



**UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
POSTGRADO EN FÍSICA MÉDICA**

**FABRICACIÓN DE BOLUS QUE INCREMENTE LA DOSIS
HACIA LA SUPERFICIE Y CUMPLA CON LA
DISTRIBUCIÓN Y DOSIMETRÍA DE USO CLÍNICO.**

Licda. Rosiel Matos
Tutor: MSc. Alfredo Cabrera

Trabajo de Grado presentado ante la ilustre Universidad Central de Venezuela
para optar al Grado de Magister Scientiarum en Ciencias Mención Física Médica.

Caracas, Diciembre 2017.



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
COMISIÓN DE ESTUDIOS DE POSTGRADO

Comisión de
Estudios de
Postgrado

VEREDICTO



Quienes suscriben, miembros del jurado designado por el Consejo de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el **Trabajo de Grado** presentado por: **ROSIEL MARGARITA MATOS VILLALVA**, Cédula de identidad N°. **19.744.717**, bajo el título **“FABRICACIÓN DE BOLUS QUE INCREMENTE LA DOSIS HACIA LA SUPERFICIE Y CUMPLA CON LA DISTRIBUCIÓN Y DOSIMETRÍA DE USO CLÍNICO”**, a fin de cumplir con el requisito legal para optar al grado académico de **MAGISTER SCIENTIARUM, MENCIÓN FÍSICA MÉDICA**, dejan constancia de lo siguiente:

1.- Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del jurado, se fijó el día **12 de Diciembre de 2017** a las **09:00 a.m.**, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la **Sala de seminario Guillermo Ruggeri**, mediante un resumen oral de su contenido, luego de lo cual **respondió satisfactoriamente** a las preguntas que le fueron formuladas por el jurado, todo ello conforme con lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

2.- Finalizada la defensa del trabajo, el jurado decidió **aprobarlo**, por considerar, sin hacerse solidario con la ideas expuestas por el autor, que **se ajusta** a lo dispuesto y exigido en el Reglamento de Estudios de Postgrado.

Para dar este veredicto, el jurado estimó que el trabajo examinado es un aporte cuyo resultado pueden ser utilizado en la fabricación de bolus para el uso en hospitales que no cuenten con bolus comerciales suficientes.

En fe de lo cual se levanta la presente ACTA, a los **12 días** del mes de **Diciembre** del año **2017**, conforme a lo dispuesto en el Reglamento de Estudios de Postgrado, actuó como **Coordinador** del jurado el **M.Sc. Alfredo Cabrera** (Unidad de Radioterapia Cabriales 21, C.A.)

Dr. Jesús Dávila
C.I. 8026322
UCV

M.Sc. Jesús Romero
C.I. 13309305
GURVE

M.Sc. Alfredo Cabrera
C.I. 14519688
Unidad de Radioterapia Cabriales 21, C.A.
Tutor



RESUMEN.

En las irradiaciones con fotones de alta energía el máximo de dosis se encuentra por debajo de la superficie, esto hace que la dosis en la piel sólo sea una fracción de la dosis deseada, de forma que se sub-dosifica. No todas las lesiones se encuentran a profundidad por lo que se necesita de un dispositivo que cambie la dosis y así obtener el punto máximo de ésta en la superficie, el dispositivo para realizar ese cambio se denomina Bolus. En los centros públicos de Venezuela en especial el Instituto Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño” en la ciudad de Valencia, no cuenta con suficientes Bolus comerciales, por lo que se procedió a la elaboración y verificación dosimétrica de éstos. Tomando en cuenta los resultados obtenidos en la investigación, al comparar los análisis de las curvas de porcentaje de dosis en profundidad y perfiles de dosis, se demostró como la distancia de máxima de dosis absorbida (d_{max}) varió al colocar distintos Bolus, la cual garantiza la confiabilidad para el uso clínico en el tratamiento de pacientes. Además, es importante resaltar la selección de materiales, ya que, de esto dependen las Unidades de Hounsfield obtenidas en la Tomografía Computarizada (TC) y los diferentes tipos de efectos por la interacción de la radiación con el material.

Palabras Claves: Bolus, dosis absorbida, perfil de dosis, unidades de Hounsfield.

AGRADECIMIENTOS.

A Dios por darme salud, vida y bendiciones.

A mis padres, familiares y amigos por su amor y apoyo brindados.

A mi tutor MsC. Alfredo Cabrera por su ayuda, apoyo y dedicación brindada.

A Jesús Zambrano por su amor y apoyo.

Al Instituto Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño” por permitirme desarrollar esta investigación en sus instalaciones.

A Cabriales 21 por aceptarme, ayudarme y facilitarme sus instalaciones y equipos para culminar este trabajo

ÍNDICE GENERAL.

RESUMEN.	ii
AGRADECIMIENTOS	iii
ÍNDICE DE FIGURA.	v
ÍNDICE DE TABLA.	vii
INTRODUCCIÓN.	1
CAPITULO 1. MARCO TEÓRICO.	2
1.1. Interacción de la radiación ionizante con la materia.	2
1.1.1. La sección eficaz.	3
1.1.2. Dispersión Coherente.	7
1.1.3. Efecto fotoeléctrico.	8
1.1.4. Efecto Compton.	9
1.1.5. Producción de Pares.	10
1.2. Cámaras de ionización.	12
1.3. Cantidades físicas para describir haces de fotones.	15
1.3.1. El kerma.	15
1.3.2. Dosis absorbida.	16
1.3.3. Fluencia.	17
1.3.4. Porcentaje de la dosis en función de la profundidad.	18
1.3.5. Perfiles de Dosis.	20
1.3.6. Curvas de Isodosis.	21
1.4. Unidades Hounsfield.	22
1.5. Bolus.	24
CAPITULO 2. ELABORACIÓN DE BOLUS.	27
2.1. Materiales y equipos.	27
2.2. Creación de Bolus.	29
CAPITULO 3. ANÁLISIS Y RESULTADOS.	41
3.1. Estudio de perfiles de dosis y PDD en un maniquí de agua.	41
3.2. Estudio de perfiles de dosis y PDD en el sistema 2D-Array.	47
3.3. Sistema de planificación 3D.	50
CONCLUSIONES.	54
REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.	56
APENDICE.	59

ÍNDICE DE FIGURA.

Fig. 1. Definición de la sección eficaz de dispersión.	3
Fig. 2. Transmisión de partículas en función del espesor de absorbente.	5
Fig. 3. Dispersión coherente.	7
Fig. 4. Esquema del proceso de interacción fotoeléctrica.....	9
Fig. 5. Efecto Compton.	10
Fig. 6. Producción de Pares.	11
Fig. 7. Los modos de interacción de los rayos X con la materia dependiendo del número atómico elemental Z y de la energía del fotón de rayos X.....	12
Fig. 8. Cámara de Ionización.	13
Fig. 9. Variación de la amplitud de impulso con la tensión aplicada a un detector de ionización gaseosa.	14
Fig. 10. Concepto de fluencia.....	18
Fig. 11. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD).	19
Fig. 12. a) Perfiles de Dosis. b) Curvas de Isodosis.....	22
Fig. 13. Valores de Unidades de Hounsfield para distintos tejidos.	24
Fig. 14. Muestra de un Bolus comercial.	25
Fig. 15. Imágenes de algunos equipos y materiales utilizados.....	29
Fig. 16. Bolus fabricados con distintos materiales.	30
Fig. 17. Unidades de Hounsfield para los Bolus de la Fig .16.	31
Fig. 18. Bolus comerciales y de fabricación artesanal.....	32
Fig. 19. Unidades de Hounsfield para los Bolus de la Fig .18.	32
Fig. 20. Bolus de fabricación artesanal.	34
Fig. 21. Unidades de Hounsfield de los Bolus de fabricación artesanal de la Fig.20.....	34
Fig. 22. Bolus fabricados para la medición de perfiles y PDD.	36
Fig. 23. Unidades de Hounsfield de los Bolus a utilizar para los estudios de perfiles y PDD.	36
Fig. 24. Unidades de Hounsfield (UH) para los Bolus 1, 2, 3 y 4 analizados en el sistema de planificación Eclipse.....	37
Fig. 25. Unidades de Hounsfield (UH) para los Bolus 5, 6, 7 y 8 analizados en el sistema de planificación Eclipse.....	37
Fig. 26. Unidades de Hounsfield (UH) para los Bolus 9, 10 y 11 analizados en el sistema de planificación Eclipse.....	38
Fig. 27. Unidades de Hounsfield (UH) para la torre de Bolus colocadas sobre el maniquí del sistema 2D-Array analizados en el sistema de planificación Eclipse.....	39
Fig. 28. Unidades de Hounsfield (UH) para la torre de Bolus colocadas sobre el maniquí del sistema 2D-Array analizados en el sistema de planificación Eclipse.....	40
Fig. 29. Montaje experimental para la obtención de PDD y perfiles.....	41
Fig. 30. Porcentaje de dosis de profundidad obtenido en el acelerador lineal del IOMPC, el dmax fue a 1,6cm de profundidad.....	42

Fig. 31. PDD del comisionamiento del IOMPC, con d_{max} en 1,6 cm de profundidad.	43
Fig. 32. Montaje experimental para la obtención de PDD y perfiles de dosis.	44
Fig. 33. Porcentaje de dosis de profundidad con un Bolus 1 cm de grosor ($d_{max}= 8mm$).	44
Fig. 34. Porcentaje de dosis de profundidad con un Bolus de 1 cm de grosor y uno de 0,5 cm.	45
Fig. 35. Perfil de dosis con dos Bolus de 1 cm de grosor cada uno.	46
Fig. 36. Perfil de dosis con 3 Bolus de 1 cm de grosor cada uno.	46
Fig. 37. Sistema 2D-Array.	47
Fig. 38. Montaje en el sistema 2DArray para la obtención de perfiles y PDD con distintos grosores de Bolus.	48
Fig. 39. Porcentaje de dosis de profundidad obtenido con láminas de Bolus en el sistema 2DArray con un d_{max} de 1,5 cm.	49
Fig. 40. Perfiles de los Bolus fabricados, obtenidos en el sistema 2DArray.	50
Fig. 41. Maniquí de agua solida con un Bolus artesanal sobre él en el tomógrafo para la obtención de imágenes.	51
Fig. 42. Simulación con y sin Bolus k, en el sistema de planificación Eclipse.	52
Fig. 43. Simulación con el Bolus del sistema de planificación y el Bolus k. A la izquierda se encuentra el Bolus de fabricación artesanal y a la derecha el Bolus del planificador.	53

ÍNDICE DE TABLA.

Tabla I. Composición de los Bolus de la Fig. 16.....	30
Tabla II. Bolus comerciales y artesanales.....	31
Tabla III. Bolus de fabricación artesanal.	33
Tabla IV. Resumen de unidades de Hounsfield y μ para los distintos Bolus estudiados en el tomógrafo axial computarizado, donde $\mu_{agua} = 0,0706 \text{ cm}^{-1}$	35
Tabla V. Grosos de los distintos Bolus k.....	59
Tabla VI. Dosis vs. Posición del detector para distintos grosos y combinaciones de Bolus.	60
Tabla VII. Dosis vs. Posición del detector para distintos grosos y combinaciones de Bolus.	61
Tabla VIII. Dosis vs. Posición del detector para distintos grosos y combinaciones de Bolus.	62
Tabla IX. Profundidad vs. Porcentaje de dosis.....	63

INTRODUCCIÓN.

En las irradiaciones con fotones de alta energía el máximo de dosis se encuentra por debajo de la superficie, esto hace que la dosis en piel sólo sea una fracción de la dosis máxima, de forma que se sub-dosifica. En los casos que no se desee este descenso de dosis se deberán colocar Bolus de forma que la máxima dosis ocurra en la piel, es decir se coloca sobre la piel del paciente el Bolus cuando deseamos que la parte más superficial del cuerpo reciba una dosis alta.

Los materiales utilizados en la elaboración de Bolus deben ser lo más semejante a la piel, es decir, de bajo número atómico (Z), para evitar la contaminación electrónica al interactuar la radiación con el Bolus. Es importante que el Bolus tenga las UH lo más parecida a la de la piel para que en la frontera donde estos se unen la radiación no se modifique abruptamente; además deben ser flexibles para que se ajusten a las curvaturas sobre la superficie de la piel de los pacientes, tomando en cuenta de que exista la menor cantidad de aire o espacio libre entre la piel y el Bolus.

Los motivos que llevaron a la investigación y elaboración del Bolus se debe a la poca disponibilidad de éstos, en la unidad de Radioterapia del Instituto Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño” (IOMPC), debido a la gran cantidad de pacientes en tratamiento. Donde la estrategia para demostrar que el Bolus fabricado se puede usar en la práctica clínica es realizándole simulaciones, verificando la distribución de dosis y comparándolo con el sistema de planificación y los Bolus comerciales.

CAPITULO 1. MARCO TEÓRICO.

1.1. Interacción de la radiación ionizante con la materia.

La interacción de la radiación ionizante con la materia se puede clasificar en: partículas cargadas (electrones y partículas cargadas pesadas), partículas sin carga (Radiación electromagnética y Neutrones). Las partículas cargadas pesadas incluyen a todos los iones energéticos de una unidad atómica de masa o superior, como partículas alfa, protones, productos de fisión o productos de una reacción nuclear. La radiación electromagnética de interés incluye rayos X emitidos por la des-excitación de las capas electrónicas de los átomos, y rayos gamma originados en transiciones del propio núcleo. Los neutrones generados en diversos procesos nucleares forman la última categoría, que se suele subdividir a su vez en neutrones rápidos y neutrones lentos (1).

La radioterapia (también llamada terapia con rayos X o irradiación) es el uso de radiaciones ionizantes, para destruir las células cancerosas y reducir el tamaño de los tumores. La radioterapia lesiona o destruye las células en el área que recibe tratamiento y muchas veces hace que no crezcan y se dividan. Aunque la radiación daña las células cancerosas, así como las normales, muchas células normales se recuperan de los efectos de la radiación y funcionan adecuadamente. El objeto de la radioterapia es destruir el mayor número posible de células cancerosas y limitar el daño que sufre el tejido sano alrededor. Hay distintos tipos de radiación y modos distintos de administrarla. Por ejemplo, ciertos tipos de radiación pueden penetrar más profundamente el cuerpo que otros. Además, se pueden precisar muy bien algunos tipos de radiación para tratar sólo un área pequeña sin dañar el tejido u órganos de los alrededores. Otros tipos de radiación son mejores para tratar áreas más grandes (2).

