



**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**  
**FACULTAD DE CIENCIAS**  
**ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA**

**“CARACTERIZACIÓN DE BOLUS A BASE DE PLASTILINA  
USADOS PARA HOMOGENIZAR LA DOSIS EN LOS  
TRATAMIENTOS DE TELETERAPIA CON EL ACELERADOR  
LINEAL ELEKTA-SYNERGY DEL HOSPITAL TEODORO  
MALDONADO CARBO”**

Trabajo de Titulación

Tipo: Trabajo Experimental

Presentado para optar al grado académico de:

**BIOFÍSICA**

**AUTORA: JESSICA PATRICIA PINDUISACA ALLAICA**

**DIRECTORA: VILMA NOHEMÍ YANCHAPANTA BASTIDAS**

Riobamba – Ecuador

2019

**© 2019, Jessica Patricia Pinduisaca Allaica**

Se autoriza la reproducción total o parcial, con fines académicos, por cualquier medio o procedimiento, incluyendo la cita bibliográfica del documento, siempre y cuando se reconozca el Derecho de Autor.

**ESCUELA SUPERIOR POLITÉCNICA DE CHIMBORAZO**

**FACULTAD DE CIENCIAS**

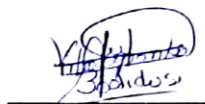
**ESCUELA DE FÍSICA Y MATEMÁTICA**

El Tribunal del Trabajo de Titulación certifica que: El trabajo de investigación: "CARACTERIZACIÓN DE BOLUS A BASE DE PLASTILINA USADOS PARA HOMOGENIZAR LA DOSIS EN LOS TRATAMIENTOS DE TELETERAPIA CON EL ACELERADOR LINEAL ELEKTA-SYNERGY DEL HOSPITAL TEODORO MALDONADO CARBO", de responsabilidad de la señorita Jessica Patricia Pinduisaca Allaica, ha sido minuciosamente revisado por los Miembros del Tribunal del Trabajo de Titulación, quedando autorizada su presentación.

**FIRMA**

**FECHA**

MgS. Vilma Nohemí Yanchapanta Bastidas



2019-06-12

**DIRECTORA DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

MgS. Fausto Francisco Navarrete Chávez



2019-06-12

**MIEMBRO DEL TRABAJO DE TITULACIÓN**

Yo, Jessica Patricia Pinduisaca Allaica soy responsable de las ideas, doctrinas y resultados expuestos en este Trabajo de Titulación y el patrimonio intelectual del Trabajo de Titulación pertenece a la Escuela Superior Politécnica de Chimborazo.

Jessica Patricia Pinduisaca Allaica

## **DEDICATORIA**

Con cariño dedico el presente Trabajo de Titulación realizado con esmero y dedicación como culminación de mi formación profesional. Al Santísimo Sacramento por ser la luz que iluminaba mi camino en todo momento y me llena de fuerza para alcanzar mis sueños.

A mi Padre Héctor, quien durante su vida me apoyo para cumplir con mis sueños y ahora desde el cielo es mi ángel guardián, que, aunque no esté presente camina junto a mí, guiando mi camino para llegar a cumplir con mis metas. Estoy segura que en el cielo debe sentirse orgulloso y feliz por la culminación de este sueño que ambos anhelábamos.

A mi madre que siempre me ha apoyado de forma incondicional y se ha esforzado por darme todo lo necesario. Al convertirse en mi principal fortaleza y apoyo, siempre ha estado pendiente de las cosas que me hacen falta y nunca me ha dejado sola. Ahora puedo decir que sus palabras son verdaderas, porque con esfuerzo y dedicación todo se puede alcanzar.

A todas las personas que durante mi vida me han brindado su apoyo y me han motivado para seguir creciendo día a día.

Jessica

## AGRADECIMIENTO

*El camino que se recorre para llegar a la meta es largo y nunca se está solo, siempre existen personas que se suman en el camino y te brindan su apoyo. Jessica Pinduisaca*

Al Santísimo porque en el transcurso de mi carrera fue mi guía en todo momento, mi fortaleza en los momentos difíciles y sobre todo por llenarme de sabiduría para poder realizar cada una de mis actividades con total responsabilidad.

A mis padres por llenarme de amor, velar por mis sueños, necesidades y siempre confiar en mí. Nunca me cansaré de agradecerles por la persona que han hecho de mí, porque todo lo que soy y he logrado se lo debo a ellos, ya que siempre me han apoyado y motivado para seguir adelante.

A mis hermanos por llenar de alegría mi vida, por su apoyo y palabras de aliento. Muchas veces una palabra de aliento vale más que todo el dinero del mundo y las suyas fueron mi motivación para avanzar.

A la Unidad Técnica de Radioterapia del Hospital Teodoro Maldonado Carbo por abrirme las puertas y brindarme todas las facilidades para que este Trabajo de Titulación llegue a feliz término. A todo su personal por su amistad, predisposición y colaboración durante mi permanecía en esta unidad, en especial al Dr. Javier Toasa por su dedicación, conocimientos y tiempo brindado en el desarrollo del presente trabajo, además por compartirme su experiencia profesional que contribuye con mi formación que sin duda me ayudaran para desempeñarme como una buena profesional.

A mi tutora y miembro de tesis, Biof. Vilma Yanchapanta e Ing. Fausto Navarrete, por las aportaciones realizadas para que el presente trabajo se ejecute de la mejor manera. En ellos quiero extender mi agradecimiento a los profesores de las Escuela de Física y Matemática por compartir sus conocimientos y por no solo formarnos como profesionales sino también como personas responsables encaminadas a prestar nuestra ayuda a quien lo requiera.

Jessica

## LISTA DE ABREVIATURAS

<b>3D-CRT</b>	Radioterapia conformada tridimensional (Three-Dimensional Conformal Radiation Therapy)
<b>ADN</b>	Ácido Desoxirribonucleico
<b>AFC</b>	Control de frecuencia automático (Automatic Frequency Control)
<b>AL, LINAC</b>	Acelerador Lineal (LINEar ACelerator)
<b>ALE</b>	Acelerador Lineal de Electrones
<b>BLD</b>	Dispositivo limitador del haz
<b>CCC</b>	Cáncer de cabeza y cuello
<b>cps</b>	Cuentas por segundo
<b>cGy</b>	Centigray
<b>DFE, SAD</b>	Distancia del foco del haz de radiación al isocentro de la unidad (Source-Axis Distance)
<b>DFS, SSD</b>	Distancia del foco del haz de radiación a la superficie del medio (Source-Surface Distance)
<b>EBT</b>	Radioterapia de haz externo (External Beam Therapy)
<b>HTMC</b>	Hospital Teodoro Maldonado Carbo
<b>HU</b>	Unidades Hounsfield
<b>IAEA</b>	Organización Internacional de Energía Atómica (International Atomic Energy Agency)
<b>IESS</b>	Instituto Ecuatoriano de Seguridad Social
<b>IGRT</b>	Radioterapia guiada por imágenes (Image Guided Radiation Therapy)
<b>IORT</b>	Radioterapia intraoperatoria (Intra-Operative Radiation Therapy)

<b>MLC</b>	Colimador multiláminas (Multi-Leaf Collimator)
<b>NCRP</b>	Consejo Nacional de Protección y Mediciones de Radiación (National Council on Radiation Protection and Measurements)
<b>OMS</b>	Organización Mundial de la Salud
<b>PDD, PDP, %DD</b>	Porcentaje de dosis absorbida en profundidad (Percent Depth Dose)
<b>PET</b>	Tomografía por emisión de positrones (Positron Emission Tomography)
<b>RF</b>	Radiofrecuencia
<b>RM</b>	Resonancia Magnética
<b>RT</b>	Radioterapia
<b>RX</b>	Rayos X
<b>TC</b>	Tomografía computarizada
<b>TMR</b>	Razón tejido-máximo (Tissue-Maximum Ration)
<b>TPR</b>	Razón tejido-fantoma (Tissue-Phantom Ration)



## TABLA DE CONTENIDO

RESUMEN.....	¡Error! Marcador no definido.
SUMMARY .....	¡Error! Marcador no definido.
INTRODUCCIÓN .....	1
<b>CAPÍTULO I.....</b>	<b>3</b>
<b>1. MARCO REFERENCIAL .....</b>	<b>3</b>
<b>1.1. Antecedentes .....</b>	<b>3</b>
<b>1.2. Planteamiento del problema.....</b>	<b>5</b>
<b>1.3. Justificación del problema.....</b>	<b>5</b>
<b>1.4. Objetivos .....</b>	<b>6</b>
<i>1.4.1. Objetivo general.....</i>	<i>6</i>
<i>1.4.2. Objetivos específicos .....</i>	<i>7</i>
<b>CAPÍTULO II .....</b>	<b>8</b>
<b>2. MARCO TEÓRICO .....</b>	<b>8</b>
<b>2.1. Radioterapia .....</b>	<b>8</b>
<i>2.1.1. Radioterapia externa o Teleterapia .....</i>	<i>11</i>
<i>2.1.1.1. Modalidades de la radioterapia externa .....</i>	<i>14</i>
<i>2.1.1.2. Acelerador lineal.....</i>	<i>15</i>
<b>2.2. Compensadores de superficie .....</b>	<b>24</b>
<i>2.2.1. Bolus de compensación .....</i>	<i>25</i>
<i>2.2.1.1. Tipos de bolus .....</i>	<i>26</i>
<i>2.2.1.2. Material utilizado para elaborar el bolus.....</i>	<i>26</i>
<i>2.2.1.3. Posicionamiento del bolus en el haz de tratamiento .....</i>	<i>28</i>
<i>2.2.1.4. Principales regiones neoplásicas con uso frecuente de bolus .....</i>	<i>28</i>
<b>2.3. Coeficiente de atenuación .....</b>	<b>30</b>
<i>2.3.1. Coeficiente de atenuación lineal.....</i>	<i>30</i>

2.3.2.	<i>Coefficiente de atenuación másico</i>	32
2.3.3.	<i>Coefficiente de atenuación electrónico</i>	32
2.3.4.	<i>Coefficiente de atenuación atómico</i>	32
2.3.5.	<i>Relación entre los coeficientes de atenuación</i>	33
2.4.	<b>Porcentaje de dosis en profundidad</b>	33
2.5.	<b>Perfiles de isodosis</b>	35
2.5.1.	<i>Simetría</i>	37
2.5.2.	<i>Planicidad</i>	37
2.6.	<b>Sistema Dosimétrico</b>	37
2.6.1.	<i>Sistema dosimétrico IBA</i>	37
<b>CAPÍTULO III</b>		45
3.	<b>MARCO METODOLÓGICO</b>	45
3.1.	<b>Diseño de la investigación</b>	45
3.1.1.	<i>Tipo y diseño de la investigación</i>	45
3.1.2.	<i>Unidad de análisis</i>	45
3.1.3.	<i>Población y muestra</i>	45
3.1.3.1.	<i>Población</i>	45
3.1.3.2.	<i>Muestra</i>	46
3.2.1.	<b>Pruebas iniciales</b>	46
3.2.1.1.	<i>Espectrometría IR</i>	46
3.2.1.2.	<i>Microscopía electrónica de barrido (SEM)</i>	47
3.2.2.	<b>Elaboración de bolus a base de plastilina</b>	48
3.2.3.	<b>Pruebas dosimétricas</b>	48
3.2.3.1.	<i>Coefficiente de atenuación</i>	48
3.2.3.2.	<i>Porcentaje de dosis en profundidad y perfiles de isodosis</i>	49
<b>CAPÍTULO IV</b>		51
4.	<b>ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS</b>	51

<b>4.1. Pruebas iniciales</b> .....	51
<i>4.1.1. Espectrometría IR</i> .....	52
<i>4.1.2. Microscopía electrónica de barrido</i> .....	54
<b>4.2. Pruebas dosimétricas</b> .....	55
<i>4.2.1. Análisis del coeficiente de atenuación</i> .....	55
<i>4.2.1.1. Análisis estadístico</i> .....	57
<i>4.2.2. Análisis de los perfiles de isodosis</i> .....	60
<i>4.2.3. Análisis de porcentaje de dosis en profundidad</i> .....	70
<b>CONCLUSIONES</b> .....	75
<b>RECOMENDACIONES</b> .....	77
<b>BIBLIOGRAFÍA</b>	
<b>ANEXOS</b>	

## ÍNDICE DE TABLAS

<b>Tabla 1-2:</b> Comportamiento de las láminas del MLCi y MLCi2 .....	21
<b>Tabla 2-2:</b> Número de casos con diagnóstico de CCC, atendidos en el HTMC. ....	29
<b>Tabla 3-2:</b> Relación entre los coeficientes de atenuación .....	33
<b>Tabla 4-2:</b> Especificaciones físicas de la cámara de ionización CC01 .....	39
<b>Tabla 5-2:</b> Dimensiones de la cámara de ionización CC01 .....	39
<b>Tabla 6-2:</b> Características y condiciones de operación de la cámara de ionización CC01 .....	40
<b>Tabla 7-2:</b> Estabilidad de la cámara de ionización CC01 .....	41
<b>Tabla 8-2:</b> Calidad de la radiación de la cámara de ionización CC01 .....	41
<b>Tabla 9-2:</b> Especificaciones físicas de la cámara de ionización CC13 .....	42
<b>Tabla 10-2:</b> Dimensiones de la cámara de ionización CC13 .....	42
<b>Tabla 11-2:</b> Condiciones operacionales y de operación de la cámara de ionización CC13 .....	42
<b>Tabla 12-2:</b> Calidad de radiación para la cámara de ionización CC13 .....	43
<b>Tabla 1-3:</b> Combinaciones entre las variables de estudio .....	46
<b>Tabla 1-4:</b> Composición química de la plastilina.....	51
<b>Tabla 2-4:</b> Porcentaje de elementos encontrados en la microscopía electrónica .....	54
<b>Tabla 3-4:</b> Tabla de coeficiente de atenuación lineal, másico, electrónico y atómico de plastilinas con diferentes espesores para energías de 6 y 18 MV .....	56
<b>Tabla 4-4:</b> Comparación entre los coeficientes de atenuación.....	57
<b>Tabla 5-4:</b> Prueba de Normalidad .....	57
<b>Tabla 6-4:</b> Prueba de Varianza Constante.....	58
<b>Tabla 7-4:</b> Análisis del ANOVA global del diseño factorial mixto.....	59

<b>Tabla 8-4:</b> Aplicación de la U de Mann-Whitney .....	59
<b>Tabla 9-4:</b> Aplicación del método LSD al coeficiente de atenuación lineal .....	60
<b>Tabla 10-4:</b> Simetría y planicidad para energías de 6 y 18 MV medidos en agua.....	62
<b>Tabla 11-4:</b> Simetría y planicidad para energía de 6 MV con plastilina de espesores variados	64
<b>Tabla 12-4:</b> Simetría y planicidad para energía de 18 MV con plastilina de espesores variados .....	67
<b>Tabla 13-4:</b> Comparación entre los valores de simetría y planicidad obtenidos para los perfiles con bolus comercial y bolus de plastilina .....	70
<b>Tabla 14-4:</b> Análisis de las curvas de dosis en profundidad para energías de 6 y 18 MV .....	71
<b>Tabla 15-4:</b> Análisis de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 6 MV utilizando bolus de plastilina de diferentes espesores .....	72
<b>Tabla 16-4:</b> Análisis de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 18 MV utilizando bolus de plastilina de diferentes espesores .....	73

## ÍNDICE DE FIGURAS

<b>Figura 1-2:</b> Curvas de respuesta a la dosis.....	9
<b>Figura 2-2:</b> Radioterapia de haz externo o teleterapia .....	11
<b>Figura 3-2:</b> Parámetros principales en radioterapia para un haz típico de fotones de alta energía .....	14
<b>Figura 4-2:</b> Acelerador lineal Elekta Synergy® Platform .....	16
<b>Figura 5-2:</b> Esquema mecánico de un acelerador lineal Elekta Synergy .....	17
<b>Figura 6-2:</b> Elementos típicos del Magnetrón.....	18
<b>Figura 7-2:</b> Cañón de electrones del acelerador Elekta .....	19
<b>Figura 8-2:</b> Guía de onda aceleradora progresiva .....	19
<b>Figura 9-2:</b> Sistema de colimación del acelerador Elekta.....	21
<b>Figura 10-2:</b> Sección transversal del banco de láminas MLCi .....	22
<b>Figura 11-2:</b> Sección transversal del banco de láminas del MLCi2 .....	23
<b>Figura 12-2:</b> Diferencia entre bolus y filtro compensador. (a)Bolus de cera sobre la piel (b) Compensador a cierta distancia.....	25
<b>Figura 13-2:</b> Bolus comercial en tratamientos de cabeza y cuello.....	27
<b>Figura 14-2:</b> Bolus de plastilina en tratamientos de cabeza y cuello .....	27
<b>Figura 15-2:</b> Proceso de atenuación.....	31
<b>Figura 16-2:</b> Porcentaje de dosis en profundidad para haces de fotones de 6 y 18 MV .....	34
<b>Figura 17-2:</b> Perfiles de isodosis en un haz de fotones.....	36
<b>Figura 18-2:</b> Coordenadas del Blue Phamton .....	38
<b>Figura 19-2:</b> Dimensiones de la cámara de ionización CC01 en mm.....	39

<b>Figura 20-2:</b> Dimensiones de la cámara de ionización CC13 en mm.....	41
<b>Figura 1-3:</b> Muestra colocada en el espectrómetro IR para el análisis .....	47
<b>Figura 2-3:</b> Análisis en microscopio electrónico de barrido .....	47
<b>Figura 3-3:</b> Sistema dosimétrico empleado en el análisis .....	49
<b>Figura 4-3:</b> Geometría de análisis .....	50
<b>Figura 1-4:</b> Espectro IR de la plastilina A para los colores verde, amarillo y blanco .....	52
<b>Figura 2-4:</b> Espectro IR de la plastilina B para los colores verde, amarillo y blanco.....	53
<b>Figura 3-4:</b> Perfiles Inline para energías de 6 y 18 MV medidos en agua.....	61
<b>Figura 4-4:</b> Perfiles crossline para energías de 6 y 18 MV medidos en agua .....	61
<b>Figura 5-4:</b> Perfiles diagonales para energías de 6 y 18 MV medidos en agua .....	62
<b>Figura 6-4:</b> Perfiles inline para energías de 6 MV con plastilina de espesores variados.....	63
<b>Figura 7-4:</b> Perfiles crossline para energía de 6 MV con espesores variados.....	63
<b>Figura 8-4:</b> Perfiles diagonal para energías de 6 MV con espesores variados.....	64
<b>Figura 9-4:</b> Perfiles inline para energía de 18 MV con plastilina de espesores variados.....	65
<b>Figura 10-4:</b> Perfiles crossline para energía de 18 MV con plastilina de espesores variados ...	66
<b>Figura 11-4:</b> Perfiles diagonal para energía de 18 MV con plastilina de espesores variados....	66
<b>Figura 12-4:</b> Perfiles inline para energía de 6 y 18 MV con plastilina y bolus comercial.....	68
<b>Figura 13-4:</b> Perfiles crossline para energía de 6 y 18 MV con plastilina y bolus comercial....	68
<b>Figura 14-4:</b> Perfiles diagonal para energía de 6 y 18 MV con plastilina y bolus comercial ....	69

## ÍNDICE DE GRÁFICOS

<b>Gráfico 1-4:</b> Porcentaje de dosis en profundidad para energías de 6 y 18 MV medidos en agua .....	71
<b>Gráfico 2-4:</b> Porcentaje de dosis en profundidad para energía de 6 MV con bolus de plastilina de 0.5, 1, 1.5 y 2 cm de espesor .....	72
<b>Gráfico 3-4:</b> Curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 18 MV con bolus de plastilina de 0.5, 1, 1.5 y 2 cm de espesor.....	73



## ÍNDICE DE ANEXOS

**Anexo A:** Datos para las curvas de porcentaje de dosis en profundidad con energía de 6 MV

**Anexo B:** Datos para las curvas de porcentaje de dosis en profundidad con energía de 18 MV

**Anexo C:** Porcentaje de transmitancia obtenido en la prueba de espectrometría IR

**Anexo D:** Análisis en el microscopio electrónico de barrido de los componentes de la plastilina

## RESUMEN

El presente Trabajo de Titulación tiene como objetivo la caracterización de bolus a base de plastilina para homogenizar la dosis en superficie en los tratamientos de teleterapia en el Hospital Teodoro Maldonado Carbo. Previo a la caracterización se realizó un análisis de espectrometría IR y microscopía electrónica de barrido para determinar la composición química de las plastilinas y encontrar similitud entre ellas. Para la caracterización se emplearon láminas de plastilina de espesores de 0.5, 1, 1.5 y 2 cm y una geometría de haz con tamaño de campo (20 x 20) cm<sup>2</sup>, DFS de 100 cm y energía de fotones de 6 y 18 MV. Durante la colección de datos de las pruebas dosimétricas como el porcentaje de dosis en profundidad, perfiles de isodosis y dosis absorbida se empleó el sistema dosimétrico IBA (cámara de ionización, CCU, Blue Phantom, OmniPro Accept 7). Se concluye que la plastilina posee una composición semejante con respecto al color y brinda una gran flexibilidad que permite acoplarse de forma idónea a superficies irregulares. Además, mediante las pruebas dosimétricas se demuestra que la plastilina es un material óptimo para ser empleado en la elaboración de bolus artesanal, debido a que al depositar una cantidad de dosis se consigue la misma distribución que al emplear un bolus comercial, logrando que la dosis sea depositada en superficie sin producir algún efecto en la calidad del haz. Se recomienda realizar cortes tomográficos a las láminas de plastilina para corroborar su distribución homogénea.

**PALABRAS CLAVES:** <BIOFÍSICA>, <RADIOTERAPIA>, <TELETERAPIA>, <ACELERADOR ELEKTA>, <COMPENSADORES>, <BOLUS>.



## THESIS ABSTRACT

The present degree work is aimed at characterizing bolus term based on clay to homogenize the doses on surface area for teletherapy treatments in the Teodoro Maldonado Carbo Hospital. Prior to the characterization an analysis was conducted on IR spectrometry and electronic scanning microscopy in order to determine the clay chemical composition and find similar features among them. For the clay sheets characterization a thickness of 0.5, 1, 1.5 and 2 cm and a beam geometry with field size (20x20) cm<sup>2</sup> were used, DFS of 100 cm and photons energy of 6 and 18 MV. During the data collection of the dosimetrics tests as the percentage of doses in depth, profiles of isodoses and absorbed doses is employed the system dosimetry IBA (ionization chambers, CCU, Blue Phamton, OmniPro Accept 7). It is concluded that clay had a similar composition with respect to the color and provides a great flexibility that allows to fit properly to uneven surfaces. In addition, through dosimetrics tests, it is demonstrated that the clay is an optimal material to be used in the elaboration of handcrafted bolus, due since when depositing a large quantity of doses, the same distribution is obtained while trying to make a commercial bolus, achieving the accurate dosage is deposited on the surface without producing any effect on the beam quality. It is recommended to carry out tomographic cuts to the clay sheets to corroborate their homogeneous distribution.

**KEYWORDS:** <BIOPHYSICAL>, <RADIOTHERAPY >, <TELEOTHERAPY >, <ELEKTA ACCELERATOR>, <COMPENSATORS>, <BOLUS>.



## INTRODUCCIÓN

El Hospital de Especialidades Teodoro Maldonado Carbo (HTMC) marca una pauta en la atención médica de la región y principalmente de la ciudad de Guayaquil, encontrándose desde sus inicios a la vanguardia de la medicina en el Ecuador, ya que se evidencia su constante desarrollo con la incorporación de nuevas tecnologías y especialidades. Es por ello, que en el año 2011 debido a la necesidad de atender a pacientes oncológicos de la región costa se crea la Unidad Técnica de Radioterapia. Con la instalación del acelerador lineal Elekta Synergy® Platform para el uso clínico de los pacientes que requieren radiaciones ionizantes como modalidad terapéutica. Desde el 2013, se han atendido a cientos de pacientes que presentan alguna patología cancerígena, brindándoles tratamiento para combatir su enfermedad o al menos disminuir los síntomas que la misma produce. Alrededor del 10.44% de casos atendidos por año en esta unidad corresponden a cáncer de cabeza y cuello (CCC), patología que se desarrolla en regiones de morfología irregular como cavidad nasal, cavidad bucal, entre otras.

En ciertas ocasiones debido a condiciones clínicas de la patología estos tratamientos requieren la utilización de dispositivos que permiten una distribución homogénea de la dosis, así como también una protección de los tejidos sanos, uno de estos es el “bolus”, aunque este al ser colocado en el paciente crea brechas de aire. Es por ello que, para resolver esta dificultad, la unidad desea implementar la plastilina como material alternativo para la elaboración de bolus. El bolus a base de plastilina brindará una mayor flexibilidad, lo cual permitirá un mejor acoplamiento en estructuras irregulares como las antes mencionadas.

Este Trabajo de Titulación contiene, en el capítulo I, los antecedentes que brindan una perspectiva del tema desarrollado, planteamiento del problema y justificación los cuales muestran la necesidad que se tiene de caracterizar el bolus a base de plastilina y los objetivos que se quieren alcanzar con la ejecución de este trabajo.

En el capítulo II se desglosa la parte teórica que fue base para el desarrollo del presente trabajo, empezando con una breve descripción de lo que se trata la radioterapia, tipo, técnicas, modalidades y el equipo que se utiliza en el HTMC en los diferentes tratamientos; lo que es un bolus, sus materiales, posicionamiento y tipo de cáncer en los que más se utiliza; coeficientes de atenuación, porcentaje de dosis en profundidad y perfiles de isodosis. Finalmente se describe el sistema dosimétrico empleado en este estudio.

En el capítulo III se detalla el diseño de la investigación y metodología empleada para obtener resultados que permitan determinar los coeficientes de atenuación, porcentaje de dosis en profundidad y perfiles de isodosis.

En el capítulo IV se presenta los resultados obtenidos de las pruebas que permitieron la caracterización de bolus a base de plastilina y su respectivo análisis.

Finalmente se muestran las conclusiones a las que se llegó con la caracterización de la plastilina como material utilizado para la elaboración de bolus, las recomendaciones para investigaciones posteriores, bibliografía empleada y anexos que contiene información adicional del presente trabajo.

# CAPÍTULO I

## 1. MARCO REFERENCIAL

### 1.1. Antecedentes

Según la Organización Mundial de la Salud (OMS), el cáncer representa una parte considerable de la carga global de enfermedades, siendo considerado como la segunda causa de muerte en los países desarrollados y en los de vías de desarrollo. Para el 2020 se estima que el incremento de nuevos casos de cáncer será de 15 millones a nivel mundial, de los cuales una tercera parte de estos casos se pueden prevenir y la otra parte se puede curar (World Health Organization, 2002, p. xii).

Desde hace más de un siglo, se emplea las radiaciones ionizantes para el tratamiento del cáncer por medio de una técnica denominada Radioterapia. Este método de tratamiento implica una infraestructura compleja, personal especializado y la aplicación de procedimientos que garanticen el control tumoral y la protección de los tejidos sanos de los efectos nocivos de las radiaciones ionizantes (Castellanos, 2006, pp. 143-144).

En los últimos años debido a los avances tecnológicos, la radioterapia ha venido sufriendo transformaciones de mejora, incorporando en sus procesos nuevas tecnologías; como la simulación en la que se utiliza equipos sofisticados para la obtención de imágenes que permiten realizar planificaciones por medio de imágenes que brinden una visualización más real de las estructuras anatómicas; en el posicionamiento de los paciente se incorporan portales de imágenes y dispositivos de inmovilización que permiten corregir errores y promover una adecuada administración de dosis en el blanco tumoral; y en la aplicación de los tratamientos el empleo de nuevas técnicas con el acelerador lineal permite mejorar la protección radiológica en relación a las usadas antiguamente.

Por otra parte, Díaz y otros, en su publicación denominada “Accesorios individualizados para radioterapia” menciona que en ciertos tratamientos se requieren de accesorios individualizados, entre ellos consideran al bolus como un dispositivo que tiene la función de conseguir una distribución de dosis más homogénea (Díaz Aguirre, et al., 2012, p. 124).

Vásquez y otros, caracterizaron un nuevo material para uso como tejido sustituto en radioterapia.

En su estudio realizaron una caracterización dosimétrica y química de un nuevo material con base en tejido blando de pescado, glicerina y agua. Al efectuar la caracterización dosimétrica determinaron el coeficiente de atenuación lineal y la dosis en profundidad, con el empleo de cámaras de ionización y un electrómetro, así como también un equipo de cobalto 60 y un acelerador lineal. Como resultado encontraron que el nuevo material posee características físicas, químicas y dosimétricas aceptables para ser utilizado como tejido sustituto, considerando que por su maleabilidad podrá emplearse como bolus o como maniquí (Vásquez, et al., 2002, p. 14).

En el 2008, Calvo y Quintero realizaron para el ARCAL (Acuerdo Regional de Cooperación para la Promoción de la Ciencia y la Tecnología Nucleares en América Latina y el Caribe) un estudio de la caracterización de un bolus elaborado de grenetina en una unidad de radioterapia. En dicho estudio, se comparó el bolus de grenetina con un bolus comercial para evaluar su eficiencia, analizando los valores de las unidades Hounsfield (HU) encontradas al realizar tomografías con cortes de 3 mm a cada uno de ellos, y medidas de dosis utilizando cámaras de ionización de  $0.3 \text{ cm}^3$  con tamaños de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  y energías de fotones de 6 y 18 MV. Entre sus resultados encontraron que los HU del bolus comercial es 50 y para la grenetina es de 60; por otra parte, al comparar los valores de dosis determinaron que con una energía de 6 MV la diferencia porcentual de la dosis es de 0.12% y con energías de 18 MV la diferencia es de 0.03%. Con lo cual concluyeron que es posible implementar el bolus de grenetina (Calvo & Quintero, 2008, pp. 2-3).

Pérez y otros, proponen el uso de un bolus de compensación personalizado de Hidrogel, su estudio se basó en la caracterización radiológica, uso e incertidumbre de colocación del hidrogel. Este material es caracterizado radiológicamente al compararlo con agua por medio de adquisiciones de TC y el porcentaje de dosis en profundidad adquiridos con energías de electrones. De este estudio se concluye que, el uso de hidrogel como bolus de compensación es aceptable debido a que posee propiedades radiológicas similares al agua (Pérez Garcia, et al., 2016, p. 11).

Todos estos estudios brindan una perspectiva con respecto a la caracterización de un material de compensación, aportando conocimientos que servirán de soporte y guía para el desarrollo del presente Trabajo de Titulación.



## **1.2. Planteamiento del problema**

El Hospital de Especialidades Teodoro Maldonado Carbo (HTMC), con el fin de brindar un servicio médico de calidad a todas las personas amparadas por el Instituto de Seguridad Social (IESS), concentra en sus instalaciones varias unidades de servicios; encaminadas a promover atención ambulatoria, consulta externa, medicina interna, y el diagnóstico y tratamiento de enfermedades catastróficas, basándose en procedimientos que incluyen el empleo de equipamiento de punta, aplicación de nuevas tecnologías y la inclusión de profesionales médicos y afines especializados para cada Unidad.

La Unidad Técnica de Radioterapia brinda atención específica en tratamientos para erradicar el cáncer o paliar sus síntomas. Para la aplicación de estos tratamientos, se utilizan ciertos dispositivos que permiten un posicionamiento adecuado e inmovilización, permitiendo una administración óptima de la dosis prescrita por el médico, de acuerdo con los requerimientos clínicos de cada paciente.

