



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DEL LITORAL**

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

**"Diseño para manufactura aditiva de un bolus para el tratamiento  
con radioterapia y/o braquiterapia"**

**PROYECTO DE TITULACIÓN**

**Previo a la obtención del Título de:**

**MAGÍSTER EN INGENIERÍA Y ADMINISTRACIÓN DE LA  
MANUFACTURA**

**Presentada por:**

**BRITO ARRIETA MARCELO SEBASTIÁN  
CALVOPIÑA ORELLANA MARIA JOSE**

**GUAYAQUIL – ECUADOR**

**Año: 2025**

# TRIBUNAL DE TITULACIÓN

---

**Emérita Delgado P., Ph.D**

Profesor de Materia

---

**Carlos Helguero A., Ph.D**

Tutor de proyecto

## DECLARACIÓN EXPRESA

Nosotros Maria Jose Calvopiña Orellana y Sebastián Marcelo Brito Arrieta, 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. El o los estudiantes deberán procurar en cualquier caso de cesión de sus derechos patrimoniales incluir una cláusula en la cesión que proteja la vigencia de la licencia aquí concedida a la ESPOL.

La titularidad total y exclusiva sobre los derechos patrimoniales de patente de invención, modelo de utilidad, diseño industrial, secreto industrial, secreto empresarial, derechos patrimoniales de autor sobre software o información no divulgada que corresponda o pueda corresponder respecto de cualquier investigación, desarrollo tecnológico o invención realizada por mí/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, 3 de abril del 2025.

---

Brito Arrieta Marcelo Sebastián

---

Calvopiña Orellana Maria Jose

## RESUMEN

El estudio prueba una metodología innovadora para el diseño de bolus para radioterapia y braquiterapia utilizando impresión 3D. Esta técnica, validada con los casos de estudio de dos pacientes, ofrece una solución más económica, práctica y accesible que los métodos tradicionales que emplean materiales como parafina, termoplásticos o gasas. Es especialmente útil para centros médicos de bajos recursos, ya que utiliza equipos de bajo costo.

Comparado con los métodos convencionales de obtención de imágenes médicas, como los exámenes PET o CT, el uso de escaneos 3D para la planificación de tratamientos reduce significativamente los costos. En el caso de cáncer de piel, los costos de los exámenes PET pueden reducirse en un 81%. Se valida también el uso de escáneres de bajo costo como el modelo Sense 2™ de 3D Systems, que demuestra alta precisión en la captura de imágenes.

El diseño del bolus se realiza con software de edición de mallas como 3ds Max y Geomagic Studio, garantizando que el bolus se adapte perfectamente a la fisonomía del paciente, evitando la dispersión de la radiación. La fabricación de los bolus se lleva a cabo con dos tecnologías: estereolitografía (SLA) para piezas complejas y filamento fundido para piezas más simples. Se obtiene un ahorro de costos significativo, con una reducción del 65% en comparación con los métodos tradicionales.

Por lo tanto, esta metodología de diseño de bolus mediante impresión 3D representa una herramienta viable y económica para centros de salud de bajos recursos, mejorando la eficiencia del tratamiento de radioterapia con software libre y equipos accesibles para radioterapeutas.

# ÍNDICE GENERAL

1. ANTECEDENTES.....	6
1.2. Introducción y antecedentes.....	6
1.3. Planteamiento del problema .....	9
1.4. Objetivo general .....	10
1.5. Objetivos específicos.....	10
1.6. Alcance .....	11
2. METODOLOGÍA.....	12
2.1. Adquisición de imágenes y selección del tratamiento.....	12
2.2. Diseño de bolus para manufactura aditiva.....	13
2.2.1. Selección de programa para diseño del bolus.....	15
2.2.2. Diseño de bolus para radioterapia .....	16
2.2.3. Diseño de bolus para braquiterapia.....	18
2.3. Manufactura aditiva .....	19
2.3.1. Selección de tecnología de manufactura aditiva a utilizar .....	20
2.3.2. Selección de software slicer.....	21
2.3.3. Selección del material .....	21
3. RESULTADOS .....	23
3.1. Toma de imágenes médicas.....	23
3.2. Fabricación de la pieza por AM .....	23
3.3. Validación por CT.....	24
3.4. Validación en ambiente virtual.....	25
3.4.1. Código para medición de burbujas de aire .....	28
3.5. Desafíos del seguimiento de la metodología planteada.....	28
3.6. Análisis de costos.....	29
3.6.1. Costos de obtención de imágenes .....	29
3.6.2. Costos de fabricación de bolus .....	30
4. CONCLUSIONES .....	31

# CAPÍTULO 1

## 1. ANTECEDENTES

### 1.1. Área de estudio

El presente trabajo se apoya de las tecnologías de la manufactura aditiva (AM) que incluye el diseño para AM a partir de imágenes médicas en archivos de formato DICOM u otros métodos sustitutos, el análisis de las tecnologías disponibles para fabricación, el estudio del comportamiento de los materiales a la exposición de radiación y la adaptabilidad de las piezas diseñadas a la fisonomía del paciente.

### 1.2. Introducción y antecedentes

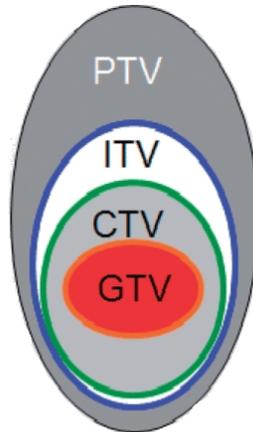
Los pacientes oncológicos reciben radioterapia como parte de su tratamiento contra el cáncer, en el cual se emplean altas dosis de radiación con el objetivo de destruir las células cancerígenas y reducir los tumores. Existen dos técnicas principales para la aplicación de radioterapia: la terapia de haz externo y la braquiterapia de radiación. La selección entre estas técnicas se basa en la localización del tumor. Por ejemplo, en el tratamiento de tumores profundos, se recomienda el uso de radioterapia con fotones, cuya mayor tasa de dosificación se alcanza a una considerable profundidad en la superficie del paciente. En contraste, para el tratamiento de lesiones superficiales, como el cáncer de piel, se sugiere el uso de electrones.

En relación con la tasa de incidencia de cáncer en la ciudad de Guayaquil, Ecuador, los datos indican un promedio anual de 4,078 casos nuevos entre los años 2010 y 2014 (Tanca et al., 2019). De estos casos, más del 80% serán tratados con radioterapia en algún punto de la evolución de la enfermedad (Algara López, 2016), sea como tratamiento radical o con fines paliativos. Se ha demostrado que la combinación de cirugía y radioterapia incrementa las tasas de supervivencia de los pacientes, alcanzando entre un 50% y un 58% a los 15 años (Abe et al., 2005)

El tratamiento de radioterapia se basa en las imágenes obtenidas mediante tomografía computarizada (TC), resonancia magnética (RM) o tomografía por emisión de positrones (PET). El radio terapeuta, en colaboración con el médico oncólogo, es el encargado de definir el volumen objetivo planificado (PTV), que es el área en la cual se espera aplicar la mayor dosis de radiación durante el tratamiento. Además, se identifican los órganos en riesgo (OAR) y el volumen planificado de riesgo (PRV), que corresponde al margen de tejido sano circundante que recibirá dosis de radiación sin necesidad de necesitarlo. La definición precisa de los volúmenes PTV y PRV, junto con sus márgenes respectivos, es un tema de investigación. Las publicaciones de "Molinelli et al. (2008)" y "Van Herk et al. (2000)" establecen los criterios para definir estos márgenes según la técnica de tratamiento (Figura 1), los protocolos de fraccionamiento de dosis y el sistema utilizado para adquirir las imágenes médicas. Es la comisión Internacional de Unidades Radiológicas quienes establecen las definiciones de los volúmenes de las regiones de interés como:

- GTV (Gross Tumor Volume): Contiene la región visible del tumor que se va a tratar
- CTV (Clinical Target Volume): Que contiene el GTV más un margen en todos los bordes para contemplar la posible diseminación microscópica del tumor.

- ITV (Internal Target Volume) solo aplicable para casos en los cuales se pueda cuantificar el movimiento del CTV y engloba todas las posiciones que puede alcanzar. Es útil, por ejemplo, en la radioterapia pulmonar donde se miden todos los desplazamientos del CTV durante un ciclo de respiración.
- PTV (Planning Target Volume): Donde se considera la incertidumbre en la repetibilidad del posicionamiento del paciente durante la radioterapia con respecto a la simulación que sirve de referencia. Resulta de agregarle un nuevo margen al CTV para contemplar los posibles movimientos del paciente cuando se suministra una fracción, y las incertidumbres aleatorias y sistemáticas del proceso.



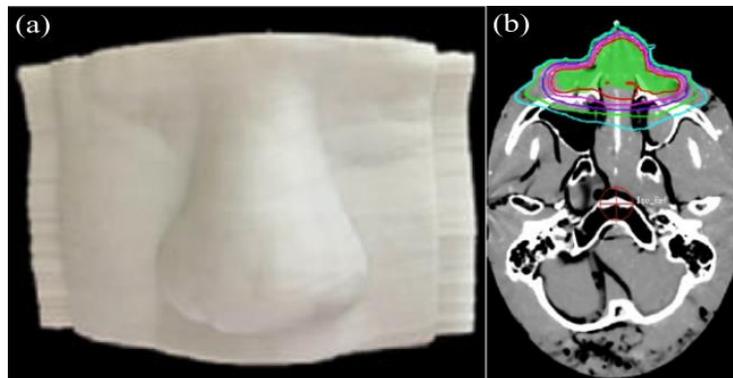
**Figura 1. Volúmenes de las áreas de interés.**

La correcta definición de estos volúmenes es esencial, ya que influye directamente en las complicaciones que pueden surgir durante la aplicación de la radioterapia sobre el tejido sano. Las estadísticas indican que entre el 80% y el 90% de los pacientes expuestos a radioterapia desarrollan algún grado de dermatitis por radiación (Garza Salazar & Ocampo-Candiani, 2010), misma que se evidencia en la Figura 2, que en algunos casos puede progresar hasta convertirse en radio dermatitis de Grado 4, lo cual implica necrosis del tejido sano circundante y afecta al 25% de los pacientes (Hymes et al., 2006).