El objetivo de la radioterapia es la destrucción del tumor o reducir el tamaño para aliviar los síntomas sin perjudicar los tejidos cercanos.

1.1.1. La sección eficaz.

Antes de describir los diferentes procesos de interacción es conveniente introducir el concepto de sección eficaz ($d\sigma/d\Omega$). Este parámetro es una medida de la probabilidad de que un determinado proceso ocurra y puede ser calculado si el proceso de interacción entre las partículas y el medio es conocido.

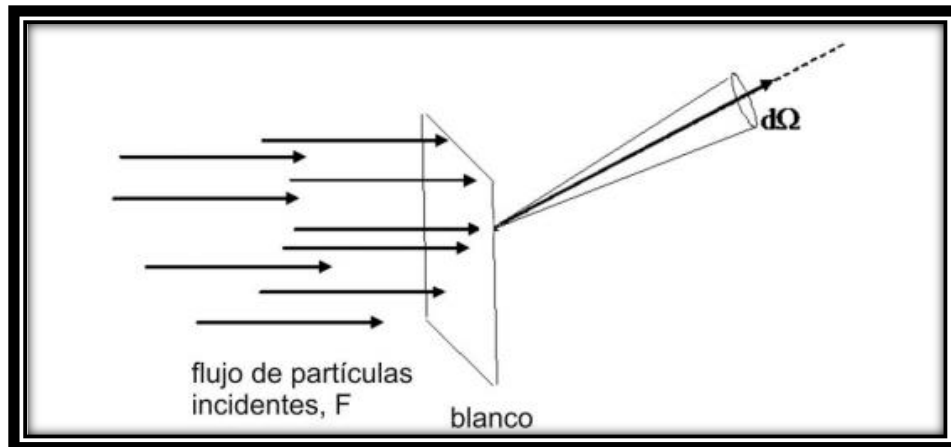


Fig. 1. Definición de la sección eficaz de dispersión.

La Fig. 1 muestra un haz de F partículas incidentes por unidad de área y tiempo que incide sobre un medio material, teniendo el haz una distribución espacial y temporal uniforme y una sección transversal mayor que el blanco.

Dada la naturaleza estadística del proceso de interacción, el número de partículas que interactúan (N_s) fluctuará, es así que el número de

partículas dispersadas $dN_s/d\Omega$ por unidad de tiempo en el ángulo sólido Ω dependerá de la probabilidad de interacción dada por la sección eficaz:

$$\frac{dN_s}{d\Omega} = F \frac{d\sigma}{d\Omega} \quad (1)$$

La sección eficaz depende de la energía de las partículas incidentes, de las características del blanco y de la naturaleza del proceso de interacción (o mejor dicho, cada proceso de interacción tiene una sección eficaz característica). La sección eficaz total para una energía E se calcula integrando $d\sigma/d\Omega$ sobre todos los ángulos sólidos posibles:

$$\sigma(E) = \int d\Omega \frac{d\sigma}{d\Omega} \quad (2)$$

Si el blanco tiene un área s , un espesor dx y contiene n_v átomos por unidad de volumen, hay un total de $n_v s dx$ átomos en el blanco. Suponiendo sólo un tipo de interacción, cada núcleo en el material tendrá asociada una sección eficaz total σ . Entonces la probabilidad de interacción en el espesor dx vendrá dada por:

$$P(dx) = n_v \sigma dx \quad (3)$$

El número de partículas incidentes que interactúan con un material de espesor finito x , se obtiene al considerar todo el espesor del blanco. Suponiendo que cada partícula incidente puede interactuar una sola vez y que luego es dispersada, el número $N(x)$ de partículas que atraviesan el espesor x se obtiene de la siguiente integral:

$$\int_{N_0}^{N(x)} \frac{dN(x)}{N(x)} = -n_v \sigma \int_0^x dx \quad (4)$$

Con lo cual:

$$N_x = N_0 e^{-n_v \sigma x} \quad (5)$$

Por lo tanto, el número de partículas que “sobreviven” luego de que el haz atraviesa un espesor x decrece exponencialmente con el aumento de x .

A $n_v \sigma$ se lo llama coeficiente de atenuación lineal μ y tiene unidades de inversa de longitud. El valor de μ determina qué tan rápidamente es atenuado el haz de partículas dentro del material. La Fig. 2 muestra una curva de atenuación típica.

Otra magnitud de utilidad es el coeficiente másico de atenuación μ_m que se obtiene al dividir el coeficiente de atenuación lineal por la densidad ρ del material ($\mu_m = \mu / \rho$). Si las unidades de μ son cm^{-1} y las de ρ g/cm^3 , las de μ_m serán cm^2/g .

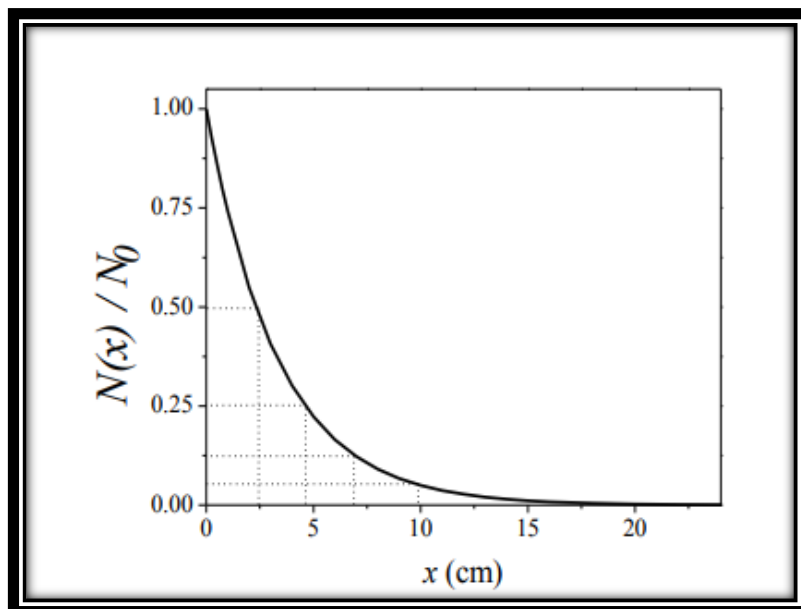


Fig. 2. Transmisión de partículas en función del espesor de absorbente.

Entonces La atenuación de un haz de fotones en un material absorbente se lleva a cabo, principalmente, por cuatro procesos:

- Dispersión coherente.
- Efecto fotoeléctrico.
- Efecto compton.
- Producción de pares.

El **Coefficiente Total de Atenuación Másico** es la suma de los coeficientes de cada proceso.

$$\frac{\mu_m}{\rho} = \frac{\sigma_{coh}}{\rho} + \frac{\tau}{\rho} + \frac{\sigma_c}{\rho} + \frac{\pi}{\rho} \quad (6)$$

La intensidad $I(x)$ de un haz de fotones monoenergéticos estrechos, atenuado por un material de espesor x , se da como:

$$I(x) = I(0)e^{-\mu(h\nu, Z)x} \quad (7)$$

Donde $I(0)$ es la intensidad original del haz no atenuado y $\mu(h\nu, Z)$ es el coeficiente de atenuación lineal, que depende de la energía del fotón $h\nu$ y del número atómico Z del atenuador.

Los mecanismos de interacción de los fotones con la materia son el efecto fotoeléctrico, la dispersión compton y la producción de pares. Los dos primeros involucran interacciones con electrones orbitales de los átomos del absorbente. La producción de pares se manifiesta para energías superiores a $1,02 \text{ MeV}$. Estos tres procesos de interacción permiten explicar las dos características principales de la interacción de

fotones con la materia: son mucho más penetrantes que las partículas cargadas y un haz de fotones no se degrada en energía al atravesar un medio material, sólo se atenúa su intensidad.

1.1.2. Dispersión Coherente.

La dispersión coherente consiste en la interacción de un fotón en un átomo, donde el fotón interactúa con un electrón, pero el fotón no sufre ningún cambio de energía, y el electrón sufre un incremento de energía pero no suficiente como para extraerlo del átomo (ver Fig. 3).

El coeficiente de atenuación para la Dispersión Coherente, σ_{coh} , decrece rápidamente cuando aumenta la energía de los fotones incidentes y es casi despreciable para energías mayores que 100 keV en materiales de bajo Z (número atómico). Este proceso es más probable, o sea aumenta su sección eficaz, para materiales de alto Z y fotones de baja energía (no es de gran interés en radioterapia).

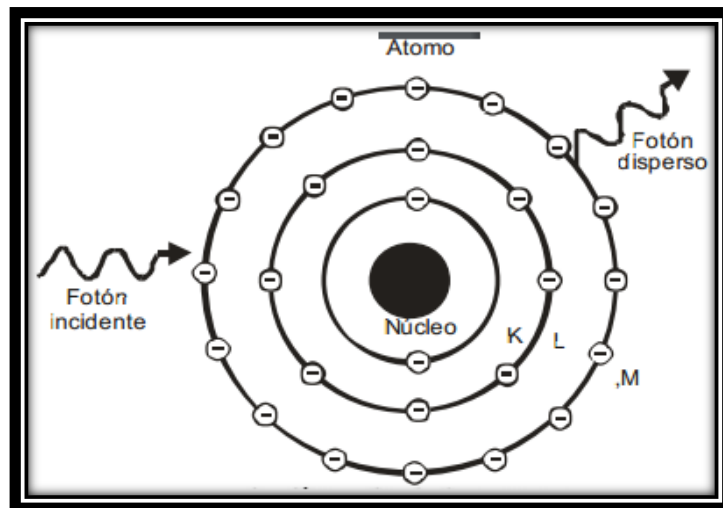


Fig. 3. Dispersión coherente.

1.1.3. Efecto fotoeléctrico.

El efecto fotoeléctrico consiste en la absorción de un fotón por un electrón el cual luego es expulsado del átomo (ver Fig. 4). A este electrón se lo denomina fotoelectrón. Puesto que un electrón libre no puede absorber un fotón y conservar el momento, el efecto fotoeléctrico siempre ocurre con electrones ligados, siendo el núcleo el que absorbe el momento de retroceso. La energía cinética del fotoelectrón corresponde a la diferencia entre la energía del fotón incidente ($h\nu$) menos la energía de ligadura ($\phi_{ligadura}$) del electrón en la capa electrónica desde donde fue removido:

$$E_k^{fotoelectrón} = h\nu - \phi_{ligadura} \quad (8)$$

La vacante dejada por el fotoelectrón es llenada por otro electrón que proviene de las capas superiores, con la emisión de rayos X característicos del elemento cuya energía es la diferencia de energías entre ambos niveles electrónicos. Alternativamente, esta energía puede ser transferida a un segundo electrón que es expulsado del átomo quedando éste doblemente ionizado.

La probabilidad de ocurrencia de este efecto, o sea su sección eficaz, τ (o τ/ρ), depende de la energía de los fotones incidentes y del Z del material.

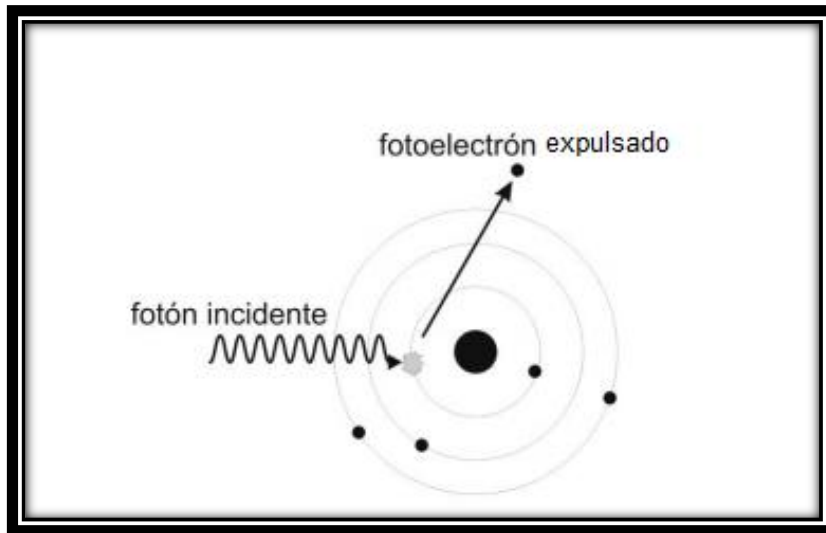


Fig. 4. Esquema del proceso de interacción fotoeléctrica.

1.1.4. Efecto Compton.

Se considera a la dispersión o efecto Compton como una colisión elástica entre el fotón incidente y un electrón libre. Por supuesto, en los medios materiales todos los electrones están ligados a un átomo. Sin embargo, si la energía del fotón incidente es mucho mayor que la energía de ligadura del electrón, se puede despreciar la energía de ligadura y considerar al electrón como libre (ver Fig. 5). El resultado de este proceso de interacción es la desaparición del fotón incidente de energía $E_0 = h\nu$ y la aparición de otro fotón de menor energía $E = h\nu'$. La diferencia de energía ($E_0 - E$) entre ambos fotones se transforma en energía cinética (E_e) del electrón que absorbió el fotón.

Es una interacción entre un fotón y un electrón libre, por lo tanto la sección eficaz, σ_c (o σ_c/ρ), de este proceso es prácticamente independiente del Z del material.

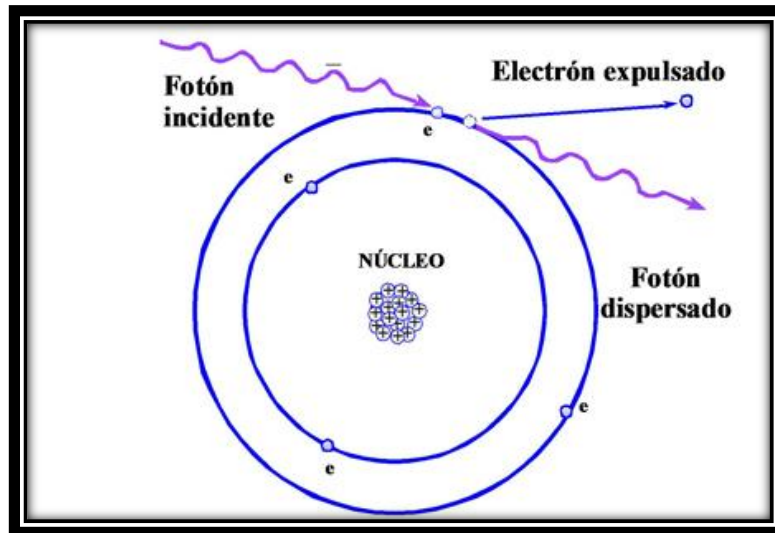


Fig. 5. Efecto Compton.