El bolus es un material que nos permite la compensación de tejido, además, es usado para incrementar la dosis en la superficie. Este material es usado con frecuencia durante los tratamientos de teleterapia, en los cuales se requiere que la mayor cantidad de dosis absorbida sea en la piel (Sociedad Española de Física Médica-SEFM, 2013, p. 89). Debido a que el bolus comercial no se acopla correctamente a estructuras irregulares como cabeza y cuello, los especialistas de esta unidad han contemplado implementar el uso de un bolus artesanal personalizado a base de plastilina, aunque se desconoce si cumple las características y propiedades físicas de un bolus comercial. Por tal razón, se plantea la siguiente pregunta ¿Permitirá la caracterización del bolus a base de plastilina comprobar si el material es óptimo para su utilización como compensador de tejido en los tratamientos de teleterapia con el acelerador lineal Elekta Synergy® Platform?.

## **1.3. Justificación del problema**

La radioterapia es una modalidad terapéutica que utiliza radiaciones ionizantes, la cual busca depositar la mayor cantidad de dosis en el tejido neoplásico, en ciertos casos cuando el tejido epidérmico se encuentra comprometido, se requiere depositar la máxima dosis en piel.

Existen materiales denominados bolus que se pueden emplear para resolver el problema de dosis en piel, que se manifiesta con mayor frecuencia en tratamientos de cáncer de cabeza, cuello y mama. En estos casos este material actúa como una piel sustituta permitiendo que la



dosis máxima sea depositada en la superficie (Sociedad Española de Física Médica-SEFM, 2013), pero debido a su contextura no se acoplan completamente a estructuras irregulares. Por tal razón, el presente Trabajo de Titulación tiene como finalidad, la caracterización de bolus artesanal basado en plastilina por medio de un análisis dosimétrico, con ello se pretende encontrar un material que actúe como sustituto de piel permitiendo que la dosis máxima sea depositada en la piel, que no solo cumpla con características idóneas de un bolus comercial, sino que también se acople con mayor facilidad a las estructuras, permitiendo diseñar un bolus personalizado para cada paciente de acuerdo con el requerimiento clínico del mismo.

Así también para el desarrollo del presente trabajo se cuenta con la apertura y colaboración de la Unidad Técnica de Radioterapia del Hospital de Especialidades Teodoro Maldonado Carbo, misma que facilita el uso de los equipos necesarios y el aporte de conocimientos del personal profesional que permite la caracterización del bolus de compensación. Por otra parte, la ESPOCH cuenta con profesionales capacitados que garantizan el cumplimiento del objetivo de la investigación.

Este Trabajo de Titulación está encaminado al cumplimiento del segundo postulado del Plan Nacional Toda una Vida “Calidad y Calidez en los Servicios” de las interacciones emblemáticas para el eje 3 “Mas Sociedad, Mejor Estado”. Este postulado busca no solo la aplicación, sino también la mejora de la calidad y la calidez de los servicios que presta el Estado en todos sus niveles, poniendo énfasis en los grupos de atención prioritaria y población en situaciones vulnerables. Además, precisa la participación de la ciudadanía en general para garantizar servicios públicos y privados de calidad, con eficiencia, eficacia y buen trato, cuyas propiedades y características garanticen el cumplimiento de sus derechos, así como las necesidades y expectativas ciudadanas (Secretaría Nacional de Planificación y Desarrollo-Senplades, 2017, p. 107). Por otra parte, garantizará que las terapias con radiaciones ionizantes permitan aumentar la dosis en las áreas de tratamiento mientras que minimiza la dosis en tejidos sanos, lo cual fue expuesto en la quincuagésima reunión anual de la National Council on Radiation Protection and Measurements (National Council on Radiation Protection and Measurements-NCRP, 2018, p. 1).

## **1.4. Objetivos**

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

Caracterizar el bolus a base de plastilina por medio de un análisis dosimétrico para homogenizar la dosis en los tratamientos de teleterapia con el Acelerador Lineal Elekta-Synergy de la Unidad de Radioterapia del Hospital Teodoro Maldonado Carbo.

#### ***1.4.2. Objetivos específicos***

- Diseñar un bolus a base de plastilina de diferentes calidades y espesores;
- Determinar los coeficientes de atenuación del bolus para fotones de 6 y 18 MV;
- Comparar los coeficientes de atenuación del bolus comercial con el coeficiente de atenuación del bolus diseñado;
- Determinar los perfiles de isodosis de los bolus diseñados;
- Analizar las curvas del porcentaje dosis en profundidad de los bolus para la determinación de un bolus ideal.

## CAPÍTULO II

### 2. MARCO TEÓRICO

#### 2.1. Radioterapia

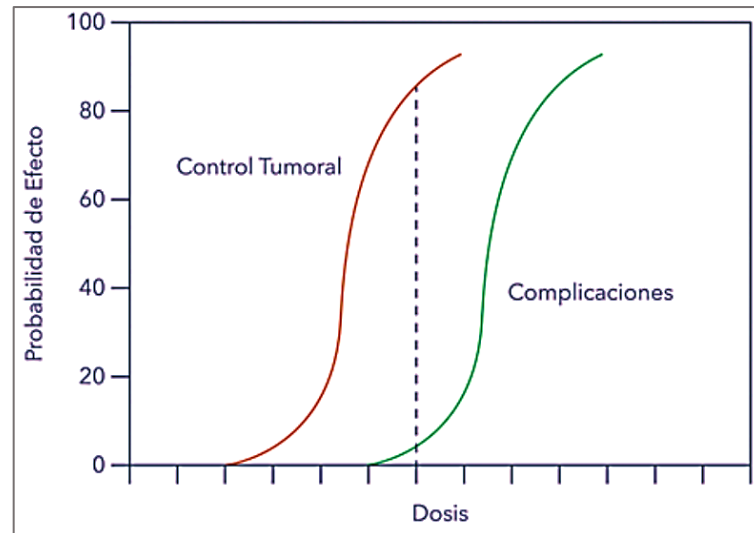
La radioterapia (RT), conocida como terapia de radiación, es una especialidad médica que emplea radiaciones ionizantes de alta dosis con fines terapéuticos (Cabrera Pazos, et al., 2011, p. 15). Es considerado uno de los principales tratamientos oncológicos utilizados para erradicar las células neoplásicas. Se dice que aproximadamente el 60% de los pacientes diagnosticados con cáncer reciben este tratamiento en alguna etapa de su enfermedad; aunque también con menor frecuencia permite tratar otras patologías no oncológicas (benignas) con una finalidad antiinflamatoria (Rizo Potau, et al., 2016, p. 10).

Este tratamiento usa partículas u ondas de altas energías como: rayos X, gamma, neutrones, electrones o protones, con el fin de destruir a las células cancerosas o reducir el tamaño de la masa tumoral (González Sprinberg & Rabin Lema, 2011, p. 49). La radiación pretende invadir el núcleo de la célula enferma y dañar su ADN, ocasionando deterioro en el material genético, de tal manera que anule su capacidad de reproducción y crecimiento, provocando su muerte y su eliminación de forma natural (Besa, 2013, p. 705). Esto se consigue debido a que las células cancerosas son vulnerables a la radiación por su proceso de división celular acelerado y porque no se recuperan rápidamente al deterioro producido por la radiación (Verdú Rotellar, et al., 2002, p. 17).

Por otra parte, la radiación también puede afectar a las células sanas, por lo mismo se han establecido límites de dosis máxima que pueden recibir a fin de evitar algún daño irreversible. Además, tratando de protegerlas durante el tratamiento se administra una dosis equilibrada (baja para las células sanas pero alta para producir daños en las células enfermas), fraccionada (dividir la dosis permitiendo la recuperación de células sanas a medida que las células enfermas mueren) y enfocada (dirigida a la masa tumoral) con esto se combate un mayor número de células enfermas mientras se protege a las sanas (Nacional Cancer Institute-NIH, 2016, p. 2).

En la Figura 1-2, se observa curvas de respuesta a la radiación, probabilidad de control tumoral y probabilidad de complicaciones en el tejido sano. Las curvas de la probabilidad de control

tumoral y de daño al tejido sano son paralelas, de forma sigmoide y están separadas lo necesario, mientras más alejadas estén mayor es la probabilidad de control tumoral y menor la posibilidad de daño el tejido sano, lo que permite alcanzar la erradicación de la enfermedad. Por otra parte, si las curvas se aproximan o cruzan, el daño en el tejido sano es similar al de las células tumorales, a medida que incrementa la dosis las probabilidades se aproximan. Las ubicación de las curvas dependen del tipo de célula tumoral y del tejido sano adyacente (Contreras Martínez & Herruzo Cabrera, 2004, p. 18).



**Figura 1-2:** Curvas de respuesta a la dosis

Fuente: (Besa, 2013, p. 708)

La radioterapia es un tratamiento local o loco-regional (cuando se incluye ganglios o estructuras cercanas al volumen blanco), esto se refiere a que únicamente se irradia la zona afectada en su lugar de origen (Murillo, et al., 2004, p. 151); puede ser administrado como tratamiento exclusivo o combinado con otros tratamientos como la quimioterapia, inmunoterapia o cirugía, lo cual va a depender de las indicaciones médicas. La aplicación del tratamiento previo a la cirugía es conocida como neoadyuvante o radioterapia de inducción, se realiza para disminuir el tamaño de los tumores facilitando de este modo la intervención quirúrgica; en cambio cuando se aplica el tratamiento posterior a la cirugía se la considera coadyuvante ya que se busca eliminar las células que aún se encuentren presentes después de la extirpación tratando de prevenir la reaparición de la masa tumoral (Tucci, 2012, p. 241). Los tratamientos combinados con quimioterapia permiten realizar una cirugía menos radical, mientras que, al realizar terapias moduladas, es decir usar quimioterapia y radioterapia sin que exista una cirugía programada permite mejorar la respuesta localizada y reducir la enfermedad metastásica.

Tratando de alcanzar el objetivo de la radioterapia todos los tratamientos son precisos y conformados para conseguir una distribución de dosis absorbida uniforme en el tejido tumoral y una dosis absorbida tan baja como sea posible en los tejidos sanos alrededor de dicho volumen, con fin de administrar una dosis letal al tejido tumoral (volumen blanco) y causar el mínimo daño a los órganos críticos cercanos. Este objetivo se basa en un aumento del control local del tumor (evitando la reaparición el tumor una vez ha sido eliminado) y como consecuencia conseguir un incremento de la supervivencia de los pacientes (Valdés Cristerna, et al., 2002, p. 48).

La radioterapia puede ser usada bien como tratamiento curativo o paliativo. Un tratamiento paliativo generalmente se aplica en pacientes con cáncer en estadios avanzados o que están en fase de metástasis, cuando la curación ya no es posible, en este caso el tratamiento tiene como fin mejorar o disminuir los síntomas producidos por la enfermedad o prevenir algún problema que pueda causar el tumor en crecimiento (Tucci, 2012, p. 242), aproximadamente un 40% de los pacientes reciben un tratamiento paliativo ya sea radioterapia analgésica (reducir dolor), radioterapia desobstructiva (síndrome de vena cava superior), radioterapia descompresiva (compresión medular) o radioterapia hemostática (detener sangrado de un tumor). Mientras que el tratamiento curativo se aplica a un 60% de los pacientes cuando el cáncer se encuentra en estadios tempranos con el fin de erradicar la enfermedad, evitar que vuelva a resurgir o también para detener o desacelerar el crecimiento, puede ser administrada como radioterapia exclusiva o complementaria (Rizo Potau, et al., 2016, pp. 11-12).

De acuerdo con la forma de administración de la radioterapia existen dos tipos: radioterapia de haz externo o teleterapia y radioterapia de haz interno o braquiterapia. La teleterapia necesita de una fuente generadora de radiación que enfoque a las células cancerosas desde cierta distancia, mientras que la braquiterapia emplea el uso de fuentes emisoras de radiación colocadas cerca de las células cancerosas. En ciertas ocasiones se requiere la aplicación de los dos tipos de radioterapia (Programa de las Naciones Unidas para el Medio Ambiente-PNUMA, 2016, p. 36).

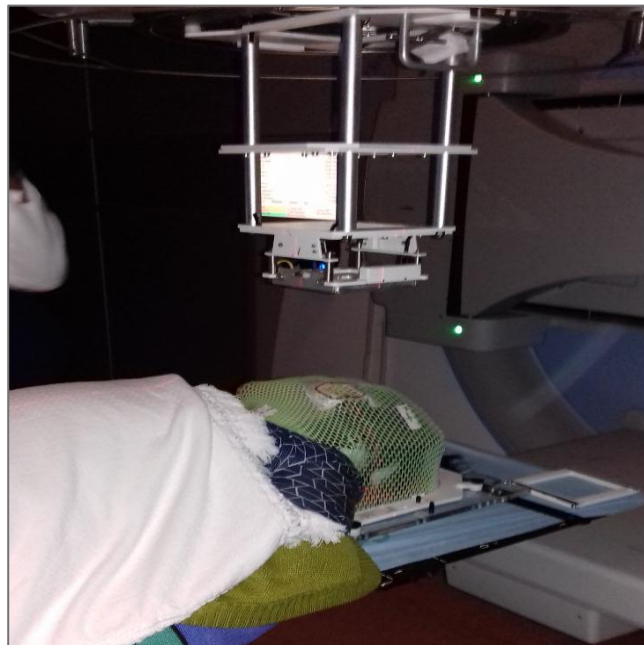
Actualmente están surgiendo nuevas técnicas como por ejemplo la radioterapia intraoperatoria, radioterapia estereotáxica, hipertermia, braquiterapia de alta tasa de dosis, braquiterapia de alta tasa de dosis pulsada, radioterapia de intensidad modulada, etc. Además, se indaga la posibilidad de brindar terapia con protones y neutrones (Cabrera Pazos, et al., 2011, p. 15).

Durante un tratamiento de radioterapia sin importar el tipo y fin de la administración, el paciente va a estar acompañado de un conjunto multidisciplinario de profesionales, los cuales coordinarán el tratamiento para que sea lo más efectivo y alcance el objetivo de la práctica. Este

grupo interdisciplinario lo conforma profesionales capacitados como son: el oncólogo radioterapeuta, físico médico, dosimetristas, técnicos o licenciados radiólogos, así como también enfermeras calificadas (Castellanos, 2006, p. 147).

### **2.1.1. Radioterapia externa o Teleterapia**

La radioterapia externa conocida también como teleterapia o radioterapia de haz externo (EBT: External Beam Therapy), como su nombre lo indica (tele=lejos) es un tipo de radioterapia que usa la radiación originada de un equipo generador que está ubicado a cierta distancia de la zona a irradiar, se usa con finalidad terapéutica para irradiar la masa tumoral con haces de electrones o fotones de alta energía (Megavoltios-MV). Es con frecuencia el principal tratamiento contra ciertos tipos de cáncer (pulmón, vejiga, colon, etc.), se considera que aproximadamente el 85% de los pacientes son atendidos con este tratamiento (Tucci, 2012, p. 248).



**Figura 2-2:** Radioterapia de haz externo o teleterapia

Fuente: (Pinduisaca J, 2019, HTMC)

Esta técnica se aplica tanto en pacientes que reciben un tratamiento curativo como paliativo, sirve para tratar áreas extensas del cuerpo y también áreas limitadas, en ciertas ocasiones es la única forma de tratamiento. Una vez que se haya realizado una rigurosa planificación, en la cual se establece el número de sesiones de acuerdo a la dosis prescrita, el paciente debe acudir de forma ambulatoria a recibir la dosis prescrita, generalmente una vez al día, por cinco días a la semana (lunes a viernes) durante el tiempo que dura el tratamiento que puede ser de 2 a 10 semanas dependiendo del tipo de cáncer, estadio, objetivo del tratamiento, tipo y ubicación del tumor (Eguino Villegas, et al., 2002, pp. 61-62).

La radioterapia externa abarca una gama amplia de equipos como: equipos de rayos X de energías bajas y medias utilizados en radioterapia convencional o de Ortovoltaje y equipos de altas energías o Megavoltaje. Los equipos de rayos X de energías bajas frecuentemente se emplean para tratamientos cutáneos, para alcanzar una dosis máxima en superficie y baja irradiación de los tejidos profundos, con energías medias que alcanza una mayor profundidad. Es importante usar filtros para evitar que la radiación blanda afecte a la piel. Entre los equipos de Megavoltaje está la bomba de cobalto que contiene una fuente de cobalto 60, que produce energías altas lo cual permite irradiar tumores voluminosos y profundos. Los equipos de alta energía (superior a 3 MeV) son los aceleradores lineales clínicos, que emiten energía de acuerdo al tipo de tumor y su profundidad (Herranz Heredia, 2019, pp. 93-94). En radioterapia externa con haces de fotones se emplea básicamente estos tres equipos de tratamiento, aunque en la actualidad debido a los beneficios que presta desde el punto de vista de protección radiológica, el último es el más utilizado. En este tipo de terapia existen ciertos parámetros principales que se puede observar en la Figura 2-3, como la profundidad de tratamiento, tamaño de campo, SSD o SAD y la energía del haz de fotones.

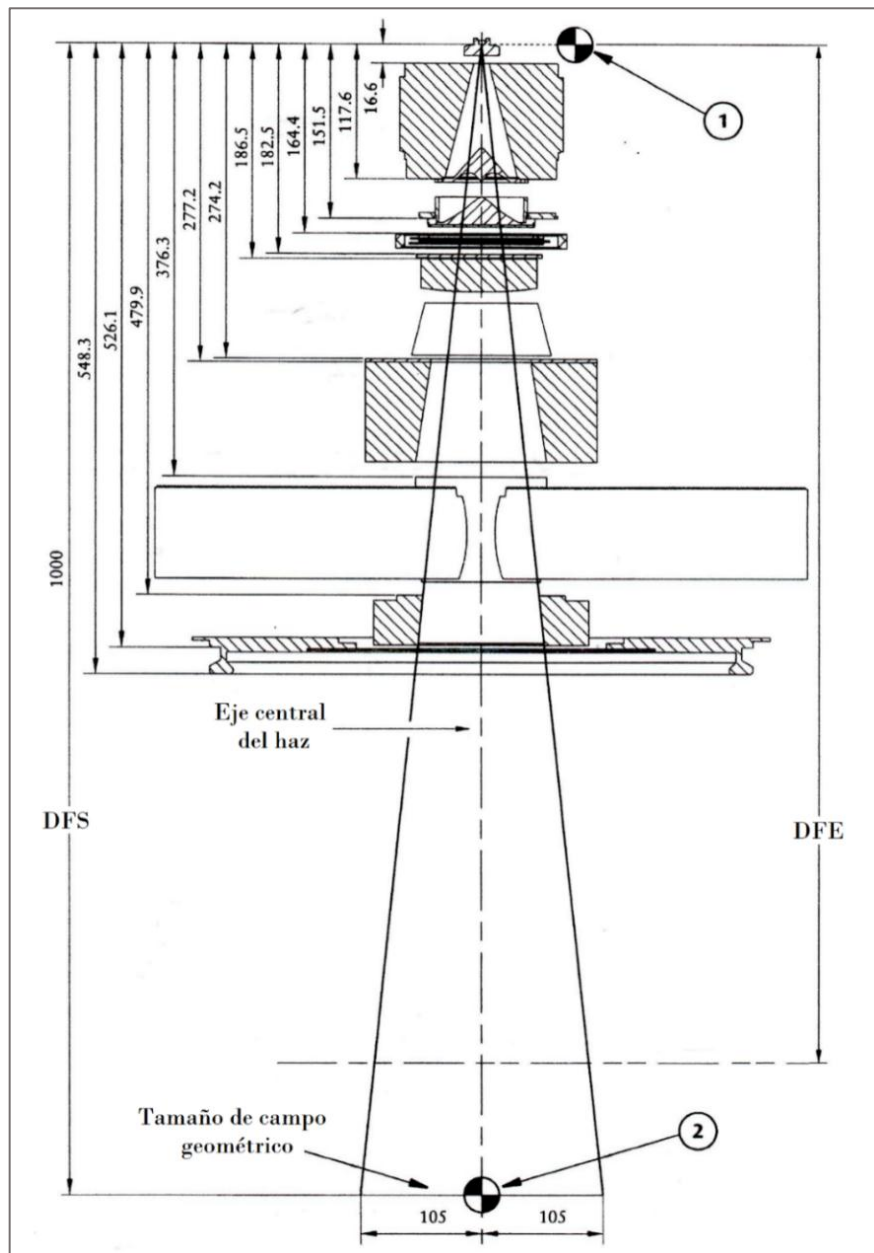
La *profundidad de tratamiento* se refiere a la distancia desde el punto de prescripción o isocentro del volumen a tratar, hasta el punto en la piel por donde ingresa el eje central del haz de radiación. El punto de prescripción se define como el origen del sistema de coordenadas, este punto no debe variar debido a que son los puntos de referencia para el posicionamiento del paciente.

El *tamaño de campo* se puede definir al describir el sistema de colimadores, debido a que se menciona la forma piramidal del haz de tratamiento, cuya base representa el área de tratamiento o tamaño de campo. Es definido a una distancia de 1 m desde el punto de la fuente de la radiación en dirección del haz y está en forma perpendicular a la dirección de la incidencia del haz, de tal manera que proporcione la información suficiente del área del tumor que se puede visualizar en el plano. De este modo permite reducir al máximo el tamaño de campo de tratamiento ya que su estructura rectangular debe contener el volumen blanco con un margen externo para combatir con células tumorales que puedan existir en zonas aledañas (Bernal Romero, et al., 2014, p. 136).

La *distancia fuente-eje* (isocentro) (DFE o SAD por sus siglas en inglés source to axis distance), se emplea en tratamientos cuando el tumor requiere ser irradiado con múltiples campos, representa la distancia fuente-eje que en las unidades de cobalto es de 80 cm y en los

aceleradores de 100 cm. La relación tejido-aire (TAR) y la relación tejido-fantoma (TPR) son funciones del SAD. Por otra parte, la distancia fuente-superficie (DFS o SSD por sus siglas en inglés source Surface distance), es la distancia medida a lo largo del eje central del haz desde la superficie de la fuente hasta la superficie del objeto irradiado. Una función de la SSD es el porcentaje de dosis en profundidad (PDD) (Zomeño, 2002, p. 33).

El intervalo válido de *energía* depende del tipo del tipo de radiación y del tipo de acelerador digital, cuyos valores nominales de rayos X es de 0 a 3 energías de 4, 6, 8, 10, 15, 18, 25 MV y de los electrones es de 0 a 9 energías de 4, 5, 8, 10, 12, 15, 18, 20, 22 MeV (Elekta AB, 2010, p. 17.3).





**Figura 3-2:** Parámetros principales en radioterapia para un haz típico de fotones de alta energía

**Fuente:** (Elekta AB, 2010, p. 14.6)

*2.1.1.1. Modalidades de la radioterapia externa*

Existen algunos tipos de radioterapia con haces externos, tales como: Conformada Tridimensional (3D-CRT), Intensidad Modulada (IMRT), Guiada por Imágenes (IGRT), con haz de protones, Radiocirugía Estereotáctica, Corporal Estereotáctica, Intraoperatoria (IORT) y Tomoterapia (Pellejero, et al., 2009, p. 13). Todos encaminados a depositar una dosis de radiación máxima en el tejido tumoral sin afectar al tejido sano.

El tipo más común de tratamiento con radioterapia de haces externos es la radioterapia conformada tridimensional, esta dirige los haces de radiación desde varias direcciones permitiendo amoldarlos a la forma de la masa tumoral para no afectar a los tejidos sanos circundantes. Para realizar las planificaciones del tratamiento con mayor precisión se emplea imágenes de tomografía computarizada (TC), resonancia magnética (RM) y tomografía por emisión de positrones (PET), las cuales se realizan durante el proceso de simulación del tratamiento (Kannan, et al., 2005, p. 34)

El intervalo de tiempo desde la primera sesión hasta la última se llama curso de tratamiento, durante el mismo la dosis prescrita se administra en una serie de sesiones, esto permite que las células sanas se recuperen, logrando que el tratamiento sea más eficaz. Actualmente, se aplican diferentes tipos de fraccionamientos de dosis para acortar o incrementar el tiempo de tratamiento. Así, el *fraccionamiento convencional* consiste en depositar una dosis diaria por cinco días a la semana durante cinco a seis semanas, este consigue mejorar el índice terapéutico. Por otra parte, el *fraccionamiento acelerado* consiste en depositar la misma dosis que un fraccionamiento convencional con la diferencia que la fracción de dosis se administra dos veces al día, permitiendo acortar el tiempo a la mitad. El *hiperfraccionamiento* se emplea con poca frecuencia, consiste en administrar dosis bajas en dos fracciones al día por cinco días a la semana, cada fracción debe estar separada por un lapso de seis horas, disminuye la posibilidad de reparación de las células tumorales. El *hipofraccionamiento* consiste en administrar dosis elevadas una vez al día para reducir el número de sesiones totales permitiendo un acortamiento del tiempo total del tratamiento o el incremento de índice terapéutico (Nacional Cancer Institute-NIH, 2016, p. 10).

### *2.1.1.2. Acelerador lineal*

El acelerador lineal o LINAC por sus siglas en inglés (LINEar ACelerator) aceleran partículas cargadas, tales como positrones, electrones, protones u otro tipo de iones, siendo de gran utilidad en la investigación y particularmente en el campo médico. En radioterapia se emplean los aceleradores lineales de electrones (ALE), equipos capaces de generar haces de radiación de alta energía en el rango de unos pocos MeV hasta la veintena de MeV, convirtiéndolos en herramientas versátiles para el tratamiento de un gran número de tumores, ya que administra dosis altas que de acuerdo a la necesidad del tratamiento puede variar (Sanz Latiesas, et al., 2014, p. 18).

Los aceleradores lineales de electrones emplean ondas electromagnéticas de alta frecuencia, con el fin de acelerar los electrones a altas energías siguiendo trayectorias lineales en una estructura al vacío conocida como guía de onda (Ubillús Mattos, 2011, p. 12). Para que los electrones sean acelerados se utilizan campos de alta potencia de radiofrecuencia (RF) de microondas no conservadoras en un rango de frecuencia de  $10^3$  MHz (banda L) a  $10^4$  MHz (banda X) con 2856 MHz (banda S) como frecuencia común, estos campos son producto de la desaceleración de los electrones en potenciales retardados en dispositivos como el magnetrón y klystron (Podgorsak, 2005, p. 136).

Existen LINACs monoenergéticos que generan haces de fotones de una sola energía y multienergéticos que producen haces de fotones y electrones de diferentes energías (Sanz Latiesas, et al., 2014, p. 18). Los primeros disponen de energías bajas de RX mientras que los segundos disponen de dos energías de RX, la una de 6 MV y otra de mayor energía (entre 15 y 23 MV), además de una amplia gama de energía de electrones (Sociedad Española de Física Médica-SEFM, 2012, p. 33).



**Figura 4-2:** Acelerador lineal Elekta Synergy® Platform

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, HTMC)

El acelerador lineal Elekta Synergy® Platform (Figura 4-2), instalado en el Hospital Teodoro Maldonado Carbo cuenta con dos haces de RX de alta energía (6 y 18 MV) y seis haces de electrones (4, 6, 9, 12, 15 y 18 MeV). Este tiene un sistema de control y verificación totalmente digital con alta precisión en el procesamiento de dosis, permite a los médicos guiarse por medio de imágenes durante el proceso de configuración del paciente momentos antes del inicio del tratamiento gracias al sistema de imagen portal (IView) y un haz de cono volumétrico 3D (XVI), los cuales permiten la corrección de errores y un incremento en la precisión de tratamiento. Además, cuenta con una conformación de campo sofisticado por su sistema de colimación multiláminas (MLCi2) (Elekta AB, 2011, p. 5).

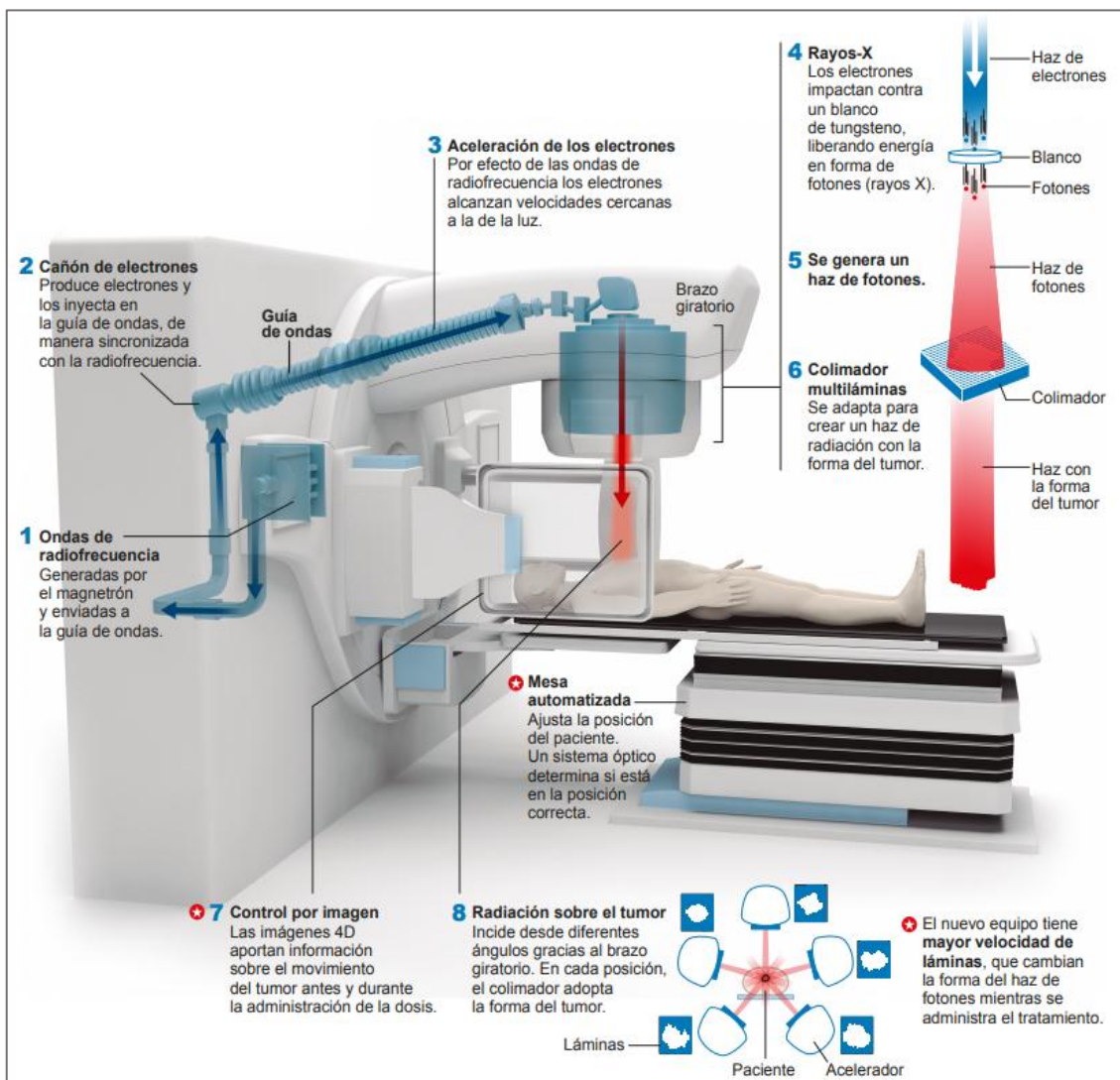
Estos equipos en comparación a las unidades de Cobalto 60, optimizan las técnicas de tratamiento puesto que permiten disminuir los tiempos terapéuticos, debido a que la tasa de dosis absorbida que emplea es mayor, el borde de haz es más estrecho por su menor tamaño de foco virtual y por su facilidad de modulación del haz de radiación de forma más precisa conforme a la morfología de la masa tumoral por medio a los componentes auxiliares que posee.