**Figura 2. Dermatitis aguda por radiación (Tomada de "Garza Salazar & Ocampo-Candiani (2010)" bajo licencia Creative Commons Attribution 4.0 license).**

Para asegurar que las altas dosis de radiación incidan de manera precisa sobre el PTV, el radio terapeuta recurre a accesorios cuya función es: inmovilizar al paciente, establecer un punto de referencia para la aplicación de la radiación, proteger los tejidos circundantes y aumentar la dosis de radiación en el volumen objetivo. Estos accesorios, denominados bolus (Figura 3), proporcionan una cobertura superficial (Barbagelata, 2022). Los materiales utilizados en la fabricación de bolus buscan replicar las propiedades del tejido humano en términos de radio-densidad, medida en unidades Hounsfield (UH), las cuales reflejan la capacidad de un material para reducir o detener la transmisión de radiación. Tradicionalmente, los bolus se fabrican a partir de materiales como láminas de gel sintético, láminas termoplásticas, ceras moldeables e incluso apósitos de gasas humedecidas con agua, cuyo propósito es adaptarse a la superficie del cuerpo del paciente que será tratado. Aunque cada material presenta ciertas ventajas, todos comparten desventajas comunes, tales como: su limitada adaptabilidad a superficies irregulares, la alta variabilidad en el grosor, lo que dificulta la dosificación precisa de la radiación, la formación de burbujas de aire, el riesgo de infecciones por hongos y bacterias, y la imposibilidad de reutilización.



**Figura 3. (a) Bolus para radioterapia fabricado por AM, (b) tomografía usada para diseño de bolus de "Lu et al. (2021) bajo licencia Creative Commons Attribution 4.0 license.**

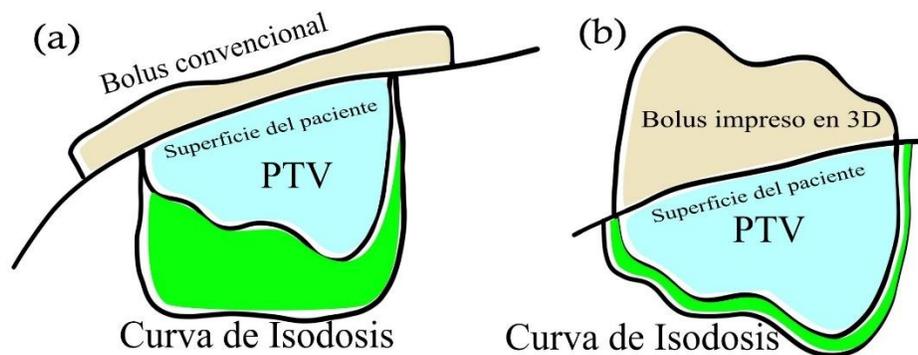
En este contexto, la manufactura aditiva (AM) surge como una opción destacada para la fabricación de bolus, presentándose como una tecnología más precisa, rápida y segura en comparación con los métodos tradicionales de manufactura artesanal. Investigadores como "Kong et al. (2019)" han abordado el estudio de la dosimetría de la radioterapia con fotones en bolus fabricados a partir de geles e hidrogeles. Por su parte, "Lee & Lu (2013)" amplían la aplicación de la manufactura aditiva, analizando una amplia gama de polímeros utilizados comúnmente en la fabricación con filamento fundido (FFF) y estereolitografía (SLA). Los resultados obtenidos son prometedores, ya que los bolus fabricados mediante AM se adaptan perfectamente a la fisonomía del paciente, son reutilizables, previenen la formación de burbujas de aire y permiten una distribución eficiente de la radiación hacia el volumen objetivo (PTV), controlando la radio-densidad en función del espesor del bolus o de los parámetros de impresión disponibles en cada técnica.

El proceso de diseño de bolus para AM comienza con la definición de la malla de la zona de interés a partir de los archivos DICOM (Digital Imaging and Communications in Medicine), que se obtienen mediante tomografía computarizada (CT), resonancia magnética (RM) o tomografía por emisión de positrones (PET). Posteriormente, el bolus se

talla digitalmente de manera manual sobre la imagen tridimensional de la zona a tratar. Para finalmente exportarse al software slicer y proceder con su fabricación en una impresora 3D.

Sin embargo, un inconveniente de este proceso es que la obtención de imágenes requiere someter al paciente a fuentes de radiación o agentes de contraste, lo cual implica procedimientos costosos para los pacientes y que, en ocasiones, proporcionan información irrelevante para la planificación de ciertos casos de radioterapia. Como alternativa, "Dipasquale et al. (2018)" propone la utilización de un escáner superficial para la toma de imágenes, como punto de partida para el diseño de bolus para AM, una técnica que aún no ha sido explorada en el ámbito local.

Con el fin de implementar el uso de bolus en la radioterapia de electrones, se propone una metodología para el diseño de bolus mediante manufactura aditiva, que considera también la toma de imágenes con un escáner 3D de bajo costo, como alternativa al método convencional basado en archivos DICOM. Se busca establecer una relación entre la radiodensidad y el porcentaje de relleno de la pieza para optimizar los tiempos de fabricación y el uso de material, hasta obtener piezas que se adapten de manera precisa a la anatomía del paciente, y que resulten más efectivas en términos de durabilidad y seguridad que aquellas obtenidas por los métodos tradicionales de manufactura artesanal. En la Figura 4 se puede apreciar la curva de isodosis para un bolus tradicional y uno fabricado por AM.



**Figura 4. Profundidad de dosis usando dos tipos de bolus:(a) con bolus artesanal, (b) con bolus fabricado por AM.**

### 1.3. Planteamiento del problema

En el tratamiento del cáncer, especialmente en procedimientos de braquiterapia externa, el bolus tiene tres funciones principales que son: inmovilizar al paciente durante la aplicación de la radiación, proporcionar al radio terapeuta un punto de referencia para la aplicación de la dosis y finalmente; reducir el riesgo de dermatitis maximizando la dosis de más alta intensidad sobre el PVT, protegiendo a la vez la piel y los tejidos sanos cercanos. El uso del bolus tradicional presenta desafíos, tales como dificultad de desinfección, limitaciones en cuanto a la personalización de espesor según las necesidades propias del paciente, variabilidad del espesor lo que dificulta controlar la dosis y la formación de cavidades de aire que reducen la efectividad (Zhao, et al., 2017). A esto se puede sumar el alto costo asociado a la elaboración de un bolus tradicional y la dificultad de proveerse con ciertos materiales a nivel local.

Con respecto a la desinfección, los bolus fabricados con materiales tradicionales como cera, gasas o láminas de gel no son resistentes a las soluciones desinfectantes como el alcohol o el peróxido de sodio. Lo que supone un problema de alto riesgo ya que puede producir infecciones bacterianas si se utilizan sobre la superficie de pacientes con dermatitis, lo que puede resultar mortal en pacientes oncológicos con defensas bajas. Para evitar el riesgo de infección, los bolus son reemplazados en cada sesión de radioterapia lo que supone incurrir en tiempos de fabricación y costos adicionales.

Con respecto a la dificultad de personalización del bolus, la opción tradicional de apósitos de gasas humedecidas ha sido reemplazada por láminas de elasto-gel de espesores constantes que se adhieren sobre la piel del paciente en la PVT. Estudios como los realizados por Chang et al. (1991) demostraron que las láminas comerciales de gel pueden ser reutilizadas hasta 3 veces, se pueden higienizar además de disminuir la formación de burbujas de aire. Desgraciadamente, estas láminas se comercializan en espesores constantes cuya radio-densidad no siempre es la esperada, por lo que no se garantiza la aplicación de la máxima dosis en la zona de interés del tratamiento.

Finalmente, para la fabricación de bolus con ceras o láminas termoplásticas, se debe someter al paciente a un proceso molesto y doloroso donde se le aplican láminas de materia caliente sobre la zona de interés para amoldar el bolus. El resultado consiste en piezas con espesor irregular, aunque se amolda perfectamente a la fisonomía del paciente, no garantiza depositar la dosis máxima en la profundidad esperada.

Los problemas inherentes a la fabricación de bolus por métodos artesanales pueden solucionarse con las nuevas tecnologías de manufactura aditiva, la personalización de las piezas consigue a través del uso de imágenes digitales de la zona de interés del paciente que puede timarse a partir de un archivo DICOM o con un escaneo tridimensional. Mientras que la consistencia dimensional, y la respuesta del material a la radiación se consigue con la variación de los parámetros de fabricación como el espesor de las piezas, porcentaje de relleno o tipo de material. Variables que fueron estudiadas y comparadas en trabajos de “Jung, et al., (2024)” y “Perez, Abril, & Suarez, (2024)”.

Para sistematizar la obtención de bolus por AM, es necesario contar con una metodología para el diseño de piezas que van a ser fabricadas por manufactura aditiva, esta metodología debe incluir todos los procesos y actividades que conciben el bolus desde la imagen tridimensional hasta la fabricación final.

#### **1.4. Objetivo general**

Desarrollar una metodología de diseño para manufactura aditiva de bolus para radioterapia y braquiterapia tomando como punto de partida las imágenes médicas en formato DICOM o el escaneo tridimensional del paciente, para pacientes oncológicos del hospital de Solca en Guayaquil, reduciendo la presencia de burbujas de aire entre la piel y el bolus de manera significativa.

#### **1.5. Objetivos específicos**

1. Diseñar un bolus personalizado para radioterapia y braquiterapia, haciendo uso de herramientas de modelado 3D, utilizando datos anatómicos específicos de un sujeto de prueba.

2. Manufacturar un bolus para braquiterapia mediante manufactura aditiva. Utilizando técnicas de AM como deposición de material fundido (FFF) o estereolitografía (SLA).
3. Establecer la efectividad del bolus fabricado por manufactura aditiva mediante la evaluación de los espacios libres entre el modelo escaneado y el bolus.