1.1.5. Producción de Pares.

El proceso de formación de pares involucra la transformación de un fotón en un par electrón-positrón. Por conservación del momento lineal, este proceso sólo puede ocurrir en presencia de un tercer cuerpo, en general el núcleo (ver Fig. 6). La energía del fotón necesaria para producir un par electrón-positrón debe ser de al menos $1,022 \text{ MeV}$. Posteriormente a la creación del par, ambas partículas se comportan como partículas β , interactuando en forma directa.

Como es una interacción con el campo electromagnético del núcleo, la probabilidad de ocurrencia de este proceso (π) aumenta rápidamente con el Z .

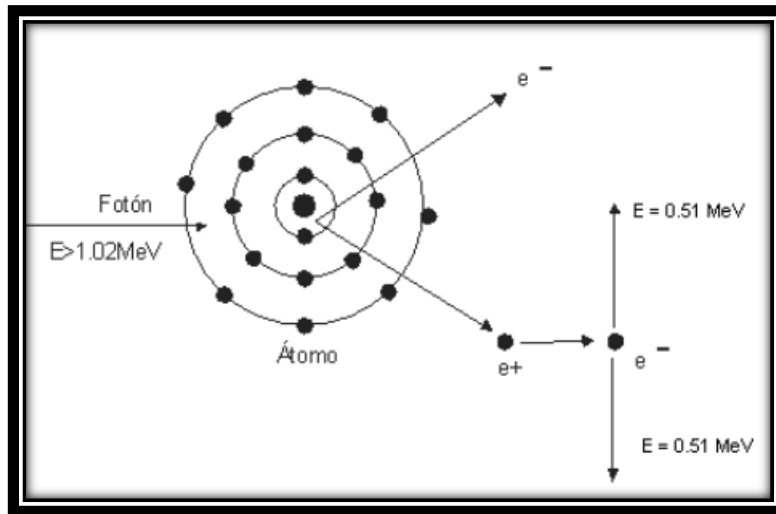


Fig. 6. Producción de Pares.

A continuación en la tabla I se muestra un resumen de las principales características de los efectos producidos de la interacción de la radiación con la materia y en la Fig. 7 los modos de interacción de los rayos X con la materia dependiendo del número atómico elemental Z y de la energía del fotón de rayos X.

Tabla I. Características de los efectos producidos de la interacción de la radiación con la materia.

	Dispersión Coherente.	Efecto Compton.	Efecto Fotoeléctrico.	Producción de Pares.
Interacción de fotón.	Con electrones ligados.	Con electrones libres.	Con todo el núcleo.	Con el campo nuclear.
Modo de interacción.	Fotón dispersado.	Fotón dispersado.	Fotón desaparece.	Fotón desaparece.
Partículas liberadas.	Ninguna.	Electrón Compton.	Fotoelectrón.	Par positrón electron.
Energías.	< 1 MeV	Alrededor de 1 MeV.	De 0 a 0,5 MeV.	>1,02 MeV.

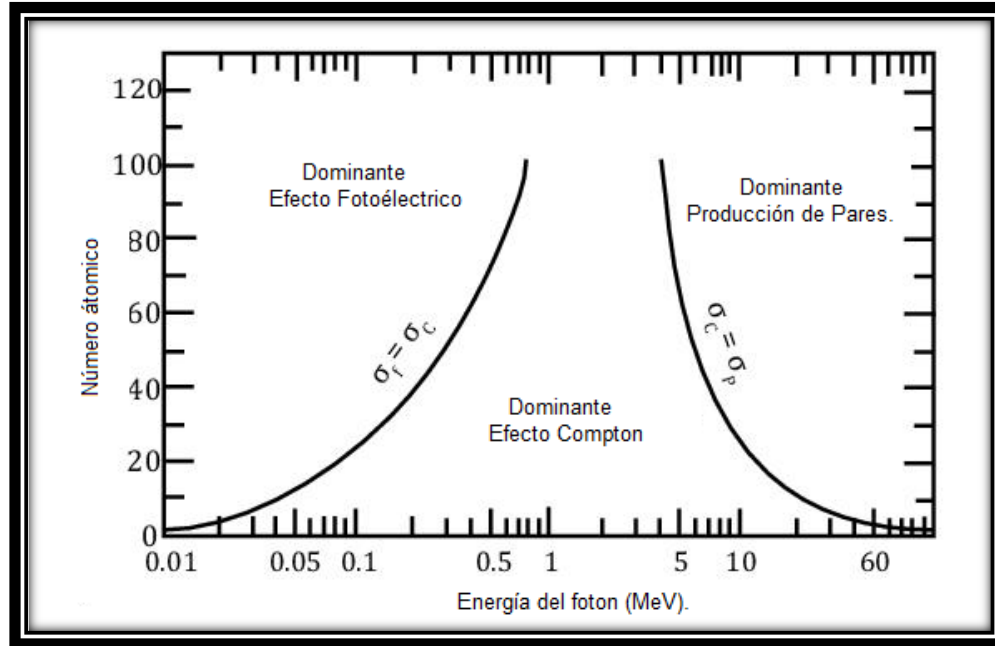


Fig. 7. Los modos de interacción de los rayos X con la materia dependiendo del número atómico elemental Z y de la energía del fotón de rayos X.

1.2. Cámaras de ionización.

Para conocer que dosis absorbe o está expuesto un cuerpo se puede obtener de manera indirecta mediante la utilización de cámaras de ionización, que son detectores de ionización gaseosa que están esencialmente constituidos por un recinto lleno de gas a presión conveniente, en el que se disponen dos electrodos mutuamente aislados, a los que se aplica una tensión de polarización (ver Fig. 8). Dado que los gases son aislantes, en condiciones normales no circula corriente eléctrica entre ambos electrodos. Pero si una partícula o fotón ionizante alcanza el espacio entre ellos, el campo eléctrico existente dará lugar a que los portadores eléctricos generados en la interacción se dirijan hacia los electrodos de carga contraria (3). De esta forma se origina en el circuito de detección un breve paso de corriente, o impulso, que puede ser medido.

Por lo tanto, aplicando un voltaje a las paredes se crea un campo eléctrico en la cámara que orienta los pares de iones hacia los respectivos electrodos. Variando la tensión aplicada, la cámara puede trabajar en condiciones distintas.

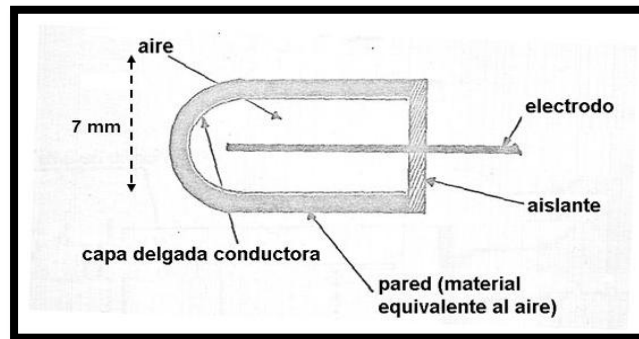


Fig. 8. Cámara de Ionización.

Si se representa el comportamiento del tamaño del impulso o corriente de una cámara de ionización en función de la tensión de polarización, se obtiene la llamada curva característica de la cámara. Para trabajar en condiciones adecuadas, esta curva debe ser una meseta, es decir, una zona prácticamente horizontal (ver Fig. 9).

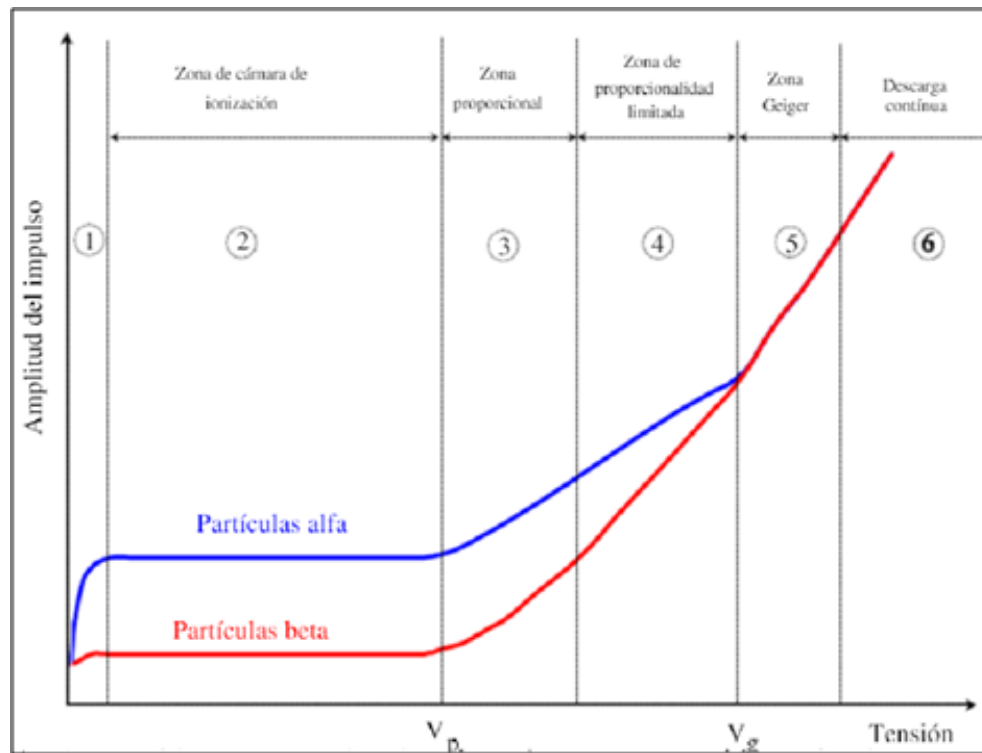


Fig. 9. Variación de la amplitud de impulso con la tensión aplicada a un detector de ionización gaseosa.

Por su forma de operar, las cámaras de ionización se dividen en cámaras de corriente o cámaras de pulsos. Las primeras están proyectadas para medir la intensidad media de corriente que circula por la cámara, que es, en general, proporcional al flujo de radiación que interactúa. Por el contrario, en las cámaras de pulsos se detectan individualmente los pulsos correspondientes a la llegada de cada partícula ionizante que interactúa en el detector. Las cámaras de ionización usan varios tipos de gases, desde el aire a la presión atmosférica en dosimetría, hasta gases nobles, en especial argón, en cámaras herméticas. La presión de trabajo también es variable; debe tener un valor suficientemente alto en las cámaras de impulsos usadas como espectrómetros, a fin de que las partículas disipen completamente su energía en el volumen sensible de la cámara. Respecto al campo de utilización de las cámaras de ionización, se

usan preferiblemente para la detección de fotones (radiación X y gamma) y partículas β y α . El rendimiento de detección se aproxima al 100% para partículas α y β que alcancen el volumen sensible de la cámara. En cambio, para fotones sólo se logra un rendimiento del orden del 1%.

1.3. Cantidades físicas para describir haces de fotones.

Se muestra a continuación las ideas fundamentales y los principios involucrados en la dosimetría de la radiación, independientemente del detector particular que se utilice. Los haces de fotones externos se caracterizan según sus parámetros físicos y se clasifican de acuerdo a su origen, medio de producción y energía (4).

1.3.1. El kerma.

Kerma es un acrónimo de energía cinética liberada por unidad de masa. Es una cantidad no estocástica aplicable a las radiaciones indirectamente ionizantes tales como fotones y neutrones. Cuantifica la cantidad media de energía transferida de la radiación indirectamente ionizante a la radiación directamente ionizante sin preocuparse por lo que sucede después de esta transferencia. En la discusión que sigue nos limitaremos a los fotones.

La energía de los fotones se imparte a la materia en un proceso de dos etapas. En la primera etapa, la radiación fotónica transfiere energía a las partículas cargadas secundarias (electrones) a través de varias interacciones fotónicas (el efecto fotoeléctrico, el efecto Compton, la producción de pares, etc.). En la segunda etapa, la partícula cargada

transfiere energía al medio a través de excitaciones atómicas e ionizaciones. En este contexto, el kerma se define como:

$$K = \frac{d\overline{E}_{tr}}{dm} \quad (9)$$

Análogamente a la definición de dosis absorbida, la magnitud $d\overline{E}_{tr}$ representa la energía promedio transferida por el haz de fotones a las partículas cargadas (electrones y positrones) del medio. La unidad de kerma en el sistema internacional es el joule por kilogramo (J / kg)(Gray), al igual que la unidad de dosis absorbida. El kerma se define únicamente para radiaciones indirectamente ionizantes, en las cuales la absorción de energía se produce en dos pasos.

1.3.2. Dosis absorbida.

La dosis absorbida es una cantidad no estocástica aplicable tanto a las radiaciones ionizantes indirecta como directamente. Para las radiaciones indirectamente ionizantes, la energía se imparte a la materia en un proceso de dos pasos. En la primera etapa (que resulta en kerma), la radiación indirectamente ionizante transfiere energía como energía cinética a partículas secundarias cargadas. En el segundo paso, estas partículas cargadas transfieren parte de su energía cinética al medio (lo que resulta en dosis absorbidas) y pierden parte de su energía en forma de pérdidas radiactivas.

La dosis absorbida está relacionada con la cantidad estocástica de energía impartida.

La dosis absorbida se define como la energía media impartida por radiación ionizante a la materia $d\bar{E}$ de masa m en un volumen finito V por:

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (10)$$

La energía impartida \bar{E} es la suma de toda la energía que entra en el volumen de interés menos toda la energía que sale del volumen, teniendo en cuenta cualquier conversión de energía de masa dentro del volumen.

La unidad de dosis absorbida es joule por kilogramo (J / kg). El nombre de la unidad de dosis absorbida es el gray (Gy) (5).