Un acelerador lineal puede ser empleado para tratar 300 pacientes por año. Por tal razón se evidencia un incremento en la implementación de aceleradores lineales, ya que según normas internacionales se requiere un acelerador lineal por cada 150000 habitantes (Benedetti, 2013, p. 395). Lo que significa que actualmente nuestro país debería contar con aproximadamente 115 aceleradores, pero tan solo se encuentran instalados un aproximado de 17 aceleradores. Esto se

evidencia en la cifra de pacientes tratados con el acelerador lineal del HTMC que desde el 2013 al 2018 es de aproximadamente 2702 pacientes, con una media anual de 450.

- **Componentes del acelerador lineal Elekta Synergy® Platform**

El diseño de los componentes de un acelerador lineal depende no solo de la energía del haz final sino también del diseño que utiliza cada fabricante. Los aceleradores Elekta poseen componentes principales que intervienen en la generación del haz, los cuales se observan en la Figura 5-2, dichos componentes habitualmente se agrupan en seis sistemas.

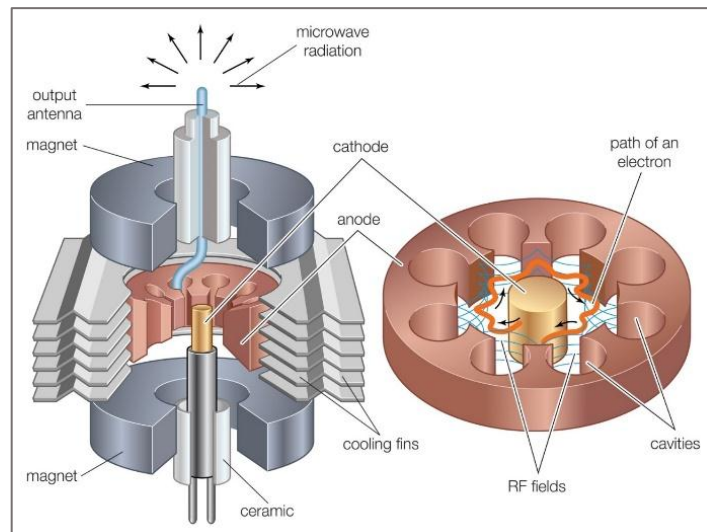


**Figura 5-2:** Esquema mecánico de un acelerador lineal Elekta Synergy

Fuente: (Clínica Universidad de Navarra, 2014, p. 1)

El *sistema de alta tensión* produce pulsos de alto voltaje. La variación de la tasa de pulsos permite la variación de la tasa de radiación (Elekta AB, 2011, p. 2.21).

El *sistema generador de radiofrecuencia*, está formado por dos componentes principales como la fuente de poder de RF y el modulador de pulsos, en este se produce la generación de una onda de RF viajera por medio de los pulsos de alta tensión (HT), la cual se utiliza para transportar los electrones a través de la guía de ondas de aceleración. El modulador de pulso alimentado por los pulsos alto voltaje (~ 100 KV), alta corriente (~100 A) y corta duración (~ 1 s) del sistema de alta tensión genera la onda de RF viajera requerida por el sistema de inyección para que los electrones sean llevados a la guía de onda aceleradora. El magnetrón como fuente de poder de RF suministra a la guía de onda un potencial de RF oscilante, de tal forma que se genera la onda de RF viajera. Para producir el haz, el sistema de alta tensión y el sistema generador de radiofrecuencia deben operar juntos (Elekta AB, 2011, p. 2.22). En la Figura 6-2, se visualizan los elementos típicos de un magnetrón.



**Figura 6-2:** Elementos típicos del Magnetrón

**Fuente:** (Enciclopedia Británica, 2010)

El *sistema de inyección* es la fuente de electrones, corresponde básicamente a un simple acelerador electrostático denominado cañón de electrones o “electrón gun”. En el LINAC se emplea un cañón de electrones tipo diodo en forma de espiral como se observa en la Figura 7-2, este tipo de cañón de electrones está formado por un cátodo y un ánodo. Los electrones se emiten por procesos termoiónicos desde el cátodo caliente y son dirigidos en un haz fino hacia el ánodo perforado a través del cual se dirige hacia la guía de onda acelerada, estos electrones son alimentados por los mismos pulsos de alta tensión que el magnetrón (Podgorsak, 2005, p. 140).



**Figura 7-2:** Cañón de electrones del acelerador Elekta

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, HTMC)

La *guía aceleradora* son estructuras metálicas de sección transversal rectangular como se observa en la Figura 8-2, cuya función principal es la transmisión de microondas. Esta se encuentra al vacío por medio de dos bombas de iones, una ubicada a un extremo de la pistola de la guía de onda y la otra al final del blanco, también está llena de gas dieléctrico que permite el enfriamiento y evita la formación de arcos en la sección rectangular de la guía de onda. Existen dos guías de ondas que se utilizan en el acelerador, la guía de onda de transmisión de potencia de RF y la guía de onda de aceleración. La primera transmite la potencia de RF desde la fuente de alimentación hasta la guía de onda de aceleración y en la segunda se produce la aceleración de los electrones. Los aceleradores Elekta emplean guías de onda de aceleración de estructura de onda progresiva (Valente, 2015, p. 22).



**Figura 8-2:** Guía de onda aceleradora progresiva

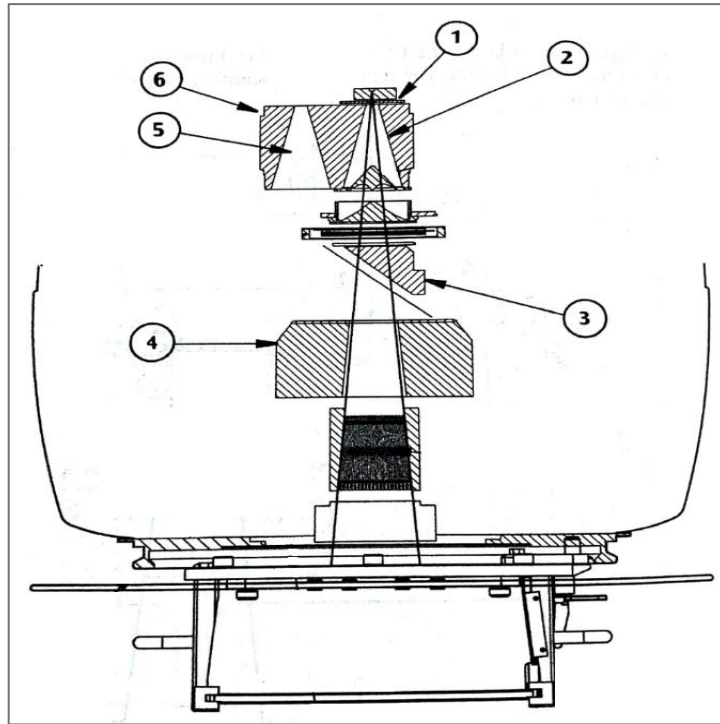
**Fuente:** (Sociedad Española de Física Médica-SEFM, 2012, p. 41)

En aceleradores de energías medias (10 MV) y energías altas (más de 15 MV) se emplea un *sistema de transporte del haz* entre la guía de onda de aceleración y el blanco de RX. Este sistema consiste en tubos de evacuación e imanes de flexión, así como bobinas de dirección y enfoque para dirigir y enfocar el haz de electrones acelerado. En aceleradores de energías superiores a 6 MV, debido a que la guía de onda de aceleración es muy larga, se usan imanes de flexión (Podgorsak, 2005, p. 146).

El *sistema de colimación* se observa en la Figura 9-2, permite garantizar una precisión numérica y espacial de la dosis de radiación que se deposite en el paciente. El sistema de colimación permite adaptar el tamaño de campo a la zona de interés y está constituido por el conjunto del filtro primario, colimador principal, soporte del filtro secundario, cuña motorizada, colimador secundario y dispositivo limitador del haz (Cabrera Pazos, et al., 2011, p. 45)

los RX pasan por una abertura en el conjunto del filtro primario, el filtro principal se ubica a una distancia de 12 mm del blanco. El colimador principal está elaborado de una aleación de tungsteno de  $18 \text{ g/cm}^3$ , el cono se encuentra a  $27.48^\circ$  y en la parte superior tiene una abertura de 12.9 mm. El soporte del filtro secundario sostiene los filtros para radiación de baja energía y las láminas dispersoras secundarias para electrones. La base del conjunto de filtros es de 159 mm desde el blanco. La cuña motorizada permite que el campo presente una distribución angular de isodosis ente  $1^\circ$  y  $60^\circ$ , forma la parte funcional y física del sistema de acelerador digital. El conjunto de cuñas incluye la cuña y lámina dispersora, entre ellas existe un espacio de aire de 1 mm. La lámina dispersora es de 3 mm de aleación de aluminio y está presente en todos los haces de fotones. El colimador secundario o muela es de tungsteno de  $18 \text{ g/cm}^3$ , tiene un grosor de 86 mm y una abertura de 86.5 mm x 50.4 mm en el punto próximo al blanco, además, en la parte superior cuenta con una lámina dispersora de aleación de aluminio de 3 mm con densidad de  $2.7 \text{ g/cm}^3$ . El dispositivo limitador del haz (BLD) está instalado en el extremo del gantry (brazo del acelerador) para que proporcione la colimación final del haz de RX, está compuesto por un colimador multiláminas y el modulador del haz (Elekta AB, 2010, pp. 14-8-14-14).





**Figura 9-2:** Sistema de colimación del acelerador Elekta

Fuente: (Elekta AB, 2010, p. 14.5)

El modulador del haz modifica el haz de fotones a medida que pasa por el BLD. El colimador multiláminas (MLC) permite conformar campos con formas sin necesidad de utilizar otros dispositivos, está compuesto por el MLCi y MLCi2 (Figura 10-2 y 11-2). El MLCi está compuesto por dos bancos de 40 láminas de aleación de tungsteno, níquel y hierro de  $18 \text{ g/cm}^3$ , tienen una anchura en la parte superior de 1.46 y en la parte inferior de 1.76 mm, con radio en la punta de 150 mm, presentando una disposición en ranura y lengüeta de 0.6 mm y montadas de forma perpendicular a la dirección de irradiación. De igual forma que el MLCi, el MLCi2 está compuesta de dos bancos cuyas láminas son del mismo material y con mismas dimensiones de las MLCi, estas se desplazan linealmente por la trayectoria del haz. Los centros de las láminas proyectadas conservan 10 mm de distancia en el isocentro. Pero debido a la intercalación de las MLCi o la inclinación de las MLCi2 la proyección de una de ellas en el isocentro puede ser de 11 mm a 12 mm de acuerdo con la posición que ocupe (Elekta AB, 2010, pp. 13-14-13-17).

**Tabla 1-2:** Comportamiento de las láminas del MLCi y MLCi2

MLCi	MLCi2
Se accionan de forma individual por medio de un pequeño motor.	Se accionan de forma individual por medio de un pequeño motor.
Se separan de cada lámina por un espacio nominal de 0.09 mm, reduciendo al máximo una posible fricción.	Se separan de cada lámina por un espacio nominal de 0.09 mm, reduciendo al máximo una posible fricción.



---

Para seguir la divergencia del haz de radiación esta inclinada en su cara vertical.

Para seguir la divergencia del haz de radiación, esta inclinada en su cara vertical

Para reducir fugas de radiación por la separación, se intercala ligeramete en la superficie vertical adyacentes a las láminas contiguas.

Para reducir al mínimo las fugas de la radiación por la separación, se inclinan ligeramete con respecto al haz de radiación.

Se curvan para optimizar la penumbra en todos los campos y compensaciones.

Para optimizar la penumbra en todos los tamaños de campo y compensaciones, la punta de lámina no está en el centro de la línea central de la altura de la lámina.

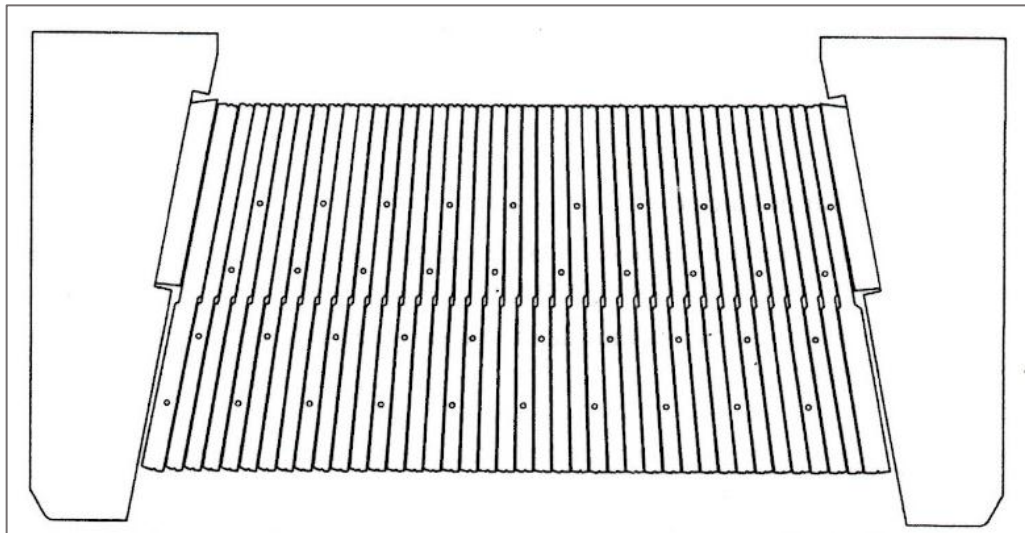
Para impedir la reflexión de la luz tiene una superficie rugosa.

Para eliminar la reflexión de la luz está grabado por láser en un lateral.

---

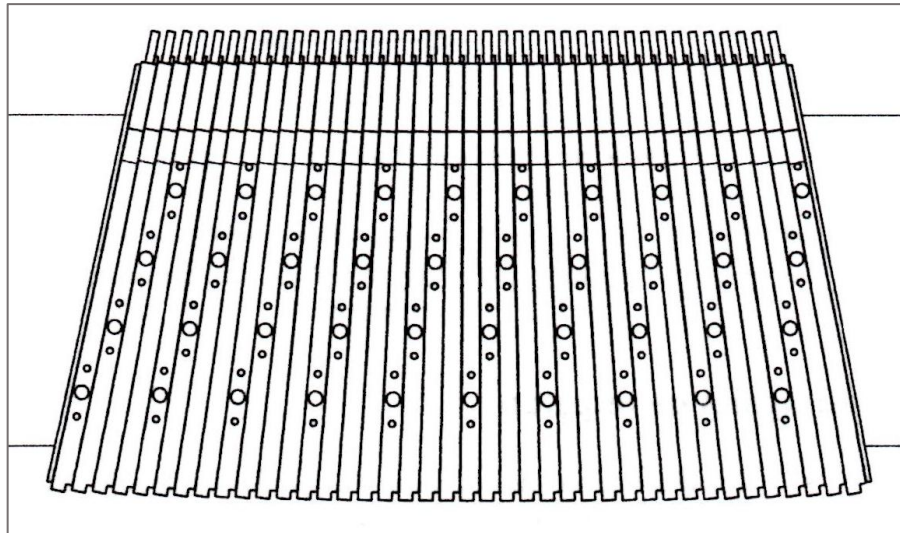
**Fuente:** (Elekta AB, 2010, pp. 13-14-13-16)

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019



**Figura 10-2:** Sección transversal del banco de láminas MLCi

**Fuente:** (Elekta AB, 2010, p. 13.15)



**Figura 11-2:** Sección transversal del banco de láminas del MLCi2

**Fuente:** (Elekta AB, 2010, p. 13.16)

El *sistema de control de dosis* es el sistema de dosimetría que controla la dosis de radiación administrada por el acelerador digital. Además, durante el tratamiento controla la temperatura ambiental y la presión atmosférica cuyas mediciones se realizan por medio de circuitos duales y las comparan por medio de control de tratamiento caninet (TCC), así también se encarga de detener el suministro de radiación en caso de falla mediante una serie de interbloques de dosimetría. Una cámara de ionización en la trayectoria del haz detecta la radiación que alimenta a ambos canales de dosimetría. Este sistema está compuesto por un dispositivo para monitorear la planitud del campo de radiación (Elekta AB, 2011, pp. 2-22-2-23).

Los *sistemas auxiliares* no están directamente relacionados con la aceleración de electrones, hacen posible la aceleración y permite el funcionamiento clínico del acelerador. Este sistema se encuentra formado por el sistema al vacío, sistema de refrigeración, y sistema automático de control de frecuencias. El sistema al vacío, produce una presión de vacío de  $\sim 10^{-6}$  torr en la guía de aceleración y el generador de radiofrecuencia. El sistema de refrigeración se adapta en el acelerador debido a que varios componentes del acelerador digital como la guía de aceleración, el blanco y el generador de RF funcionan a altas temperaturas. Está comprendido por un circuito agua externo (primario) que recibe agua fría y devuelve agua tibia, y un circuito interno (secundario) que es un circuito cerrado con un intercambiador de calor el cual transfiere calor al circuito externo. El sistema automático de control de frecuencias (AFC), mantiene la frecuencia óptima de operación de la sección aceleradora ajustando el magnetrón a la frecuencia de microondas. Además, el acelerador posee un sistema de simulación luminosa del campo de radiación en el cabezal y de indicadores de distancia, así como de blindaje contra fugas de la radiación de fuga (Sociedad Española de Física Médica-SEFM, 2012, pp. 60-61).

- **Producción de haz de fotones en un acelerador lineal**

Los electrones generados por efecto termoiónico en el cañón de electrones son acelerados a la guía de onda donde alcanzan velocidades cercanas a la luz. A medida que las ondas viajan, la energía de RF se propaga a lo largo de la guía de onda de aceleración, esta es transferida a los electrones de tal modo que se combinan para emerger a la salida de la guía de onda con una ganancia de energía significativa. Las ondas de RF y energía electrónica se transportan a lo largo de su trayectoria por medio de un conjunto de imanes que rodean la guía de onda aceleradora.

El haz de electrones de alta energía atraviesa un sistema de imanes de flexión acromático que desvía el haz a través de dos ángulos de  $45^\circ$  y uno de  $112.5^\circ$ , alcanzando una desviación de  $202.5^\circ$  hasta llegar al blanco. Al chocar el haz el blanco se genera un RX, después pasa por el BLD (Elekta AB, 2011, p. 2.21).

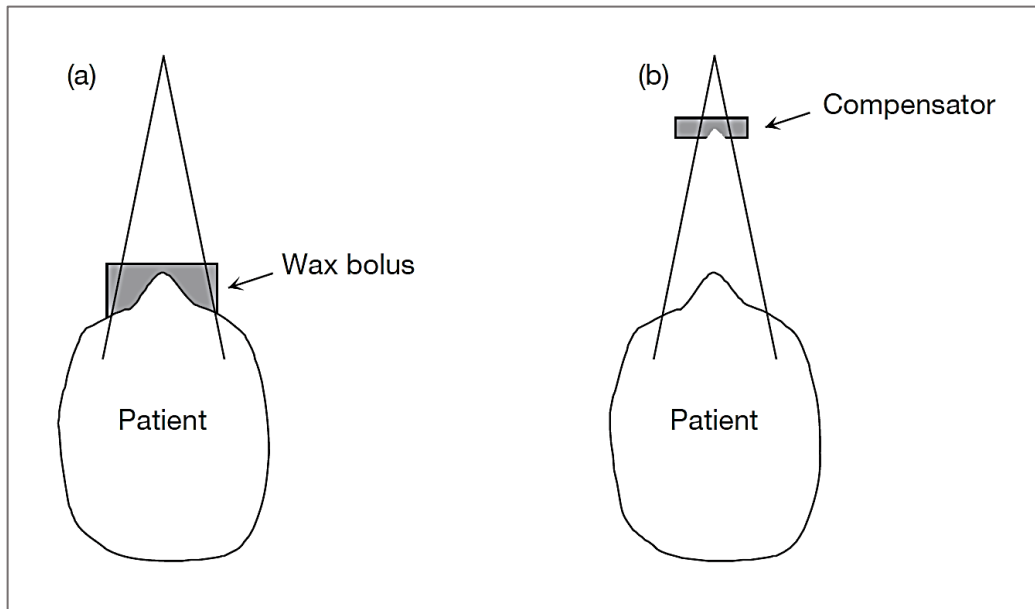
Luego de impactar el haz con el blanco y generar la salida de RX simétricos, los RX pasan por la abertura del conjunto del filtro primario. El colimador principal colima los RX de modo simple, de este modo los RX de alta energía se filtran por el colimador 1 que contiene el filtro diferencial y los RX de baja energía por el colimador 2. Estos RX son aplanados por el filtro secundario y luego atraviesan la lámina dispersora posterior. La cuña motorizada es la encargada de modificar el perfil de haz de RX que pasaran por el colimador secundario. Posterior a ello los RX atraviesan el retículo de mylar y la luz de campo indica la posición del isocentro y la dirección de la cuña (Elekta AB, 2010, pp. 14-3 - 14-4).

Cuando las energías de electrones son inferiores a 15 MeV (energías del haz de fotones de 15 MV) el blanco óptimo tiene un alto número atómico, por otra parte, si las energías de electrones son mayores a 15 MeV (energía de haz de fotones superiores a 15 MV) el blanco óptimo tienen bajo número atómico. En cuanto a los filtros aplanadores que se utilizan para aplanar el haz de radiación, son óptimos aquellos que tienen un número atómico bajo independiente a la energía del haz (Podgorsak, 2005, p. 147).

## **2.2. Compensadores de superficie**

El principal objetivo de la planificación del tratamiento es tratar el volumen blanco a una dosis uniforme (homogénea) y a su vez minimizar la dosis en los tejidos sanos adyacentes. Cuando el haz de radiación incide sobre superficies irregulares o inclinadas genera un sesgo en las curvas de isodosis, ocasionando una falta de uniformidad de dosis inaceptable dentro del volumen

blanco o también provocando una excesiva irradiación de estructuras sensibles alrededor del mismo. Por tal razón se han establecido técnicas que permitan eliminar este problema, entre ellas está el uso de campos múltiples y compensadores de superficie (Khan & Gibbons, 2014, p. 223).



**Figura 12-2:** Diferencia entre bolus y filtro compensador. (a) Bolus de cera sobre la piel (b) Compensador a cierta distancia.

Fuente: (Podgorsak, 2005, p. 245)

Los compensadores de superficie o compensadores de tejido faltante, son dispositivos que en particular se emplean para facilitar la planificación del tratamiento de teleterapia. Estos dispositivos no solo permiten compensar el tejido faltante sino además modifica el haz de radiación, corrigen los contornos irregulares e incidencia oblicua. Consecuentemente, estos simplifican la entrada a la superficie del haz a una superficie plana ortogonal al haz. Entre los dispositivos para compensar tejido faltante destacan los bolus y compensadores tipo Ellis, cuyas diferencias se manifiestan en la Figura 12-2 (International Atomic Energy Agency-IAEA, 2004, p. 28).

### 2.2.1. *Bolus de compensación*

El bolus es un material moldeable de composición orgánica equivalente al tejido. Se coloca sobre la superficie de la piel del paciente con el objetivo de igualar los contornos irregulares, proporcionando una superficie plana para la incidencia perpendicular del haz de radiación y cuando se desea que la parte más superficial del cuerpo reciba una alta dosis, es decir la dosis máxima no está en la superficie del cuerpo sino algunos centímetros dentro del mismo en función de la energía usada (6 y 18 MV) (Khan & Gibbons, 2014, p. 225). Además, si se desea que el

tratamiento sea superficial, se coloca el bolus sobre la piel del paciente, permitiendo que la epidermis reciba el máximo de dosis (Ubillús Mattos, 2011, p. 90).

Los bolus están elaborados a base de cera, parafina, gasa de vaselina, gasa o toalla húmedas, así como también bolsas de agua con distintas formas, son usado en teleterapia con haces de fotones o electrones, siendo agregados de forma digital en el sistema de planificación o también en el momento de la simulación, para determinar con precisión su posición, forma y efecto dosimétrico (Dieterich, et al., 2016, p. 182).

Tienen múltiples aplicaciones en la práctica médica, por las siguientes funciones:

- Aumenta la dosis absorbida en superficie cuando se utiliza capas de espesores uniformes, debido a que las curvas de isodosis en profundidad no cambian de forma significativa. El grosor del bolus varía de acuerdo con la necesidad de dosis absorbida en piel y el ángulo de incidencia del haz de tratamiento.
- Compensa la falta de tejido, para lo cual, se construye un molde específico, generalmente de cera, que proporciona al haz una superficie de entrada plana. Es importante notar que en este caso se pierde el ahorro de dosis absorbida en piel. Además, el bolus permite rellenar y moldear el espacio del tejido faltante (Sociedad Española de Física Médica-SEFM, 2013, p. 89).

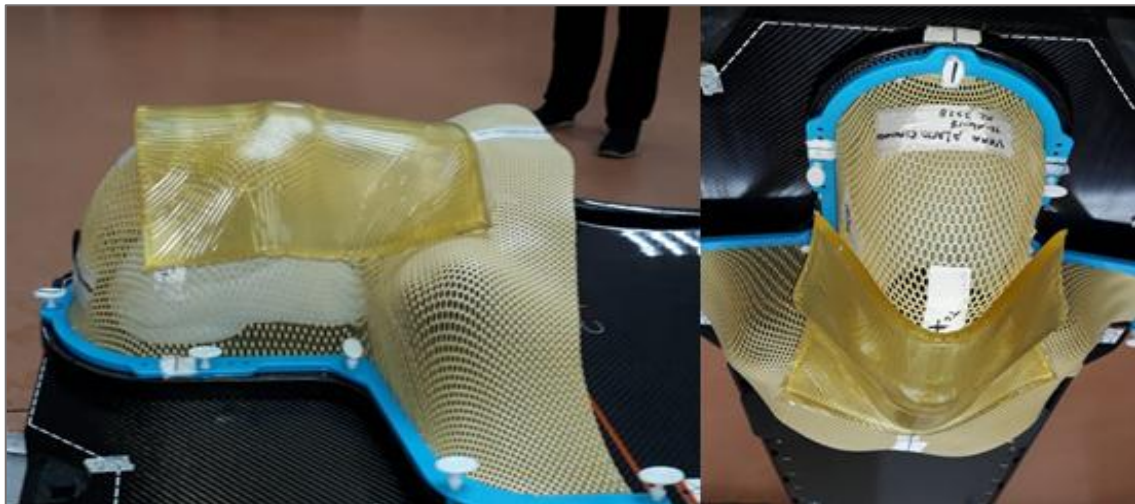
#### *2.2.1.1. Tipos de bolus*

El *bolus rígido* se emplea en áreas pequeñas donde no se requiere que el bolus sea moldeado sobre la piel. Son elaborados utilizando metacrilico o plexiglás.

El *bolus flexible* permite moldearlo en la superficie de la piel y conserva un espesor constante. Entre ellos tenemos láminas de gel que tiene un grosor bien conformado, son fáciles de usar pero que probablemente no se adapten totalmente en superficies curvas; láminas de materiales fundibles como las ceras o parafinas que son útiles en superficies curvas especialmente en tratamientos con electrones para llenar cavidades de aire; gasa o toallas húmedas que son útiles en superficies curvas, aunque la gasa debe permanecer saturada de agua para que logre el efecto dosímetro deseado (Washington & Leaver, 2016, p. 169).

#### *2.2.1.2. Material utilizado para elaborar el bolus*

Se puede optar por elaborar bolus caseros a partir de otros materiales flexibles como la plastilina, la flexibilidad de este material es una ventaja, debido a que el bolus se ajusta a la superficie de tratamiento evitando la formación de huecos de aire (Washington & Leaver, 2016, p. 169). Los espacios de aire grandes producen una expansión lateral de los electrones que desemboca en una dosis reducida en el borde distal de la cavidad e incluso en la región de acumulación secundaria, este efecto se incrementa en tamaños de campo pequeños y energías altas. En tratamientos de cabeza y cuello el efecto de los huecos de aire es del orden del 2% para tamaños de campo grandes (Dieterich, et al., 2016, p. 182). En las Figuras 13-2 y 14-2 se visualizan dos tipos de bolus flexibles.



**Figura 13-2:** Bolus comercial en tratamientos de cabeza y cuello

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, HTMC)



**Figura 14-2:** Bolus de plastilina en tratamientos de cabeza y cuello

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, HTMC)

La plastilina es un plástico termoestable con características especiales como la flexibilidad y la baja resistencia a las temperaturas. Es una especie de arcilla sintética con aditivos que le dan el color y la textura. Fue inventada por Franz Kolb en 1880. La plastilina también conocida como plasticina o plastelina es un material de colores variados, está compuesta de sales de calcio, vaselina y compuestos orgánicos a base de carbono e hidrogeno (alifáticos), principalmente ácido esteárico. En la actualidad se ha desarrollado plastilinas orgánicas que contienen gluten, una de ellas es la plastilina Play-Doh que entre sus ingredientes está el trigo (Valenzuela, 2013).

- **Usos de la plastilina**

Uso terapéutico. - permite ejercitar las articulaciones y manos. Además, es utilizada para estimular la actividad motriz y de este modo aliviar el estrés o ansiedad en niños hiperactivos.

Uso en arquitectura, escultura, modelado y pintura. - los profesionales de la arquitectura, ingeniería y arte usualmente requieren reproducir a pequeña escala proyectos antes de ejecutarlos, siendo la plastilina un recurso útil debido a su facilidad para moldearla. Por otra parte, debido a su maleabilidad hoy en día es usado como sustituto de pinturas comparando los resultados a las texturas hechas por oleo (Donaire, 2002, p. Andalucía).

Uso como implemento médico. - en la actualidad se discute el uso de plastilina Play-Doh como material para la elaboración de bolus (Dieterich, et al., 2016, p. 217).

#### *2.2.1.3. Posicionamiento del bolus en el haz de tratamiento*

El espesor del bolus debe ser colocado correctamente para garantizar que el paciente reciba la dosis prescrita por el médico. Si el bolus es usado para compensar el tejido faltante es necesario nivelar con respecto al punto de configuración de DFS, así se garantiza la homogeneidad de dosis.

Cuando se usa el bolus para depositar la dosis en superficie, es necesario que este tenga un espesor uniforme, debido a que ciertos materiales son fácilmente aplastados, por lo que se debe medir sus espesores cuidadosamente en intervalos regulares.

#### *2.2.1.4. Principales regiones neoplásicas con uso frecuente de bolus*

Existen ciertas neoplasias en regiones como cabeza, cuello y mama, que debido a su desarrollo en zonas de estructura anatómica compleja (irregulares) y en pequeñas superficies, pueden presentar comportamientos distintos producido por el desarrollo patológico (tumores superficiales) o por el tratamiento aplicado (mastectomía). Esto hace necesario la superficialización del punto en el que se requiere depositar la dosis máxima, ya sea esto para maximizar la dosis en el tumor superficial o incluso para disminuir la dosis en profundidad, protegiendo de este modo a los tejidos sanos adyacentes (Spezzia, 2016, p. 184).

En los tratamientos en regiones de cabeza y cuello, al colocar el bolus estándar presenta cierta dificultad debido a la morfología irregular de estas estructuras, lo que genera que no se adapte bien a la superficie creando grietas de aire, lo que hace necesario, el uso de bolus menos rígidos (moldeables).

Se denomina cáncer de cabeza y cuello (CCC) al carcinoma epidermoide originado en el epitelio que recubre las mucosas del área cervicofacial, aunque con poca frecuencia puede iniciar su desarrollo en las glándulas salivales. Su diagnóstico y tratamiento varían de acuerdo con el sitio donde se ubica el tumor, pero se aplica los mismos procedimientos que en otros tipos de cáncer. Esta neoplasia puede desarrollarse debido a dos causas como: la intoxicación con alcohol-tabaco o por la infección del virus de papiloma humano (VPH) (Gallegos Hernández, 2015, p. 1).