## **1.6. Alcance**

El alcance del presente documento se centra en el desarrollo de un bolus para braquiterapia mediante el uso de manufactura aditiva, donde se toman los siguientes conceptos:

- A partir de un modelo 3D de la anatomía del paciente, obtener el diseño de un bolus tomando en cuenta las consideraciones del diseño para manufactura aditiva.
- Fabricar el bolus mediante manufactura aditiva.
- Evaluar presencia de burbujas de aire entre el bolus y el sujeto, de manera virtual.

Mediante este sistema se obtendrá una metodología para el desarrollo del bolus, así como una idea de la adaptación del bolus a la anatomía del paciente.

# CAPÍTULO 2

## 2. METODOLOGÍA

La metodología propuesta para el diseño para manufactura aditiva (AM) de bolus para radioterapia y braquiterapia consta de los siguientes procesos:

- Adquisición de imágenes
- Diseño de bolus para AM
- Fabricación por AM

Se busca la optimización de las actividades de todos los procesos de la metodología para disminuir el costo final unitario de la fabricación de bolus por AM si se compara con los métodos artesanales.

### 2.1. Adquisición de imágenes y selección del tratamiento

El proceso de adquisición de imágenes inicia con la evaluación del paciente donde el médico tratante establece la técnica a utilizar. Estas técnicas pueden ser: tomografía computarizada (CT), resonancia magnética (RM) o tomografía por emisión de positrones (PET). En paralelo se realiza el chequeo médico y los exámenes clínicos pertinentes que sirven como punto de partida para establecer el sistema de planificación de tratamiento (TPS) que considera la forma anatómica y profundidad del tumor.

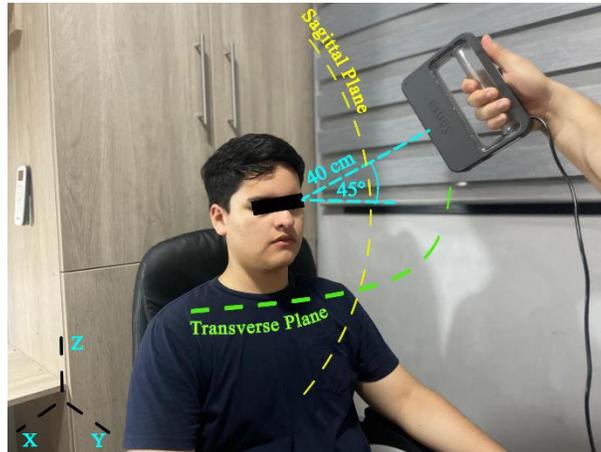
En la planificación del tratamiento se revisa la posibilidad de aplicación de todas las alternativas de terapia como: quimioterapia, cirugía, trasplante, radioterapia y otras disponibles en el medio local. Uno de los criterios para recomendar la aplicación de radioterapia es la profundidad del tumor; si la profundidad no sobrepasa los 5 cm se recomienda radioterapia por electrones, en cambio si sobrepasa los 10 cm se utiliza radioterapia por fotones y finalmente se cuenta con la braquiterapia recomendada para tumores a profundidades entre los 5 y 10 cm.

Si se opta por la radioterapia, el médico oncólogo tratante y el radio terapeuta utilizan la información de imágenes médicas, exámenes y biopsias para planificar las sesiones de radioterapia. Las variables que se establecen para la aplicación de la radiación son:

- Energía del haz de radiación en mega voltios
- Tamaño de campo
- Dosis absorbida
- Profundidad
- Radio-densidad en unidades Hounsfield (UH)

Se limita el PVT en función de la ubicación del área de interés para la aplicación del haz de radiación, se cuestiona la necesidad de uso de bolus para optimizar la profundidad de la máxima dosis o para inmovilizar al paciente. Este procedimiento se hace en conjunto con el médico oncólogo tratante, el radio terapeuta y el diseñador mecánico para delinear la forma del bolus que cumpla con los requerimientos de diseño para que la curva de máxima dosis se aplique sobre el PVT.

La fuente de información para el diseño de bolus son dos: los archivos en formato DICOM provenientes de las imágenes médicas o por el escaneo tridimensional de las zonas de interés del paciente con un escáner de bajo costo. Para ambos casos, los resultados del proceso de toma de adquisición de imágenes son una nube de puntos que se convierten en mallas editables que se pueden manipular en software CAD.



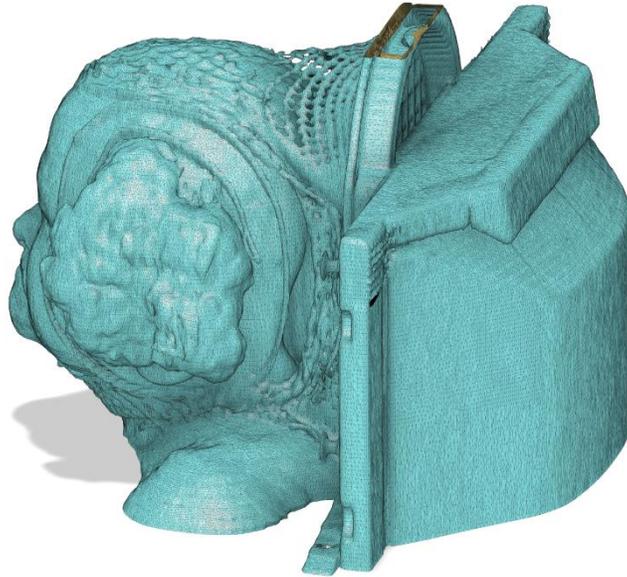
**Figura 5. Proceso de escaneo del paciente con un equipo Sense 2™ de 3D Systems.**

El escaneo se realiza llevando el escáner a lo largo del eje sagital y transversal de la zona de interés en el paciente asegurándose mantener una distancia constante de 40 cm con el paciente y manteniendo una inclinación de 45° con respecto a la horizontal (Figura 5). El procedimiento no toma más de 15 minutos y es fácil de aprender y asimilar para nuevos operadores. Todos los detalles en cuanto al proceso de escaneo tridimensional con equipos de bajo costo fueron ya explorados por Helguero et al. (2024) y se validaron por medio de un modelo matemático.

## **2.2. Diseño de bolus para manufactura aditiva**

Una vez obtenidas las imágenes médicas por los métodos convencionales, o por escaneo tradicional, se procede con la manipulación digital de los objetos hasta obtener la forma que satisfaga las necesidades de la radioterapia en cuanto a forma y radio densidad.

Para la fase del diseño, se hace uso de software CAD y de manipulación de mallas que poseen funciones que suavizan las formas y permiten esculpir el bolus. Para el ejemplo, se utiliza la imagen digital de un paciente con un tumor facial al costado izquierdo, se trata de una mujer de la tercera edad que pasará a citarse como PACIENTE 1 a quien se le debe preparar para recibir radioterapia de fotones (Figura 6).



**Figura 6. Modelo tridimensional del paciente 1.**

El primer paso consiste en la delimitación del área de interés para el tratamiento que incluye toda la zona afectada por la tumoración. Es imprescindible incluir un margen de al menos 10 mm a todo el contorno de la zona para facilitar la colocación del bolus sobre el paciente. Esta limitación se puede realizar el software CAD como Fusion 360™ en la Figura 7 se puede observar marcada en rojo el área donde sobre la cual se va a diseñar el bolus para la radioterapia después de haber eliminado los objetos que son irrelevantes para el diseño como el inmovilizador y la mesa del equipo de CT.



**Figura 7. Zona de estudio del PACIENTE 1 delimitada con borde para el diseño**

### 2.2.1. Selección de programa para diseño del bolus.

Ya sea que la malla con el modelo del paciente se haya obtenido por imágenes médicas o por escaneo tridimensional, es necesario realizar ciertas correcciones para facilitar el proceso de diseño. Para la revisión de las mallas se recomienda programas como:

- Democratiz3D by embodi3D
- 3D slicer
- InVesalius
- RadiAnt DICOM viewer

Se recomienda el uso de software libre como 3D Slicer que se encuentra disponible para diferentes sistemas operativos como Windows, macOS o Linux. Mientras que para la optimización y corrección de mallas se recomienda los siguientes programas:

- Solidworks
- Autodesk Fusion 360
- Blender
- HyperMesh
- Ansys SpaceClaim
- Autodesk Meshmixer
- Geomagic Design X
- 3Ds Max

Para la selección del software de manipulación de mallas se consideró aspectos como el uso general del programa, el protocolo de conversión a CAD, las herramientas para la edición de mallas y la facilidad para el modelado CAD. Estos aspectos se analizan en la Tabla 1 que sirve como matriz de decisión:

**Tabla 1. Comparación entre software CAD.**

<b>Software</b>	<b>Uso Principal</b>	<b>Conversión a CAD</b>	<b>Edición de Mallas</b>	<b>Facilidad de Modelado CAD</b>
<i>Geomagic Design X</i>	Ingeniería inversa	Avanzado	Básico	Limitado
<i>SolidWorks</i>	Diseño mecánico	Con restricciones	Limitado	Alto
<i>Fusion 360</i>	Diseño y simulación	Parcial	Básico	Medio
<i>Meshmixer</i>	Impresión 3D	No	Sí	No
<i>Blender</i>	Modelado 3D	No	Avanzado	No
<i>HyperMesh</i>	Simulación FEA	No	Avanzado	No
<i>Ansys SpaceClaim</i>	Simulación y mallado	Sí	Sí	Medio
<i>3ds Max</i>	Animación y optimización digital	Si	Avanzado	Alto

Se recomienda el uso de Geomagic Design X para la optimización, reparación y manipulación de las mallas, dado que permite el uso de ingeniería inversa para la obtención de un sólido a partir de la malla. Por otro lado, para el trabajo del bolus como sólido y la generación de los canales para braquiterapia, se ha optado por Fusion 360 dado que permite simulación y diseño con una facilidad de modelo CAD intermedia. Es imprescindible la revisión de las unidades generales de configuración ya que es común que algunos programas utilicen como unidades las pulgadas en lugar de los milímetros.