1.3.3. Fluencia.

Supongamos una esfera infinitesimal de sección máxima da centrada en un punto P (ver Fig.10). Se define la fluencia como el número de partículas que inciden en la esfera por unidad de superficie da :

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (11)$$

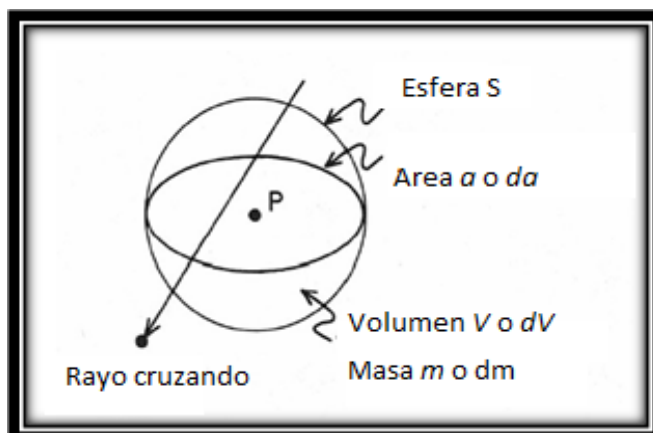


Fig. 10. Concepto de fluencia.

Por tanto, el concepto de fluencia es una magnitud escalar. Esto se debe a que en radioterapia, las magnitudes de interés van a ser la energía absorbida en un volumen y la dosis absorbida que, como veremos, está directamente relacionada con ella. Ambas son magnitudes escalares. Los fotones que contribuyen a la dosis en un volumen lo hacen independientemente de su dirección de movimiento. Consideremos un punto P. Imaginemos que da es la “sección eficaz”, que manifiesta este punto, teniendo en cuenta que las partículas que atraviesan da hacen parte de la fluencia en P. Si no tenemos en cuenta la trayectoria de las partículas, el volumen más apropiado centrado sería P, utilizado para caracterizar la fluencia la cual se constituye como una esfera, independientemente de la dirección, ya que la partícula incidente verá una superficie efectiva (sección eficaz) da . Al dividir el número de las partículas que inciden en la esfera entre da obtenemos la fluencia en P.

1.3.4. Porcentaje de la dosis en función de la profundidad.

Los efectos de los haces de fotones sobre la materia se deben principalmente a los electrones secundarios que generan. Así la

distribución de energía en los tejidos (dosis absorbida) depende básicamente de estos electrones secundarios y en mucha menor medida de la radiación primaria (fotones). Los electrones secundarios se generan con diferentes energías, pero la energía máxima y su alcance dependen de la energía de los fotones incidentes. Los electrones secundarios no tienen por qué depositar toda su energía en el punto donde son generados. Los fotones generan electrones de distintas energías que se frenan (depositan su energía) a distintas profundidades. A una determinada profundidad el número de electrones se frenan, y la dosis absorbida, alcanza el máximo, se dice que se ha alcanzado el equilibrio electrónico, es decir, a esa profundidad el número de electrones que se frenan y ceden su energía es igual al número de electrones que se generan (ver Fig.11).

Como conforme aumenta la profundidad el número de fotones va disminuyendo, y por tanto también va disminuyendo el número de electrones secundarios, a partir del máximo la dosis cada vez es menor. Por ejemplo, el máximo de dosis para rayos X de terapia superficial se encuentra en la superficie, para los rayos X de 6 MV de un acelerador lineal alrededor de 1,5 cm (6).

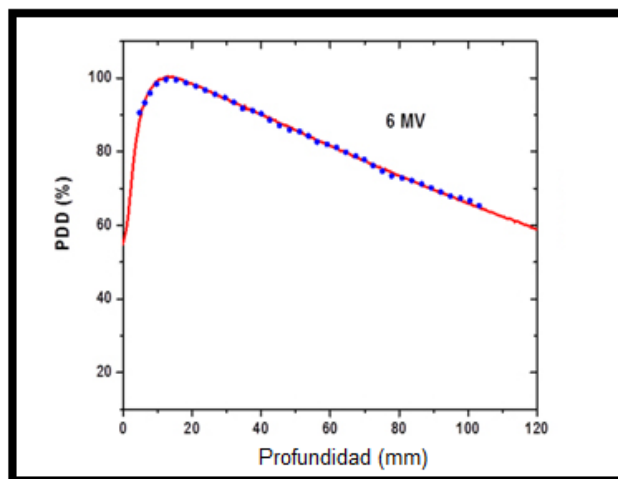


Fig. 11. Porcentaje de dosis en profundidad (PDD).

En las irradiaciones con fotones de alta energía el máximo de dosis se encuentra por debajo de la superficie, esto hace que la dosis en la piel sólo sea una fracción de la dosis en dicho máximo, de forma que se sub-dosifica. En los casos en que no se quiera esta reducción de dosis se deberán colocar Bolus de forma que el máximo ocurra cerca de la piel. La sub-dosificación de la piel se reduce en el caso de utilizar máscaras de inmovilización u otro material. El caso más drástico ocurre al tener metal cerca o en contacto con piel (bandejas de moldes o colimadores demasiado cerca, tubos traqueales, prótesis dentales) ya que la radiación arranca numerosos electrones del metal debido al aumento del efecto fotoeléctrico. También se reduce la sub-dosificación de la piel cuando la radiación no incide perpendicularmente (7).

El porcentaje de la dosis en profundidad, Percent Depth Dose (PDD), está definido como:

$$PDD(z) = \frac{D(z)}{D(z_{ref})} 100\% \quad (12)$$

Donde $D(z)$ es la dosis medida a lo largo del eje central del haz a una profundidad z , y $D(z_{ref})$ es la medida de la dosis a lo largo del eje central del haz en un punto considerado como referencia (8).

1.3.5. Perfiles de Dosis.

En la radioterapia de haz externo, un detector de radiación toma mediciones de dosis transversales y longitudinales para caracterizar los rayos de radiación de los aceleradores lineales médicos (ver Fig. 12. a).

Típicamente, una cámara de ionización y un maniquí con agua se usan para crear estos perfiles de dosis de radiación. El agua se usa debido a su equivalencia de tejidos. Las mediciones de dosis transversales se realizan en las direcciones X o Y perpendiculares al haz de radiación, y a una profundidad dada (z) en el maniquí.

La planitud de los haces de fotones indican la desviación en el nivel de dosis en todo el ancho del campo y es extremadamente sensible al cambio en la energía del haz incidente. Un pequeño cambio en la calidad de penetración de un haz de fotones resulta en un cambio muy grande en la planitud del haz.

La simetría en los perfiles permite observar la desviación en el nivel de dosis para puntos simétricos sobre el eje central.

1.3.6. Curvas de Isodosis.

Se define curvas de isodosis como líneas que unen puntos que tienen igual dosis sobre una sección de un medio irradiado (ver Fig. 12. b). Habitualmente se representan en un plano perpendicular al eje central del haz, que comprende no solo en el eje, sino que también en puntos fuera de éste (9).

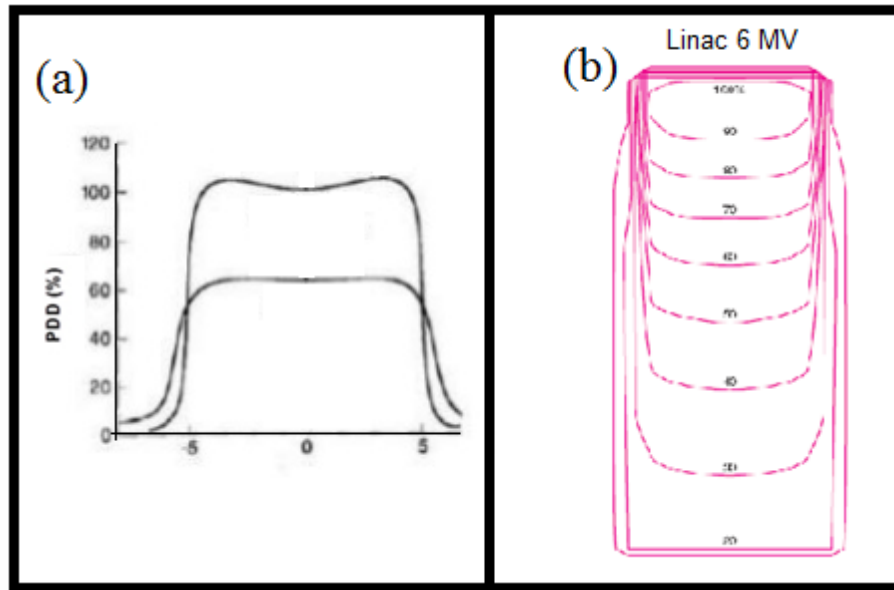


Fig. 12. a) Perfiles de Dosis. b) Curvas de Isodosis.

“Un conjunto de curvas de isodosis se denomina distribución de dosis”, donde el valor asignado a cada curva suele ser un porcentaje con respecto al valor de referencia (normalización). Las curvas de isodosis cumplen un rol fundamental a la hora de planificar los tratamientos de radioterapia. Los sistemas de planificación combinan la información anatómica detallada brindada por la TC de planificación, con el cálculo de la dosis en miles de puntos del paciente, éstos permite al médico radioterapeuta determinar cuál es la dosis que recibe el volumen blanco, donde están situadas las zonas sub e hiperdosadas y que dosis reciben los órganos críticos. De esta manera, se logra optimizar el tratamiento (10).

1.4. Unidades Hounsfield.

Todos los escáneres de Tomografía Computarizada son capaces de medir y expresar en cifras exactas el grado de atenuación que producen los tejidos corporales de una persona sobre el haz de rayos X

cuando realiza un barrido circular en el transcurso de cualquier exploración. Es un parámetro específico y exclusivo de los equipos de Tomografía Computarizada.

El grado de atenuación, formulado en unidades Hounsfield (UH), nombrada en honor del ingeniero y Premio Nobel de Fisiología o Medicina inglés Sir Godfrey Newbold Hounsfield, expresa de forma numérica, por cada centímetro y para cada tejido que atraviesa, la atenuación de la intensidad que experimenta el haz de rayos, desde que sale por la ranura del tubo hasta que llega atenuado a la bandeja de los detectores que se dispone en el polo opuesto. La escala de Unidades Hounsfield es el resultado de la transformación de la escala de coeficientes de atenuación lineal de rayos X en una nueva escala en la cual el valor de atenuación del agua destilada en condiciones normales de presión y temperatura se define como 0 unidades de Hounsfield (UH), mientras que para el aire en condiciones normales de presión y temperatura se define como -1000 UH, extendiéndose más allá de las 1000 UH asignadas al nivel de absorción del hueso compacto; por lo tanto para la piel las UH oscilan desde -20 a 200, dependiendo de la densidad y composición de la misma (ve Fig. 13).

El coeficiente de atenuación de los rayos X expresado en Unidades Hounsfield para los diferentes tejidos vivos u otros materiales sometidos a un examen tomográfico de rayos X viene dado por la siguiente ecuación:

$$UH = 1000 \times \left(\frac{\mu - \mu_{agua}}{\mu_{agua}} \right) \quad (13)$$

$$\mu = \frac{UH \mu_{agua}}{1000} + \mu_{agua} \quad (14)$$

$$\mu = \mu_{agua} \left(\frac{UH}{1000} + 1 \right) \quad (15)$$

$$\mu_m = \frac{\mu}{\rho} \quad (16)$$

Donde $\mu_{agua} = 0,0706 \text{ cm}^{-1}$ es el coeficiente de atenuación lineal del agua destilada y μ el coeficiente de atenuación lineal, la cual, para la piel $\mu = (0.0628 \pm 0.0016) \text{ cm}^{-1}$ (11) y μ_m es el coeficiente de atenuación másico del tejido o material de interés (12).

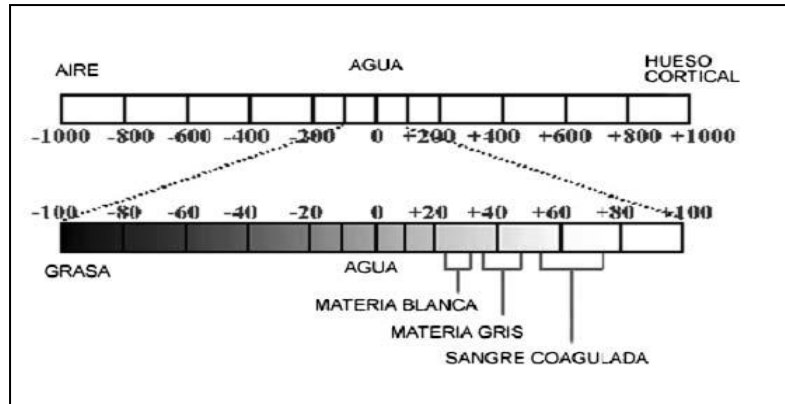


Fig. 13. Valores de Unidades de Hounsfield para distintos tejidos.

1.5. Bolus.

Es un material de composición orgánica equivalente a la densidad del agua (cera/parafina, agua o siliconas), que, apoyados en la zona a tratar del paciente, aumentan la dosis en piel reduciéndola en profundidad al regularizar la topografía anatómica. En las irradiaciones con fotones de alta energía el máximo de dosis se encuentra por debajo de la superficie, esto hace que la dosis en la piel sólo sea una fracción de la dosis en dicho máximo, de forma que se sub-dosisifica. En los casos que no se quiera esta

reducción de dosis se deberán colocar Bolus de forma que el máximo ocurra cerca de la piel (13).

Los tratamientos en los que puede ser requerido el uso de un Bolus por lo general son: mama, piel, partes blandas, cabeza y cuello. Cuanto mayor es la energía de los fotones, más profundo es el máximo y menor es la dosis en la superficie. Los materiales del Bolus deben ser flexibles (ver Fig. 14) para que se ajusten a las curvaturas de los pacientes sobre la superficie de la piel (14).



Fig. 14. Muestra de un Bolus comercial.

La irradiación de las superficies de los pacientes que tienen defectos quirúrgicos con haces de fotones y electrones puede conducir a la heterogeneidad de dosis significativa en el tejido subyacente. Esta heterogeneidad de la dosis puede llevar al volumen de tratamiento de planificación (PTV) a presentar efectos no deseados secundarios y complicaciones.

Una técnica común para resolver el problema de la falta de homogeneidad de la dosis en el tratamiento de tumores de cabeza y cuello es utilizar Bolus en el tejido deseado, lo que resultaría en una distribución de dosis más homogénea. Además de la superficie del paciente irregular comúnmente visto en pacientes de cabeza y cuello, la profundidad del PTV no suele ser uniforme y puede variar entre cero hasta más de cinco centímetros.