A este tipo de cáncer pertenecen los cánceres que se desarrollan en la cavidad oral (labio, lengua, encías, paladar duro, base de la lengua), faringe (nasofaringe, orofaringe, hipofaringe), laringe, senos paranasales, cavidad nasal y glándulas salivales. El cáncer de cerebro, ojo, esófago y glándulas tiroideas, además de los cánceres de cuero cabelludo, piel, músculos y huesos de la cabeza y cuello no pertenecen al grupo de cánceres de cabeza y cuello (National Cancer Institute-NIH, 2017).

A nivel mundial se estima un aproximado de 600000 nuevos casos de cáncer de cabeza y cuello diagnosticados cada año, representando los dos tercios de esta proporción a casos originados en países en vías de desarrollo (Vinés, et al., 2017). En el HTMC, se calcula que desde el año 2013 hasta el 2018 fueron atendidos un aproximado de 283 pacientes con esta neoplasia, alcanzando una media anual de 47 pacientes.

**Tabla 2-2:** Número de casos con diagnóstico de CCC, atendidos en el HTMC.

<b>Año</b>	<b>Número de casos atendidos</b>
2013*	15



2014	61
2015	38
2016	52
2017	60
2018	57

\* Año de inicio de operación de la Unidad de Radioterapia-HTMC (13/07/2018).

**Fuente:**(HTMC, 2019, Red MOSAIQ)

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

### 2.3. Coeficiente de atenuación

El fotón de rayos X puede interactuar con la materia para producir electrones de alta velocidad mediante tres procesos importantes como el fenómeno fotoeléctrico, dispersión incoherente de Compton y la producción de pares, también puede dar lugar a un proceso menos importante denominado dispersión coherente (Tanir, et al., 2015, p. 69). Estos procesos de interacción *í* dan lugar al coeficiente de atenuación:

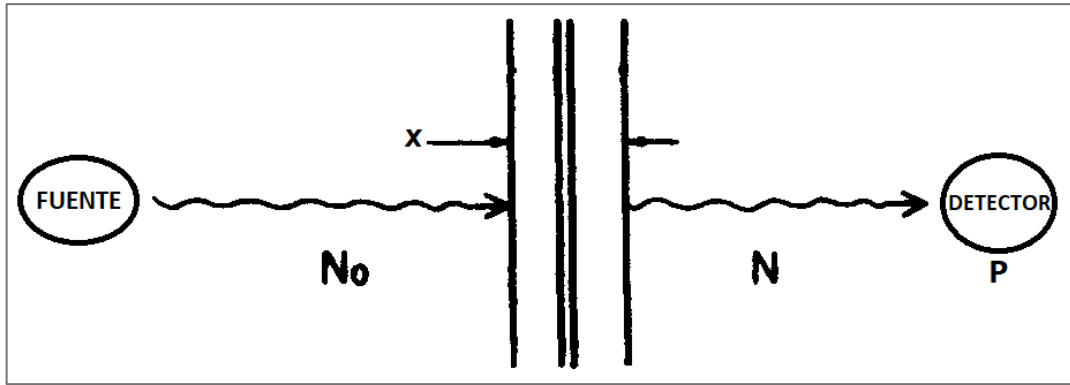
$$\mu_i = N \sigma_i \quad (1)$$

Donde N es el número de átomos o moléculas por unidad de volumen (Sociedad Española de Física Médica-SEFM, 2011, p. 42).

Para describir las características de atenuación del haz de fotones se utilizan otros coeficientes como el coeficiente de atenuación másico, coeficiente de atenuación atómica y coeficiente de atenuación electrónico.

#### 2.3.1. Coeficiente de atenuación lineal

En la Figura 15-2, se tiene un detector en el punto *P* que registra el número *N* de fotones que atraviesan. Al colocar una lámina de material con espesor *x* en la trayectoria del haz de rayos X, un número *n* de fotones interactúan con el material y se eliminarán del haz. Por lo que el número *n* eliminado dependerá directamente del número de fotones presentes. Cuando *N<sub>0</sub>* se duplica, también se duplican las posibilidades de interacción. Por otra parte si se duplica  $\Delta x$ , se duplica el número de átomos colocados en el haz y a su vez se duplicará la posibilidad de interacción (Johns & Cunningham, 1983, p. 134).



**Figura 15-2:** Proceso de atenuación

Fuente: (Attix, 2004, p. 39)

De este modo  $n$  varía con el producto de  $N$  y  $\Delta x$ :

$$n = \mu N \Delta x \quad (2)$$

Donde  $\mu$  es una constante de proporcionalidad y se denomina como el coeficiente de atenuación lineal. La ecuación 2 es válida siempre que  $N$  permanezca constante a medida que atraviesa el material, lo que quiere decir que,  $n$  debe ser pequeño en comparación a  $N$  y  $\mu \Delta x$  debe ser pequeño en comparación a uno (Johns & Cunningham, 1983, p. 135).

El cambio en el número de fotones del haz que pasa por  $\Delta x$ , se representa con  $\Delta N$  y debido a que  $N$  para cada interacción disminuye en uno  $\Delta N = -n$ , quedando la ecuación 2 como:

$$\Delta N = -\mu N \Delta x \quad (3)$$

Esta ecuación describe como  $N$  cambia a medida que se atraviesa el material, mientras que la ecuación 2 da el número de interacciones en una lámina de espesor  $\Delta x$  irradiado por  $N_0$  fotones. Al resolver la ecuación 3 se obtiene que:

$$N = N_0 e^{-\mu x} \quad (4)$$

Para un haz de fotones que se atenúan exponencialmente, la intensidad  $I$  de un haz de fotones monoenergético, atenuado por un material de espesor  $x$ , se da como:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (5)$$

dónde  $I_0$  es la intensidad original del haz no atenuado;  $\mu$  es el coeficiente de atenuación lineal, el cual va a depender de la energía del fotón  $h\nu$  y del número atómico  $Z$  del material. Puede

expresarse en forma lineal ( $\text{cm}^{-1}$ ). En resumen el coeficiente de atenuación lineal representa la probabilidad por unidad de distancia recorrida por la interacción de un fotón en un proceso u otro, esto rige la penetración de los fotones en la materia (Tumer, 2007, p. 187).

### 2.3.2. *Coefficiente de atenuación másico*

El coeficiente de atenuación lineal depende de la densidad del material. Esto da lugar al coeficiente de atenuación másico o de masa  $\mu_m$  que resulta del coeficiente de atenuación lineal  $\mu$  al dividir por la densidad  $\rho$  (Johns & Cunningham, 1983, p. 140):

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (6)$$

Esta expresado en  $\text{g}/\text{cm}^2$  o  $\text{kg}/\text{m}^2$ .

### 2.3.3. *Coefficiente de atenuación electrónico*

El coeficiente de atenuación electrónico  ${}_e\mu$ , se define a partir del coeficiente de atenuación lineal  $\mu$  dividido para el número de electrones  $N_e$  por volumen  $V$  del material; así también puede definirse como el coeficiente de atenuación másico  $\mu_m$  dividido para el número de electrones  $N_e$  por masa del material (Podgorsak, 2016, p. 285):

$${}_e\mu = \frac{\mu}{N_e} V \quad \text{ó} \quad {}_e\mu = \frac{\mu_m}{N_e} \quad (7)$$

Sus unidades son  $\text{cm}^2$  o  $\text{m}^2$  por electrón ( $\text{cm}^2/\text{el}$  o  $\text{m}^2/\text{el}$ ). Este coeficiente es muy pequeño en comparación al coeficiente de masa ya que existe una cantidad grande de electrones en una lámina de espesor  $1 \text{ g}/\text{cm}^2$ . Este coeficiente permite determinar el número de electrones en unidad de área de una lámina, para expresar su grosor en electrones por  $\text{cm}^2$  (Johns & Cunningham, 1983, p. 140).

### 2.3.4. *Coefficiente de atenuación atómico*

El coeficiente de atenuación atómico permite calcular el número de átomos en una lámina y expresar el grosor de la lámina en unidades de átomos por  $\text{cm}^2$  o átomos por  $\text{m}^2$ , se define como:

$${}_a\mu = \frac{\mu}{N_a} V \quad \text{ó} \quad {}_a\mu = \frac{\mu_m}{N_a} \quad (8)$$

Sus unidades son  $\text{cm}^2$  o  $\text{m}^2$  por átomo ( $\text{cm}^2/\text{at}$  o  $\text{m}^2/\text{at}$ ). El coeficiente de atenuación atómico va a ser  $Z$  veces más grande que el coeficiente de atenuación electrónico, puesto que existe  $Z$  electrones en un átomo (Johns & Cunningham, 1983, pp. 140-141).

### 2.3.5. Relación entre los coeficientes de atenuación

Debido a que los coeficientes de atenuación másico, electrónico y atómico se miden en unidades de área por gramo, área por electrón o área por átomo, son a menudo denominados secciones transversales. Estos coeficientes se encuentran relacionados con el coeficiente de atenuación lineal (Podgorsak, 2016, p. 285):

$$\mu = \rho \mu_m = n_e \mu = Zn_a \mu \quad (9)$$

**Tabla 3-2:** Relación entre los coeficientes de atenuación

Coefficiente	Símbolo	Relación	Unidad	Unidades en las que mide el espesor
Lineal	$\mu$		$\text{m}^{-1}$	m
Másico	$\mu_m$	$\frac{\mu}{\rho}$	$\text{m}^2/\text{kg}$	$\text{kg}/\text{m}^2$
Electrónico	$e \mu$	$\frac{\mu}{Zn}$	$\text{m}^2/\text{el}$	$\text{el}/\text{m}^2$
Atómico	$a \mu$	$\frac{\mu}{n}$	$\text{m}^2/\text{at}$	$\text{at}/\text{m}^2$

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

**Fuente:** (Podgorsak, 2016, p. 286)

Donde,  $\rho$  es la densidad del material;  $Zn$  número de electrones por volumen del material ( $Zn = \rho Z N_A/A$ ),  $Z$  es el número atómico del material;  $n$  número de átomos  $N_a$  por  $V$  del material ( $n = N_a/V$ ,  $N_a/V = \rho N_a/m = \rho N_A/A$ ) siendo  $m$  la masa del material,  $N_A$  el número de Avogadro de átomos por mol y  $A$  el número de masa atómica del material en g/mol.

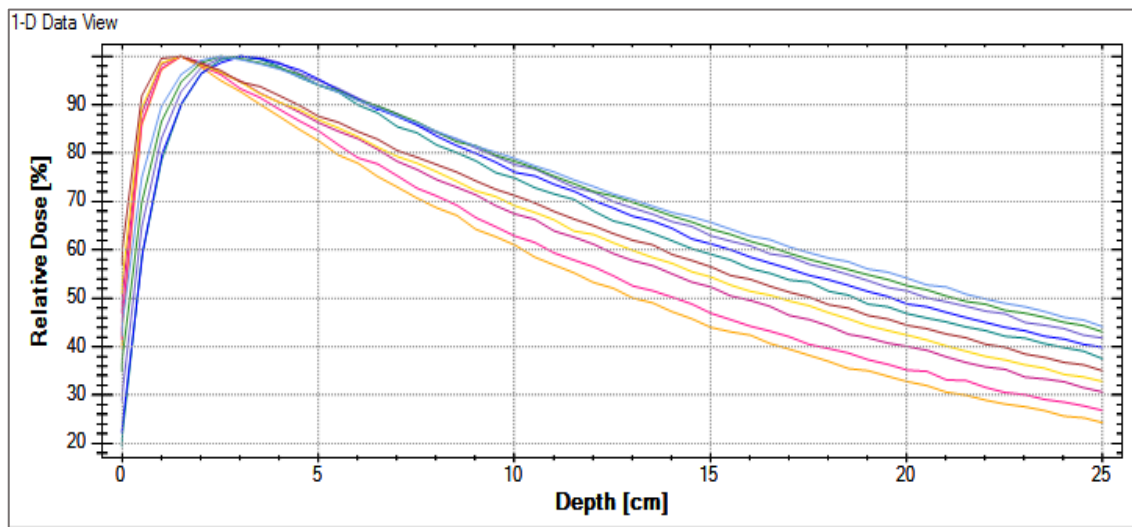
### 2.4. Porcentaje de dosis en profundidad

El porcentaje de dosis en profundidad (PDP, PDD o %DD) expresa el grado de penetrabilidad del haz de radiación en un medio material y permite caracterizar el haz de radiación. Esta

función es definida como la distribución de la tasa de dosis absorbida en un medio material a lo largo del eje de haz, viene expresada en porcentaje con respecto al valor máximo. Existen parámetros de los cuales va a depender esta función, como son: la energía, distancia del foco a la superficie del medio (DFS o SSD), tamaño de campo en la superficie y de la profundidad del medio en el caso de fotones. La variación de la dosis absorbida con la distancia y los fenómenos de atenuación y dispersión del haz en aire también se representan con esta función (Sociedad Española de Física Médica-SEFM, 2012, p. 109):

$$PDD(z, A, f_A, hv) = 100 \frac{D(z, A, f_A + z)}{D(z, A, f_A + z_{max})} = 100 \frac{\dot{D}(z, A, f_A + z)}{\dot{D}(z, A, f_A + z_{max})} \quad (10)$$

Donde,  $z$  es la profundidad del punto,  $f_A$  distancia del foco a la superficie,  $A$  tamaño de campo en la superficie,  $z_{max}$  profundidad del máximo de la dosis absorbida y  $hv$  representa la calidad del haz de los fotones. En la ecuación 10,  $D(z, A, f_A + z)$  representa la dosis absorbida en un punto a una profundidad  $z$  en el eje central del haz y  $D(z, A, f_A + z_{max})$  representa la dosis absorbida en un punto a la profundidad del máximo  $z_{max}$  en el eje central del haz.



**Figura 16-2:** Porcentaje de dosis en profundidad para haces de fotones de 6 y 18 MV

Fuente: (Pinduisaca J, 2019, HTMC)

La Figura 16-2, presenta las curvas de los porcentajes de dosis en profundidad para diferentes tamaños de campo. Se observa que inicialmente la dosis crece y cuando alcanza el máximo de dosis tiene un comportamiento exponencial negativo con respecto a la profundidad. Estas curvas presentan regiones importantes. La primera región corresponde a la dosis absorbida en superficie, dicha dosis empieza a crecer desde la superficie como resultado de la deflexión angular que experimentan los fotones al entrar al medio, esto hace que la fluencia de fotones

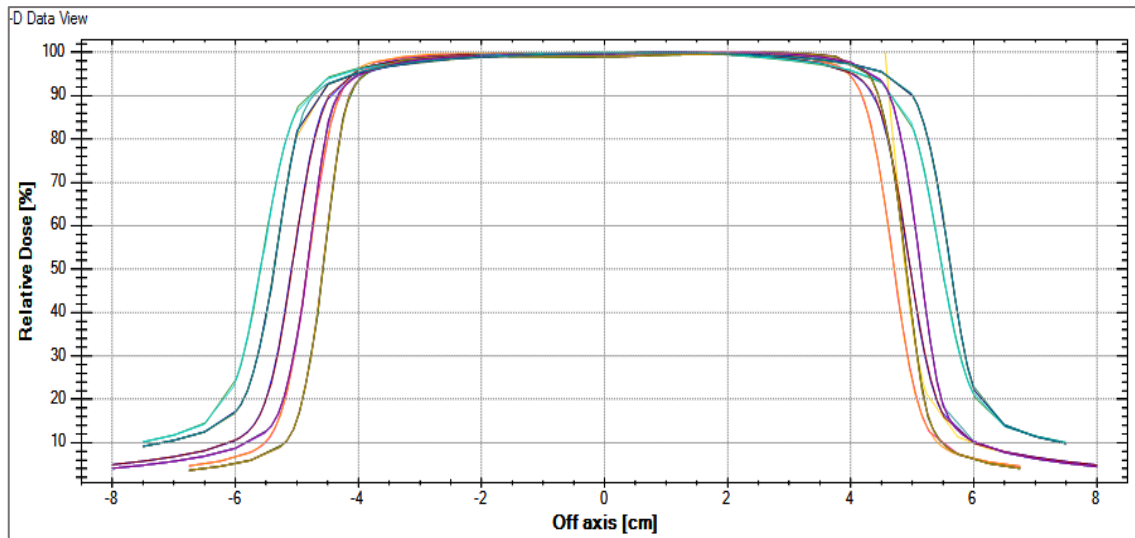
aumente con la profundidad hasta llegar a la zona del máximo. La segunda región corresponde a la región de dosis entre la superficie y la profundidad de la dosis máxima conocida como región build-up o espesor de acumulación, donde se produce la acumulación de partículas cargadas producidas por los fotones incidentes. Finalmente, la tercera región corresponde a la región en la cual la absorbida comienza a decaer debido a que los fotones escapan del haz y la fluencia de fotones disminuye, está representado por el gradiente de la dosis absorbida y la pendiente es menor con energías mayores (Podgorsak, 2016, p. 21).

La profundidad del máximo depende de la energía y del tamaño de campo. Al aumentar la energía, se evidencia un aumento en el alcance de las partículas cargadas y a su vez la profundidad donde se produce el máximo de dosis absorbida aumenta. Algo contrario sucede al aumentar el tamaño de campo, puesto que la profundidad del máximo disminuye con el aumento del mismo debido a que la influencia de la radiación secundaria con el sistema de colimación, cámaras monitoras, etc. es mayor. Esta influencia no se puede notar en campos menores a 4 cm x 4 cm debido a la falta de dispersión (Khan & Gibbons, 2014, pp. 135-136).

Es importante mencionar que los PDD únicamente proporciona parte de la información que se requiere para la descripción precisa de la dosis dentro del paciente. Una la distribución de dosis en 2D y 3D se determina tanto con los datos del eje central y con los perfiles de isodosis (Podgorsak, 2005, p. 194).

## **2.5. Perfiles de isodosis**

Se denominan perfiles de isodosis o perfiles de campo a las representaciones de la dosis absorbida en el medio en una sección recta perpendicular al eje del haz, está dada en función de la distancia al eje del haz y la profundidad, y dependen tanto del filtro aplanador como del sistema de colimación. Los perfiles de isodosis permiten analizar la uniformidad del haz (simetría y homogeneidad) y definir penumbras, estos parámetros son establecidos para toda la superficie del campo a una profundidad deseada y no solo para los ejes (Sociedad Española de Física Médica-SEFM, 2012, p. 113). Para rayos X de Megavoltaje los perfiles del haz muestran tres regiones: central, penumbra y umbral, que están representadas en la Figura 17-2.



**Figura 17-2:** Perfiles de isodosis en un haz de fotones

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, HTMC)

La *región central* representa la parte central del haz, la misma que se extiende desde el eje central del haz hasta 1-1.5 cm desde los bordes del campo geométrico. El tamaño de campo geométrico representado por el campo de luz óptica, se define como la separación entre los puntos del nivel de dosis del 50% en el perfil del haz. Esta región se ve afectada por las energías de los electrones que golpean el blanco grueso, el número atómico de blanco y el número atómico del filtro aplanador y su forma geométrica (Podgorsak, 2005, p. 195).

La dosis cambia rápidamente en la *región penumbral* del perfil y depende del campo definido por los colimadores, el tamaño finito del punto focal (tamaño de la fuente) y el desequilibrio electrónico lateral. La disminución de la dosis alrededor de los bordes del haz geométrico es de forma sigmoidea y se extiende debajo de las mandíbulas del colimador hacia la región de la cola penumbral, donde hay un pequeño componente de la dosis debido a la transmisión a través de la mandíbula del colimador (penumbra de transmisión), un componente atribuido a tamaño finito de la fuente (penumbra geométrica) y un componente significativo debido a la dispersión de rayos X en el paciente (penumbra de dispersión). La penumbra total es conocida como penumbra física y resulta de la suma de las tres penumbras individuales; es decir de la suma de la penumbra de transmisión, geométrica y de dispersión. Dicha penumbra depende de la energía del haz, tamaño de la fuente, DFS, distancia y profundidad de la fuente al colimador en un fantoma (Podgorsak, 2005, pp. 195-196).

La *región umbral* es la región fuera del campo de radiación, lejos de los bordes del campo. En esta región la dosis es generalmente baja y producto de la radiación transmitida a través del colimador y el protector del cabezal (Podgorsak, 2005, p. 196).

La unión de la distribución de dosis en el eje central (PDD) y los datos fuera del eje (perfiles de isodosis) generan una matriz de dosis volumétrica, la cual proporciona información bidimensional y tridimensional de la distribución de dosis.

### 2.5.1. Simetría

Por lo general la simetría del haz  $S$ , se determina en  $z_{max}$  debido a que es la profundidad más sensible para evaluar este parámetro de uniformidad del haz. El valor de simetría típica en los dos puntos de dosis de un perfil del haz equidistantes del punto del eje central es del 2% entre sí. Además, se puede determinar las áreas debajo del perfil del haz  $z_{max}$  en cada lado del eje central que se extiende hasta el nivel de dosis del 50% y luego calcular  $S$  (Podgorsak, 2005, p. 197):

$$S = 100 \times \frac{\text{área}_{izq} - \text{área}_{der}}{\text{área}_{izq} + \text{área}_{der}} \quad (11)$$

### 2.5.2. Planicidad

La planicidad del haz  $F$  es la relación de la dosis máxima absorbida en dos puntos seleccionados del campo de radiación y la dosis mínima absorbida en el área aplanada, dentro del 80% central del ancho del haz, por medio de la ecuación:

$$F = 100\% \times \frac{D_{max}}{D_{min}} \quad (12)$$

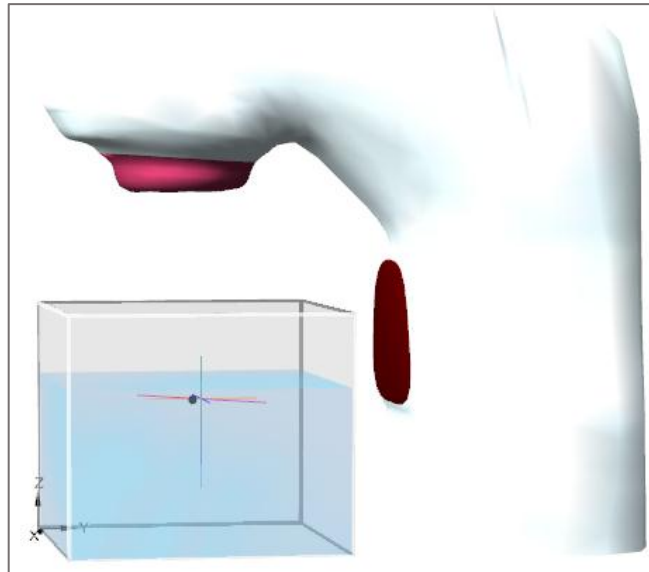
La profundidad estándar de medición es: 5 cm para energías de 4 MV y 10 cm para las demás energías. Para aceleradores lineales Elekta con la profundidad estándar de medición; se recomienda valores de  $F$  hasta 106% para tamaños de campo entre 10 x 10 cm<sup>2</sup> - 30 x 30 cm<sup>2</sup> y 110% para tamaños de campo mayores que 30 x 30 cm<sup>2</sup> (Elekta AB, 2011, p. 28).

## 2.6. Sistema Dosimétrico

### 2.6.1. Sistema dosimétrico IBA

El sistema IBA Dosimetry está compuesto por el Blue Phantom<sup>2</sup>, unidad de control (CCU), cámaras de ionización y un software denominado OmniPro-Accept 7.





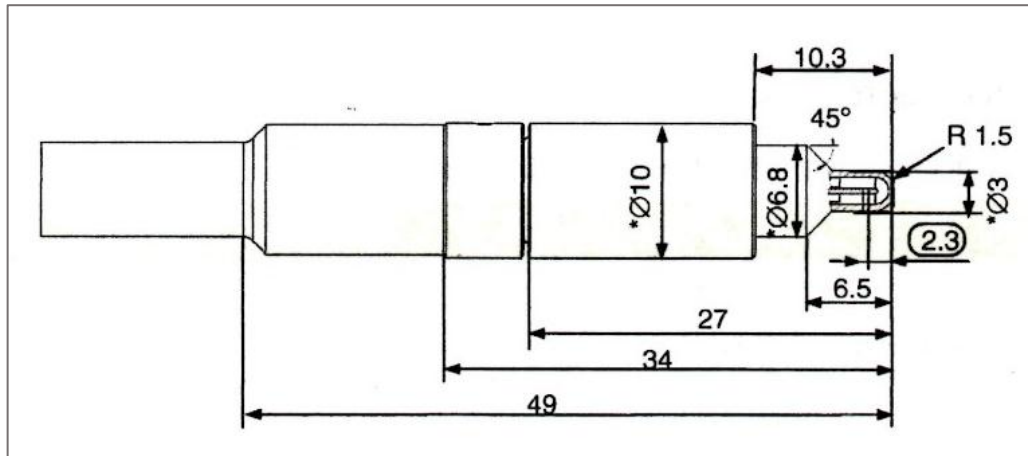
**Figura 18-2:** Coordenadas del Blue Phantom  
**Fuente:** (Pinduisaca, 2019, HTMC)

El Blue Phantom<sup>2</sup> consta de un reservorio tridimensional de alta precisión y un tanque de agua Perspex. En su riel X horizontal, los soportes de los detectores se pueden montar en un artefacto deslizante y el detector de campo puede ser posicionado en las tres dimensiones para medir haces horizontales y verticales. Para que se pueda verificar el posicionamiento exacto cada dimensión tiene impreso una regla en los caminos de aluminio. Los motores de las tres dimensiones están combinados con un contactless, sensor de forma lineal absoluta, de acuerdo con el principio de medición magnetostictiva, proporciona retroalimentación en tiempo real de la posición. En la figura 18-2, se muestra el sistema de coordenadas del reservorio, cuyos ejes de coordenadas están marcados con flechas en el extremo interior (IBA Dosimetry, 2010, p. 18).

La dosimetría IBA presenta un conjunto de detectores para usar en el Blue Phamton<sup>2</sup>. Entre ellos están las cámaras de ionización cilíndrica, recomendadas para el uso en dosimetría absoluta y en dosimetría relativa para medir perfiles y dosis en profundidad. Un tipo de cámara de ionización que presenta IBA son las cámaras de ionización compactas cilíndricas (dedal) (CC) entre ellas están las CC01 y CC13. Las primeras usadas para mediciones de campos pequeños y de rangos con gradientes de altas dosis y las segundas son cámaras estándar para uso clínico en fantomas de agua, sólidos y en aire como cámaras de referencia. El uso en conjunto de las dos cámaras de ionización (campo y referencia) se da para mantener una exploración continua (IBA Dosimetry, 2010, p. 39).

La cámara de ionización CC01 (Figura 19-2) se emplea para la determinación de la dosis absoluta o relativa, mediciones de dosis en profundidad y análisis de los perfiles de isodosis de

haces de fotones o electrones en un fantoma de agua o en aire. Esta cámara es de gran volumen, alta resolución espacial, impermeable y ventilada por medio de una manga impermeable (IBA Dosimetry, 2013, p. 1). Las características y especificaciones técnicas se detallan en las tablas 4-2, 5-2, 6-2, 7-2 y 8-2.



**Figura 19-2:** Dimensiones de la cámara de ionización CC01 en mm

Fuente: (IBA Dosimetry, 2013, p. 1)

**Tabla 4-2:** Especificaciones físicas de la cámara de ionización CC01

<b>Materiales</b>		
<b>Estructura</b>	<b>Material</b>	<b>Característica</b>
Electrodo externo	Shonka (C-552)	$\rho = 1.7 \text{ g/cm}^3$
Electrodo interno	Acero	$\rho = 8.5 \text{ g/cm}^3$
Mango de la cámara	Ojeda	$\rho = 1.3 \text{ g/cm}^3$
Build-up	PMMA	$\rho = 1.19 \text{ g/cm}^3$
Manga impermeable	Silicona	
Dosis		$> 170 \text{ kGy}$
<b>Conector y cable de conexión</b>		
<b>Especificación</b>	<b>Tipo</b>	<b>Longitud</b>
Tipo de conector	TNC triaxial	
Longitud de cable		1.5 m

Fuente: (IBA Dosimetry, 2013)

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

**Tabla 5-2:** Dimensiones de la cámara de ionización CC01

<b>Dimensione exteriores</b>
------------------------------

<b>Especificación</b>	<b>Dimensión</b>
Diámetro de la cámara exterior	3 mm
Diámetro del mango de la cámara	10 / 6.8 mm
Diámetro de la tapa de acumulación de <sup>60</sup> Co	9 mm
Longitud del mango	16.7 / 3.8 mm
Longitud total	49 mm

#### **Dimensiones interiores**

<b>Especificación</b>	<b>Dimensión</b>
Volumen activo	0.01 cm <sup>3</sup>
Longitud total	3.6 mm
Longitud del cilindro	2.6 mm
Diámetro interior del electrodo exterior	2 mm
Espesor de la pared del electrodo exterior	0.5 mm (88 mg/cm <sup>2</sup> )
Diámetro del electrodo interior	0.35 mm
Longitud del electrodo interior	2.8 mm

**Fuente:** (IBA Dosimetry, 2013)

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

**Tabla 6-2:** Características y condiciones de operación de la cámara de ionización CC01

<b>Características</b>	
<b>Parámetro</b>	<b>Característica</b>
Voltaje de polarización	± 300 V (máx. ± 500 V)
Fuga típica	± 7.5 x 10 <sup>-16</sup> A
Potencial de reserva	± 300 V (máx. ± 500 V)
Pre- irradiación	10 Gy
Tiempo de estabilización	≤ ± 0.5%
Efecto de la polaridad en <sup>60</sup> Co	< 1%
Sensibilidad	aprox. 4 x 10 <sup>-10</sup> C / Gy
<b>Condiciones</b>	
<b>Condición</b>	<b>Rango</b>
Temperatura ambiente	+10 °C – 40 °C

Rango de humedad relativa	20% - 80%
---------------------------	-----------

Fuente: (IBA Dosimetry, 2013)

Realizado por: Pinduisaca J, 2019.

**Tabla 7-2:** Estabilidad de la cámara de ionización CC01

Estabilidad	Tiempo de espera
Carga en la polaridad de alto voltaje	< 4 min de exposición
Cambio de temperatura ambiental	1 min / °C

Fuente: (IBA Dosimetry, 2013)

Realizado por: Pinduisaca J, 2019.

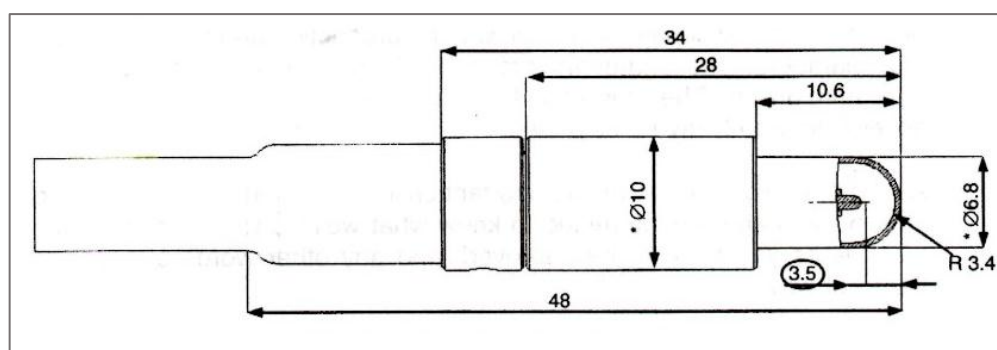
**Tabla 8-2:** Calidad de la radiación de la cámara de ionización CC01

Energía / Calidad de radiación	Rango
Haz de rayos X	60 Co – 50 MV
Haz de electrones	10 MeV – 50 MV

Fuente: (IBA Dosimetry, 2013)

Realizado por: Pinduisaca J, 2019.

