PROYECTO PARA EL PARTICIPANTE:

##### **1. Introducción**

Este trabajo es para desarrollar el proyecto de materia integradora para la obtención del título de ingeniero mecánico en la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL). El proyecto consiste en el desarrollo de una metodología para diseño y fabricación aditiva (impresión 3D) de bolus para radioterapia.

##### **2. Justificación**

En radioterapia, la radiación debe impactar solo en el tumor, pero si este está cerca de la superficie, puede afectar órganos sanos. Para evitarlo, se usan bolus que ajustan la profundidad de la radiación, pero los comerciales o artesanales no siempre logran una distribución uniforme. Por ello, es necesario diseñar bolus personalizados que mejoren la distribución de la dosis y se adapten mejor a la anatomía del paciente.

##### **3. Objetivo del Proyecto**

Diseñar bolus personalizados mediante escaneo e impresión 3D, con el fin de mejorar la eficacia de los tratamientos de radioterapia, garantizando una distribución homogénea de la dosis y una adaptación precisa a la anatomía del paciente.

##### **4. Metodología**

El proyecto consta de las siguientes etapas: El escaneo del área del cuerpo objetivo en donde se desea colocar el bolu, el diseño del bolus, el diseño de accesorios para ajustes (de ser necesario), la manufactura aditiva y finalmente la obtención del bólus. El escaneo 3D del participante es de suma importancia ya que se requiere la imagen médica para empezar con el diseño del bolus.

##### **5. Procedimiento para escaneo 3D**

El participante se deberá colocarse en la ubicación exacta en la que se realizará el tratamiento de radiación, se esta manera se obtiene una imagen precisa de área objetivo, para un ajuste adecuado al momento de recibir el tratamiento. Se realizará el escaneo del área objetivo, de tal forma que exista una buena iluminación y sobre todo a una distancia recomendada por el equipo de escaneo para la obtención de la imagen del participante.

##### **6. Confidencialidad**

Los estudiantes del proyecto se comprometen a mantener la confidencialidad de las imágenes de escaneo 3D del participante. Dichas imágenes se utilizarán exclusivamente con fines académicos en el marco de este proyecto integrador y serán eliminadas al concluir el mismo.

##### **7. Participación**

La participación del voluntario en este proyecto es completamente opcional. El participante tiene el derecho de decidir si desea formar parte del estudio y puede retirarse en cualquier momento, sin necesidad de justificar su decisión ni enfrentar repercusiones de ningún tipo. Se garantizará el respeto a su privacidad y a la confidencialidad de cualquier información proporcionada, cumpliendo con los más altos estándares éticos y de protección de datos. La participación implicará únicamente su colaboración dentro de los términos establecidos y acordados.

#### CONSENTIMIENTO

Declaro que he sido informado/a sobre el proyecto y que mi participación es voluntaria. Entiendo que puedo retirarme en cualquier momento sin consecuencias. Además, que se me ha explicado que mi imagen 3D será utilizada solo para fines académicos y será eliminada al finalizar el proyecto. Mis datos se mantendrán confidenciales y protegidos.

Firmo este documento confirmando que doy mi consentimiento libre y voluntario para participar.

Firma del participante

Nombre del participante: Karla Carrera

CI: 0504093626 Tel: 0989415164

Firma del participante

Nombre del participante: Kevin Bedoya Baque

CI: 0954179305 Tel: 0984645972