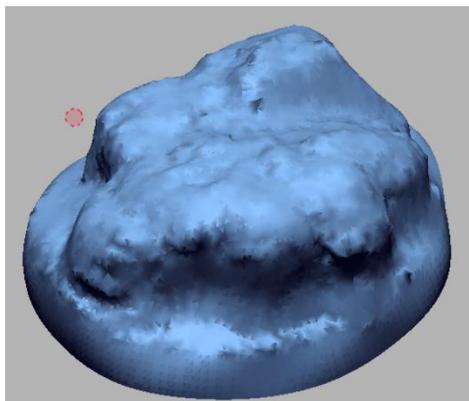
Para probar la metodología, se procede con el diseño de dos bolus, uno para radioterapia cuya fuente de información es un archivo DICOM y uno para braquiterapia que parte de un escaneo tridimensional.

### 2.2.2. Diseño de bolus para radioterapia

La malla resultante se exporta a Geomagic Design X para iniciar con la creación del bolus. Como se puede observar en la Figura 7, existen cavidades, secciones con voladizos y estructuras ajenas al tumor que deben esculpirse teniendo en cuenta los criterios de diseño para AM que faciliten la fabricación de la pieza. Para este fin se utilizan comandos como:

- **Healing wizard:** para evitar el sobre posicionamiento de la malla y corregir defectos.
- **Smart brush:** para mejorar la calidad de la malla, deformarla, o afinarla.
- **Fill holes:** la herramienta más versátil del programa, rellena perforaciones, pule bordes de las perforaciones, entre otras cosas.
- **Trim:** permite delimitar secciones a ser eliminadas.

Con la aplicación de los comandos, se obtiene una superficie aislada, con bordes redondeados y con el volumen y forma específicos para contener todo el tumor durante el tratamiento (Figura 8).



**Figura 8. Malla aislada del tumor sobre el paciente 1.**

Una vez que se tiene el modelo de la malla pulida para el paciente 1, se procede a generar el modelo sólido. Para esto, se utilizará el programa Geomagic Design X, con los siguientes comandos:

- **Mesh fit:** proyecta una superficie sobre una malla adoptando su forma.
- **Thicken Surface:** extruye una superficie en un sólido.

- Extrude: extruye un cuerpo o un corte sobre un cuerpo sólido.

Por lo tanto, a partir del modelo obtenido en la Figura 8 se proyecta la superficie, posterior a esto, se extruye el espesor del bolus. Dicho espesor debe ser indicado por el médico tratante, en este caso un espesor constante en la pieza de 5 mm, ya que se determinó que la radio densidad de la pieza construida es una función del patrón y porcentaje de relleno o *infill* si se utiliza técnica FFF. La correlación de estos parámetros se determinó en un estudio de caracterización del material que fue validado mediante la medición de las unidades UH en una tomografía de 4 probetas de material PLA cuyos resultados se adjuntan en la Tabla 2.

**Tabla 2. Resultados de la caracterización de la radio densidad de las probetas a diferentes porcentajes de relleno**

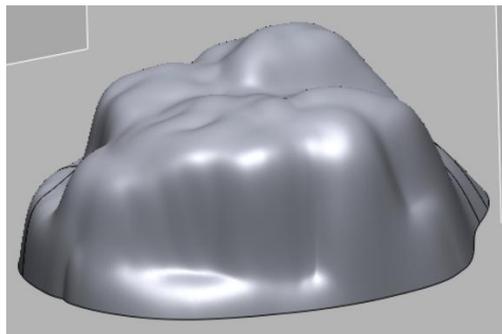
<i>Porcentaje de relleno/material</i>	<i>Radio-densidad media</i>
10% PLA	-460 UH
20% PLA	-381 UH
50% PLA	-233 UH
Parafina	-150 UH

Con esto, es posible determinar una relación lineal entre ambos parámetros que se expresa en la ECUACIÓN 1:

$$Y = 5.7X - 519.5 \quad (1)$$

Donde **Y** representa la radio densidad en UH, y **X** corresponde al porcentaje de relleno. Esta ecuación es de utilidad en la fase de fabricación por AM.

Una vez asignado el espesor al modelo, nuevamente se extruye un corte para eliminar las secciones sobrantes consecuencia de los comandos antes utilizados. Cabe recalcar que para este particular el tamaño de malla seleccionado es indiferente puesto que el mesh fit se crea sobre el mallado. Este modelo se debe exportar en formato STEP, el cual se puede apreciar en la Figura 9.



**Figura 9. Modelo solido de bolus para radioterapia del paciente 1.**

### 2.2.3. Diseño de bolus para braquiterapia

Para el diseño de bolus para braquiterapia se debe considerar la inserción de canales internos por donde pasa los catéteres con los agentes radioactivos usados durante la terapia. Para obtener la pieza se debe proceder tal y como se hace para el diseño de bolus para radioterapia.

Para braquiterapia, se debe incluir los canales por donde ingresa el catéter con el isótopo radioactivo. Figura 10 la medida del diámetro del catéter es de 2.5 mm, por lo que las perforaciones deben considerar una holgura adicional de 0.1 mm al diámetro para que las vías se puedan introducir con facilidad y la posibilidad de formar burbujas de aire, se reduzca al mínimo.



**Figura 10. Representación de catéteres para braquiterapia en un paciente.**

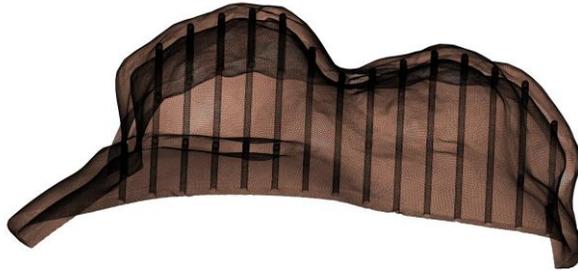
Para esto, es necesario garantizar que los canales por donde se conducen los catéteres mantengan constante la medida del diámetro y se mantengan siempre a una misma distancia sin importar lo complicado de la topología del sólido que corresponde al bolus. La manufactura tradicional por arranque de viruta no tiene la capacidad para realizar este tipo de operaciones, es por esto por lo que se justifica el uso de AM acompañada del proceso de diseño para poder cumplir con este requerimiento.

Una vez se obtiene el modelo sólido, se procede a generar los canales internos en el bolus. Es en esta etapa en la que se evalúa si el bolus es de un tamaño adecuado para la cámara de impresión, en caso de que no lo sea, se debe dividir el bolus en las partes necesarias del tamaño adecuado para poder imprimirlo sin problema, y generar un mecanismo de unión sencillo para las secciones separadas. Para esto se van a utilizar los siguientes comandos en Fusion 360:

- Crear un plano
- Sketch usando proyección de geometrías
- Sweep: para crear los canales

Se deben crear planos a lo largo del bolus, perpendiculares a donde se va a acomodar sobre el paciente. Estos planos deben tener una distancia unos de otros, según la recomendada por el médico tratante dado que son las que marcan las distancias de los

catéteres a utilizar. Una vez obtenidos los planos, se proyecta el plano interno del bolus, y se crea un offset a la distancia deseada (2.5mm en el caso de estudio). Posterior a esto en la cara paralela al cuerpo del paciente, se genera círculos con diámetros 0.2mm más grandes que el diámetro del catéter a utilizar (para el caso de estudio 2.2mm). Posterior a esto se extruye un corte por el cuerpo del bolus usando la función sweep, el resultado para el paciente 1 se visualiza en la Figura 12. Por otro lado, el resultado para el paciente 2 se visualiza en la Figura 13.



**Figura 12. Bolus con canales internos para el paciente 1 transparente.**



**Figura 13. Bolus con canales internos para el paciente 2.**

Una vez se obtiene esto se procede a exportar el modelo en formato STL, e insertarlo en meshmixer para pulir el mallado nuevamente previo a la impresión.

### **2.3. Manufactura aditiva**

En este proceso, las variables dependen de la tecnología de manufactura y el tipo de bolus que se desea fabricar. Las tecnologías disponibles para AM son muchas, en el medio local destacan la FFF y SLA como respuestas económicas a las necesidades con alta complejidad. La selección de la tecnología se la va a realizar a partir de tres criterios que son: equipo para manufactura, software y material.

### 2.3.1. Selección de tecnología de manufactura aditiva a utilizar

Para la selección de la tecnología de manufactura aditiva a utilizar se han analizado 2 opciones; extrusión y fotopolimerización. Ambas opciones son consideradas por la disposición de estos equipos para la fabricación de piezas dentro del Campo Avanzado de Mecanización y Prototipos (CAMPRO) de la Escuela Superior Politécnica del Litoral (ESPOL). La comparación entre ambas tecnologías se presenta en la Tabla 3.

**Tabla 3. Comparativa de consideraciones de diseño para manufactura aditiva por extrusión y fotopolimerización.**

Parámetro	Extrusión	Fotopolimerización
Espesor de capa	0.1 - 0.3 mm	0.05 - 0.1 mm
Precisión	±0.1mm a ±0.03mm por 25mm	±0.05mm a ±0.02mm por 25mm
Tolerancia	0.25mm	0.15mm
Tamaño mínimo	1mm	0.5mm
Densidad	20-25% balanceado / 10-15% menor costo / 30-50% más resistente	No aplicable (material homogéneo)
Espesor mínimo de pared	0.36 - 1.32mm (según espesor de capa)	0.10 - 0.40mm (según espesor de capa)
Ángulo máximo	45°	30°
Holgura entre partes (solubles)	0.18 - 0.66mm (según espesor de capa, horizontal/vertical)	0.05 - 0.20mm (según espesor de capa, horizontal/vertical)
Holgura entre partes (a romper)	0.36 - 0.66mm (según espesor de capa)	0.10 - 0.20mm (según espesor de capa)
Diámetro de agujeros verticales	5mm modelado como 5.2mm / 10mm modelado como 10.2mm / 15mm modelado como 15.2mm / 20mm modelado como 20.2mm	3mm modelado como 3.1mm / 6mm modelado como 6.1mm / 12mm modelado como 12.1mm / 18mm modelado como 18.1mm
Pines circulares (diámetro mínimo)	2mm (vertical y horizontal)	1mm (vertical y horizontal)
Roscas (mínimo diámetro)	5mm con mínimo 1mm de 'dog point'	3mm con mínimo 0.5mm de 'dog point'

Por la complejidad en la forma del bolus del paciente 1 se encuentra propicio fabricar la pieza utilizando la tecnología de fotopolimerización o SLA, esto para el bolus diseñado para braquiterapia y radioterapia ya que la única diferencia radica en la presencia de los agujeros para el paso de los catéteres. En cambio, para el bolus del paciente 2 basta con utilizar extrusión ya que la forma de la pieza lo amerita por su baja complejidad.