La cámara de ionización CC13 (Figura 20-2) se emplea en radioterapia para dosimetría absoluta y relativa de haces de fotones y electrones, en fantomas sólidos, de agua o en aire, aunque es una cámara estándar para el uso clínico en fantomas de agua. Es una cámara de ionización de aire, con ventilación a través de una manga de silicona impermeable, está diseñada para la entrada de un haz axial o lateral. La CC13 cuenta con la aprobación del PTB(15.101/97.01) y certificados de calibración individual (IBA Dosimetry, 2013, pp. 3-4). En las tablas 9-2, 10-2, 11-2 y 12-2, se detalla las características, especificaciones técnicas y operacionales.



**Figura 20-2:** Dimensiones de la cámara de ionización CC13 en mm

Fuente: (IBA Dosimetry, 2013, p. 4)

**Tabla 9-2:** Especificaciones físicas de la cámara de ionización CC13

<b>Materiales</b>		
<b>Estructura</b>	<b>Material</b>	
Electrodo externo	Shonka C552 (1.76 g/cm <sup>3</sup> )	
Electrodo interno	Shonka C552 (1.76 G/CM <sup>3</sup> )	
Mango de la cámara	PEEK (1.33 g/cm <sup>2</sup> )	
<b>Conector y cable de conexión</b>		
<b>Especificación</b>	<b>Tipo</b>	<b>Longitud</b>
Tipo de conector	Conector TNC triaxial	
Longitud del cable		1.5 m

**Fuente:** (IBA Dosimetry, 2013, p. 4)

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019.

**Tabla 10-2:** Dimensiones de la cámara de ionización CC13

<b>Parámetro</b>	<b>Dimensión</b>
Volumen activo (nominal)	0.13 cm <sup>3</sup>
Longitud activa total	5.8 mm
Longitud del cilindro	2.8 mm
Diámetro interior del electrodo exterior	6 mm
Espesor de la pared	0.4 mm (70 mg/cm <sup>2</sup> )
Diámetro de electrodo interno	1 mm
Longitud del electrodo interno	3.3 mm

**Fuente:** (IBA Dosimetry, 2013, p. 4)

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

**Tabla 11-2:** Condiciones operacionales y de operación de la cámara de ionización CC13

<b>Condiciones operacionales</b>	
<b>Estabilidad</b>	<b>Tiempo de espera</b>
Cambio en la polaridad de alta tensión	< 3 min de exposición
Cambio en la temperatura ambiente	2 min / °C
<b>Condiciones operacionales y de operación</b>	
<b>Parámetro</b>	<b>Valor</b>

Tensión de polarización	$\pm 300$ V (máx. $\pm 500$ V)
Max. Fuga	$\pm 2 \times 10^{-14}$ A
Fuga típica	$\pm 4 \times 10^{-15}$ A
Efecto de la polaridad en Co-60	$< 0.1\%$ ( $\pm 300$ V)
Sensibilidad (nominal)	$3.8 \times 10^{-19}$ C / Gy
Punto de referencia en agua	3.5 mm desde el extremo distal de la cámara
* Temperatura ambiente	+ 10 °C a +40 °C
* Humedad relativa	30% a 75%
* Presión atmosférica	900 a 1100 hPa
* Tasa de dosis	1 mGy / min a 51 Gy / min
* Tamaño de campo (diámetro)	3 cm a 14 cm
* Dirección del haz (perpendicular al eje de la cámara)	Inclinación del eje de la cámara: $\pm 15^\circ$ Rotación del eje de la cámara: 0 a $360^\circ$

\* Solo para dosimetría absoluta, de acuerdo con los requisitos de prueba de patrón PTB.

Fuente: (IBA Dosimetry, 2013, p. 5)

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

**Tabla 12-2:** Calidad de radiación para la cámara de ionización CC13

Calidad de la radiación	Rango de aplicación
Fotones (energía baja)	100 kV a Co-60
Fotones (energía alta)	Co-60 a 50 MV
Electrones	4 MeV a 50 MeV. Para dosimetría absoluta no inferior a 10 MeV

Fuente: (IBA Dosimetry, 2013, p. 5)

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

La unidad de control con el electrómetro de dos canales CCU proporciona un suministro de voltaje polarizado, controlado desde el software. Este proporciona tres rangos de sensibilidad (alto, medio y bajo) seleccionables independientes para la cámara de referencia y campo. La CCU es un dispositivo sensible sobre el cual puede influir la radiación dispersa, para evitar una influencia significativa que afecte al sistema electrónico y de tal manera incrementar la vida útil de la CCU, esta debe ser colocada a una distancia mínima de 3 m desde el borde del campo de radiación, siendo una condición de referencia colocarla a lado del acelerador a la altura del fantoma (IBA Dosimetry, 2010, pp. 74, 89).

OmniPro Acepte es un software de aplicación que utiliza el Blue Phamton<sup>2</sup>, cámaras de ionización y unidad de control para medir, verificar y analizar la distribución de la dosis de radiación en radioterapia. Este software permite analizar con precisión y manejar la distribución de dosis medida con fines de control de calidad, para la calibración de los dispositivos de radiación, como datos de entrada a los sistemas de planificación de tratamiento, pruebas de aceptación, ajustes del haz e investigación (IBA Dosimetry, 2010, p. 1). Durante la medición en OmniPro-Accept 7, se emplea el sistema de coordenadas del gantry (crossline, inline y profundidad).

## CAPÍTULO III

### 3. MARCO METODOLÓGICO

#### 3.1. Diseño de la investigación

##### 3.1.1. *Tipo y diseño de la investigación*

El tipo de investigación desarrollada en el presente Trabajo de Titulación es de carácter experimental, ya que se caracterizó el bolus a base de plastilina para homogenizar la dosis en piel en los tratamientos de teleterapia, mediante análisis dosimétrico que permitió determinar si es un material óptimo para ser utilizado en esta técnica terapéutica.

##### 3.1.2. *Unidad de análisis*

En el presente estudio la unidad de análisis son las láminas de plastilina utilizadas como prototipos de bolus (bolus artesanal).

##### 3.1.3. *Población y muestra*

###### 3.1.3.1. *Población*

Para el desarrollo de la presente investigación se tomó como población de estudio la plastilina, para delimitar la misma se realizó un análisis en el microscopio electrónico de barrido (SEM) y un análisis de espectrometría infrarroja (IR) que nos permitió conocer la composición química de la plastilina y obtener los espectros IR de las mismas, con el fin de verificar que todas las plastilinas tienen la misma composición química. En ambos estudios se analizaron tres colores distintos (amarillo, verde y blanco) de dos marcas de plastilina Pelikan (A) y Play-Doh (B).

Además, en este estudio se consideró el bolus comercial para contrastar resultados obtenidos de los análisis en plastilina y determinar la viabilidad del uso de la plastilina como material alternativo para la elaboración de bolus.



### 3.1.3.2. Muestra

Luego de delimitar la población de estudio, para caracterizar el bolus a base de plastilina se procedió a realizar el análisis de estos, tomando medidas de acuerdo con las combinaciones entre las variables empleadas en el este estudio como son el espesor y marca de plastilina, así como también la energía.

**Tabla 1-3:** Combinaciones entre las variables de estudio

		NÚMERO DE VARIABLE			
VARIABLE	ESPESOR	$e_n$			
	MARCA	$M_1$		$M_2$	
	ENERGÍA	$E_1$	$E_2$	$E_1$	$E_2$

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

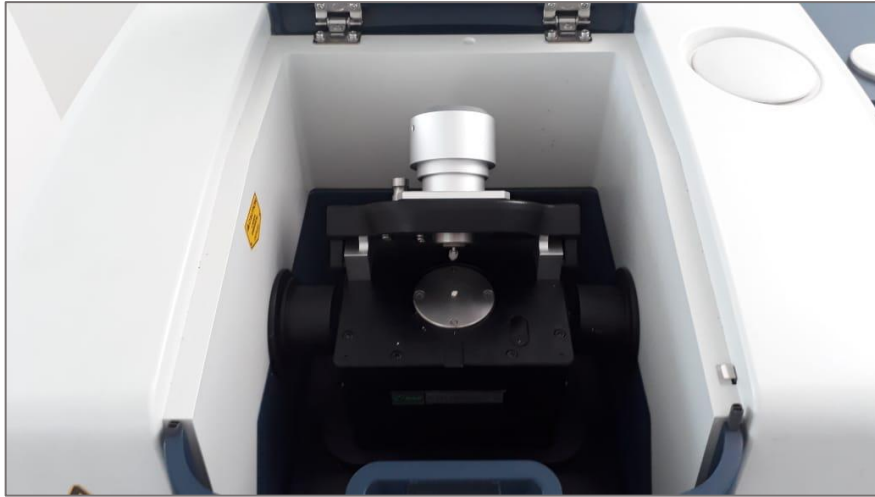
## 3.2. Técnica e instrumento de recolección de datos

### 3.2.1. Pruebas iniciales

Entre las pruebas iniciales realizadas a la plastilina consta la espectrometría IR y la microscopia electrónica de barrido, realizadas para la delimitación de la población de estudio.

#### 3.2.1.1. Espectrometría IR

Para obtener los espectros IR de la plastilina se utilizó el equipo JASCO FT/IR-4100, en el cual se colocó una fina lámina de cada una de las muestras de plastilina (Figura 1.3), luego de realizar la desinfección de la placa portan muestras, tratando de eliminar algún residuo o impureza que interfiera en el análisis. Previo a iniciar el análisis, se alineó el cristal de tal manera que la luz incida sobre la muestra sin ninguna interferencia, ajustando el tornillo micrométrico. En el programa Spectral Manager adjunto al equipo, se fueron formando los espectros a medida que se realiza el análisis de la muestra.

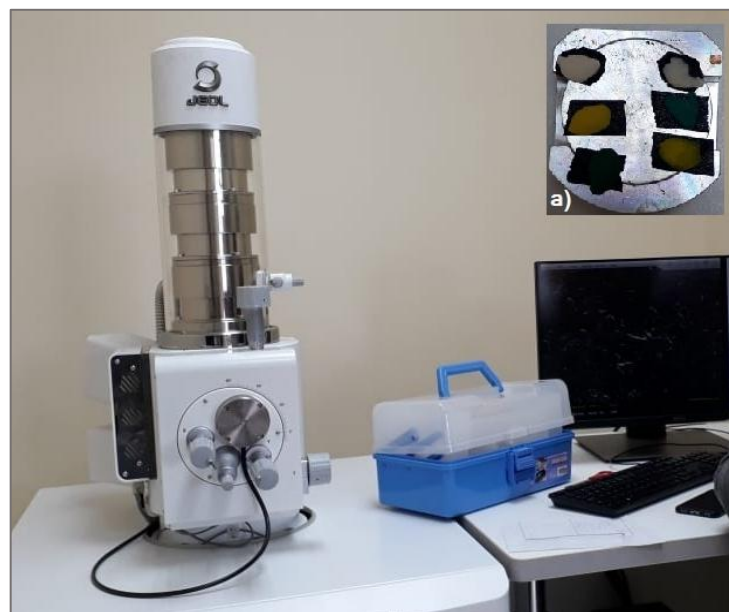


**Figura 1-3:** Muestra colocada en el espectrómetro IR para el análisis

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, ESPOCH)

### 3.2.1.2. Microscopía electrónica de barrido (SEM)

Con el microscopio electrónico de barrido JOEL JSM-IT 100 se realizó el análisis de los componentes de las plastilinas (Figura 1-3). Para lo cual se colocó una fina lámina de cada una de las muestras de la plastilina sobre una lámina anti-refractaria, la misma que fue colocada sobre el porta muestras para iniciar con el análisis (Figura 1-3.a). Cada una de las muestras fueron enfocadas y analizadas bajo un voltaje de 140 V. Los datos de dicho análisis se registraron en el computador conectado al equipo.



**Figura 2-3:** Análisis en microscopio electrónico de barrido  
a) muestras analizadas.

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, ESPOCH)

### **3.2.2. *Elaboración de bolus a base de plastilina***

La plastilina es el material indispensable para la elaboración del bolus. Para su caracterización dosimétrica se elaboró láminas con de plastilina de dos marcas A y B, en moldes construidos con láminas de acrílicos de 25 x 25 cm<sup>2</sup> con profundidades que variaban entre 0.5 cm y 2 cm. Las dimensiones de las planchas están de acuerdo con el tamaño de campo y espesor que se utilizó, tomando en cuenta 2.5 cm adicionales a cada lado debido a la radiación de fuga presente, así para un tamaño de campo de 20 x 20 la lámina de plastilina fue de 25 x 25 cm con espesores de 0.5 cm a 2 cm con saltos de 0.5 cm. Estas planchas de plastilina fueron construidas como un prototipo del bolus que se desea obtener.

### **3.2.3. *Pruebas dosimétricas***

#### **3.2.3.1. *Coefficiente de atenuación***

El fantoma Blue Phantom<sup>2</sup> lleno de agua fue colocado como medio de irradiación de forma perpendicular a las crucetas del acelerador haciendo coincidir el retículo de Mylar, con la finalidad de centrar el haz de radicación con el fantoma para que la radiación incida en la cámara de ionización.

El sistema dosimétrico usado para realizar la colección de datos está compuesto por una cámara de ionización más electrómetro DOSE ONE SN 14502. La cámara de ionización se sujetó en el mecanismo de inmersión del fantoma y fue alineada con respecto a los láseres de posicionamiento en el centro, a 10 cm de profundidad.

La recolección de dosis se realizó a una distancia fuente superficie de 90 cm más 10 cm de profundidad, usando como fuente de fotones el acelerador lineal Linac Elekta Synergy® Platform, un tamaño de campo de 20 x 20 cm<sup>2</sup> y 50 UM, bajo estos parámetros se determina la cantidad de dosis para estas condiciones de referencia.

Por obtener el coeficiente de atenuación siguiendo las condiciones arriba mencionadas de debe realizar el cociente entre las cantidades de dosis colectada con plastilina (D) y en agua (D<sub>0</sub>) que se obtiene al resolver la ecuación 13.

$$D = D_0 e^{-\mu x} \quad (14)$$

$$\frac{D}{D_0} = e^{-\mu x}$$

$$-\mu x = \ln \frac{D}{D_0}$$

$$\mu = -\frac{1}{x} \ln \frac{D}{D_0}$$

### 3.2.3.2. Porcentaje de dosis en profundidad y perfiles de isodosis

El fantoma Blue Phantom<sup>2</sup> lleno de agua fue colocado como medio de irradiación de forma perpendicular a las crucetas del acelerador haciendo coincidir el retículo de Mylar, con la finalidad de centrar el haz de radiación con el fantoma para que la radiación incida en la cámara de ionización.



**Figura 3-3:** Sistema dosimétrico empleado en el análisis

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, HTMC)

El electrómetro (CCU) fue conectado al fantoma y a dos cámaras de ionización cilíndricas CC01 y CC13 (Figura 3-3). La primera, utilizada como cámara de campo, la cual fue sujeta en el mecanismo de inmersión del fantoma y alineada con los láseres de posicionamiento, siendo sumergida tratando de colocarla en el centro, durante el análisis esta cámara se desplaza en profundidad. La segunda cámara fue ajustada al fantoma para ser empleada como cámara de referencia, permaneciendo fija durante las medidas de tal manera que permita corregir posibles perturbaciones.

Las planchas de plastilina fueron colocadas en una lámina de acrílico de 6 mm equivalente a  $0.708 \text{ g/cm}^2$  de agua (International Atomic Energy Agency, 2001, p. 85), esta lámina fue anclada en el cabezal del acelerador de tal manera que permanezca nivelado por encima de la superficie del agua y no interfiera con el movimiento de la cámara de ionización durante el análisis (Figura 4-3).



**Figura 4-3:** Geometría de análisis

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, HTMC)

El programa OmniPro Accept 7 de IBA incorporado en el paquete de control de calidad del acelerador, permitió realizar la recolección de datos para calcular el PDD y perfiles de forma eficiente, así como también su registro ya que genera las curvas de PDD y perfiles de isodosis de forma automática.

El registro de los datos se realizó cuando el acelerador lineal Linac Elekta Synergy Platform usado como fuente de fotones, operaba con haces de energía de 6 y 18 MV. Para el caso de los PDD la geometría del haz usado fue un tamaño de campo de  $20 \times 20 \text{ cm}^2$ , con una distancia fuente superficie de 100 cm, iniciando el escaneo a 25 cm de profundidad y concluyendo en - 0.05 cm. Para el caso de caso de los perfiles de isodosis se utilizó la misma geometría de haz y el análisis se realizó a una profundidad de 10 cm forma diagonal, crossline e inline.

Es importante mencionar que todos los equipos utilizados en las diferentes pruebas fueron previamente calibrados y cuentan con sus certificaciones vigentes que lo avalan, de este modo se garantizó su funcionamiento correcto y por lo tanto la obtención de datos verídicos.

## CAPÍTULO IV

### 4. ANÁLISIS E INTERPRETACIÓN DE RESULTADOS

#### 4.1. Pruebas iniciales

Las pruebas de Espectrometría IR y Microscopía electrónica de barrido fueron realizadas con la finalidad de conocer la composición química de las plastilinas.

Las marcas de plastilinas A y B, utilizadas en ambos análisis fueron seleccionadas en base a la composición que las marcas comerciales muestran en su presentación. La marca A corresponde al grupo de plastilinas de material basado en arcilla con aditivos y B son plastilinas orgánicas a base de trigo. Cabe recalcar que, pese a que existen otras marcas de plastilina con las mismas especificaciones que A, se tomó en cuenta está por su alto rango de comercialización.

En cuanto a los colores se hizo una elección de la gama de colores disponibles en el mercado en las dos marcas de plastilina, en base al estudio “Toxicidad de la plastilina en función de su contenido de Cd, Cr, Pb, Fe y Mn. Posibles riesgos de su uso en Educación Preescolar” (Dominguez, et al., 2010), el mismo que presenta resultados del contenido de Fe, Mg, Pb, Ti y V que se muestran en la tabla 1-4.

**Tabla 1-4:** Composición química de la plastilina

Muestra		Fe*	Mg*	Pb**	Ti**	V**
Blanca	A	2.0 ± 0.1	96.0 ± 3.0	—	158.0 ± 4.0	4.4 ± 0.4
	B	2.2 ± 0.2	73.0 ± 7.0	1.8 ± 0.7	317.0 ± 27.0	3.5 ± 0.2
Azul	A	2.1 ± 0.1	82.0 ± 6.0	1.1 ± 0.1	102.0 ± 10.0	3.2 ± 0.4
	B	2.2 ± 0.1	90.0 ± 7.0	1.2 ± 0.2	73.0 ± 10.0	3.4 ± 0.3
Amarillo	A	2.1 ± 0.1	50.0 ± 13.0	0.8 ± 0.3	87.0 ± 9.0	3.7 ± 0.2
	B	2.3 ± 0.1	100.0 ± 8.0	0.9 ± 0.4	170.0 ± 3.0	2.9 ± 0.1
Verde	A	2.2 ± 0.1	87.0 ± 7.0	—	59.0 ± 3.0	3.1 ± 0.1
	B	2.3 ± 0.1	109.8 ± 0.4	—	71.0 ± 8.0	1.8 ± 0.6
Rojo	A	2.2 ± 0.1	80.0 ± 2.0	1.6 ± 0.5	44.0 ± 4.0	3.1 ± 0.4
	B	2.3 ± 0.1	103.0 ± 6.0	—	46.0 ± 5.0	—

\* mg, \*\*µg.

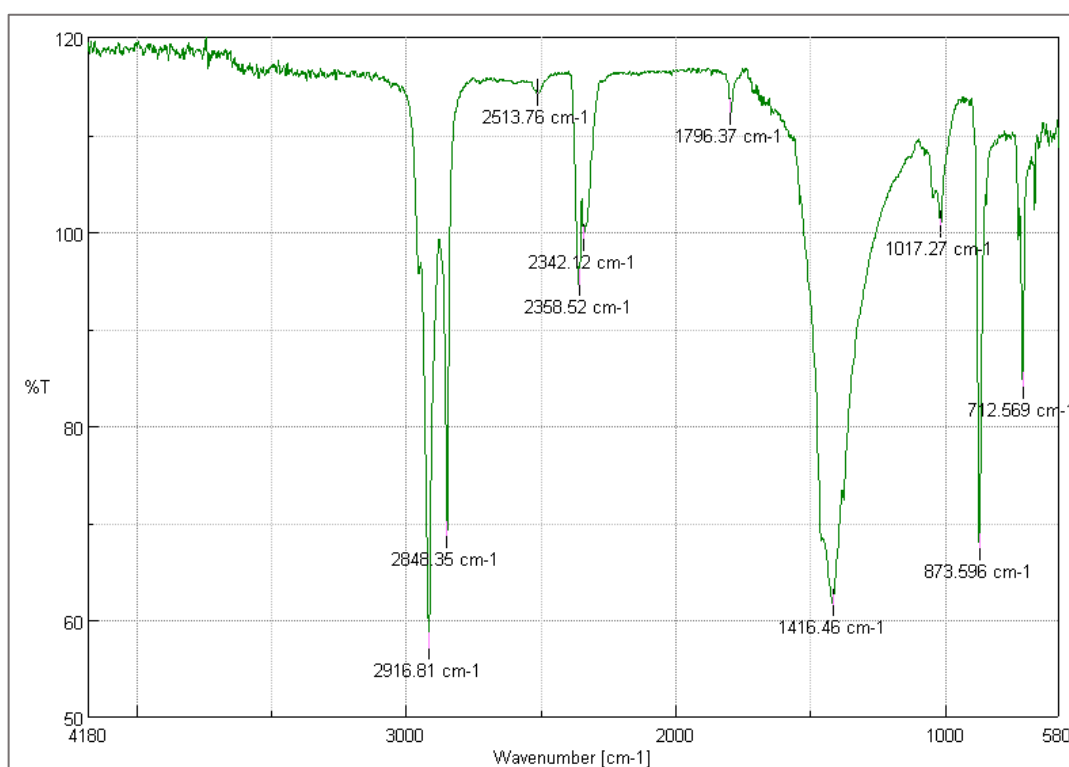
Fuente: (Dominguez, et al., 2010, p. 242)

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

En este estudio menciona que las plastilinas de colores brillantes contienen una mayor composición de los elementos antes mencionados, por lo cual, se podría decir que son más tóxicas. Con esto se determina que los colores seleccionados son: verde debido a su baja e incluso nula composición de estos elementos, amarillo por tener una composición media y blanco por su alta concentración de los mismo.

#### 4.1.1. Espectrometría IR

Al aplicar la espectrometría IR a las muestras de plastilina se obtuvieron los espectros infrarrojos(IR) de las mismas, en los cuales se identificó ciertos grupos funcionales que forman parte de su composición. Los espectros IR obtenidos en esta prueba están resumidos en la Figura 1-4 y 2-4, debido a que no se evidenció alguna diferencia entre los espectros de los diferentes colores de cada grupo de plastilinas.

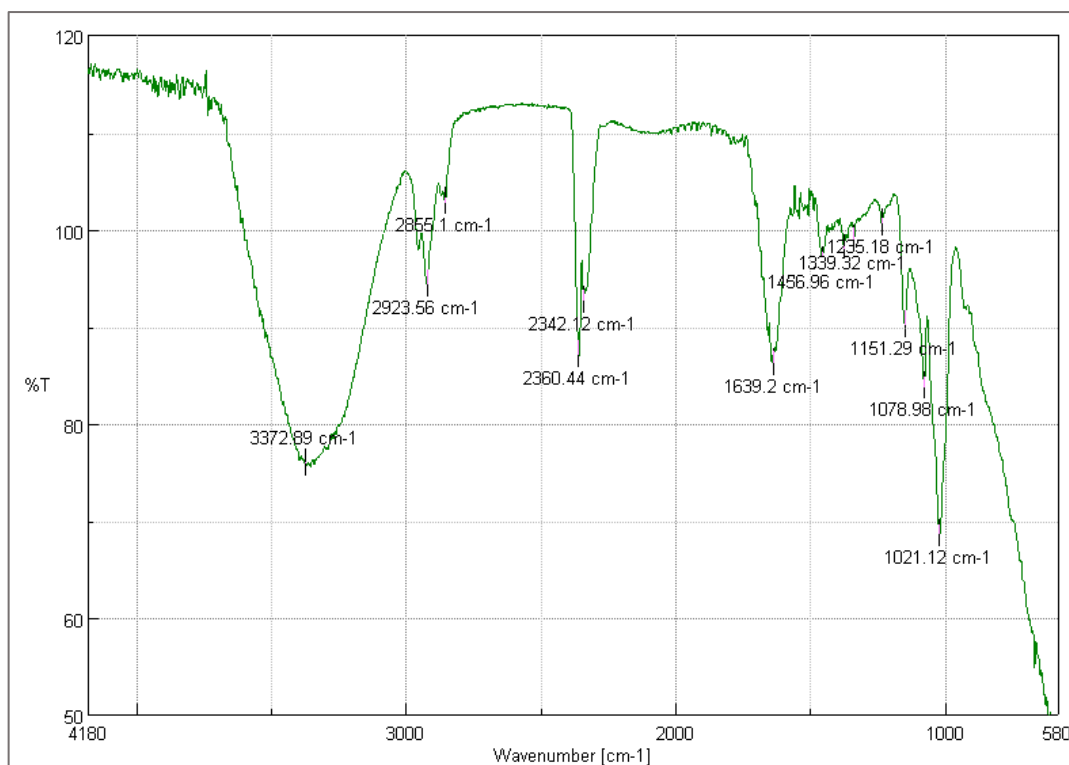


**Figura 1-4:** Espectro IR de la plastilina A para los colores verde, amarillo y blanco

Fuente: (Pinduisaca J, 2019, ESPOCH)

En la Figura 1-4, se observa el espectro IR obtenido para las muestras de plastilina A de color verde, amarillo y blanco. En él se observan bandas de absorción que corresponden a los grupos funcionales desglosados a continuación: la banda  $2916.81\text{ cm}^{-1}$  que corresponde al estiramiento antisimétrico y simétrico del enlace CH del  $-\text{CH}_3$  y  $-\text{CH}_2$  en compuestos alifáticos, banda

2848.35  $\text{cm}^{-1}$  del enlace  $-\text{CH}_3$  unido a O o N, banda 2513.76  $\text{cm}^{-1}$  debido al estiramiento del enlace OH unido a H en un ácido carboxílico, las bandas 2358.52  $\text{cm}^{-1}$  y 2342.12  $\text{cm}^{-1}$  propios del estiramiento P-H en fosfinas, la banda 1796.37  $\text{cm}^{-1}$  representa el estiramiento anti simétrico  $\text{C}=\text{O}$  de los anhídridos, la banda 1416.46  $\text{cm}^{-1}$  corresponde al enlace con OH en ácidos carboxílicos, la banda 1017.27  $\text{cm}^{-1}$  representa el anillo de carbono en un compuesto cíclico, la banda 873.596  $\text{cm}^{-1}$  pertenece al 1,2,4 bencenos trisustituidos y finalmente la banda 712.569  $\text{cm}^{-1}$  propia de un benceno monosustituido.



**Figura 2-4:** Espectro IR de la plastilina B para los colores verde, amarillo y blanco

**Fuente:** (Pinduisaca J, 2019, ESPOCH)

En cambio en la Figura 2-4, se visualiza el espectro IR de las muestras de plastilina A de colores verde, amarillo y blanco. Cada una de las bandas de absorción corresponden a un determinado grupo funcional de tal modo que: la banda 3372.89  $\text{cm}^{-1}$  corresponde al estiramiento de H enlazado  $\text{OO}-\text{H}$  en hidroperóxidos, las banda 2923.56  $\text{cm}^{-1}$  y 2855.1  $\text{cm}^{-1}$  representan el estiramiento anti simétrico y simétrico del enlace CH del  $-\text{CH}_3$  y  $-\text{CH}_2$  en compuestos alifáticos, las banda 2360.44  $\text{cm}^{-1}$  y 2342.12  $\text{cm}^{-1}$  pertenecen al estiramiento P-H en fosfinas, la banda 1639.2  $\text{cm}^{-1}$  representa los enlaces  $\text{C}=\text{C}$  en alquenos, la banda 1456.96  $\text{cm}^{-1}$  característica de las vibraciones de flexión del  $\text{CH}_2$  en compuestos alifáticos, la banda 1339.32  $\text{cm}^{-1}$  propia del estiramiento simétrico del grupo  $\text{COO}^-$  en sales de ácidos carboxílicos, la banda 1235.18  $\text{cm}^{-1}$  característica del estiramiento  $\text{C}-\text{O}-\text{C}$  en éteres y también ésteres, la banda



1151.29  $\text{cm}^{-1}$  producto del estiramiento C—O en alcoholes, la banda 1078.98  $\text{cm}^{-1}$  producida por el estiramiento antisimétrico de C—O—C en éteres alifáticos y la banda 1021.12  $\text{cm}^{-1}$  propia del anillo de carbono en un compuesto cíclico.

Al analizar los espectros IR de las plastilinas A y B se puede notar una semejanza en las bandas de la región entre 2000  $\text{cm}^{-1}$  y 3000  $\text{cm}^{-1}$ , pese a esto no se aprecia bandas de absorción totalmente igual en los dos espectros. Por lo tanto, de este análisis se determina que no existe similitud en los componentes con respecto a la calidad de plastilina, pero si existe una similitud entre la composición de las plastilinas con respecto a los colores de cada una. Por lo cual, mediante esta prueba se define que el color pasa a ser una variable bloqueada ya que no existen una variación en los espectros IR de las plastilinas con respecto al color.

#### 4.1.2. Microscopía electrónica de barrido

Al observar las muestras de plastilina en el microscopio electrónico de barrido, bajo un aumento de 50  $\mu\text{m}$ , voltaje de 14 kV y viscosidad de 1217 cps, se encontró que la plastilina A está compuesta básicamente de carbono, oxígeno y calcio, por otra parte, la plastilina B está compuesta por los elementos antes mencionados y adicionalmente presenta Cloro y Sodio. Los porcentajes de los elementos encontrados se presentan en la tabla 2-4.

**Tabla 2-4:** Porcentaje de elementos encontrados en la microscopía electrónica

Calidad	Plastilina A			Plastilina B		
	Verde	Amarrillo	Blanco	Verde	Amarrillo	Blanco
C	30.89	30.70	30.64	21.07	20.96	21.04
O	12.69	12.70	12.58	27.50	27.35	27.46
Na	—	—	—	1.14	1.17	1.16
Cl	—	—	—	3.50	3.45	3.39
Ca	5.08	5.06	5.05	1.20	1.16	1.21

Realizado por: Pinduisaca J, 2019.

De este análisis se determina que las plastilinas presentan una similitud en la composición química con respecto al color dentro de cada grupo de plastilina, de manera contraria a lo que sucede con la composición con respecto a la marca de plastilina que solo presenta similitud en ciertos componentes lo cual no las hace semejantes. Esto concuerda con el análisis realizado en la espectrometría IR que también descarta la variable color debido a la similitud existente entre colores de los grupos de plastilina.

## **4.2. Pruebas dosimétricas**

Al quedar bloqueada la variable color en las pruebas iniciales, debido a su similitud en la composición química de los distintos colores dentro de cada grupo de plastilinas analizadas, en estas pruebas queda descartado un posible análisis empleando la variable antes mencionada. Se considera necesario mencionar que no en todas las pruebas realizadas se tomó en cuenta el tipo de plastilina debido a que solo se analiza en función de la profundidad empleada.