Si un solo haz de fotones o electrones con o sin Bolus de espesor uniforme en la superficie del paciente, se utilizará para el tratamiento, el tejido subyacente crítico sería innecesariamente irradiado, por lo tanto, en estos casos se combina múltiples haces de fotones y electrones con diferentes energías utilizadas simultáneamente para irradiar las diferentes secciones de un objetivo con profundidad variable. El uso de un mayor número de campos de tratamiento da como resultado una mayor conformidad de dosis al PTV, también una solución clínica a la superficie irregular del paciente y el grosor no uniforme PTV es variando el espesor del Bolus, el cual es personalizado para cada paciente (15).

CAPITULO 2. ELABORACIÓN DE BOLUS.

2.1. Materiales y equipos.

- ❖ Bolus comercial de gel y uno termoplástico marca Orbit.
- ❖ Para la creación de distintos Bolus artesanales se utilizaron los siguientes materiales y herramientas:
 - Almidón de maíz marca Arco Dist.
 - Gelatina sin sabor marca Sonrisa.
 - Pega blanca no toxica marca Ofiglue.
 - Agua.
 - Conservante comestible Micoban.
 - Aceite de bebe marca Melody.
 - Conservante comestible.
 - Plastilina marca Norma.
 - Glicerina marca Frutalia.
 - Colador, para evitar grumos.
 - Olla.
 - Balanza electrónica marca Oster.
 - Taza con medidas.
 - Termómetro.
 - Cocinilla marca Oster.
 - Paleta.
 - Rodillo, para aplanar los Bolus.
 - Se crearon moldes de 0,5 cm y 1 cm de profundidad para obtener Bolus de distintos grosores.
- ❖ Tomógrafo helicoidal marca General Electric Optima CT580.

- ❖ Acelerador lineal marca Elekta, modelo Precise Treatment System, energía 6 MV.
- ❖ Acelerador lineal marca Varian, modelo Trilogy, energía 6MV.
- ❖ Cámara Semiflex marca PTW, modelo TN31010.
- ❖ Cámara de ionización Farmer marca PTW, modelo TN30013.
- ❖ Electrómetro marca PTW, modelo Unidos.
- ❖ Electrómetro marca PTW FREIBURG.
- ❖ Maniquí marca PTW, modelo MP3.
- ❖ Sistema de planificación Eclipse marca Varian, modelo Eclipse, versión 10.0.
- ❖ Programa de datos dosimétricos MEPHYSTO marca PTW, versión 7.42.
- ❖ Soporte plástico con orificio en el centro para colocar el Bolus en el maniquí.
- ❖ Maniquí o bloque de agua solida marca PTW FREIBURG.
- ❖ Detector de radiación modelo 2D Array OCTAVIUS® 729 (marca PTW FREIBURG). Su característica física es:

Tipo de detector: Cámaras de ionización ventiladas plano-paralelas

Diseño del detector: cúbico

Número de detectores: 729

Tamaño del detector: 0,5 cm x 0,5 cm x 0,5 cm (0,125 cm³)

Distancia del detector: 10 mm centro a centro, 5 mm borde a borde

Max. Tamaño del campo: 27 cm x 27 cm

Cantidades medidas: dosis absorbida al agua (Gy), Tasa de dosis absorbida al agua (Gy / min).

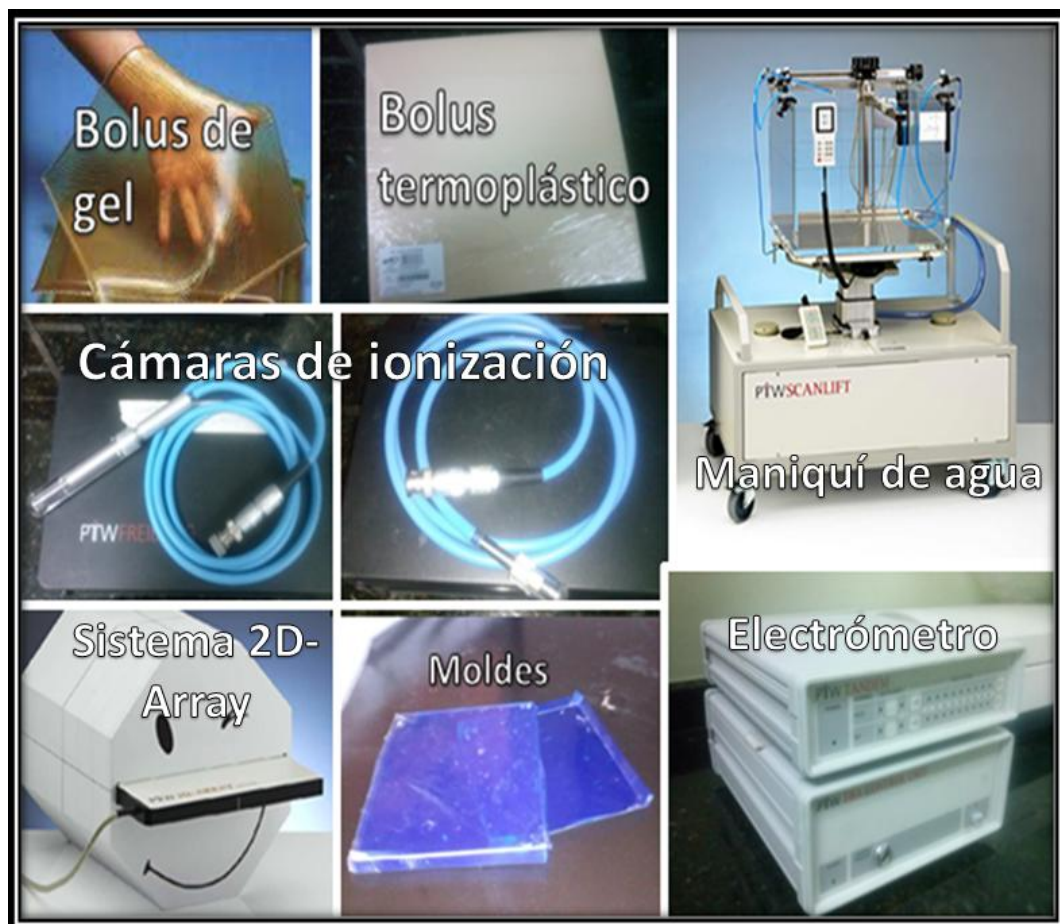


Fig. 15. Imágenes de algunos equipos y materiales utilizados.

2.2. Creación de Bolus.

Se procedió a fabricar los Bolus con materiales distintos y accesibles del mercado comercial; como se muestra en la Fig.16, y luego se verificó las unidades de Hounsfield mediante la obtención de imágenes de un tomógrafo computarizado (TC). Esta experiencia se realizó en la unidad de radioterapia Cabriales 21. Las mezclas de los materiales utilizados para cada Bolus se observan en las tablas I, II y III. La cual se mezclaron todos los materiales de cada Bolus en un recipiente a temperatura ambiente y se amasó con las manos. Para el caso de los Bolus sometidos a calor (Bolus C y L); después de ser mezclados se colocaron en una cocinilla a llevar

calor y se dejaron refrescar a temperatura ambiente y luego se realizó la TC.

Tabla I. Composición de los Bolus de la Fig. 16.

Bolus	Materiales	UH	\overline{UH}
A	Almidón de maíz (200 g), agua (10 ml), pega blanca (70 ml) no toxica	1116...145	130
B	Almidón de maíz (200 g), agua (10 ml), conservante comestible (5 g), aceite de bebe (10 ml), pega blanca no toxica (70 ml). (La mezcla se sometió a calor).	-90....-60	-78
C	Almidón de maíz (200 g), agua (10 ml), pega blanca no toxica (70 ml), gelatina sin sabor (20 g). (La mezcla se sometió a calor 40 °C).	140....170	148
D	Plastilina no toxica (vieja del IOMPC).	1020....1150	1083

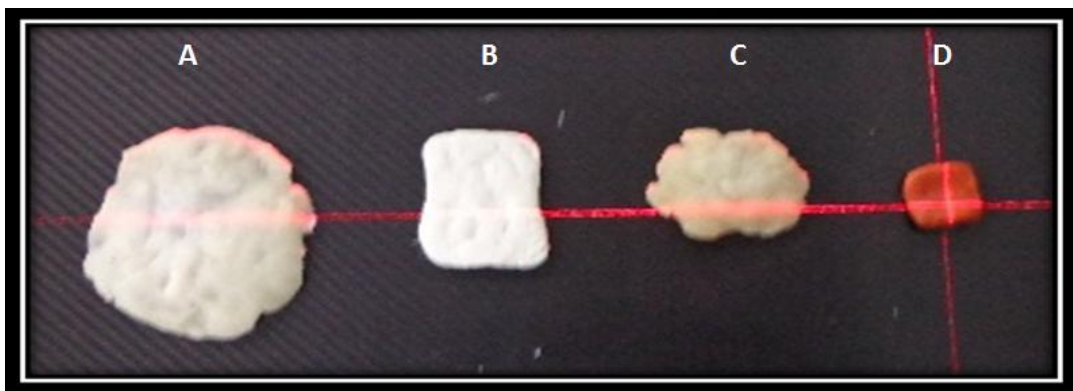


Fig. 16. Bolus fabricados con distintos materiales.

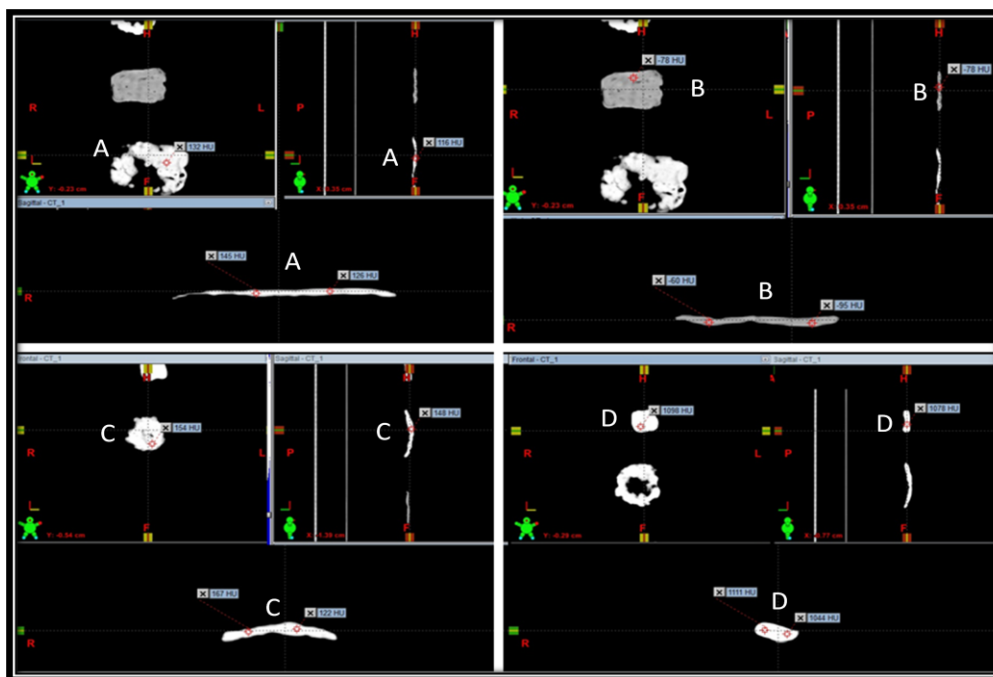


Fig. 17. Unidades de Hounsfield para los Bolus de la Fig .16.

La Fig. 17 se muestra que las UH obtenidas se alejan de los valores de la piel; el material que más se asemeja es el Bolus A, por lo que se procedió a la fabricación de otros a partir de la mezcla A y se compararon con los Bolus comerciales (ver Fig. 18 y 19).

Tabla II. Bolus comerciales y artesanales.

Bolus	Materiales	UH	\overline{UH}
E	Comercial termoplástico.	-100...60	36
F	Almidón de maíz (200 g), pega blanca (70 ml)	110...150	138
G	Almidón de maíz (200 g), pega blanca (70 ml), aceite de bebe (10 ml) (mezcla húmeda)	90...130	120
H	Comercial de gel.	-80...-60	-74

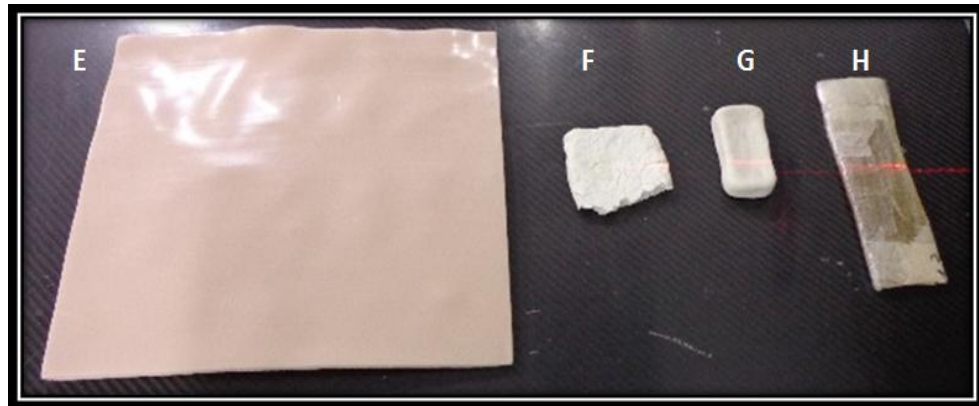


Fig. 18. Bolus comerciales y de fabricación artesanal.