### 2.3.2. Selección de software slicer

La selección del software que prepara los archivos para la AM depende en gran medida de la marca de impresoras de las que se dispone para la fabricación. Para el caso de estudio, se dispone de dos equipos para la fabricación del bolus, estas impresoras se detallan en la Tabla 4.

**Tabla 4. Detalle de los equipos para AM utilizados en el desarrollo de la metodología**

Equipo	Tecnología	Características	Material
Prusa mk4	Fff (fabricación por filamento fundido)	Volumen de impresión: 250x210x220 mm Grosor de capa: 0.05 a 0.3 mm	Pla (ácido poli láctico) ABS (acrilonitrilo butadieno estireno) Petg (polietilenglicol tereftalato)
Formlabs form 4l	Sla (estereolitografía)	Volumen de impresión: 353x196x350 mm Grosor de capa: 0.1 Mm	Resina flexible 80 a Resina estándar negra v4 Resina tough 2000

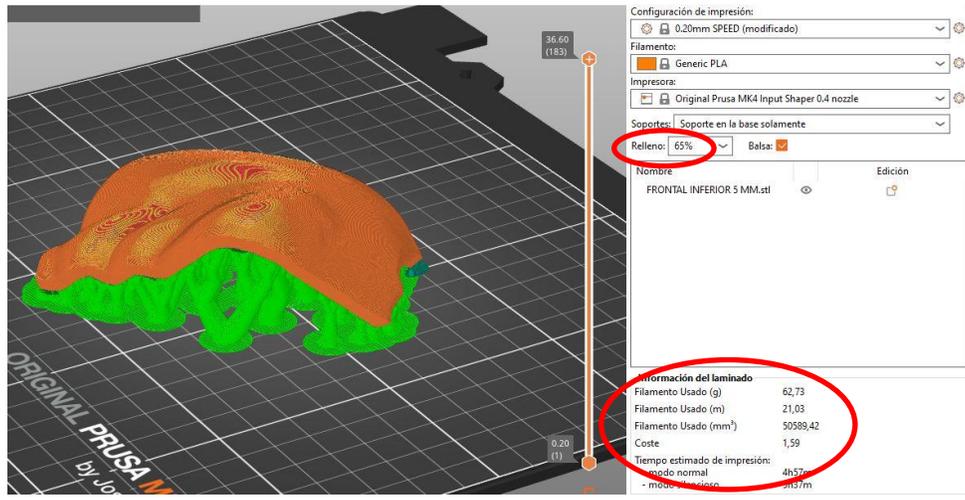
De esta manera, los softwares que se recomiendan para preparar la fabricación de las piezas son PrusaSlicer™ para la Prusa MK4 y PreForm para los archivos a fabricarse en la Form 4L. Los ambientes de preparación para la fabricación del bolus en ambos casos presentan una interfaz intuitiva que permite el control de todos los parámetros deseados que se relacionan con la radio densidad.

### 2.3.3. Selección del material

Las piezas por fabricarse para radioterapia se deben fabricar con PLA, esto con la intención de garantizar la radio densidad según la ecuación 1, que relaciona el porcentaje de relleno con la radio densidad manteniendo un espesor constante de 5 mm en toda la superficie del bolus.

En cambio, las piezas que se van a utilizar para braquiterapia, con forma compleja y que presentan perforaciones de sección circular y medida constante para el paso de catéteres, se recomienda el uso de tecnología SLA; en ese sentido, si el tamaño del tumor es considerablemente grande, y se necesita cierto grado de flexibilidad en el bolus en el momento de cubrir y encajar sobre la zona objetivo de la terapia; se recomienda el uso de material Flexible 80 A de la marca Formlabs. En caso de que el bolus no mantenga una forma compleja y todos los voladizos de la forma sean menores a 45°, se recomienda la fabricación por FFF con PLA. Para la tecnología SLA, no se recomienda el cambio de equipo de impresión o material porque puede existir variaciones considerables en las

dimensiones. En la Figura 14 se puede apreciar cómo se define el porcentaje de relleno previo a la impresión.



**Figura 14. Configuración de la fabricación de bolus, orientación perpendicular a la fuente de radiación y relleno del 65%.**

# CAPÍTULO 3

## 3. RESULTADOS

### 3.1. Toma de imágenes médicas

Para la toma de las imágenes médicas del PACIENTE 2 se realizó utilizando un escáner modelo Sense 2™ de la marca 3D Systems cuyo valor en el mercado ecuatoriano llega a los \$700.00. Las características técnicas del escáner se detallan en la Tabla 5:

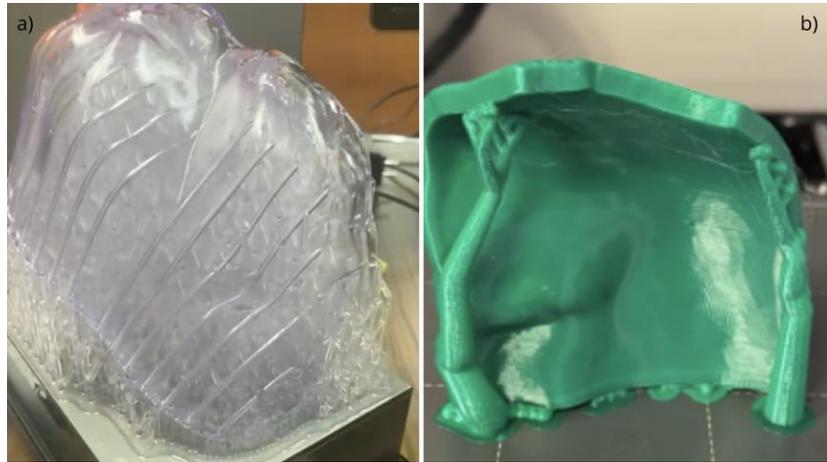
**Tabla 5. Características y especificaciones del escáner Sense 2™**

Características y especificaciones	
Criterio	Especificación
Rango de operación	Min: 0.2 m Max: 1.6 m
Volumen de escaneo	Min: 0.2x0.2x0.2 m Max: 2x2x2 m
Campo de visión	Horizontal: 45° Vertical: 45° Diagonal: 45°
Salida máxima de imágenes	30 fps
Resolución especial x/y a 0.5 m	0.9 mm
Profundidad de resolución a 0.5 mm	1 mm

Con respecto a los parámetros de escaneo, las únicas variables de control corresponden a la orientación del escáner y la distancia que se debe mantener desde el lente del escáner al paciente. El equipo reduce y facilita el proceso al punto que todo el levantamiento de la imagen médica tomo en total 20 minutos. El protocolo de escaneo se realizó en base a las especificaciones que establece Helguero et al. (2024) y se validan por medio de un modelo matemático.

### 3.2. Fabricación de la pieza por AM

La fabricación de la pieza se realizó en dos equipos diferentes. Para el bolus de radioterapia se utilizó un equipo modelo MK4 marca Prusa™ con material PLA. Para disminuir el tiempo de fabricación y el consumo de material, se establece que en los voladizos superiores a 45° se agreguen soportes orgánicos desde la base, un patrón lineal con el 65% de relleno. La pieza fabricada tomó cerca de 5 horas y se puede apreciar en la Figura 15. Por otro lado, la mitad del bolus de braquiterapia se fabricó en el equipo Form 4B™ de Formlabs, su impresión tomo alrededor de 8 horas con 27 minutos. La fabricación de la otra sección tomo 8 horas con 41 minutos, con un consumo total de 750ml de resina flexible 80A, tras esto se pasó por alcohol industrial para lavar las piezas con un secado en exposición al sol por un tiempo de 20 minutos.



**Figura 15. a) Bolus para radioterapia fabricado por SLA b) Bolus para radioterapia fabricado por FFF.**

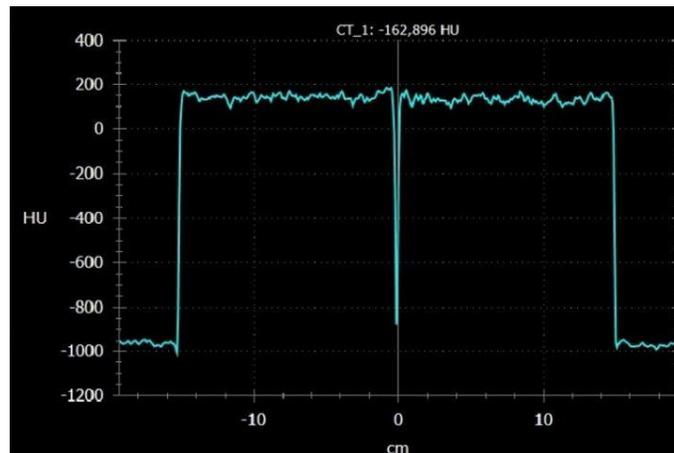
### 3.3. Validación por CT

Con la pieza fabricada, se procedió a realizar pruebas de desempeño de la Ecuación 1 midiendo la radio densidad. Para este fin, se sometió el bolus a un examen CT en un equipo con los parámetros como los indica la Tabla 6:

**Tabla 6. Parámetros de configuración del acelerador lineal en el examen CT**

Descripción	Valor
<i>Voltaje del tubo</i>	100-140 kvp
<i>Corriente del tubo</i>	100-400 ma
<i>Grosor de corte</i>	1-5 mm

Los resultados son una gráfica con los diferentes valores de UH a lo largo del eje X de la superficie del bolus. Estos valores oscilan entre los (160-100) UH con un promedio de 162.89 UH como lo indica la Figura 16:

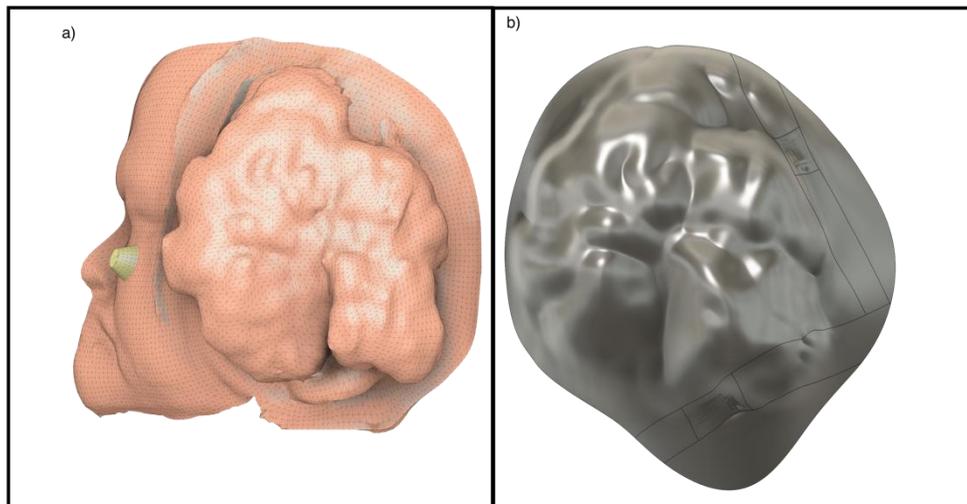


**Figura 16. Resultado del examen CT realizada al bolus.**

Los resultados indican una variación de cerca del 8% con respecto a la radio densidad esperada. Si se compara con la variación de este parámetro cuando se usa bolus artesanal del material más avanzado en el mercado local que se trata de láminas de parafina, donde la variación supera el 20%; se puede observar un gran avance y mejora.

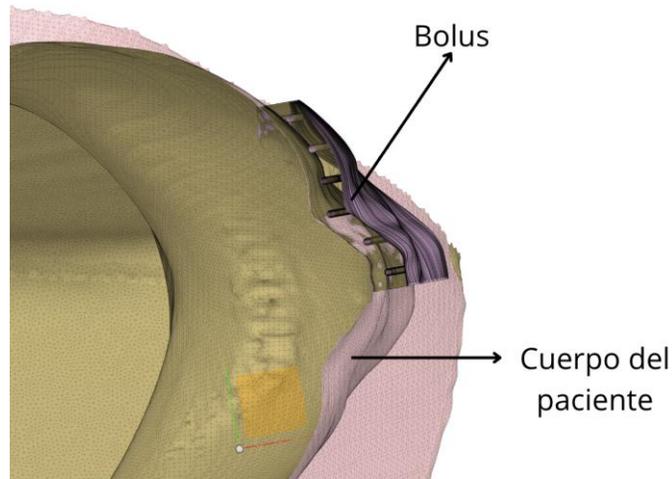
### 3.4. Validación en ambiente virtual

Para la evaluación en ambiente virtual se ha utilizado Fusion 360 y Python, tomando el modelo 3D del bolus, así como el escaneo del paciente 1, ambos se pueden observar en la Figura 17.

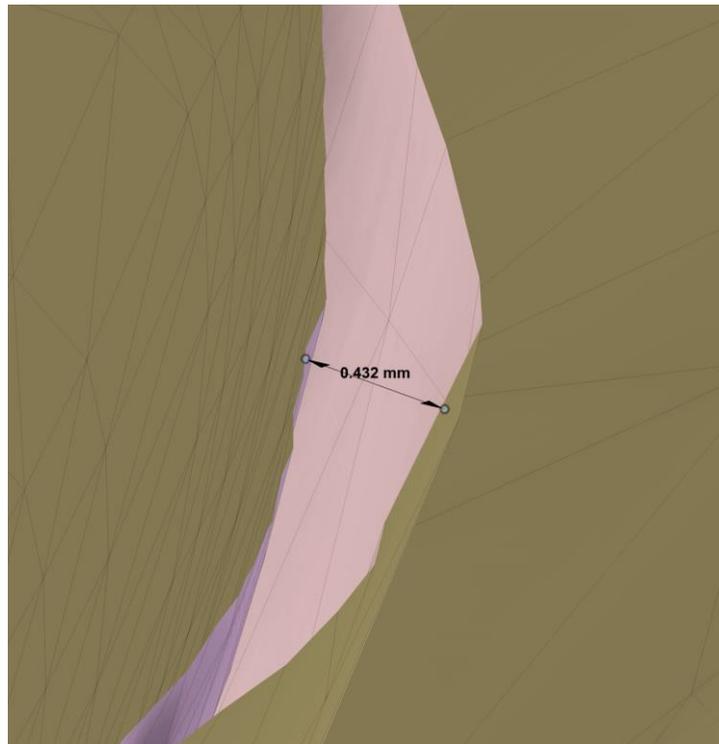


**Figura 17. a) Cuerpo del paciente 1 en fusion 360 b) Modelo 3D del bolus para el paciente 1 en Fusion 360.**

Para establecer la presencia de burbujas de aire se puede realizar mediciones en el programa tras superponer el bolus sobre el rostro del paciente tal como se muestra en la Figura 18. Al someter el modelo a evaluación se encontró presencia de burbujas de aire, se evidencian en la Figura 19 un corte a 70mm sobre la base del bolus donde se observa una burbuja de aire. Dada la complejidad de medición en el programa fue necesario implementar un código de Python que permite medir la presencia de burbujas de aire.



**Figura 18. Bolus sobrepuesto sobre el paciente 2.**



**Figura 19. Corte transversal del bolus a 70mm sobre la parte inferior de este, con presencia de burbuja de aire.**

Para ejecutar el código desarrollado de manera correcta, se tuvo que reducir el modelo del paciente para que ocupe el mismo espacio que el bolus, tal como se muestra en la Figura 20. Una vez con esto se ejecutó un código en Python, que ha sido desarrollado para simplificar el análisis de presencia de burbujas de aire, cosa que sobrepasa el alcance inicial de este estudio, que ha permitido medir la distancia entre el bolus y el cuerpo del paciente en el área de estudio.

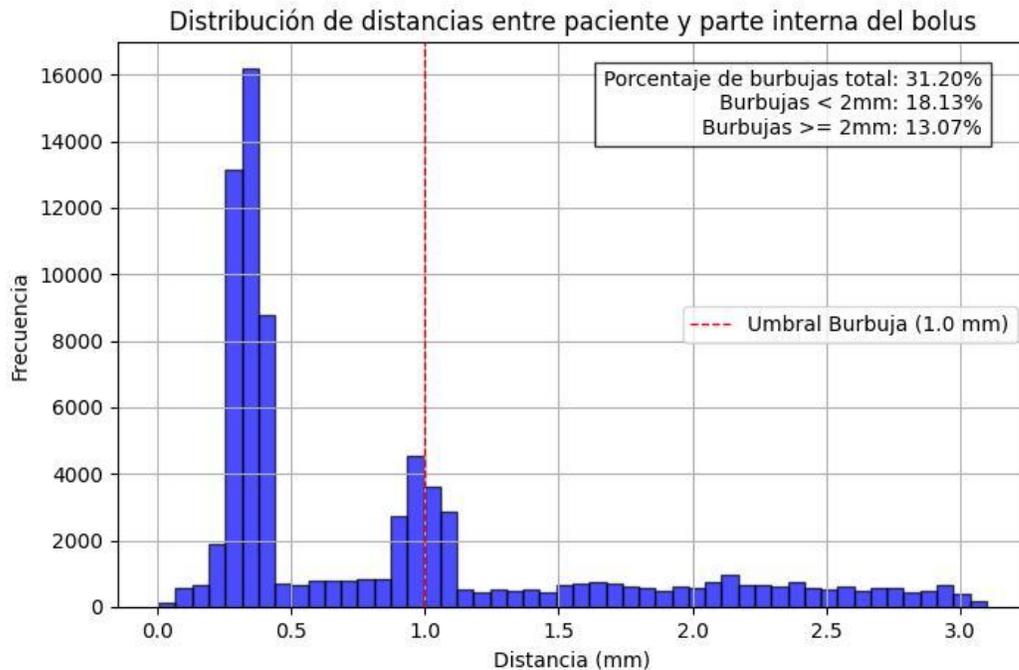


**Figura 20. Cuerpo del paciente (amarillo) adaptado al bolus (morado).**

El código utilizado se presenta en el anexo 1, este utiliza librerías de Python que permiten medir las distancias entre la malla del cuerpo del paciente y la malla interna del bolus. Funciona mediante la inserción del archivo en formato. STL o .obj, donde se tenga ambos componentes. A partir de esto delimita ambos cuerpos y mide la distancia en diferentes puntos, cuyos resultados se encuentran resumidos en la Figura 21. Cabe recalcar que el 58,1% de los espacios es menor a 2mm, esto representa el 18,13% de la superficie interna total del bolus, mientras que el 13,07% de la superficie presenta espacios mayores a 2mm. Cabe recalcar que parte de los espacios mayores a 2mm se encuentran en los bordes del bolus.

$$\text{Burbujas menores a 2mm} = \frac{\text{Burbujas menores a 2mm}}{\text{Cantidad total de burbujas}} * 100 \quad \text{Ecuación 2}$$

$$\text{Superficie con burbujas menores a 2mm} = \frac{\text{Burbujas menores a 2mm}}{\text{Puntos en la superficie analizada}} * 100 \quad \text{Ecuación 3}$$



**Figura 21. Distancia entre el bolus y el modelo escaneado del paciente 2.**

### 3.4.1. Código para medición de burbujas de aire

El código desarrollado para la medición de burbujas de aire existentes entre el bolus y la piel del paciente presenta en primer lugar un parámetro para corrección de escalas, dado que fusión 360 al momento de exportar el archivo para el análisis lo escala en un factor de 10. Una vez hecho esto, dada la diferencia en las coordenadas del archivo del cuerpo del paciente y del bolus, se optó por unirlos a modo de ensamble en un archivo de fusión, mismo que se exporta. Para el análisis es necesario separar los cuerpos entonces el siguiente paso del código es separar los cuerpos en dos regiones donde el grupo con más puntos es el paciente y el que posee menos es el bolus. Una vez hecho esto, se filtra la parte interna del bolus teniendo como referencia el eje z. Para medir las distancias se toma la distancia entre cada punto del paciente a los puntos internos del bolus y se genera un histograma mostrando la distribución de espacios internos libres. Para la detección de burbujas de aire en el grafico obtenido, como el de la Figura 21, se toma un parámetro de 1mm como distancia a considerar. En esta etapa se calcula el número total de puntos analizados, puntos con burbujas y el porcentaje de burbujas. Es importante recalcar que para obtener resultados adecuados se debe delimitar la zona del paciente a ser cubierta por el bolus y esto exportarse en conjunto tal como se muestra en la Figura 20, caso contrario el código analiza los extremos más alejados que no están pensados a ser considerados para el análisis.