### ***4.2.1. Análisis del coeficiente de atenuación***

En la tabla 3-4, se muestran los coeficientes de atenuación lineal, másico, electrónico y atómico obtenidos para el bolus de plastilina de varios espesores para energías de 6 y 18 MV. En lo que se refiere al coeficiente de atenuación lineal se evidencia su dependencia tanto con la energía y del material utilizado. Por otra parte, se nota que el coeficiente de atenuación atómico siempre permanece mayor que el coeficiente de atenuación electrónico, debido a que existe un sin número de electrones en un átomo. El objetivo de determinar el coeficiente de atenuación es comprobar que en los tratamientos que utilicen bolus de plastilina no se produzca dispersión de radiación.

**Tabla 3-4:** Tabla de coeficiente de atenuación lineal, másico, electrónico y atómico de plastilinas con diferentes espesores para energías de 6 y 18 MV

Plastilina	E [MV]	x [cm]	$\rho$ [g/cm <sup>3</sup> ]	A [g/mol]	Ne [el/g]	$N_A$	D [cGy]	$D_0$ [cGy]	$\mu$ [cm <sup>-1</sup> ]	$\mu/\rho$ [cm <sup>2</sup> /g]	${}_e\mu$ [cm/el]	${}_a\mu$ [cm/at]
A	6	2	1.6674	1103.8567	3.18E+23	6.02E+23	85.76	94.96	0.0510	0.0306	9.595E-26	5.601E-23
		1.5	1.6674	1103.8567	3.18E+23		88.66	94.96	0.0458	0.0274	8.618E-26	5.031E-23
		1	1.6674	1103.8567	3.18E+23		91.38	94.96	0.0384	0.0230	7.237E-26	4.225E-23
		0.5	1.6674	1103.8567	3.18E+23		93.24	94.96	0.0366	0.0219	6.884E-26	4.019E-23
	18	2	1.6674	1103.8567	3.18E+23		126.20	137.81	0.0440	0.0264	8.287E-26	4.838E-23
		1.5	1.6674	1103.8567	3.18E+23		127.79	137.81	0.0503	0.0302	9.474E-26	5.531E-23
		1	1.6674	1103.8567	3.18E+23		130.97	137.81	0.0509	0.0305	9.587E-26	5.596E-23
		0.5	1.6674	1103.8567	3.18E+23		133.18	137.81	0.0683	0.0410	1.287E-25	7.514E-23
B	6	2	1.2820	4770.2381	3.26E+23	88.38	94.96	0.0359	0.0280	8.585E-26	2.219E-22	
		1.5	1.2820	4770.2381	3.26E+23	90.35	94.96	0.0332	0.0259	7.941E-26	2.052E-22	
		1	1.2820	4770.2381	3.26E+23	92.09	94.96	0.0307	0.0240	7.351E-26	1.900E-22	
		0.5	1.2820	4770.2381	3.26E+23	93.90	94.96	0.0225	0.0175	5.368E-26	1.387E-22	
	18	2	1.2820	4770.2381	3.26E+23	128.69	137.81	0.0342	0.0267	8.185E-26	2.115E-22	
		1.5	1.2820	4770.2381	3.26E+23	130.56	137.81	0.0360	0.0281	8.617E-26	2.227E-22	
		1	1.2820	4770.2381	3.26E+23	132.22	137.81	0.0414	0.0323	9.893E-26	2.557E-22	
		0.5	1.2820	4770.2381	3.26E+23	133.47	137.81	0.0640	0.0499	1.530E-25	3.955E-22	

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

Para determinar que los bolus a base de plastilina (A y B) poseen características semejantes al bolus comercial, se comparó sus respectivos coeficientes de atenuación considerando un espesor de 1 cm y energías de 6 y 18 MV, determinando que existe cierta similitud entre los bolus de plastilina y el comercial. Sin embargo, con B se obtiene mejores resultados ya que la diferencia existente con el bolus comercial alcanza el 0.92%, teniendo una diferencia porcentual menor en comparación a la diferencia de A que en ciertos casos alcanza el 1.689% (tabla 4-4).

**Tabla 4-4:** Comparación entre los coeficientes de atenuación

Energía [MV]	$\mu$ [cm <sup>-1</sup> ]			Diferencia [%]	
	Plastilina A	Plastilina B	Bolus comercial	BC* con A	BC* con B
6	0.038	0.031	0.022	1.689	0.924
18	0.055	0.041	0.044	1.055	0.283

\*BC=Bolus comercial

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

#### 4.2.1.1. Análisis estadístico

A los datos de la dosis (D) utilizados para determinar el coeficiente de atenuación, se realizó la prueba de normalidad por medio del Test de Shapiro-Wilk, el cual plantea en su hipótesis nula que los datos provienen de una distribución normal. Esto se indica en la tabla 5-4, que bajo el 95% de confianza queda rechazada la hipótesis nula, concluyendo que los datos no provienen de una distribución normal.

**Tabla 5-4:** Prueba de Normalidad

	Pruebas de normalidad					
	Kolmogorov-Smirnov <sup>a</sup>			Shapiro-Wilk		
	Estadístico	gl	Sig.	Estadístico	gl	Sig.
E <sub>6</sub> -e <sub>2</sub>	.224	9	.200*	.814	9	.030
E <sub>6</sub> - e <sub>1.5</sub>	.307	9	.015	.765	9	.008
E <sub>6</sub> - e <sub>1</sub>	.209	9	.200*	.823	9	.037
E <sub>6</sub> - e <sub>0.5</sub>	.379	9	.000	.675	9	.001
E <sub>18</sub> - e <sub>2</sub>	.217	9	.200*	.820	9	.035
E <sub>18</sub> - e <sub>1.5</sub>	.209	9	.200*	.826	9	.040
E <sub>18</sub> - e <sub>1</sub>	.240	9	.144	.775	9	.011
E <sub>18</sub> - e <sub>0.5</sub>	.325	9	.007	.744	9	.005

\* Este es un límite inferior de la significación verdadera. a Corrección de la significación de Lilliefors. e<sub>i</sub> espesores. E energía.

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

Para probar si existe varianza constante se utilizó la prueba de Levene, la cual en su hipótesis nula plantea, que los datos de la dosis tienen varianza constante u homogénea (o que los tratamientos tienen la misma varianza). En la tabla 6-4 se muestra que al 95% de confianza acepta la hipótesis nula cuando trabaja con energía de 18 MV y espesores entre 0.5 a 1.5 cm, en cambio, para la misma energía con un espesor de 2 cm y para la energía de 6 MV con todos los espesores utilizados se rechaza la hipótesis nula. De este modo se concluye que la varianza de la dosis no es igual de todos los grupos.

**Tabla 6-4:** Prueba de Varianza Constante

<b>Contraste de Levene sobre la igualdad de las varianzas error<sup>a</sup></b>				
	F	gl1	gl2	Sig.
E <sub>6</sub> -e <sub>2</sub>	8.000	2	6	.020
E <sub>6</sub> - e <sub>1.5</sub>	16.000	2	6	.004
E <sub>6</sub> - e <sub>1</sub>	.	2	6	.
E <sub>6</sub> - e <sub>0.5</sub>	16.000	2	6	.004
E <sub>18</sub> - e <sub>2</sub>	16.000	2	6	.004
E <sub>18</sub> - e <sub>1.5</sub>	.000	2	6	1.000
E <sub>18</sub> - e <sub>1</sub>	4.000	2	6	.079
E <sub>18</sub> - e <sub>0.5</sub>	2.800	2	6	.138

Contrasta la hipótesis nula de que la varianza error de la variable dependiente es igual a lo largo de todos los grupos.

a. Diseño: Intersección + Tipo\_Material

Diseño intra-sujetos: Energía + Espesor + Energía \* Espesor

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

Para el análisis del ANOVA del diseño factorial mixto se plantea como hipótesis nula que el efecto de las variables es estadísticamente igual a cero, lo que indica que el tipo de material, energía y espesor no influyen en la dosis (o que no está activo) y como hipótesis alternativa el efecto que producen las variables es estadísticamente distinto de cero, lo que indica que el tipo de material, energía y espesor sí influye en la dosis (o que sí está activo). En la tabla 7-4, se muestra al 95% de confianza para los factores principales, interacción doble y triple se rechaza la hipótesis nula y se concluye que el efecto de las variables es estadísticamente distinto de cero, lo que indica que el tipo de material, energía y espesor dependiendo en el nivel que se encuentre sí influye en la dosis. Con esto se quiere decir que la dosis según la energía no es la misma si tiene distintos espesores (0.5, 1, 1.5 y 2) y además no se comporta tampoco de la misma forma en plastilina A, B y bolus comercial.

**Tabla 7-4:** Análisis del ANOVA global del diseño factorial mixto

FV	SC	GL	CM	FH	valor-P
A	7.52E-04	2	3.76E-04	1.98E+06	9.81E-119
B	2.71E-01	1	2.71E-01	1.43E+09	5.06E-181
C	5.15E-03	3	1.72E-03	9.06E+06	4.79E-138
AB	1.13E-06	2	5.66E-07	2.98E+03	4.40E-51
AC	1.56E-08	6	2.60E-09	1.37E+01	5.29E-09
BC	5.48E-05	3	1.83E-05	9.63E+04	1.08E-90
ABC	2.23E-08	6	3.71E-09	1.96E+01	2.14E-11
Error	9.10E-09	48	1.90E-10		
Total	2.76E-01	71	3.89E-03		

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

Debido a la ausencia de normalidad como se indica en la tabla 5-4, se optó por aplicar una prueba no paramétrica para la comparación de dos muestras independientes como: la U de Mann-Whitney (Tabla 8-4) en cuyo test se planteó como: hipótesis nula que la dosis de radiación que reciben las plastilinas es similar a la del bolus comercial versus a su alternativa de que la dosis de radiación que recibe la plastilina es diferente a la del bolus comercial. Al 99% de confianza para la dosis se acepta la hipótesis nula y se concluye que cuando estén en las mismas condiciones las plastilinas A, B y bolus comercial respecto a la energía y espesor de se tiene resultados aproximadamente similares.

**Tabla 8-4:** Aplicación de la U de Mann-Whitney

Comparación Poblacional			U de Mann-Whitney		Valo p	
Variable	Energia	Espesor	U1	U2		
Plastilina A	Bolus comercial	6	2	9	0	0.05
			1.5	9	0	0.05
			1	9	0	0.05
			0.5	9	0	0.05
	18	2	9	0	0.05	
		1.5	9	0	0.05	
		1	0	9	0.05	
		0.5	9	0	0.05	
Plastilina B	Bolus comercial	6	2	0	9	0.05
			1.5	0	9	0.05
			1	9	0	0.05
			0.5	9	0	0.05
	18	2	0	9	0.05	
		1.5	0	9	0.05	
		1	0	9	0.05	
		0.5	9	0	0.05	

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

Luego de determinar la similitud de las dosis obtenidas con los distintos materiales se comparó el coeficiente de atenuación lineal. Para lo cual, se utilizó un diseño factorial 2<sup>2</sup> que permite comparar los resultados del coeficiente de atenuación lineal mediante el método LSD. En este análisis se plantea como hipótesis nula que el coeficiente de atenuación lineal de las plastilinas (A y B) son similares al del bolus comercial y como hipótesis alterna que el coeficiente de atenuación lineal de las plastilinas (A y B) son diferente al del bolus comercial por medio del cual, encontrando que:

- Plastilina A vs. bolus comercial: al 95% de confianza se acepta la hipótesis nula y se concluye que las diferencias no son significativas (con respecto al material empleado), por lo tanto, cuando se aplique una energía de 6 y 18 MV independientemente del material tiene el mismo efecto en el coeficiente de atenuación lineal.
- Plastilina B vs. bolus comercial: se tiene el mismo comportamiento.

**Tabla 9-4:** Aplicación del método LSD al coeficiente de atenuación lineal

Diferencia Poblacional	Diferencia Muestral	LSD	Decisión
$\mu_{AE(6)} - \mu_{BCE(6)}$	0.0169	0.091	No significativo
$\mu_{AE(18)} - \mu_{BCE(18)}$	0.0067	0.091	No significativo
$\mu_{BE(6)} - \mu_{BCE(6)}$	0.0092	2.581	No significativo
$\mu_{BdE(18)} - \mu_{BCE(18)}$	0.0028	2.581	No significativo

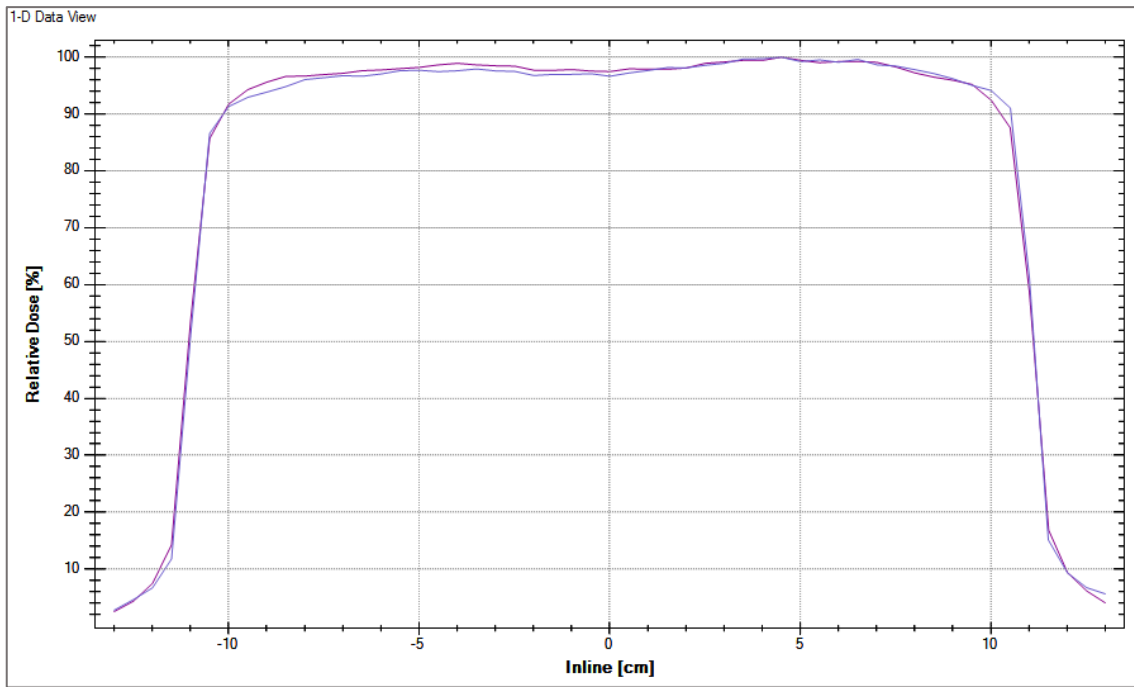
A y B plastilinas. E(i) energía.

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

#### 4.2.2. *Análisis de los perfiles de isodosis*

Para analizar el efecto que produce el bolus de plastilina sobre la calidad del haz, adquirimos los perfiles de isodosis (inline, crossline y diagonal) utilizando la misma geometría para todos los casos: tamaño de campo (20 x 20) cm<sup>2</sup>, DFS 100 cm con la cámara posicionada a 10 cm de profundidad en el agua, empleado energías de 6 y 18 MV y normalizados al 100% de la dosis.

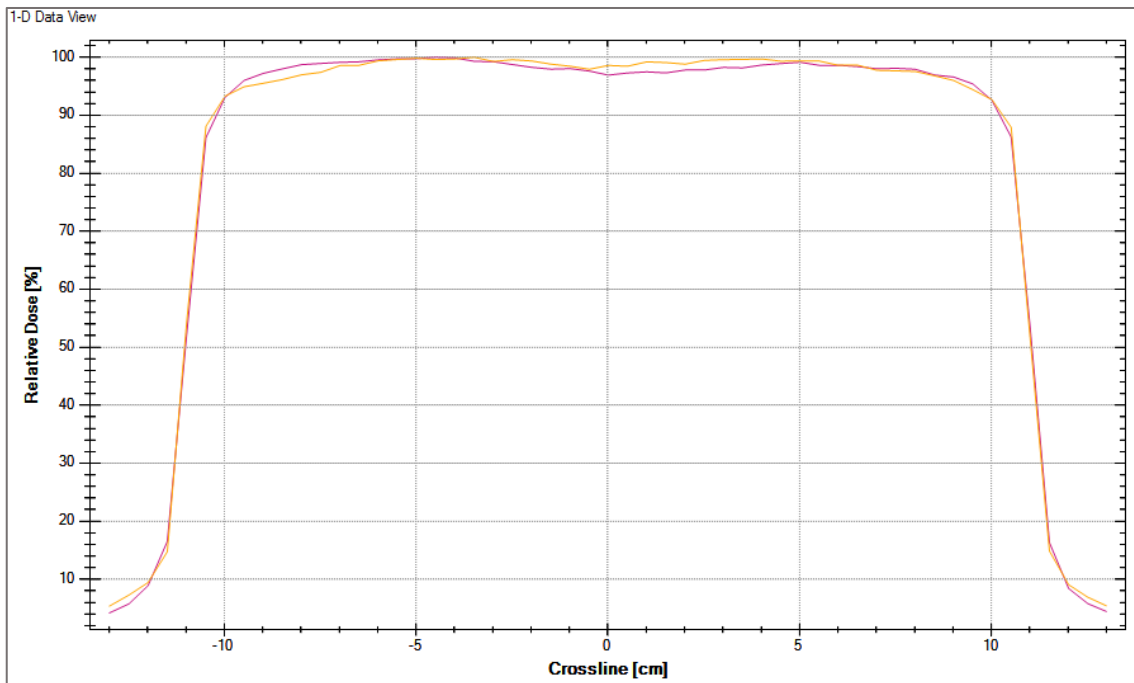
En la figura 3-4 se presentan los perfiles inline medidos en agua para energías de 6 MV (curva color morado) y 18 MV (curva de color azul).



**Figura 3-4:** Perfiles Inline para energías de 6 y 18 MV medidos en agua

Fuente: (Pinduisaca J, 2019, HTMC)

La figura 4-4 corresponde los perfiles crossline medidos en agua para energías de 6 MV (curva color fucsia) y 18 MV (curva color naranja).

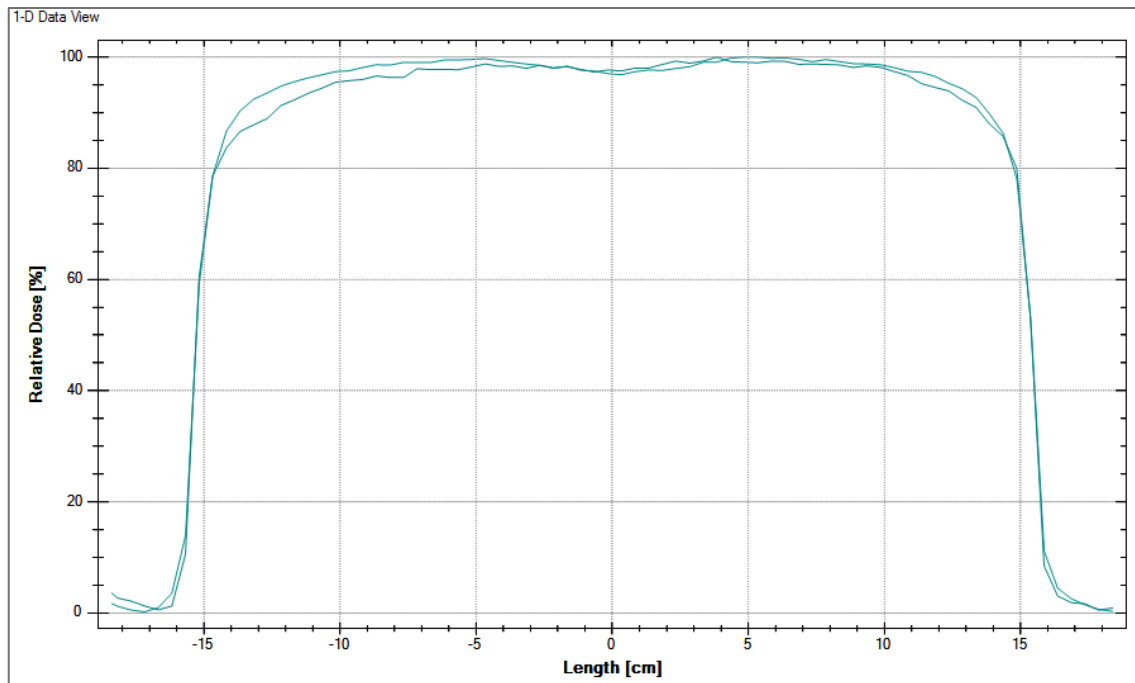


**Figura 4-4:** Perfiles crossline para energías de 6 y 18 MV medidos en agua

Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)



Los perfiles diagonales se muestran en agua para energías de 6 MV (curva color turquesa claro) y 18 MV (curva color turquesa oscuro) se muestran en la figura 5-4.



**Figura 5-4:** Perfiles diagonales para energías de 6 y 18 MV medidos en agua

Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

Analizando las figuras 3-4, 4-4 y 5-4 mediante el software OmniPro Accept 7 se obtuvieron los datos expuestos en la tabla 10-4.

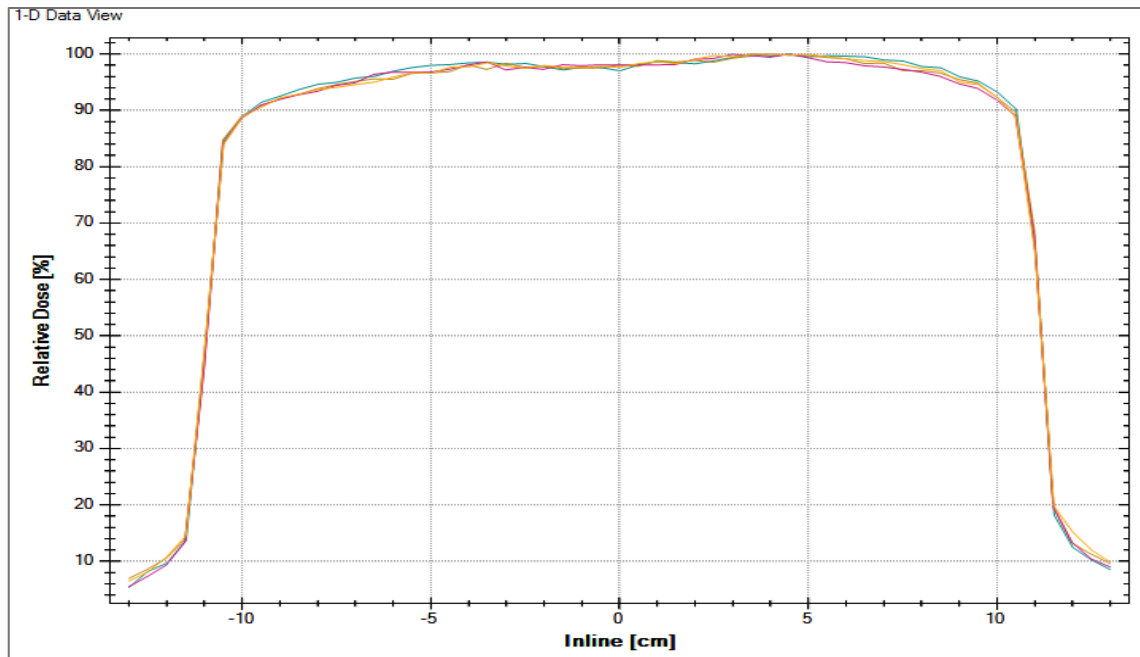
**Tabla 10-4:** Simetría y planicidad para energías de 6 y 18 MV medidos en agua

Energía [MV]	Valores recomendados por Elekta*		Valores obtenidos en las pruebas de aceptación *		Valores medidos	
	Simetría [%]	Planicidad [%]	Simetría [%]	Planicidad [%]	Simetría [%]	Planicidad [%]
			Inline			
6	103.0	106.0	100.5	105.3	103	106.2
18	103.0	106.0	101.1	104.6	102	104.3
			Crossline			
6	103.0	106.0	101.1	104.1	100.8	104.5
18	103.0	106.0	100.8	102.4	101.3	103.4
			Diagonal			
6	103.0	106.0	101.5	105.2	102.8	106.4
18	103.0	106.0	101.3	102.4	101.2	103.6

\*Fuente: (Elekta AB, 2011, pp. 28,30)

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

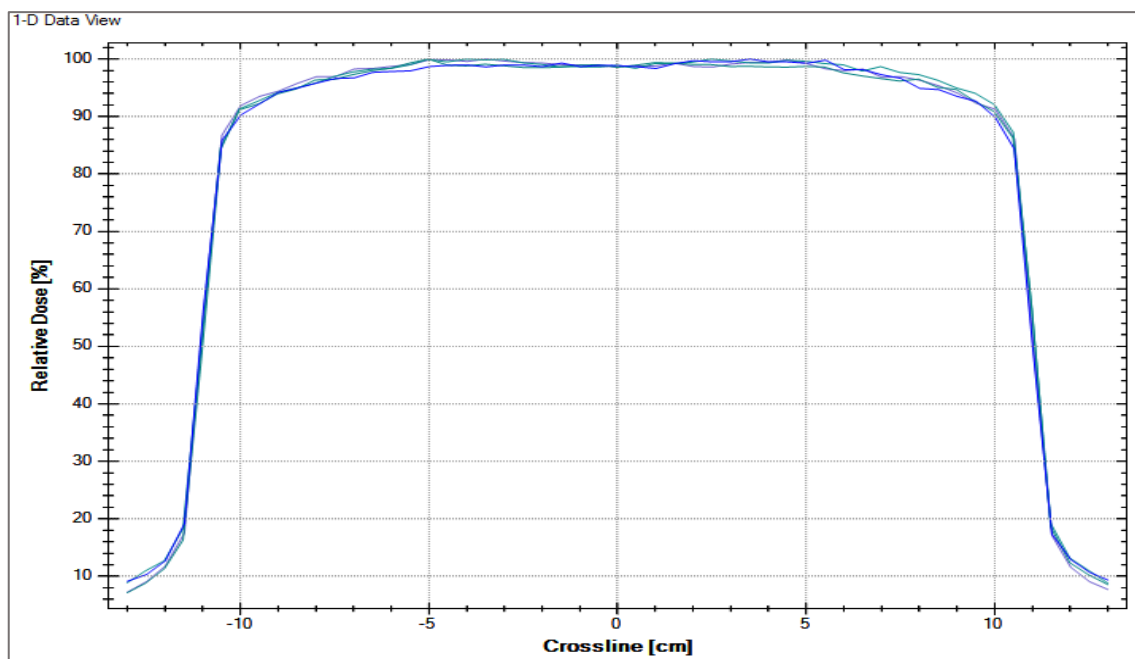
La figura 6-4 corresponde a los perfiles inline usando la energía de 6 MV, para los diferentes espesores de plastilina, 0.5 cm (turquesa), 1 cm (mostaza), 1.5 cm (fucsia) y 2 cm (naranja).



**Figura 6-4:** Perfiles inline para energías de 6 MV con plastilina de espesores variados.

Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

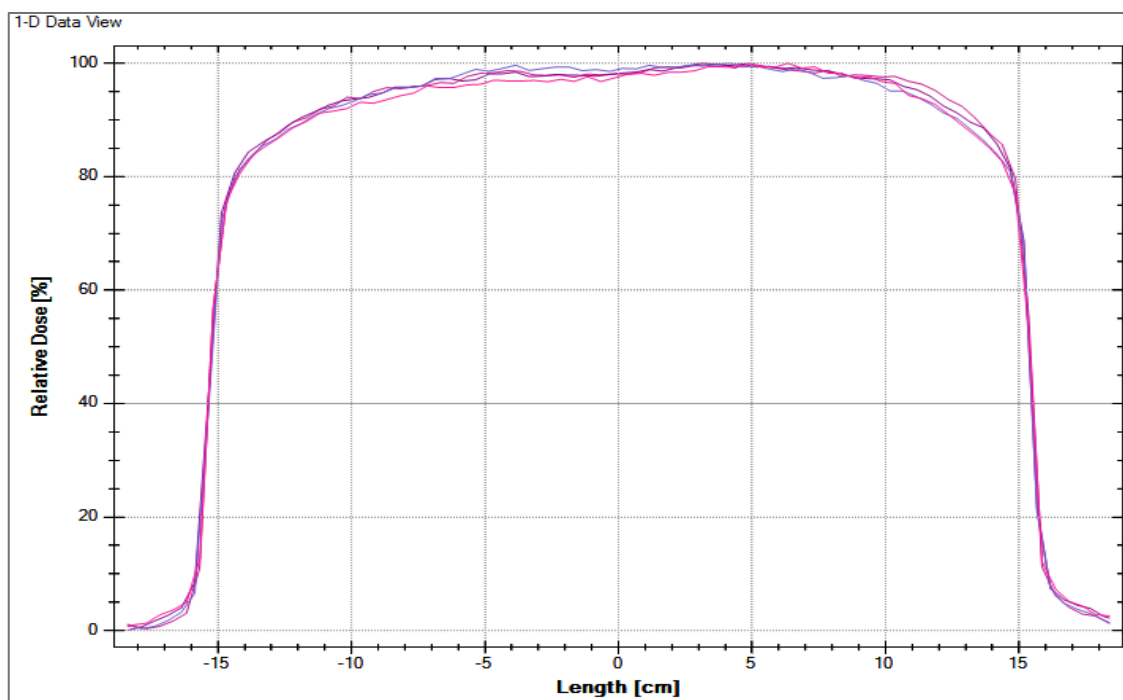
La figura 7-4 corresponde a los perfiles crossline usando la energía de 6 MV, para los diferentes espesores de plastilina, 0.5 cm (violeta), 1 cm (turquesa), 1.5 cm (verde) y 2 cm (azul).



**Figura 7-4:** Perfiles crossline para energía de 6 MV con espesores variados

Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

La figura 8-4 corresponde a los perfiles diagonal usando la energía de 6 MV, para los diferentes espesores de plastilina, 0.5 cm (fucsia), 1 cm (morado), 1.5 cm (azul) y 2 cm (rosado).



**Figura 8-4:** Perfiles diagonal para energías de 6 MV con espesores variados

Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

Analizando las figuras 6-4, 7-4 y 8-4 en el software del OmniPro Accept 7, se encontraron que los valores de simetría y planicidad, para los perfiles inline y diagonal (Tabla 11-4) sobrepasan los valores de referencia (Elekta AB, 2011, pp. 28,30), a excepción del perfil diagonal, que en el espesor de 1.5 cm está dentro de los valores de la simetría recomendados por Elekta. Por otro parte los perfiles crossline cumple con los valores especificados para todos los espesores de plastilina.