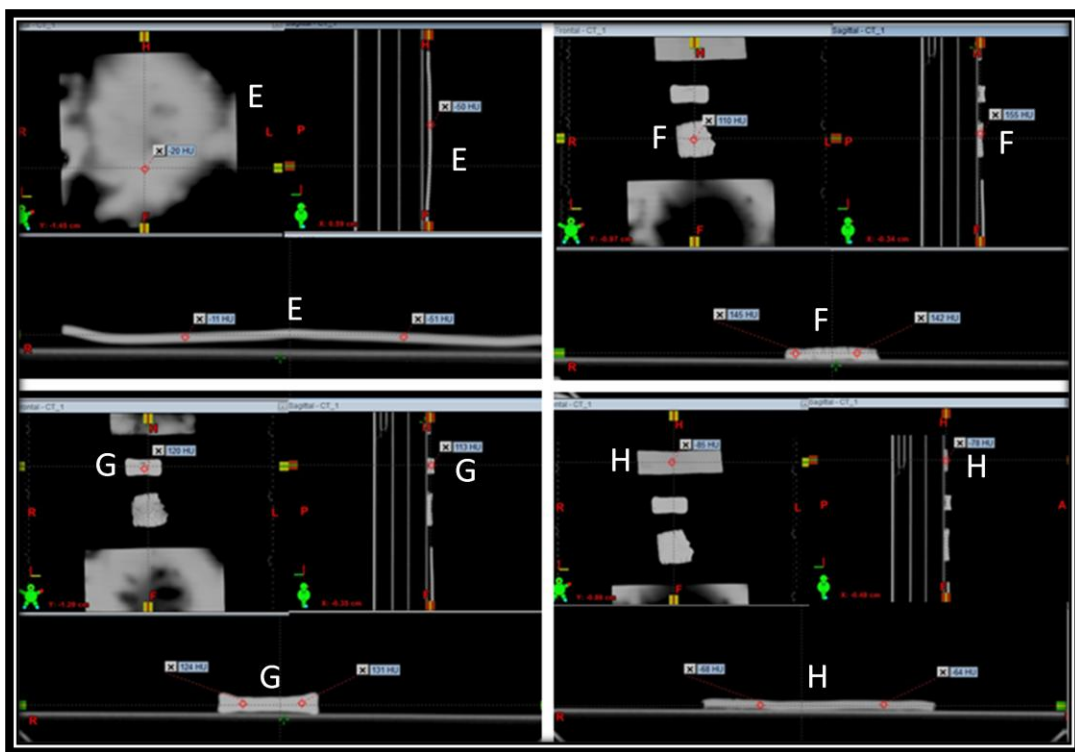


Fig. 19. Unidades de Hounsfield para los Bolus de la Fig .18.

En la Fig. 19 se muestra que estas otras mezclas de los Bolus se acercaron a los valores deseados de UH de la piel, esto se logró variando los materiales para su fabricación (tabla II y III). Donde la tabla II muestra el Bolus E que es el utilizado en el Instituto Oncológico “Dr. Miguel Pérez Carreño” (IOMPC) y el Bolus H del servicio Cabriales 21.

Tabla III. *Bolus de fabricación artesanal.*

Bolus	Materiales	UH	\overline{UH}
I	Almidón de maíz (200 g), pega blanca (70 ml).	120...140	132
J	Almidón de maíz (200 g), pega blanca (70 ml), glicerina (10 ml).	70...110	97
K	Almidón de maíz (200 g), pega blanca (70 ml), aceite de bebe (10 ml), glicerina (10 ml). (Mezcla completamente seca).	-100...151	92
L	Almidón de maíz (200 ml), pega blanca (70 ml), aceite de bebe (10 ml), conservante (5 g) (sometido a calor 40 °C)	-120...-60	76



Fig. 20. Bolus de fabricación artesanal.



Fig. 21. Unidades de Hounsfield de los Bolus de fabricación artesanal de la Fig.20.

Como se observa en las Fig. 20 y 21, en conjunto con las tablas anteriores de las distintas mezclas para hallar el Bolus con UH que más se asemeja a la piel y comparándolos con los comerciales, él más cercano es

el Bolus k (ver resumen en tabla IV). Además se puede observar que μ del Bolus k (calculado por medio de la ecuación 15) coincide con el valor de la piel. También se calculó μ_m , para un Bolus con una masa de $(70 \pm 0,1)g$ y dimensiones $0,5 \times 9 \times 11 \text{ cm}$, que corresponde al grosor, ancho y largo, mediante la ecuación 16 y su valor es de $(50 \pm 3) \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2/g$. Conociendo ésto se procedió a la fabricación de láminas con los materiales del Bolus k para el estudio de los perfiles de dosis y porcentaje de dosis en profundidad (PDD), observándose los distintos grosores fabricados en la tabla V del anexo.

Tabla IV. Resumen de unidades de Hounsfield y μ para los distintos Bolus estudiados en el tomógrafo axial computarizado, donde $\mu_{\text{agua}} = 0,0706 \text{ cm}^{-1}$.

Bolus	Unidades de Hounsfield	$\mu (\pm 0,01 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^{-1})$
Comercial de plástico	36	0,07
Comercial de gel	-74	0,08
Plastilina	1083	0,15
C	148	0,08
K	92	0,07

Una vez fabricados los Bolus se les realizó una tomografía computarizada (TC) donde se verificó las UH y se obtuvo que conservaron dichos valores tanto con la mezcla húmeda como seca, con variaciones poco significativas (ver Fig. 22 y 23).

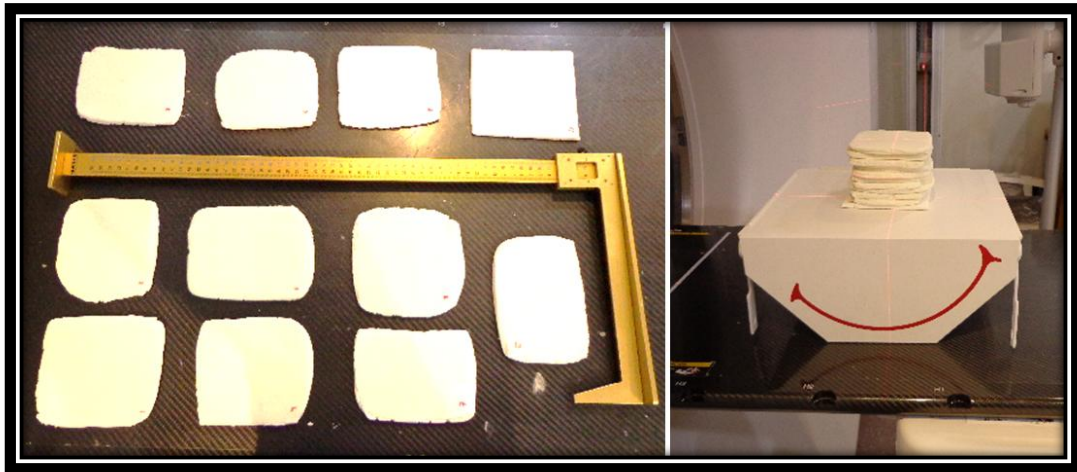


Fig. 22. Bolus fabricados para la medición de perfiles y PDD.

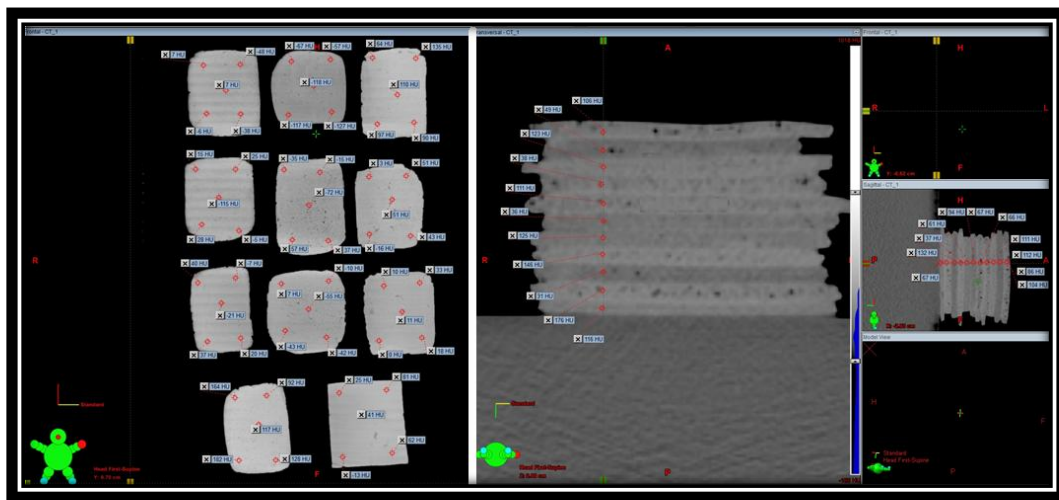


Fig. 23. Unidades de Hounsfield de los Bolus a utilizar para los estudios de perfiles y PDD.

Con el sistema de planificación Eclipse y mediante la herramienta Line Profile (perfil de línea) se generó un promedio de las UH en un segmento o línea seleccionada para cada Bolus fabricado.

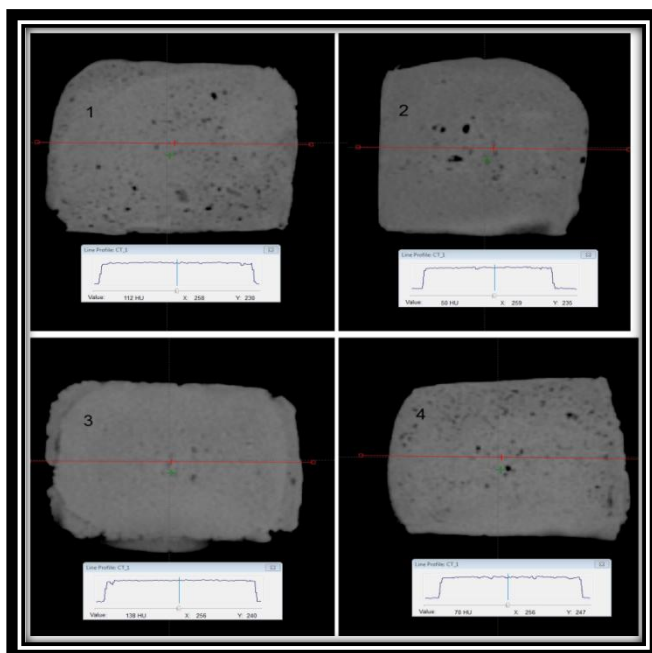


Fig. 24. Unidades de Hounsfield (UH) para los Bolus 1, 2, 3 y 4 analizados en el sistema de planificación Eclipse.

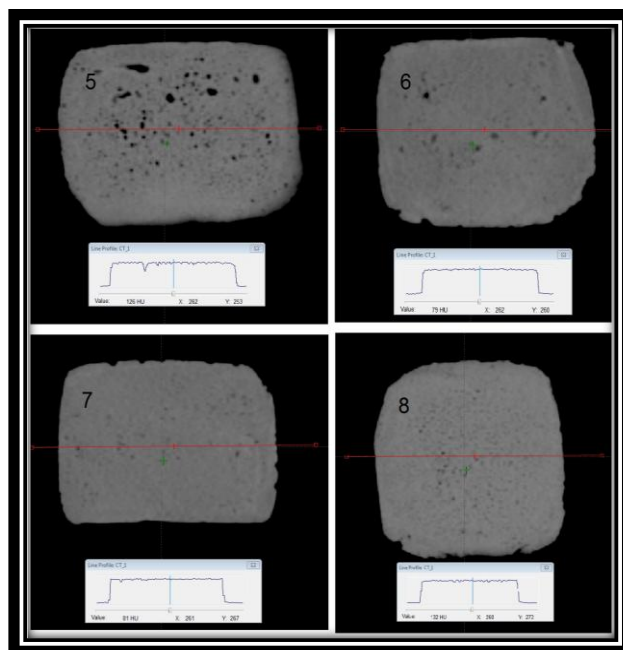


Fig. 25. Unidades de Hounsfield (UH) para los Bolus 5, 6, 7 y 8 analizados en el sistema de planificación Eclipse.

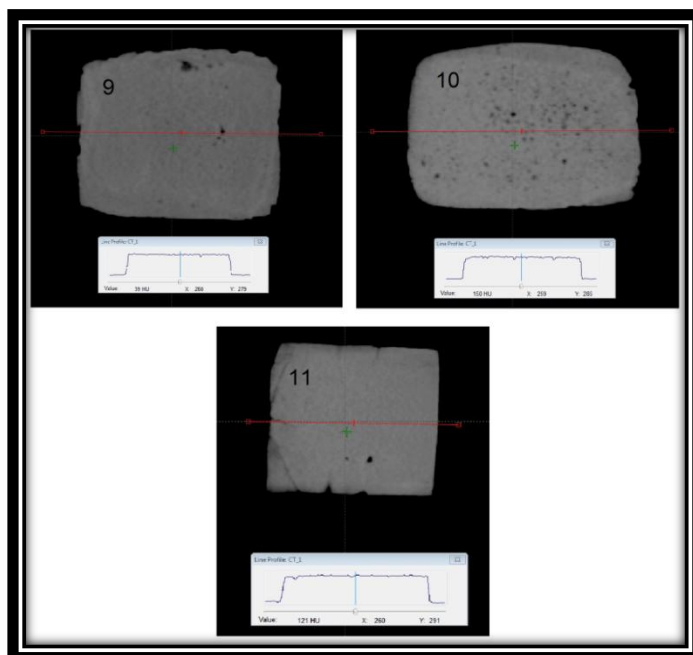


Fig. 26. Unidades de Hounsfield (UH) para los Bolus 9, 10 y 11 analizados en el sistema de planificación Eclipse.

Las Fig. 24, 25 y 26 muestran para cada Bolus fabricado como se mantienen en promedio homogéneamente las UH de cada segmento seleccionado, así como también se conservaron los valores por debajo de 160 UH. Además se obtuvieron los perfiles de UH para la torre de Bolus que está colocada sobre el sistema 2D-Array (ver Fig. 22), la cual el segmento seleccionado también toma parte del maniquí y las UH se mantienen dentro de los valores ya mencionados (ver Fig. 27 y 28).