### 3.5. Desafíos del seguimiento de la metodología planteada

Al seguir la metodología de diseño de un bolus para braquiterapia existen 3 desafíos principales, el primero de ellos, el pulir el modelo del paciente. Como se puede apreciar en el paciente 1 en la Figura 7, la geometría del tumor presenta una gran cantidad de voladizos

que deben ser eliminados para diseñar un bolus de manera adecuada. Para solventar esto es necesario identificar el área de estudio para poder delimitar el área de estudio y eliminar los voladizos de manera apropiada.

El segundo desafío es la conversión del sólido, en particular al tener una superficie irregular como es el caso del paciente 1. Esto se puede mitigar si se reduce el mallado a una cantidad adecuada, menos de 10000 triángulos, de modo que el sólido se adapte a la geometría del área de estudio. Así mismo, al generar esto se suele perder el eje de coordenadas del cuerpo del paciente, lo que genera dificultad al hacer la comparación a nivel virtual. Para mitigar este último se deben establecer puntos de referencia que permitan reorientar el bolus previo a la evaluación virtual.

### 3.6. Análisis de costos

La reducción de costos asociados a la fabricación de bolus por AM según el método propuesto se puede analizar en dos aspectos que son: el costo del proceso de obtención de imágenes y el costo de fabricación de las piezas. Estos valores se analizan a continuación.

#### 3.6.1. Costos de obtención de imágenes

Se compara el método propuesto de adquisición de imágenes con un escáner 3D de bajo costo versus el método convencional de adquisición de imágenes DICOM. Para esto, se toma como referencia el costo que supone un examen PET en la red de hospitales de la Sociedad de Lucha Contra el Cáncer del Ecuador (SOLCA) a un solo paciente, este valor corresponde a \$1157.42 que incluye el uso de los equipos, los reactivos utilizados para el examen y el tiempo del especialista que opera el equipo y la energía que consume. En contra partida, el proceso llevado a cabo con el escáner 3D no supera los \$75.00 por sesión y cuyo resultado es una malla que solo contiene la zona de interés para la administración de la terapia. Todos los valores relacionados con el proceso se detallan en la Tabla 7:

**Tabla 7. Desglose de los valores del proceso de adquisición de imágenes.**

Método de adquisición de imágenes para bolus

Descripción	Escaneo tridimensional	Examen pet
Adquisición de imagen	\$75.00	\$1,157.42
Procesamiento de malla	\$125.42	\$125.42
Obtención de archivo de impresión	\$19.48	\$19.48
Total	\$219.90	\$1,302.32

Para el cálculo de los valores de procesamiento de mallas y la obtención de los archivos se impresión se considera el valor del salario promedio de un diseñador mecánico con baja/mediana experiencia. Se puede observar una disminución del 81% en los costos si se compara todo el rubro del método propuesto versus el costo único de la obtención de imágenes por formato DICOM.

### 3.6.2. Costos de fabricación de bolus

Las piezas fabricadas para braquiterapia y radioterapia se analizaron independientemente de la procedencia de las imágenes médicas ya que el producto de la fase de diseño analizada en la sección anterior consiste en un archivo en formato SLT listo para la impresión. Los rubros de material, mano de obra, uso de equipo y post-procesamiento se detallan en la Tabla 8, para las técnicas de FFF y SLA.

**Tabla 8. Desglose de los valores de fabricación de bolus.**

Fabricación de bolus			
Descripción	Radioterapia (FFF)	Braquiterapia (SLA)	Método artesanal
Material	\$1.88	\$129.20	\$6.00
Mano de obra	\$2.00	\$6.00	\$ 4.00
Uso de equipo	\$0.93	\$6.00	\$0
Post-procesamiento	\$2.00	\$2.00	\$2.00
Total	\$6.81	\$143.20	\$12.00

Para el cálculo de los costos se consideró el material necesario para cubrir el área de interés del PACIENTE 2, en cuyo caso se utilizaría una lámina de parafina que viene en presentaciones de 300x300x15 mm y cuesta \$40.00. En cambio, el material que se utiliza en tecnología FFF es un rollo de 1 kg de PLA con un costo de \$25.00 mientras que para la tecnología SLA, la presentación del material Flexible 80A consiste en una botella de 1 L de resina con un costo de \$330.00.

## CAPÍTULO 4

### 4. CONCLUSIONES

Se ha probado la metodología de diseño para manufactura aditiva de un bolus para radioterapia y braquiterapia, tomando como punto de partida dos archivos STL de diferentes pacientes. El archivo del paciente 1 obtenido a través de un archivo en formato DICOM como resultado de un examen PET, mientras que el archivo del paciente 2 surge de un escaneo tridimensional realizado con un escáner Sense 2™ de 3D Systems. La presencia de burbujas de aire se ha dividido en 2 valores, donde 18,13% de la superficie interna total del bolus presenta burbujas menores a 2mm, mientras que el 13,07% de la superficie presenta burbujas mayores a 2mm y que hay una superficie libre de burbujas que representa el 68,8% del total.

Para el modelado 3D del bolus a partir de los datos anatómicos del paciente se utilizaron dos softwares principalmente: Fusión 360 y Geomagic Design X. Fusion 360 es un programa que permite operar con modelos sólidos de manera sencilla, al tiempo que ejecuta muchos de los procesos en la nube, reduciendo la necesidad de una computadora que posea recursos elevados, al mismo tiempo, presenta la oportunidad de trabajar en un mismo archivo ya sea con sólidos, superficies o mallas, cosa que no todos los softwares de modelado CAD permiten. Es importante al utilizar este programa verificar siempre la escala de los archivos, ya sea al exportarlos como al importarlos ya que si no se configura de manera adecuada tiende a escalarlos de manera indeseada. En cuando a Geomagic Design X, se optó por este programa en lugar de, 3DS max dado que este último no permite trabajar con medidas, presenta muchas opciones para pulir el mallado, pero no permite trabajar con medidas precisas, cosa necesaria para el desarrollo del bolus. Por otro lado, no se utilizó Meshmixer dado que tiene limitaciones al trabajar con modelos sólidos. Por tanto, a pesar de que se puede incursionar en la búsqueda de softwares que permitan trabajar todo el proceso del diseño del bolus en uno solo, la decisión de utilizar ambos programas ha sido acertada pues ha permitido reducir tiempo de diseño y al mismo tiempo tener medidas precisas.

Se comprobó que la tecnología FFF para manufacturar bolus para radioterapia a partir de escaneos tridimensionales mantenía concordancia entre la resolución de la fuente de las imágenes y el equipo para impresión, de esta manera se garantizaba la no formación de burbujas de aire entre el bolus y el paciente siempre que se configure correctamente todos los parámetros de impresión. Por su parte, el uso de tecnología SLA para fabricar bolus para braquiterapia permite conseguir perforaciones consistentes con las medidas de los catéteres que se utilizan para la terapia, estas perforaciones se fabricaron sin soportes debido a la versatilidad de la tecnología y el equipo de impresión.

Establecer la efectividad del bolus sin incursionar en el uso de tomografía resulta un reto, especialmente si se trata de un análisis a nivel virtual. Para la comparativa a nivel virtual se recomienda seguir investigando como mantener los ejes de referencia al moverlos de un programa a otro, dado que esto y el mantener una escala ha sido uno de los desafíos del desarrollo. Así mismo, es imprescindible apoyarnos en métodos como el uso de Python, para reducir el tiempo de análisis para establecer la efectividad de las piezas.

A futuro se recomienda continuar con esta investigación buscando mecanismos que permitan el análisis de espacios vacíos de manera más sencilla, para esto es necesario incluir otras especialidades de ingeniería como lo es la programación, para por medio de reconocimiento de imagen ahondar en el estudio de espacios vacíos al ubicar el bolus sobre el paciente o un busto de este, con ayuda de una tinta, y así identificar espacios vacíos. Por otro lado, a nivel virtual es necesario mejorar el código para que no se necesite delimitar en el paciente solo el área a ser cubierta por el bolus.

Si se compara la eficacia del escaneo tridimensional para la obtención de las imágenes médicas versus el método convencional que parte de imágenes DICOM; se obtiene una ventaja económica en aquellos tratamientos como el cáncer de piel, en cuyo caso los exámenes PET, CT o PET son sobrevalorados ya que proporcionan información que no se utiliza durante la planificación del tratamiento. En este sentido, corresponde a un ahorro del 81% del costo de la adquisición de imágenes.