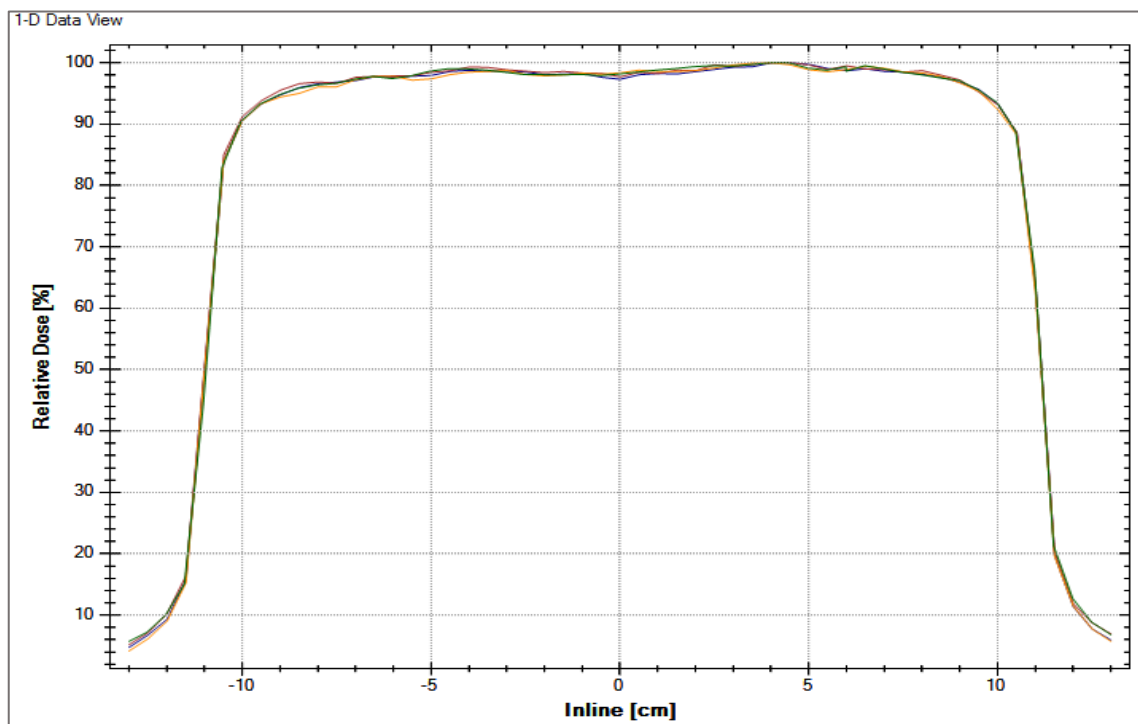
**Tabla 11-4:** Simetría y planicidad para energía de 6 MV con plastilina de espesores variados

Energía [MV]	Valores recomendados por Elekta*		Valores obtenidos en las pruebas de aceptación *		Valores medidos	
	Simetría [%]	Planicidad [%]	Simetría [%]	Planicidad [%]	Simetría [%]	Planicidad [%]
			Inline			
0.5					104.2	107.5
1	103.0	106.0	100.5	105.3	104.1	108.2
1.5					103.6	108.3
2					104.5	108.1

Crossline						
0.5					101.4	105.8
1	103.0	106.0	101.1	104.1	101.5	105.9
1.5					101.3	106.1
2					101.9	106.4
Diagonal						
0.5					105.1	108.4
1	103.0	106.0	101.5	105.2	103.8	108
1.5					103.1	108.6
2					105	109.4

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

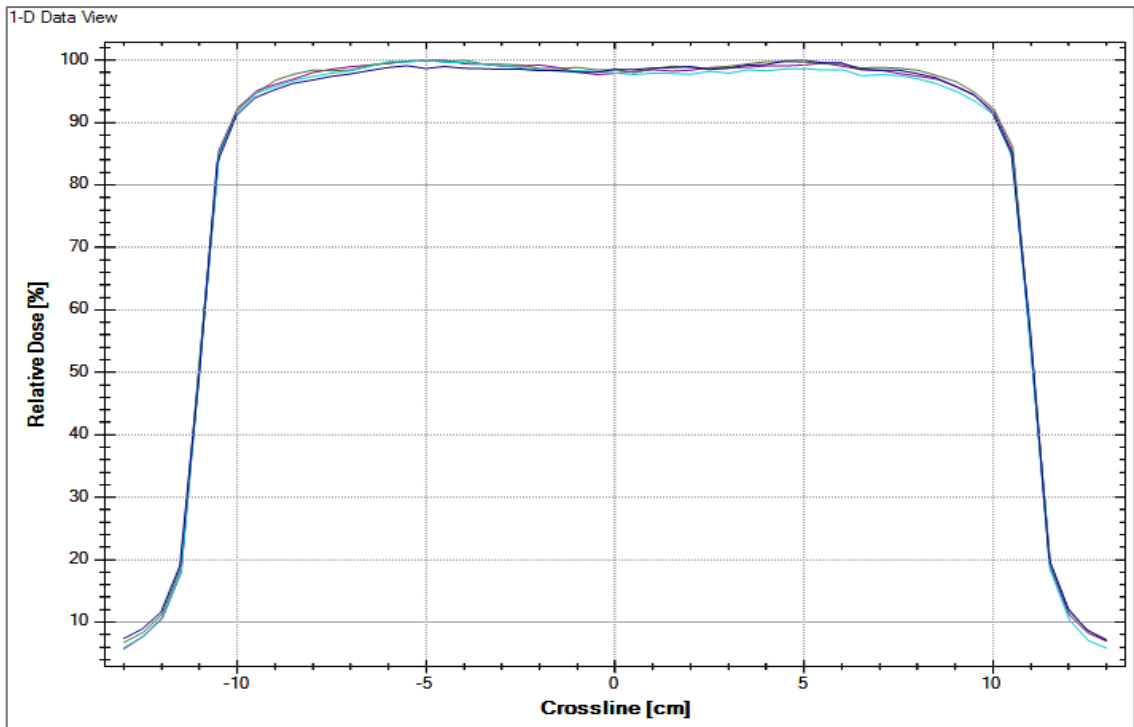
Los perfiles inline para energía de 18 MV con bolus de plastilina de diferentes espesores, 0.5 cm (azul), 1 cm (rojo), 1.5 cm (amarillo) y 2 cm (verde) se muestra en la figura 9-4.



**Figura 9-4:** Perfiles inline para energía de 18 MV con plastilina de espesores variados

Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

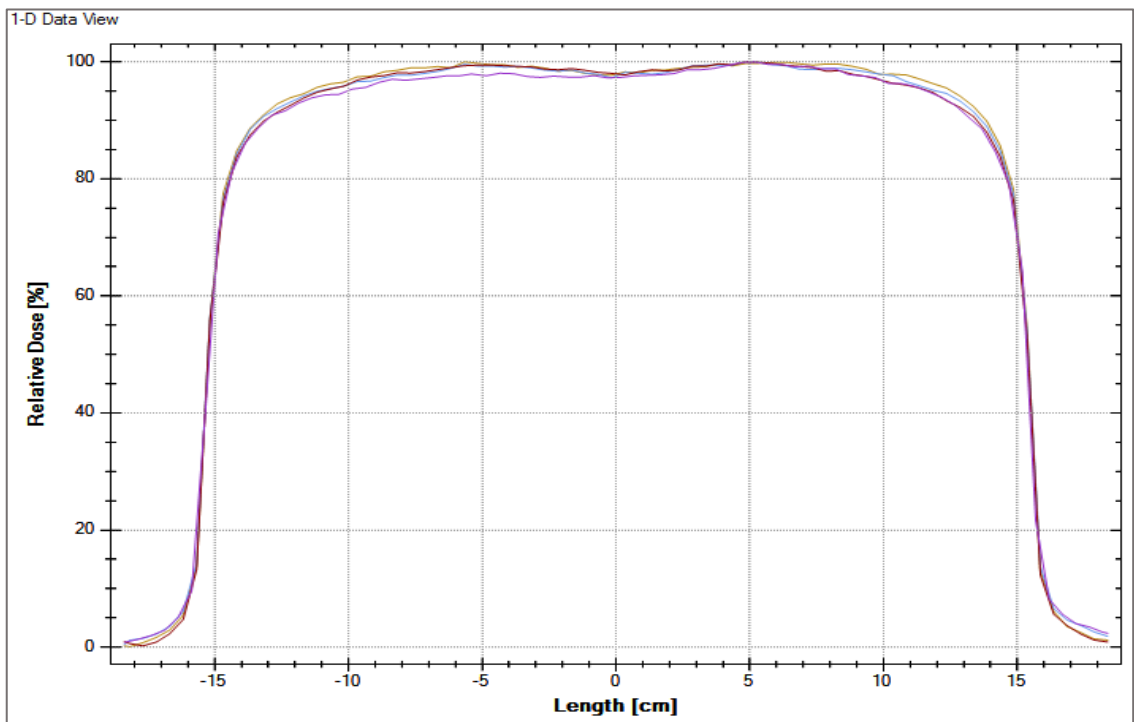
La figura 10-4 corresponde a los perfiles crossline usando la energía de 18 MV, para los diferentes espesores de plastilina 0.5 cm (morado), 1 cm (verde), 1.5 cm (celeste) y 2 cm (azul).



**Figura 10-4:** Perfiles crossline para energía de 18 MV con plastilina de espesores variados

Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

La figura 11-4 corresponden a los perfiles en diagonal para energía de 18 MV con los diferentes espesores de plastilina, 0.5 cm (mostaza), 1 cm (celeste), 1.5 cm (rojo) y 2 cm (morado).



**Figura 11-4:** Perfiles diagonal para energía de 18 MV con plastilina de espesores variados

Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

Analizando las figuras de los perfiles de isodosis para energía de 18 MV con diferentes espesores de plastilina en el software del OmniPro Accept 7, se encontraron que los valores de simetría y planicidad (Tabla 12-4), en los perfiles inline, crossline y diagonal al aplicar cualquier espesor, se encuentran dentro de los valores establecidos como referencia (Elekta AB, 2011). Por consiguiente, se concluye que con energías de 6 MV no se cumple con los valores de simetría y planicidad debido a que existe una menor de dispersión contrario a lo que sucede con la energía d 18 MV puesto que la dispersión es mayor.

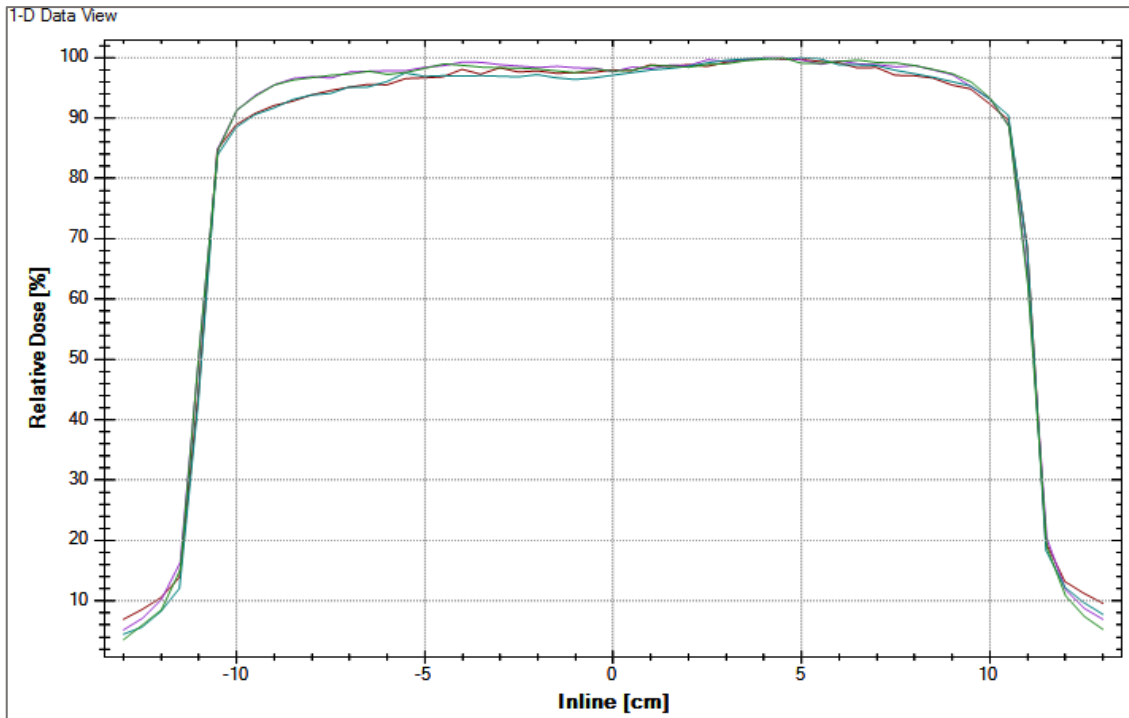
**Tabla 12-4:** Simetría y planicidad para energía de 18 MV con plastilina de espesores variados

Energía [MV]	Valores recomendados por Elekta*		Valores obtenidos en las pruebas de aceptación *		Valores medidos	
	Simetría [%]	Planicidad [%]	Simetría [%]	Planicidad [%]	Simetría [%]	Planicidad [%]
			Inline			
0.5					102	105.1
1	103.0	106.0	101.1	104.6	101.9	104.3
1.5					102.9	105.7
2					102.1	104.9
			Crossline			
0.5					100.9	104.1
1	103.0	106.0	100.8	102.4	100.5	103.3
1.5					101.5	104.9
2					101.3	104.5
			Diagonal			
0.5					101.8	104.2
1	103.0	106.0	101.3	102.4	102	105
1.5					100.9	105.1
2					102.4	106

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

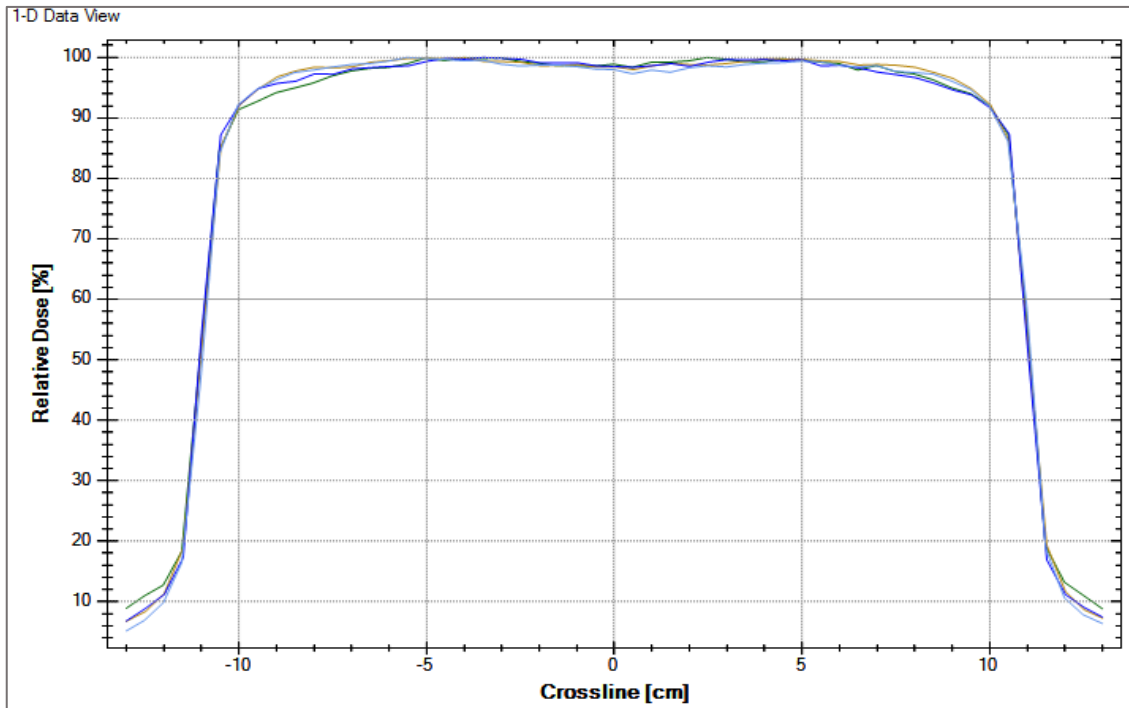
Para realizar la comparación entre los perfiles del bolus de plastilina y comercial se utilizó un espesor de 1 cm debido a que es el utilizado con mayor frecuencia en los tratamientos.

La figura 12-4 corresponden a los perfiles en diagonal para energía de 6 MV, usando bolus de plastilina (rojo) y comercial (turquesa); y para energía de 18 MV, usando bolus de plastilina (morado) y comercial (verde).



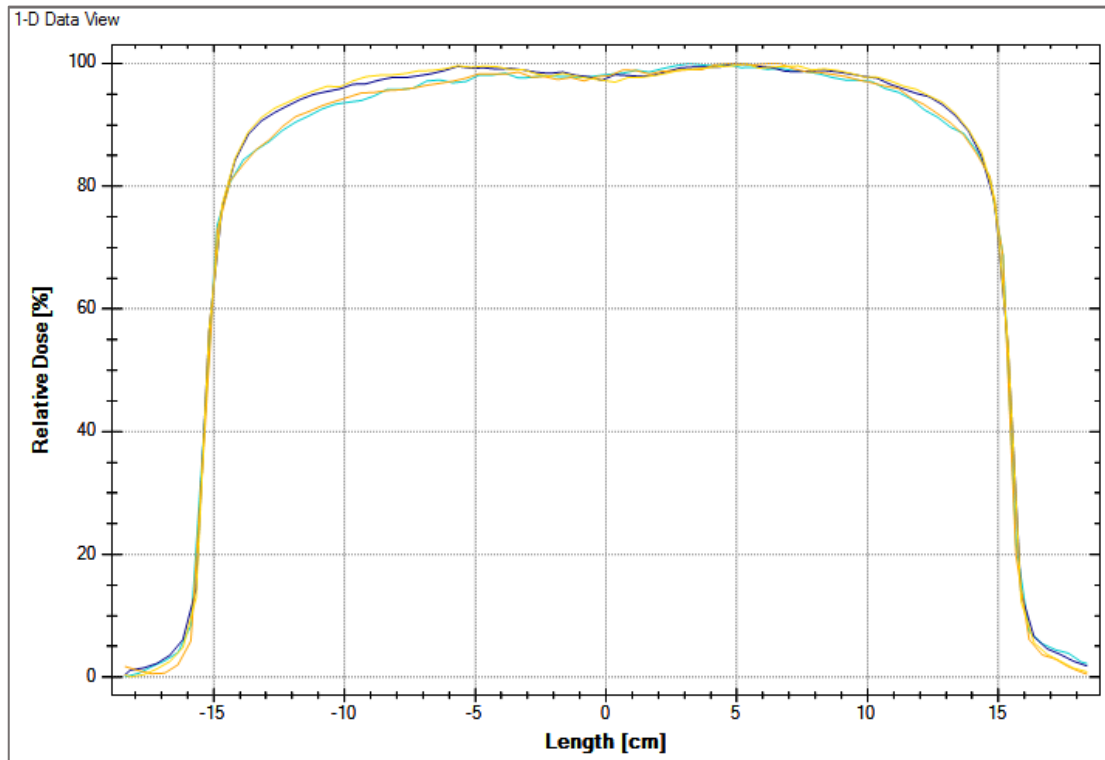
**Figura 12-4:** Perfiles inline para energía de 6 y 18 MV con plastilina y bolus comercial  
Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

La figura 13-4 corresponden a los perfiles crossline para energía de 6 MV, usando bolus de plastilina (rojo) y comercial (turquesa); y para energía de 18 MV, usando bolus de plastilina (morado) y comercial (verde).



**Figura 13-4:** Perfiles crossline para energía de 6 y 18 MV con plastilina y bolus comercial  
Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

La figura 14-4 corresponden a los perfiles diagonales para energía de 6 MV, usando bolus de plastilina (celeste) y comercial (naranja); y para energía de 18 MV, usando bolus de plastilina (azul) y comercial (amarillo).



**Figura 14-4:** Perfiles diagonal para energía de 6 y 18 MV con plastilina y bolus comercial

Fuente: (Pinduisaca, 2019, HTMC)

Se analiza las figuras en el software OmniPro Accept 7 de los perfiles de isodosis al aplicar bolus de plastilina y bolus comercial, y se comparó los datos de simetría y planicidad para los dos materiales, determinando que son aproximadamente iguales debido a que entre sus parámetros existe una diferencia menor al 1% e incluso con la energía de 6MV no existe diferencia en la planicidad (Tabla 13-4).



**Tabla 13-4:** Comparación entre los valores de simetría y planicidad obtenidos para los perfiles con bolus comercial y bolus de plastilina

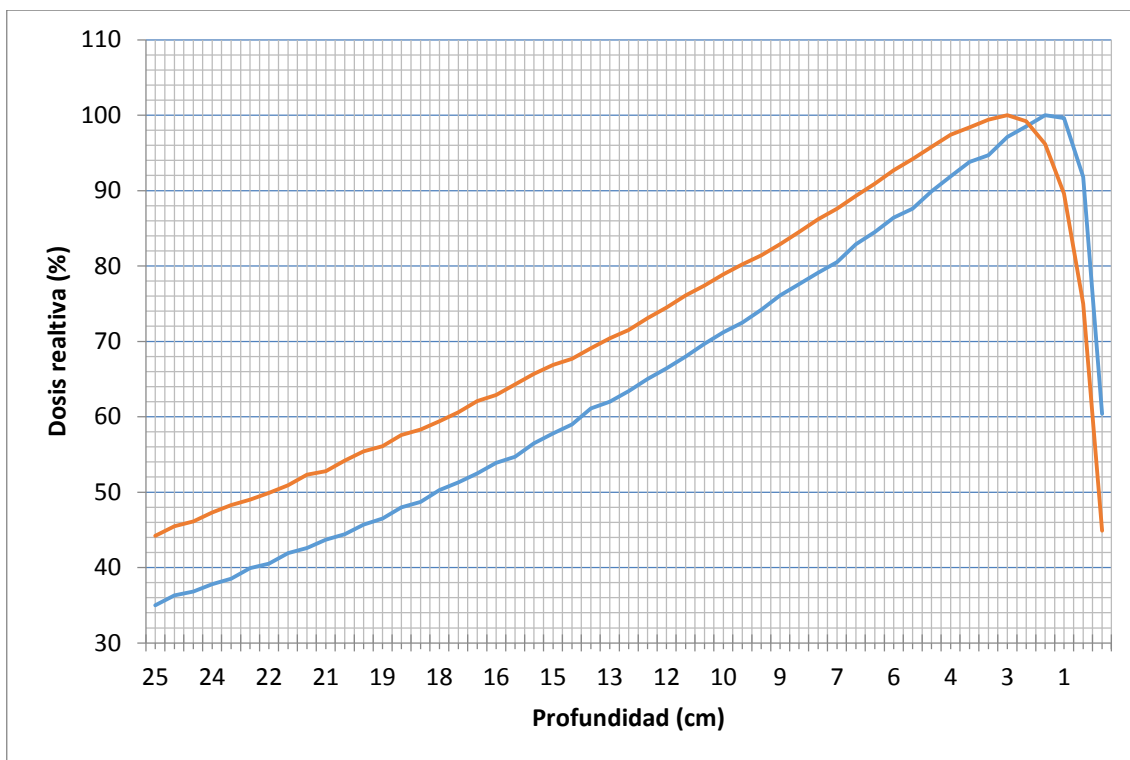
Energía [MV]	Bolus Comercial		Bolus de Plastilina		Diferencia	
	Simetría [%]	Planicidad [%]	Simetría [%]	Planicidad [%]	Simetría [%]	Planicidad [%]
Inline						
6	104.3	108.2	104.1	108.2	0.2	0
18	102.2	104.4	101.9	104.3	0.3	0.1
Crossline						
6	100.8	105.2	101.5	105.9	0.7	0.7
18	101.2	103.9	100.5	103.3	0.7	0.6
Diagonal						
6	103.5	107.3	103.8	108	0.3	0.7
18	101.7	104.2	102	105	0.3	0.8

Realizado por: Pinduisaca J, 2019

#### 4.2.3. Análisis de porcentaje de dosis en profundidad

El análisis de las curvas del porcentaje de dosis en profundidad se realizó para identificar el rendimiento del haz de radiación con respecto a la profundidad al emplear el bolus de plastilina, considerando que dichas curvas no dependen de las características del material utilizado, sino depende de la energía, tamaño de campo, profundidad y DFS.

En el gráfico 1-4; se presenta las curvas del porcentaje de dosis en profundidad medidos en agua sin bolus, para un campo de (20 x 20 cm<sup>2</sup>) y distancia fuente superficie de 100 cm, para energía de 6 MV (azul) y 18 MV (naranja).



**Gráfico 1-4:** Porcentaje de dosis en profundidad para energías de 6 y 18 MV medidos en agua  
**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

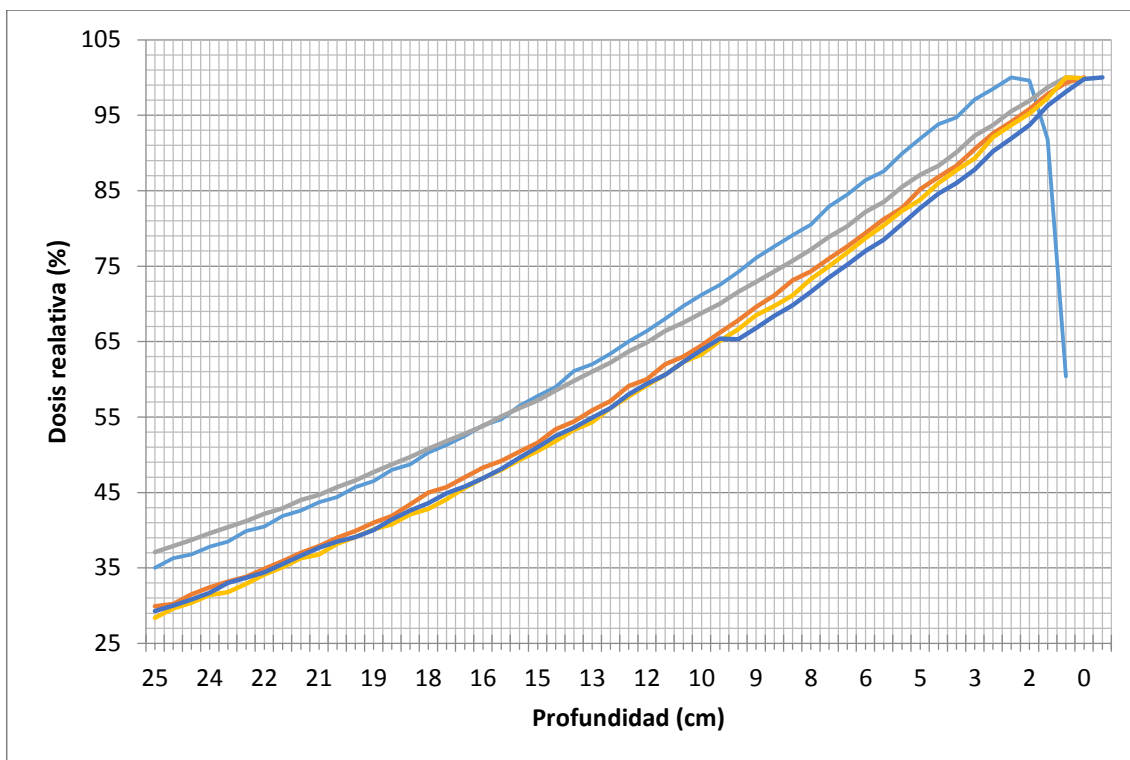
Analizando el gráfico 1-4 en el software OmniPro Accept 7, se determina que el  $z_{max}$  para energía de 6 MV se encuentra ubicado a 1.5 cm de profundidad, mientras que para la energía de 18 MV se encuentra ubicado a 2.5 cm de profundidad, cuyos valores están en relación a los referidos por Elekta (Elekta AB, 2011).

**Tabla 14-4:** Análisis de las curvas de dosis en profundidad para energías de 6 y 18 MV

Energía [MV]	R100 [cm]	R50 [cm]	Ds [%]	Dmax [%]	D50 [%]	D100 [%]	D200 [%]	Qi
6	1.50	17.60	58.4	100.0	87.6	71.3	44.5	0.73
18	2.50	21.95	43.8	100.0	94.2	78.9	54.2	0.81

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

En el gráfico 2-4 se muestra las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 6 MV, con bolus de plastilina de 0.5 cm (amarilla), 1 cm (gris), 1.5 cm (naranja) y 2 cm (azul).



**Gráfico 2-4:** Porcentaje de dosis en profundidad para energía de 6 MV con bolus de plastilina de 0.5, 1, 1.5 y 2 cm de espesor

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

Al analizar el gráfico 2-4 que muestran las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 6 MV, con bolus de plastilina de 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm y 2 cm en el software OmniPro Accept 7, se obtienen los datos presentados en la tabla 15-4.

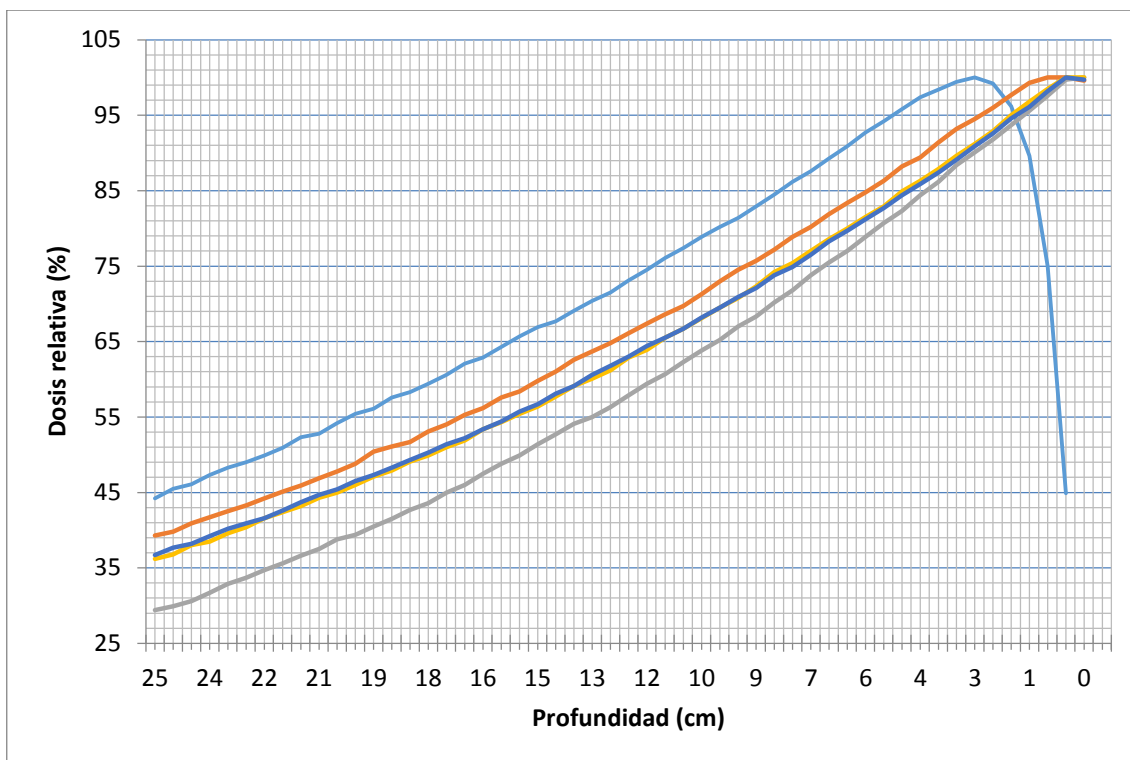
**Tabla 15-4:** Análisis de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 6 MV utilizando bolus de plastilina de diferentes espesores

<b>Espesor [cm]</b>	<b>R100 [cm]</b>	<b>R50 [cm]</b>	<b>Ds [%]</b>	<b>Dmax [%]</b>	<b>D50 [%]</b>	<b>D100 [%]</b>	<b>D200 [%]</b>	<b>Qi</b>
0.5	0.00	15.18	99.70	100.00	81.30	64.60	39.10	0.71
1	0.00	14.98	99.90	100.00	80.80	63.90	38.90	0.71
1.5	0.00	14.73	100.00	100.00	80.50	63.40	38.20	0.70
2	0.00	14.88	99.90	100.00	80.80	64.00	38.50	0.70

\*no existen valores de R<sub>100</sub> debido a que la cámara no alcanza la superficie del bolus de plastilina.

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

El gráfico 3-4 presenta las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 18 MV, con bolus de plastilina de 0.5 cm (naranja), 1 cm (gris), 1.5 cm (amarilla) y 2 cm (azul).



**Gráfico 3-4:** Curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 18 MV con bolus de plastilina de 0.5, 1, 1.5 y 2 cm de espesor

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

Al analizar el gráfico 3-4 que muestran las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 6 MV, con bolus de plastilina de 0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm y 2 cm en el software OmniPro Accept 7, se obtienen los datos presentados en la tabla 16-4.