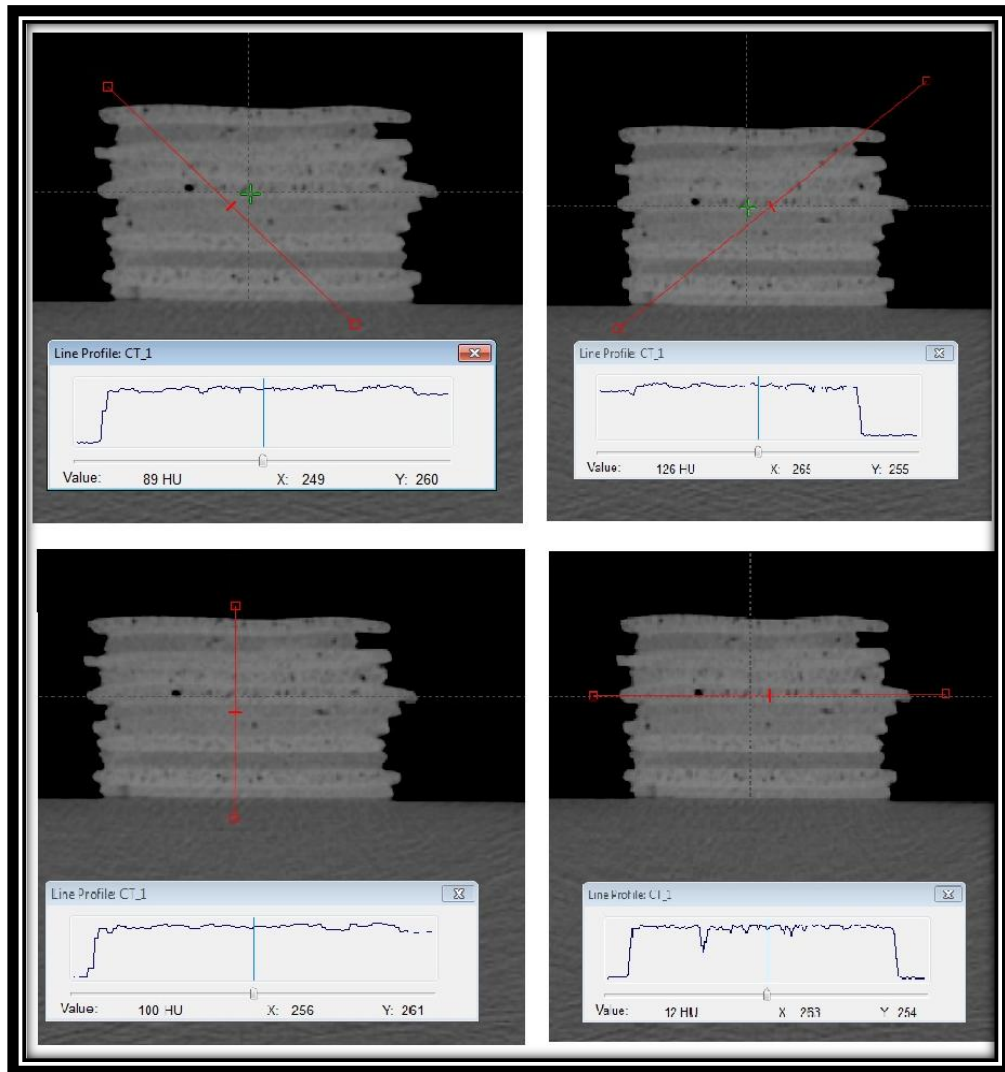


Fig. 27. Unidades de Hounsfield (UH) para la torre de Bolus colocadas sobre el maníquí del sistema 2D-Array analizados en el sistema de planificación Eclipse.

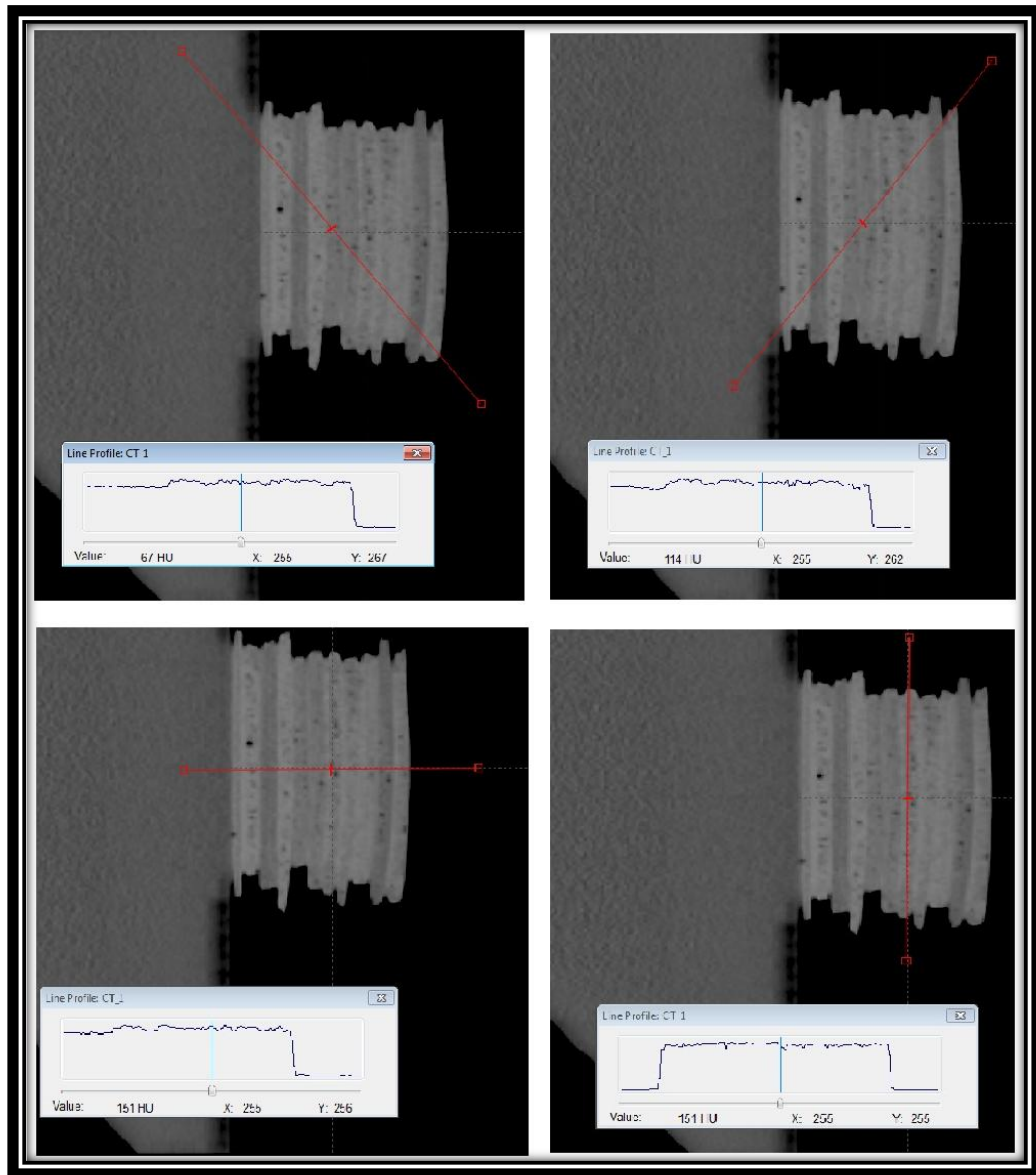


Fig. 28. Unidades de Hounsfield (UH) para la torre de Bolus colocadas sobre el maniquí del sistema 2D-Array analizados en el sistema de planificación Eclipse.

CAPITULO 3. ANÁLISIS Y RESULTADOS.

3.1. Estudio de perfiles de dosis y PDD en un maniquí de agua.

En esta etapa se procedió a la adquisición de datos para obtener los PDD y perfiles de dosis en el acelerador lineal del IOMPC sobre los “Bolus k” fabricados de 1 cm y 0,5 cm de grosor, la cual se utilizó el acelerador lineal con que cuenta la institución, un Elekta, la cámara Semiflex y Farmer, electrómetro, maniquí PTW MP3, el soporte plástico para colocar los Bolus como se muestra en la Fig. 29. A partir de este montaje y con la ayuda del programa Mephysto se obtuvieron los PDD y perfiles de dosis; donde primeramente se obtuvo la data del acelerador sin colocar los Bolus para verificar lo obtenido con el comisionamiento del equipo. Luego se colocaron los Bolus sobre el soporte para su estudio.



Fig. 29. Montaje experimental para la obtención de PDD y perfiles.

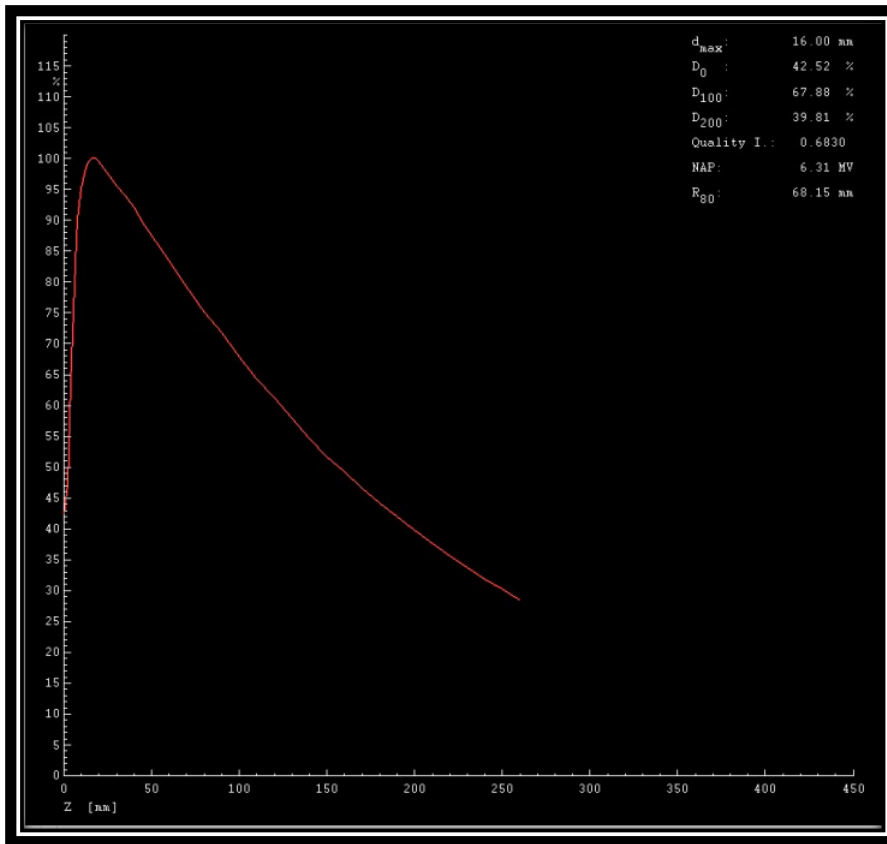


Fig. 30. Porcentaje de dosis de profundidad obtenido en el acelerador lineal del IOMPC, el d_{max} fue a 1,6cm de profundidad.

Como se mencionó anteriormente se armó el montaje experimental mostrado en la Fig. 29 para la obtención del PDD y perfiles con el fin de verificar la información y el d_{max} suministrado por el comisionamiento del acelerador lineal, la cual coincidieron (ver Fig. 30 y 31); una vez obtenido esto, se colocó un Bolus de 1 cm, para observar como varió ésta data.

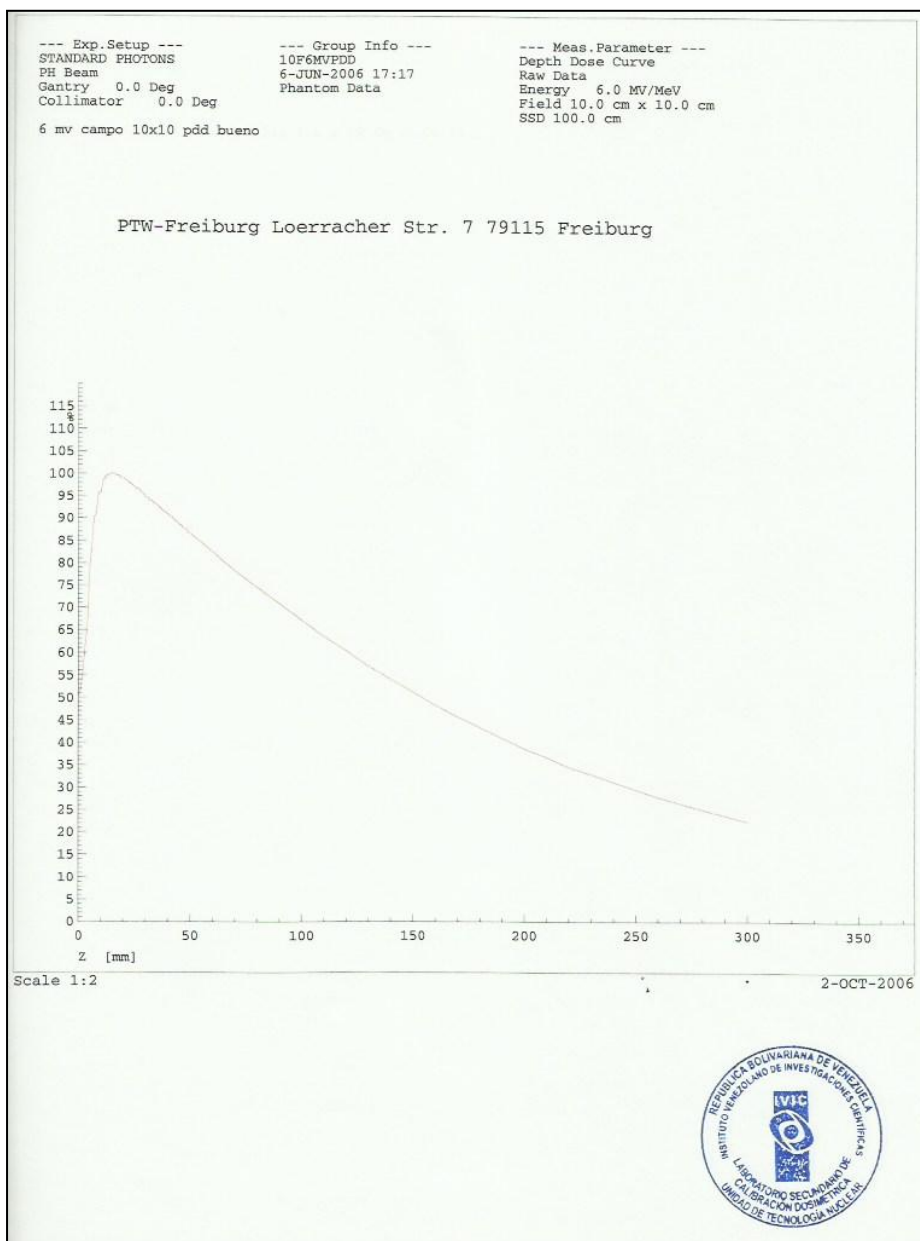


Fig. 31. PDD del comisionamiento del IOMPC, con d_{max} en 1,6 cm de profundidad.