La eficacia del escaneo del paciente para obtener las imágenes ya fue explorado y validado por Sharma et al. (2018) que utilizó un escáner de bajo costo modelo Sense™ de 3D Systems para obtener las imágenes médicas de un maniquí que posteriormente fueron comparadas con archivos DICOM donde se pudo demostrar que la topología entre ambas fuentes difería en menos de 2 mm en el 89% de los puntos. Lo que garantiza que todos los detalles en cuanto a la fisonomía del paciente se incluyan en el archivo digital que sirve como punto de partida para el diseño. Por su parte, Dipasquale et al. (2018) propone el uso de un equipo modelo HandyCam™ cuyo valor supera los \$30000.00 con el objetivo de eliminar la posibilidad de la pérdida del punto de referencia del paciente durante la toma de la imagen por lo que este estudio consideró el uso de un equipo modelo Sense 2™ de la marca 3D Systems con un valor de \$700.00 que incluye un sensor dinámico que permite cierta movilidad del paciente y del sensor durante la toma de las imágenes sin perder el punto de referencia, lo que otorga facilidad al momento de escanear grandes zonas sin la necesidad de incluir trípodes en el equipo o inmovilizadores en el paciente. Por lo tanto, el uso de un escáner de bajo costo de similares características al propuesto en este estudio queda completamente validado y proporciona una herramienta ideal para aquellos profesionales ajenos a la rama del diseño, como los radio terapeutas, para la toma de imágenes médicas para diseño de bolus.

En la fase de diseño del bolus para radioterapia y braquiterapia, se utilizó software de edición de mallas para limitar, optimizar, suavizar y extruir el modelo. Las funciones que disponen programas como 3ds Max de Autodesk o Geomagic Studio 2.0 permiten definir una nueva topología mucho más consistente y regular que luego debe optimizarse y pulirse hasta obtener una superficie lista para extruirse a un espesor. El objetivo de esta fase es garantizar la compatibilidad de la pieza diseñada con la fisonomía del paciente por lo que es clave durante la fase de diseño. Solo así se puede garantizar que las burbujas de aire entre el bolus y el paciente sean menores a 2 mm lo que Butson et al. (2000) exploró y concluyó que, de ser así se puede garantizar la no dispersión de los haces de radiación durante la terapia que puedan llegar a extender o alargar la curva de isodosis en el paciente. En la evaluación en ambiente virtual se demostró que el 18,13% de la superficie interna total del bolus presenta burbujas menores a 2mm, mientras que el 13,07% de la superficie presenta burbujas mayores a 2mm y que hay una superficie libre de burbujas que representa el 68,8% del total.

La fabricación de bolus se realizó por dos tecnologías diferentes. Se usó estereolitografía (SLA) para aquellas piezas con complejidad en la topología y que contienen perforaciones en el núcleo como las piezas para braquiterapia porque la resolución del equipo mantiene consistencia en las medidas de los huecos y los imprime sin la necesidad de soportes. La fabricación por filamento fundido es útil en piezas sencillas como las que se usa para el tratamiento de melanomas o radioterapia por electrones cuando los tumores se encuentran a poca profundidad, para este caso es imperante configurar la orientación de la impresión de tal manera que el patrón de relleno se mantenga perpendicular a la dirección de los haces de radiación. La validez de la ecuación 1 que relaciona los parámetros de relleno con la radio densidad se validó por medio de un examen CT donde se caracterizó la pieza. El resultado indica que la radio densidad conseguida con un relleno del 65% en patrón lineal consiguió 162.89 UH lo que significa una variación de apenas el 8% con respecto a la radio densidad esperada. Estos resultados son consistentes con lo hallado por Pérez-Cualtán et al. (2024) que por medio de una relación lineal entre ambas variables consiguió una variación del menos del 10% entre la radio densidad obtenida y la objetivo para varios polímeros utilizados en AM. Con respecto al costo de fabricación, la pieza fabricada para el PACIENTE 2 tuvo un costo de \$1.92 lo que se traduce en un ahorro del 65% si se compara con el material más eficiente para la fabricación artesanal de bolus que corresponde a las láminas de parafina cuyo valor para una pieza de las mismas dimensiones supera los \$5.00.

Por lo anterior, y como se ha logrado demostrar en el desarrollo de investigaciones de otros autores, la metodología del diseño de bolus para AM supone una excelente herramienta que puede implementarse en centros médicos de bajos recursos o de interés social en el tratamiento del cáncer por radioterapia. El uso de software libre y de equipos de bajo costo de poca complejidad tiene ventaja en los radios terapistas que pueden utilizar la metodología y obtener resultados eficientes y baratos con poco o nulo entendimiento de conceptos y criterios de diseño mecánico.

## BIBLIOGRAFÍA

- Abe, O., Abe, R., Enomoto, K., Kikuchi, K., Koyama, H., Masuda, H., Nomura, Y., Sakai, K., Sugimachi, K., Tominaga, T., Uchino, J., Yoshida, M., Haybittle, J. L., Davies, C., Harvey, V. J., Holdaway, T. M., Kay, R. G., Mason, B. H., Forbes, J. F., ... Caffier, H. (2005). Effects of chemotherapy and hormonal therapy for early breast cancer on recurrence and 15-year survival: an overview of the randomised trials. *The Lancet*, 365(9472), 1687–1717. [https://doi.org/10.1016/S0140-6736\(05\)66544-0](https://doi.org/10.1016/S0140-6736(05)66544-0)
- Algara López, M. (2016). The different types of radiation therapy: external, brachytherapy and intraoperative. Indications. *Medicina y Seguridad Del Trabajo*, 62, 112. [https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0465-546X2016000400011&lng=es&nrm=iso&tlng=es](https://scielo.isciii.es/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0465-546X2016000400011&lng=es&nrm=iso&tlng=es)
- Barbagelata, A. (2022). *Implementación de un sistema de construcción de bolus personalizado en pacientes oncológicos con impresora 3D para su uso en radioterapia*. Universidad Nacional de Cuyo.
- Butson, M. J., Cheung, T., Yu, P., & Metcalfe, P. (2000). Effects on skin dose from unwanted air gaps under bolus in photon beam radiotherapy. *Radiation Measurements*, 32(3), 201–204. [https://doi.org/10.1016/S1350-4487\(99\)00276-0](https://doi.org/10.1016/S1350-4487(99)00276-0)
- Chang, F., Chang, P., Benson, K., And, R. T. T., & Share, F. (1991). STUDY OF ELASTO-GEL PADS USED AS SURFACE BOLUS MATERIAL IN HIGH ENERGY PHOTON AND ELECTRON THERAPY. In *Inc. 1. Radrotion Oncology Biol. Phys* (Vol. 22). [https://doi.org/10.1016/0360-3016\(92\)90999-x](https://doi.org/10.1016/0360-3016(92)90999-x)
- Dipasquale, G., Poirier, A., Sprunger, Y., Uiterwijk, J. W. E., & Miralbell, R. (2018). Improving 3D-printing of megavoltage X-rays radiotherapy bolus with surface-scanner. *Radiation Oncology*, 13(1). <https://doi.org/10.1186/s13014-018-1148-1>
- Garza Salazar, D. P., & Ocampo-Candiani, J. (2010). Dermatitis por radiación. Generalidades y su asociación con cetuximab. In *Medicina Cutanea Ibero-Latino-Americana* (Vol. 38, Issue 3).
- Helguero, C. G., Cansing, J., Maldonado, F. A., Saldarriaga, C., & Amaya-Rivas, J. L. (2024, November 17). Anatomical Data Acquisition Protocol Using Low-Cost 3D Scanners for Project Zule: 3d-Printed Breast Prostheses for Women Undergoing Mastectomy. *Volume 4: Biomedical and Biotechnology Engineering*. <https://doi.org/10.1115/IMECE2024-143133>
- Hymes, S. R., Strom, E. A., & Fife, C. (2006). Radiation dermatitis: Clinical presentation, pathophysiology, and treatment 2006. *Journal of the American Academy of Dermatology*, 54(1), 28–46. <https://doi.org/10.1016/J.JAAD.2005.08.054>
- Kong, Y., Yan, T., Sun, Y., Qian, J., Zhou, G., Cai, S., & Tian, Y. (2019). A dosimetric study on the use of 3D-printed customized boluses in photon therapy: A hydrogel and

silica gel study. *Journal of Applied Clinical Medical Physics*, 20(1), 348–355.  
<https://doi.org/10.1002/acm2.12489>

Lee, N., & Lu, J. (2013). *Target Volume Delineation and Field Setup*.

Molinelli, S., de Pooter, J., Romero, A. M., Wunderink, W., Cattaneo, M., Calandrino, R., & Heijmen, B. (2008). Simultaneous tumour dose escalation and liver sparing in Stereotactic Body Radiation Therapy (SBRT) for liver tumours due to CTV-to-PTV margin reduction. *Radiotherapy and Oncology: Journal of the European Society for Therapeutic Radiology and Oncology*, 87(3), 432–438.  
<https://doi.org/10.1016/J.RADONC.2007.11.015>

Pérez-Cualtán, C. E., Abril, A., & Suarez Venegas, D. R. (2024). USE OF 3D PRINTING TECHNOLOGIES IN EXTERNAL RADIOTHERAPY FOR THE FABRICATION OF CUSTOMIZED BOLUS. *Momento*, 2024(69), 80–100.  
<https://doi.org/10.15446/mo.n69.112586>

Sánchez Gómez, A., & Mañas Rueda, A. (2014). *Efectividad comparada del tratamiento conservador del cáncer de mama con braquiterapia y radioterapia externa*.

Sharma, A., Sasaki, D., Rickey, D. W., Leylek, A., Harris, C., Johnson, K., Alpuche Aviles, J. E., McCurdy, B., Egtberts, A., Koul, R., & Dubey, A. (2018). Low-cost optical scanner and 3-dimensional printing technology to create lead shielding for radiation therapy of facial skin cancer: First clinical case series. *Advances in Radiation Oncology*, 3(3), 288–296. <https://doi.org/10.1016/j.adro.2018.02.003>

Tanca, J., Real, J., Jaramillo, L., & Quinto, R. (2019). *Cáncer en Guayaquil REGISTRO DE TUMORES SOLCA-GUAYAQUIL SOCIEDAD DE LUCHA CONTRA EL CÁNCER DEL ECUADOR*.

Van Herk, M., Remeijer, P., Rasch, C., & Lebesque, J. V. (2000). The probability of correct target dosage: dose-population histograms for deriving treatment margins in radiotherapy. *International Journal of Radiation Oncology, Biology, Physics*, 47(4), 1121–1135. [https://doi.org/10.1016/S0360-3016\(00\)00518-6](https://doi.org/10.1016/S0360-3016(00)00518-6)