**Tabla 16-4:** Análisis de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad para energía de 18 MV utilizando bolus de plastilina de diferentes espesores

Espesor [cm]	R100 [cm]	R50 [cm]	Ds [%]	Dmax [%]	D50 [%]	D100 [%]	D200 [%]	Qi
0.5	0.00	19.40	100.00	100.00	86.40	71.40	47.90	0.79
1	0.00	17.90	100.00	100.00	83.50	68.90	45.80	0.78
1.5	0.00	17.47	100.00	100.00	83.00	68.20	45.00	0.78
2	0.00	17.68	99.80	100.00	82.70	68.20	45.50	0.78

\*no existen valores de R<sub>100</sub> debido a que la cámara no alcanza la superficie del bolus de plastilina.

**Realizado por:** Pinduisaca J, 2019

Con el análisis de los PDD 6 MV y 18 MV al emplear bolus de plastilina de diferentes espesores se aprecia levemente la zona de equilibrio electrónica (Región Budil-up) debido a que la cámara no alcanza la superficie del bolus de plastilina. Además, en estas curvas se pueda

evidenciar que el bolus es un material utilizado para homogenizar la dosis, compensar tejido faltante y permite que la dosis máxima sea depositada en la superficie del paciente.

## CONCLUSIONES

El diseño del bolus artesanal se realizó a base de plastilina de dos marcas A y B, para tamaños de campo de  $(20 \times 20) \text{ cm}^2$ . Por medio de un análisis de espectrometría IR y microscopía electrónica de barrido realizado para delimitar la población de estudio se determinó que las dos marcas tienen los mismos componentes, a excepción de cloro y sodio que solo se presenta en la muestra B.

Se consideró cuatro espesores (0.5 cm, 1 cm, 1.5 cm y 2 cm) debido a que en el momento de aplicar el bolus en los tratamientos de cabeza y cuello en los pacientes se requiere diferentes espesores para compensar la falta de tejido y depositar la dosis máxima en superficie.

Los coeficientes de atenuación lineal fueron determinados con la medición de la dosis con los bolus diseñados y la dosis en agua a una profundidad de 10 cm en el fantoma, encontrando valores entre  $0.02 \text{ cm}^{-1}$  y  $0.068 \text{ cm}^{-1}$  los cuales varían de acuerdo a la energía y espesor utilizados. Además, a partir del coeficiente de atenuación lineal se determinó los coeficientes de atenuación másico, electrónico y atómico, dando resultados del coeficiente de atenuación atómico mayores en comparación al coeficiente de atenuación electrónico debido a que en un átomo existe una gran cantidad de los mismos.

La comparación entre los coeficientes de atenuación lineal del bolus comercial y plastilina (A y B) al incidir un haz de fotones de energías de 6 y 18 MV, determinó una diferencia porcentual inferior al 1%, excepto para el caso con plastilina A al emplear de 6 MV ya que existe una diferencia del 1.68%, cuyos valores son aceptables debido a que por medio de un análisis estadístico bajo un valor de significancia de 0.05 se determinó una similitud entre los datos obtenidos al emplear los diferentes materiales, por ende los dos pueden ser utilizados como bolus en los tratamientos de teleterapia.

Al determinar los perfiles de isodosis para energías de 6 y 18 MV usando el bolus de plastilina de diferentes espesores se encontró que la simetría y planicidad en los perfiles inline, crossline y diagonal para energías de 6 y 18 MV cumplen con los valores de referencia establecidos para los perfiles de isodosis medidos en agua (simetría 103% y planicidad 106%) excepto para la energía de 6 MV en los perfiles inline y diagonal que alcanzan una diferencia del 3%.

El análisis de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad se realizó con el software OmniPro Accept 7, generando ciertos problemas en la determinación del  $z_{max}$ , debido a que la cámara de ionización no llega a la región Build up en ninguno de los espesores analizados, y notando claramente que el bolus de plastilina cumple con la función de entregar la dosis en la superficie del paciente. Esto nos permitió determinar que la plastilina es un material óptimo para la elaboración de bolus para uso terapéutico debido a su flexibilidad, que permite una mejor adaptación a superficies irregulares como también por sus características dosimétricas semejantes al bolus comercial.

## **RECOMENDACIONES**

Para estudios posteriores se recomienda realizar cortes tomográficos a las láminas de bolus de plastilina con el fin de comprobar que las mismas mantengan homogeneidad y uniformada y de este modo se puedan recoger datos con mayor exactitud.

Se debería buscar una manera de tal forma que la cámara realice la lectura hasta la superficie de las plastilinas de esta manera permitiría obtener una mejor visualización de las curvas del porcentaje de dosis en profundidad.



## BIBLIOGRAFÍA

**ATTIX, Frank.** *Introduction to radiological physics and radiation dosimetry.* Weinheim-Alemania: Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004. ISBN 978-0-471-01146-0, p.39.

**BENEDETTI, Mario.** “Detectores y aceleradores que curan”. *Acta Bioquímica Clínica Latinoamericana*, vol. 47, n° 2 (2013), (Argentina) pp. 385-397.

**BERNAL ROMERO, Ó; et al.** “Simulación de entorno 3D y cálculo a punto en radioterapia por procedimientos de imágenes diagnósticas”. *ITECKNE*, vol. 11, n° 2 (2014), (Colombia) pp. 127-139.

**BESA, Pelayo.** “Radioterapia externa: lo que el médico general debe saber”. *Revista Médica Clínica Las Condes* [en línea], 2013, (Chile) 24(4), pp. 705-715. [Consulta: 02 de marzo del 2019]. ISSN 0716-8640. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-revista-medica-clinica-las-condes-202-pdf-S0716864013702104>

**CABRERA PAZOS, Agustín; et al.** *Fundamentos teóricos-prácticos en Radioterapia.* Málaga-España: Fesitess Andalucía, 2011. ISBN 978-84-694-3045-3, pp. 15,45.

**CALVO, Alejandro; & QUINTERO, Ana.** *Caracterización de un bolus elaborado en una unidad de radioterapia* [en línea]. ARCAL, 2018. [Consulta: 23 de febrero del 2019]. Disponible en: [https://humanhealth.iaea.org/HHW/Technologists/Radiation\\_Therapists\\_RTTs/Education\\_and\\_Professional\\_Qualifications/Curso\\_de\\_actualizacion\\_de\\_tecnologos\\_en\\_radioterapia/Caracterizacion\\_de\\_un\\_bolus\\_elaborado.ppt](https://humanhealth.iaea.org/HHW/Technologists/Radiation_Therapists_RTTs/Education_and_Professional_Qualifications/Curso_de_actualizacion_de_tecnologos_en_radioterapia/Caracterizacion_de_un_bolus_elaborado.ppt)

**CASTELLANOS, María Esperanza.** “Las nuevas tecnologías: necesidades y retos en radioterapia en América Latina”. *Revista Panamericana de Salud Pública*, vol. 20, n° 2/3 (2006), (Colombia) pp. 143-150.

**CLINICA UNIVERSIDAD DE NAVARRA.** *Infografía sobre el acelerador Elekta* [en línea]. Pamplona-España: Clínica Universidad de Navarra, 2014. [Consulta: 29 de marzo del 2019]. Disponible en: <https://www.cun.es/material-audiovisual/infografia/acelerador-lineal-elekta-radioterapia>

**CONTRERAS MARTÍNEZ, J.; & HERRUZO CABRERA, I.** “Radioterapia conformada en tres dimensiones con intensidad modulada (IMRT): Nuevas estrategias en tumores de cabeza y

cuello”. *Oncología (Barc.)* [en línea], 2004, (España) 27(1), pp. 18-24. ISSN 0378-4835. [Consulta: 17 de marzo del 2019]. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/onco/v27n1/02.pdf>

**DÍAZ AGUIRRE, Celia Minerva; et al.** “Accesorios individualizados para radioterapia”. *Revista Médica del Hospital General de Mexico*, vol. 75, n° 2 (2012), (México) pp. 123-127.

**DIETERICH, Sonja; et al.** *Practical radiation oncology physics: A companion to gunderson & tepper's clinical radiation oncology*. Filadelfia-Estados Unidos: Elsevier Inc., 2016. ISBN 978-0-323-26209-5, p. 182.

**DOMINGUEZ, José Ramón; et al.** “Toxicidad de la plastilina en función de su contenido de Cd, Cr, Pb, Ti, V, Fe y Mn. Posibles riesgos de su uso en educación preescolar”. *Revista de Investigación*, vol. 34, n° 71 (2010), (Venezuela) pp. 237-248.

**DONAIRE, Ginés.** *La plastilina como terapia* [en línea]. *El País*, 2002. [Consulta: 02 de marzo del 2019]. Disponible en: [https://elpais.com/diario/2002/05/04/andalucia/1020464555\\_850215.html](https://elpais.com/diario/2002/05/04/andalucia/1020464555_850215.html)

**EGUINO VILLEGAS, Ana; et al.** *Cáncer colorrectal: Una guía práctica* [en línea]. Madrid-España: Asociación Española Contra el Cáncer, 2002. [Consulta: 01 de marzo del 2019]. Disponible en: <https://www.aecc.es/sites/default/files/migration/actualidad/publicaciones/documentos/librocolorectal.pdf>

**ELEKTA AB.** *Manual de usuario. Modo clínico*. Crawley-Inglaterra: Elekta Limited, 2010. pp. 13-14-13-17, 14-3-14-5, 14-8-14-14.

**ELEKTA AB.** *Coorrective maintenance technical reference*. Crawley-Inglaterra: Elekta Limited, 2011. pp. 2-21-2-23.

**ELEKTA AB.** *Digital accelerator for advanced IGRT*. Crawley-Inglaterra: Elekta Limited, 2011. p. 5.

**ELEKTA AB.** *Customer acceptance tests for: Precise digital accelerator (Precise treatment System™), Elekta Synergy® Platform, Elekta Infinity™, Elekta Axess™*. Crawley-Inglaterra: Elekta Limited, 2011. pp. 28-30.

**ENCICLOPEDIA BRITÁNICA.** *Tubo de electrones* [en línea]. Enciclopedia Britannica Inc., 2010. [Consulta: 14 de marzo del 2019]. Disponible en: <https://kids.britannica.com/students/article/electron-tube/106024>

**GALLEGOS HERNÁNDEZ, José Francisco.** “Cáncer de cabeza y cuello”. *Gaceta Mexicana de Oncología* [en línea], 2015, (México) 14(1), pp. 1-2. [Consulta: 02 de abril del 2019]. ISSN 1665-9201. Disponible en: <https://www.elsevier.es/es-revista-gaceta-mexicana-oncologia-305-pdf-S1665920115000024>

**GONZÁLEZ SPRINBERG, Gabriel; & RABIN LEMA, Carolina.** *Para entender las radiaciones: energía nuclear, medicina, industria* [en línea]. Montevideo-Uruguay: DIRAC-Facultad de Ciencias-Universidad de la Republica, 2011. [Consulta: 16 de marzo del 2019]. Disponible en: [http://divnuclear.fisica.edu.uy/libro/Para\\_entender\\_las\\_radiaciones.pdf](http://divnuclear.fisica.edu.uy/libro/Para_entender_las_radiaciones.pdf)

**HERRANZ HEREDIA, Eva.** Estudio de técnicas de imagen, radiaciones ionizantes y sus aplicaciones en radioterapia [en línea] (Trabajo de titulación) (Pregrado). Universidad Politécnica de Madrid, Escuela Técnica Superior de Ingenieros Industriales. Madrid-España. 2019. pp 93-94. [Consulta: 15 de marzo del 2019]. Disponible en: [http://oa.upm.es/54133/1/TFG\\_EVA\\_HERRANZ\\_HEREDIA.pdf](http://oa.upm.es/54133/1/TFG_EVA_HERRANZ_HEREDIA.pdf)

**IBA DOSIMETRY.** *Blue phantom<sup>2</sup> User's guide*. Schwarzenbruck-Alemania: IBA Dosimetry GmbH, 2010. pp. 18, 39, 74, 89.

**IBA DOSIMETRY.** *OmniPro-Accept<sup>7</sup> User's guide*. Schwarzenbruck-Alemania: IBA Dosimetry GmbH, 2010. p. 1.

**IBA DOSIMETRY.** *CC01 User's guide*. Schwarzenbruck-Alemania: IBA Dosimetry GmbH, 2013. pp. 1, 11-13.

**IBA DOSIMETRY.** *CC13 User's guide*. Schwarzenbruck-Alemania: IBA Dosimetry GmbH, 2013. pp. 3-5.

**INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY-IAEA.** *Técnica de cuarto de moldes para teleterapia*. Viena-Austria: IAEA, 2004. p. 28.

**INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY-IAEA.** *Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Technical reports series No. 398*. Viena-Austria: IAEA, 2004. p. 85.

**JOHNS, Harold Elford; & CUNNINGHAM, John Robert.** *The physics of radiology*. 4<sup>a</sup> ed. Springfield-Estados Unidos: Charles C Thomas, 1983. ISBN 0-398-04669-7, pp. 134, 140-141.

**KANNAN, V; et al.** “Three dimensional conformal radiation therapy in prostate adenocarcinoma: Survival and rectal toxicity”. *Journal of Cancer Research and Therapeutics*, vol. 1, n° 1 (2005), (India) pp. 34-37.

**KHAN, Faiz M.; & GIBBONS, John P.** *Khan's The Physics of Radiation Therapy*. 5ª ed. Filadelfia-Estados Unidos: Lippincott Williams & Wilkins, 2014. ISBN 978-1-4511-8245-3, pp. 135-136, 223.

**MURILLO, María Teresa; et al.** “Síntomas asociados al tratamiento con radioterapia”. *Psicooncología*, vol. 1, n° 2-3 (2004), (España) pp. 151-168.

**NACIONAL CANCER INSTITUTE-NIH.** *La radioterapia y usted: apoyo para personas con cáncer* [en línea]. Bethesda-Estados Unidos: NIH, 2016. [Consulta: 16 de marzo del 2019]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/espanol/cancer/radioterapia-y-usted.pdf>

**NACIONAL CANCER INSTITUTE-NIH.** *Cánceres de cabeza y cuello* [en línea]. Bethesda-Estados Unidos: NIH, 2017. [Consulta: 02 de abril del 2019]. Disponible en: <https://www.cancer.gov/espanol/tipos/cabeza-cuello/hoja-informativa-cabeza-cuello>

**NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS-NCRP.** *Radiation Protection Responsibility in Medicine* [en línea]. Bethesda-Estados Unidos: NCRP, 2018. [Consulta: 16 de febrero del 2019] Disponible en: [https://ncrponline.org/wp-content/themes/ncrp/PDFs/2018/PROGRAM\\_2-20.pdf](https://ncrponline.org/wp-content/themes/ncrp/PDFs/2018/PROGRAM_2-20.pdf)

**PELLEJERO, S.; et al.** “Descripción de equipos de última generación en radioterapia externa”. *Anales del Sistema Sanitario Navarra* [en línea], 2009, (España) 32(2), pp. 13-20. [Consulta: 20 de febrero del 2019]. ISSN 1137-6627. Disponible en: <http://scielo.isciii.es/pdf/asisna/v32s2/original2.pdf>

**PÉREZ GARCIA, HUGO; et al.** “Bolus de compensación personalizado de hidrogel: Caracterización radiológica, uso clínico e incertidumbre de colocación”. *Revista de Física Médica*, vol. 18, n° 1 (2017), (España) pp. 11-18.

**PODGORSAK, Ervin.** *Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students*. 2ª ed. Viena-Austria: International Atomic Energy Agency-IAEA, 2005. ISBN 92-0-107304-6, pp. 136, 140, 143, 145-147, 194-197, 245.

**PODGORSAK, Ervin.** *Radiation physics for medical physicists*. 3ª ed. Suiza: Springer, 2016. ISBN 978-3-319-25380-0, pp. 21, 285-286.

**PROGRAMA DE LAS NACIONES UNIDAS PARA EL MEDIO AMBIENTE-PNUMA.**

*Radiación: Efectos y Fuentes* [en línea]. PNUMA, 2016. [Consulta: 02 de marzo del 2019]. Disponible en: [https://wedocs.unep.org/bitstream/handle/20.500.11822/7790/-Radiation\\_Effects\\_and\\_sources-2016Radiation\\_-\\_Effects\\_and\\_Sources\\_SP.pdg.pdf.pdf?sequence=7&isAllowed=y](https://wedocs.unep.org/bitstream/handle/20.500.11822/7790/-Radiation_Effects_and_sources-2016Radiation_-_Effects_and_Sources_SP.pdg.pdf.pdf?sequence=7&isAllowed=y)

**RIZO POTAU, Daniel; et al.** *Conocimientos básicos de oncología radioterápica para la enseñanza Pre-grado* [en línea]. Cuenca-España: Ediciones de la Universidad de Castilla-La Mancha, 2016. [Consulta: 01 de marzo del 2019]. Disponible en: [https://ruidera.uclm.es/xmlui/bitstream/handle/10578/9411/Radioterapia\\_open\\_def.pdf?sequence=4&isAllowed=y](https://ruidera.uclm.es/xmlui/bitstream/handle/10578/9411/Radioterapia_open_def.pdf?sequence=4&isAllowed=y)

**SANZ LATIESAS, Xavier; et al.** *Tratamientos con teleterapia* [en línea]. España:Arán, 2014. [Consulta: 28 de febrero del 2019]. Disponible en: [http://ediciones.grupoaran.com/index.php?controller=attachment&id\\_attachment=116](http://ediciones.grupoaran.com/index.php?controller=attachment&id_attachment=116)

**SECRETARIA NACIONAL DE PLANIFICACIÓN Y DESARROLLO-SENPLADES.**

*Plan Nacional de Desarrollo 2017-2021. Toda una Vida* [en línea]. Quito-Ecuador: Semplades, 2017. [Consulta: 17 de febrero del 2019]. Disponible en: [http://www.planificacion.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2017/10/PNBV-26-OCT-FINAL\\_0K.compressed1.pdf](http://www.planificacion.gob.ec/wp-content/uploads/downloads/2017/10/PNBV-26-OCT-FINAL_0K.compressed1.pdf)

**SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA-SEFM.** *Fundamentos de la física médica. Volumen 1. Medida de la radiación.* Madrid-España: ADI, 2011. ISBN 978-84-938016-1-8, p. 42.

**SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA-SEFM.** *Fundamentos de la Física Médica. Volumen 3. Radioterapia externa I: Bases físicas, equipos, determinación de la dosis absorbida y programa de garantía de calidad.* Madrid-España: ADI, 2012. ISBN 978-84-938016-7-0, pp. 33, 41, 60-61, 109-110, 113.

**SOCIEDAD ESPAÑOLA DE FÍSICA MÉDICA-SEFM.** *Fundamentos de física médica. Volumen 4. Radioterapia externa II: Dosimetría clínica, algoritmos de cálculo, sistemas de planificación y control de calidad.* Madrid-España: ADI, 2013. ISBN 978-84-940849-7-3, p.89.

**SPEZZIA, Sérgio.** “O uso do bolus na radioterapia”. *Revista da Faculdade de Ciências Médicas de Sorocaba* [en línea], 2016, (Brasil) 18(4), p. 183-186. [15 de marzo del 2019]. ISSN 1984-4840. Disponible en: <https://revistas.pucsp.br/index.php/RFCMS/article/viewFile/23688/pdf>

**TANIR, AYSE; et al.** “Usage of attenuation coefficients of some tissue-equivalent materials”. *Turkish Journal of Physics*, vol. 39, n° 1 (2015), (Turquía) p. 69-74.

**TUCCI R., Álvaro.** *Radiodiagnóstico y Radioterapia* [en línea]. Morrisville-Estados Unidos: Lulu.com, 2012. [Consulta: 26 de febrero del 2019]. Disponible en: [https://books.google.com.ec/books?id=R8\\_OAwAAQBAJ&printsec=frontcover&dq=tucci+radiodiagnostico&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwi7y4vCuvbhAhUmvFkKHVr6ADAQ6AEIKjAA#v=onepage&q=tucci%20radiodiagnostico&f=false](https://books.google.com.ec/books?id=R8_OAwAAQBAJ&printsec=frontcover&dq=tucci+radiodiagnostico&hl=es&sa=X&ved=0ahUKEwi7y4vCuvbhAhUmvFkKHVr6ADAQ6AEIKjAA#v=onepage&q=tucci%20radiodiagnostico&f=false)

**TUMER, James E.** *Atoms, radiation, and radiation protection*. 3ª ed. Oak Ridge-Estados Unidos: Wiley-VCH, 2007. ISBN 978-3-527-40606-7, p. 175.

**UBILLÚS MATTOS, Fiorella.** Cálculo de dosis en plano medio aplicando el método de dosimetría in vivo para el caso de irradiación de cuerpo total [en línea] (Trabajo de titulación) (Pregrado). Universidad Nacional Mayor de San Marcos, Facultad de Ciencias Física, Escuela Profesional de Física. Lima-Perú. 2011. pp. 11, 90. [Consulta: 27 de febrero del 2019]. Disponible en: [http://cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/handle/cybertesis/1467/Ubillus\\_mf.pdf?sequence=1&isAllowed=y](http://cybertesis.unmsm.edu.pe/bitstream/handle/cybertesis/1467/Ubillus_mf.pdf?sequence=1&isAllowed=y)

**VALDÉS CRISTERNA, Raquel; et al.** “Como destruir un tumor con radiaciones. La planeación en teleterapia”. *Revista Ciencia*, vol. 53, n° 2 (2002), pp. 48-54.

**VALENTE, Mauro.** *Física de la Radioterapia* [en línea]. Temuco-Chile: 2015. [Consulta: 27 de febrero del 2019]. Disponible en: [https://www.famaf.unc.edu.ar/~valente/Documents/DidacticsMaterial/NOTAS\\_FisicaRadioterapiaUFRO\\_2018.pdf](https://www.famaf.unc.edu.ar/~valente/Documents/DidacticsMaterial/NOTAS_FisicaRadioterapiaUFRO_2018.pdf)

**VALENZUELA, América.** *¿De qué está hecha la plastilina?* [en línea]. rtve, 2013. [Consulta: 10 de marzo del 2019]. Disponible en: <http://www.rtve.es/noticias/20130906/esta-hecha-plastilina/745275.shtml>

**VÁSQUEZ, J.; et al.** “Caracterización de un nuevo material para uso como tejido sustituto en radioterapia”. *Revista Colombiana de Cancerología*, vol. 6, n° 4 (2002), (Colombia) pp. 15-21.

**VERDÚ ROTELLAR, J.; et al.** “Atención de los efectos secundarios de la radioterapia”. *Revista de Medicina Familiar y Comunitaria-Medifam*, vol. 12, n° 7 (2002), (España) pp. 426-235.

**VINÉS, E; et al.** 2017. “Manejo del cáncer de cabeza y cuello: ¿Radioterapia a quién, cuándo y por qué?”. *Revista de Otorrinolaringología y Cirugía de Cabeza y Cuello*, vol. 77, n° 1 (2017), (Chile) p. 81-90.

**WASHINGTON, Charles; & LEAVER, Dennis.** *Principles and practice of radiation therapy*. 4ª ed. San Luis-Estados Unidos: Elsevier Inc., 2016. ISBN 978-0-323-28752-4, p.169.

**WORLD HEALTH ORGANIZATION.** *National cancer control programmes: policies and managerial guidelines* [en línea]. 2ª ed. Ginebra-Suiza: World Health Organization, 2002. [Consulta: 15 de febrero del 2019]. Disponible en: <https://apps.who.int/iris/handle/10665/42494>

**ZOMEÑO, Mariano.** “Glosario de radioterapia”. *Panace@*, vol. 3, n° 9-10 (2002), (España) pp. 29-33.

## ANEXOS

**Anexo A:** Datos para las curvas de porcentaje de dosis en profundidad con energía de 6 MV

	Agua	Plastilina 0.5	Plastilina 1	Plastilina 1.5	Plastilina 2
Profundidad [cm]	Dosis relativa [%]	Dosis relativa [%]	Dosis relativa [%]	Dosis relativa [%]	Dosis relativa [%]
25.00	35.00	29.90	37.10	28.40	29.30
24.52	36.30	30.20	37.90	29.60	30.00
24.02	36.80	31.50	38.70	30.40	30.80
23.52	37.80	32.40	39.60	31.40	31.70
23.02	38.50	33.20	40.40	31.80	33.00
22.52	39.90	33.80	41.20	32.90	33.70
22.02	40.50	34.90	42.20	34.10	34.40
21.51	41.90	35.90	42.90	35.10	35.50
21.02	42.60	37.00	44.00	36.30	36.60
20.52	43.70	37.90	44.70	36.80	37.70
20.03	44.40	39.00	45.70	38.20	38.50
19.52	45.70	39.90	46.60	39.10	39.10
19.02	46.50	41.00	47.70	40.10	40.00
18.52	48.00	41.90	48.70	40.80	41.40
18.02	48.70	43.40	49.70	42.10	42.60
17.52	50.30	45.00	50.80	42.80	43.60
17.02	51.30	45.70	51.80	44.10	44.90
16.52	52.50	47.00	52.80	45.60	45.80
16.01	53.90	48.30	53.80	46.90	46.90
15.52	54.70	49.20	55.10	48.00	48.10
15.02	56.50	50.40	56.20	49.30	49.60
14.52	57.80	51.60	57.20	50.50	51.00
14.02	59.00	53.40	58.50	51.80	52.50
13.52	61.10	54.40	59.80	53.30	53.60
13.02	62.00	55.90	61.00	54.30	54.90
12.52	63.40	57.10	62.20	56.20	56.20
12.02	65.00	59.10	63.70	57.70	58.00
11.52	66.40	60.00	64.90	59.20	59.40
11.02	68.00	62.00	66.40	60.60	60.60
10.52	69.70	63.00	67.50	62.30	62.30
10.02	71.20	64.50	68.80	63.30	63.90
9.52	72.50	66.20	70.00	65.10	65.40
9.03	74.20	67.80	71.60	66.60	66.80
8.52	76.10	69.60	72.90	68.50	68.40
8.03	77.60	71.10	74.30	69.70	69.80
7.52	79.10	73.10	75.70	71.10	71.60
7.01	80.50	74.30	77.20	73.30	73.50
6.51	82.90	76.00	78.90	75.00	75.20
6.01	84.50	77.60	80.30	76.80	77.00
5.51	86.40	79.40	82.20	78.70	78.50
5.02	87.60	81.20	83.50	80.40	80.60
4.51	89.90	82.70	85.50	82.30	82.70



4.01	91.90	85.20	87.10	83.80	84.60
3.51	93.80	86.80	88.30	86.00	86.00
3.00	94.70	88.30	90.10	87.70	87.80
2.51	97.10	90.50	92.30	89.30	90.20
2.00	98.50	92.60	93.70	92.10	91.90
1.50	100.00	94.10	95.50	93.70	93.70
1.00	99.60	95.80	96.90	95.20	96.30
0.50	91.80	97.80	98.70	97.30	98.10
0.01	60.40	99.30	100.00	100.00	99.80
0.00	56.90	100.00	99.90	99.90	100.00

**Anexo B:** Datos para las curvas de porcentaje de dosis en profundidad con energía de 18 MV

	Agua	Plastilina 0.5	Plastilina 1	Plastilina 1.5	Plastilina 2
Profundidad [cm]	Dosis relativa [%]	Dosis relativa [%]	Dosis relativa [%]	Dosis relativa [%]	Dosis relativa [%]
25.00	44.20	39.30	29.40	36.20	36.70
24.52	45.50	39.80	29.90	36.80	37.70
24.20	46.10	40.90	30.60	38.00	38.20
23.52	47.30	41.70	31.70	38.50	39.20
23.20	48.30	42.50	32.90	39.60	40.20
22.52	49.00	43.30	33.70	40.40	40.90
22.02	49.90	44.20	34.70	41.60	41.60
21.51	50.90	45.10	35.60	42.40	42.60
21.02	52.30	45.90	36.60	43.20	43.70
20.52	52.80	46.90	37.50	44.30	44.70
20.03	54.20	47.80	38.80	45.00	45.40
19.52	55.40	48.80	39.40	46.00	46.50
19.20	56.10	50.40	40.50	47.10	47.30
18.52	57.60	51.10	41.50	47.90	48.30
18.02	58.30	51.70	42.70	49.10	49.30
17.52	59.40	53.10	43.60	49.90	50.30
17.02	60.60	54.00	45.00	51.00	51.40
16.52	62.10	55.30	46.00	51.90	52.20
16.01	62.90	56.20	47.50	53.40	53.40
15.52	64.30	57.60	48.80	54.30	54.40
15.02	65.70	58.40	49.90	55.40	55.70
14.52	66.90	59.80	51.40	56.40	56.70
14.02	67.70	61.00	52.70	57.70	58.10
13.52	69.10	62.60	54.10	59.10	59.10
13.02	70.40	63.70	55.00	60.10	60.60
12.52	71.50	64.80	56.30	61.20	61.80
12.02	73.10	66.10	57.90	62.90	63.00
11.52	74.50	67.40	59.40	63.90	64.40
11.02	76.10	68.60	60.70	65.50	65.50
10.52	77.40	69.70	62.30	66.70	66.70
10.02	78.90	71.30	63.80	68.10	68.20
9.52	80.20	73.00	65.20	69.50	69.50
9.02	81.40	74.50	67.00	70.80	70.90

8.52	82.90	75.70	68.30	72.30	72.10
8.02	84.50	77.20	70.20	74.20	73.80
7.52	86.20	78.90	71.80	75.40	74.90
7.01	87.60	80.20	73.80	77.00	76.50
6.51	89.30	81.90	75.50	78.60	78.30
6.01	90.90	83.40	77.00	80.00	79.70
5.51	92.70	84.80	78.90	81.50	81.20
5.02	94.20	86.30	80.70	82.90	82.70
4.51	95.80	88.20	82.30	84.90	84.40
4.01	97.40	89.40	84.40	86.30	85.90
3.51	98.40	91.40	86.20	87.90	87.40
3.00	99.40	93.20	88.40	89.60	89.10
2.51	100.00	94.50	90.10	91.20	90.90
2.00	99.20	96.00	91.80	92.90	92.60
1.50	96.20	97.70	93.70	95.00	94.60
1.00	89.60	99.30	95.60	96.80	96.10
0.50	75.00	100.00	97.60	98.50	98.20
0.00	44.90	100.00	99.70	100.00	100.00
0.00	42.30	99.60	100.00	100.00	99.70

**Anexo C:** Porcentaje de transmitancia obtenido en la prueba de espectrometría IR

Color	Porcentaje de transmitancia %		
	Verde	Blanco	Amarrillo
Numero de onda [cm <sup>-1</sup> ]	Plastilina A		
2916.81	57.26	57.53	57.64
2848.35	68.78	68.53	68.42
2513.76	114.21	114.75	114.69
2358.52	94.70	94.92	94.92
2342.12	99.25	99.06	99.23
1796.37	112.34	112.75	112.26
1416.46	61.73	61.08	61.85
1017.27	100.75	101.25	100.95
873.596	67.40	68.60	68.80
712.569	84.40	84.27	84.17
	Plastilina B		
3372.89	81.03	79.20	81.83
2923.56	90.48	90.89	89.45
2855.1	100.94	100.68	99.51
2360.44	87.21	86.59	86.60
2342.12	92.68	92.42	92.31
1639.2	89.32	87.73	89.81
1456.96	97.05	97.06	96.64
1339.32	98.99	99.66	99.87
1235.18	100.73	100.51	101.38
1151.29	90.30	90.77	91.38
1078.98	83.88	83.87	84.67
1021.12	68.70	68.00	69.45

**Anexo D:** Análisis en el microscopio electrónico de barrido de los componentes de la plastilina