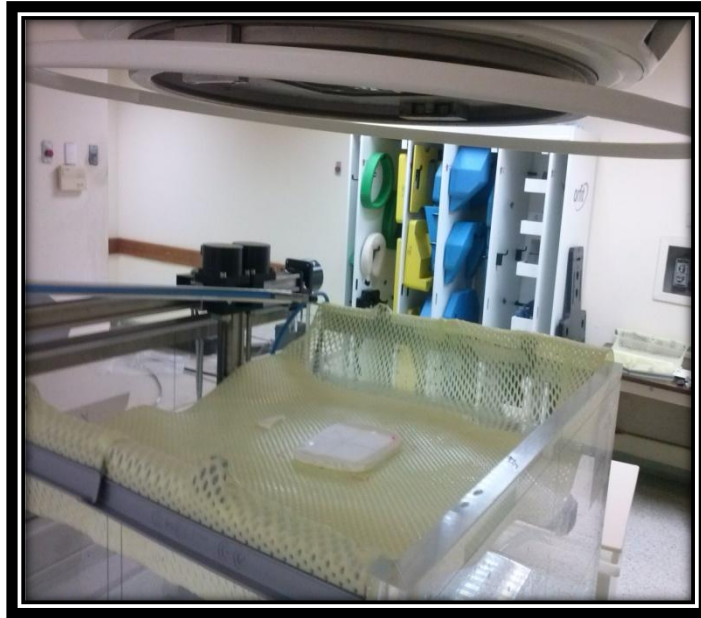


Fig. 32. Montaje experimental para la obtención de PDD y perfiles de dosis.

La Fig. 32 muestra cómo se colocó el Bolus para obtener el PDD y los perfiles de dosis.

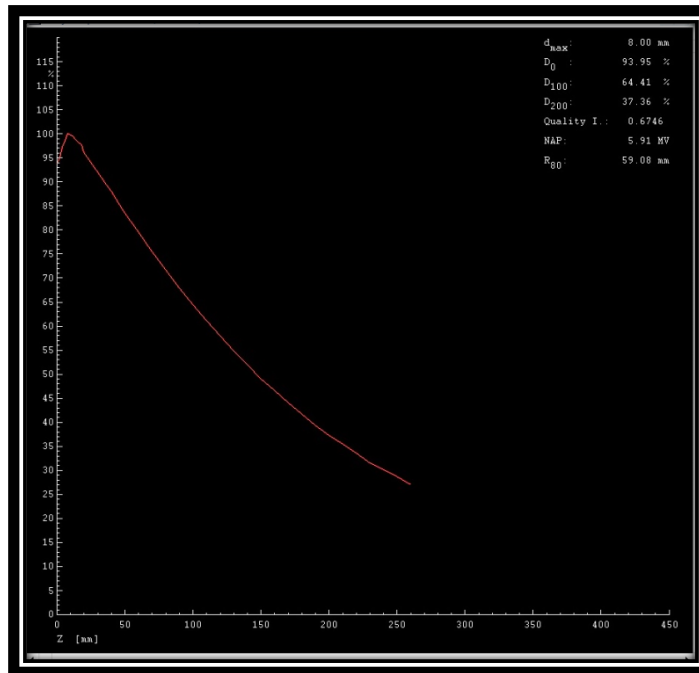


Fig. 33. Porcentaje de dosis de profundidad con un Bolus 1 cm de grosor ($d_{max}=8mm$).

En la Fig. 33 se observa como varió el d_{max} a la mitad con un Bolus de 1 cm, luego se agregó otro Bolus y disminuyó nuevamente con un d_{max} de 4 mm de profundidad (ver Fig. 34), a su vez se obtuvo el perfil de dosis agregando también varios Bolus donde éstos fueron simétricos (ver Fig. 35 y 36).

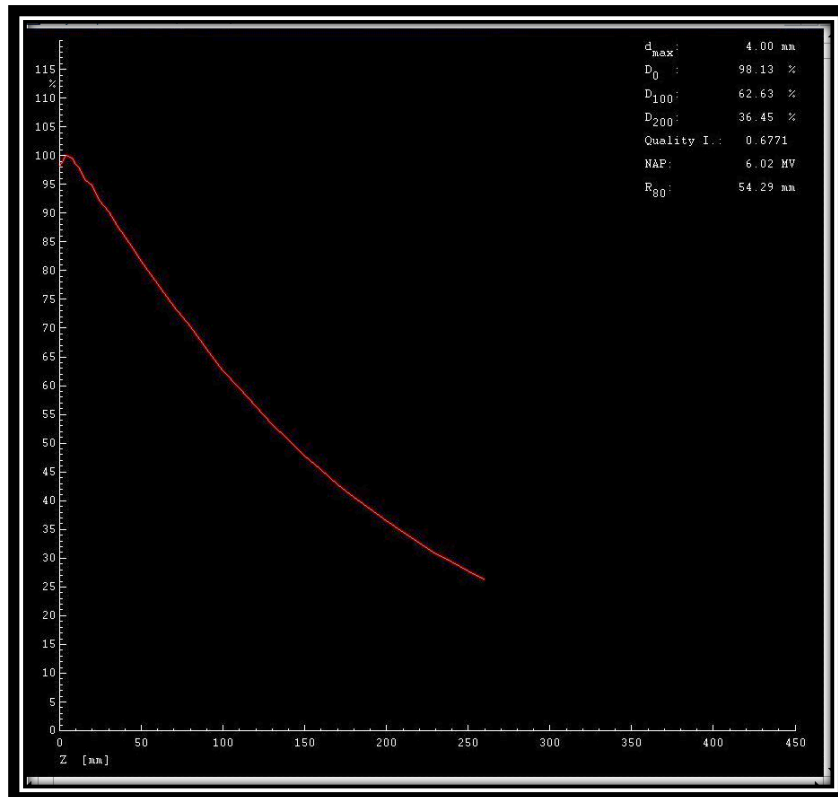


Fig. 34. Porcentaje de dosis de profundidad con un Bolus de 1 cm de grosor y uno de 0,5 cm.

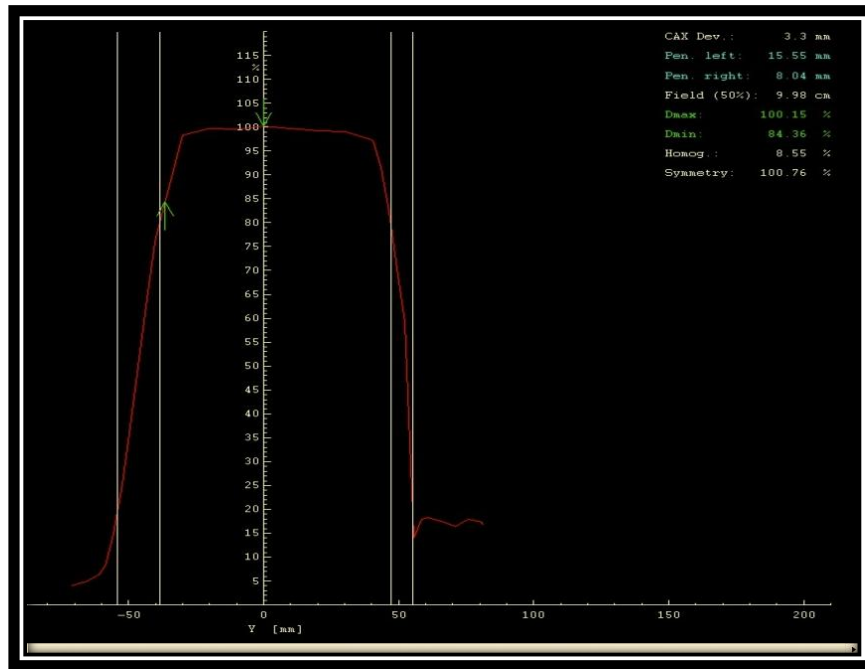


Fig. 35. Perfil de dosis con dos Bolus de 1 cm de grosor cada uno.

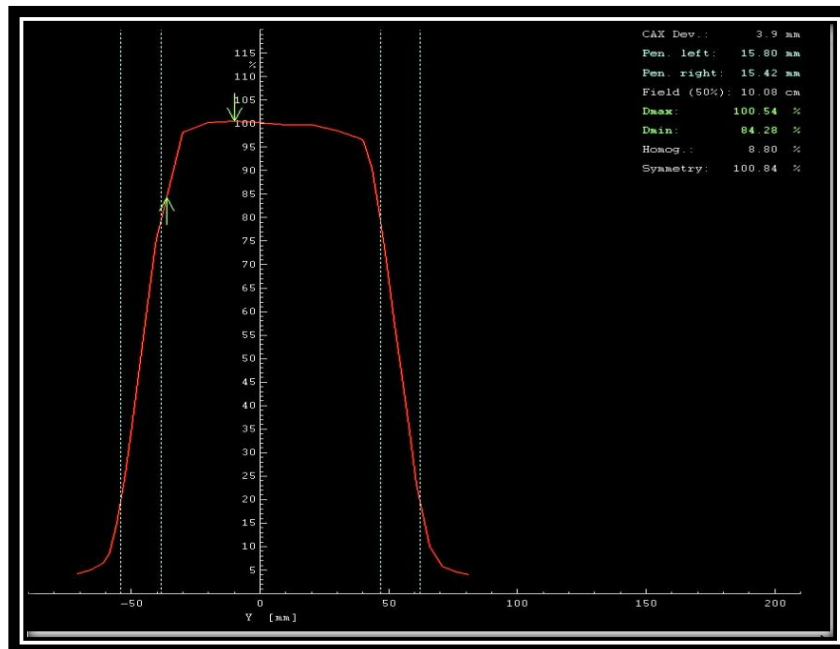


Fig. 36. Perfil de dosis con 3 Bolus de 1 cm de grosor cada uno.

3.2. Estudio de perfiles de dosis y PDD en el sistema 2D-Array.

Nuevamente se estudiaron los PDD y perfiles de dosis de los Bolus fabricados con un método distinto, que es el sistema 2D-Array (ver Fig. 37), esta parte de verificación se realizó en el servicio de radioterapia Cabriales 21 en el acelerador lineal Trilogy con energía de 6 MV.



Fig. 37. Sistema 2D-Array.

Para las verificaciones de PDD y perfiles de dosis se empleó la matriz bidimensional de cámaras de ionización (sistema 2D-Array), donde el resultado se obtuvo con el software integrado de VeriSoft.

El montaje experimental que se utilizó fue primero colocando sobre la mesa de tratamiento del acelerador lineal del Trilogy, el bloque de agua sólida y sobre él se colocó el arreglo planar, pero sin la parte superior de dicho bloque, la distancia fuente superficie (DFS) fue de 100 cm al punto efectivo de las cámaras de ionización con un tamaño de campo de 8x8 cm, se midió dosis en dicho sistema sin Bolus y luego se colocó encima de él,

de a un Bolus para obtener los PDD y perfiles de dosis de cada uno de ellos, hasta formar una torre (ver Fig.38).



Fig. 38. Montaje en el sistema 2DArray para la obtención de perfiles y PDD con distintos grosores de Bolus.

Los datos obtenidos en el arreglo planar, fue de la matriz de cámaras de ionización irradiadas para las diferentes profundidades, pudiéndose observar todas las tablas en el anexo (ver Tab.VI, VII y VIII).

Con la matriz de datos obtenida se eligió la lectura en el centro de cada Bolus (posición de la matriz 0) para construir la gráfica de PDD (ver Fig. 39) utilizando la ecuación 12. Estos valores se pueden observar en la tabla X del anexo.

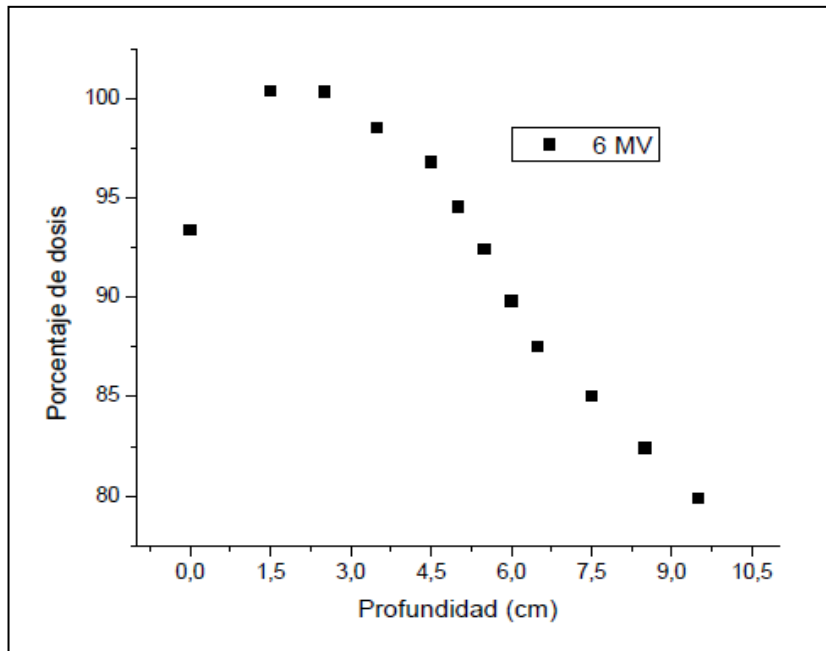


Fig. 39. *Porcentaje de dosis de profundidad obtenido con láminas de Bolus en el sistema 2DArray con un d_{max} de 1,5 cm.*

Como se muestra en la Fig. 39 el acelerador Trilogy tiene un d_{max} de 1,5 cm para una energía de 6 MV, la cual coincide con el valor obtenido en las calibraciones realizadas en dicha institución, por lo que se puede manifestar que la densidad del arreglo de Bolus cumple las características dosimétricas que se obtuvo en el comisionamiento del Trilogy utilizando el maniquí de agua.

Luego en la Fig. 40 se observa cómo se mantuvieron los perfiles de dosis a medida que se fueron agregando láminas; también se muestra como en los bordes hay una pequeña variación o inclinación, esto se debió a la simetría física de los Bolus en sus extremos (ver Fig. 38). Estos valores se pueden observar con detalle desde la tabla VII hasta la tabla IX del anexo.

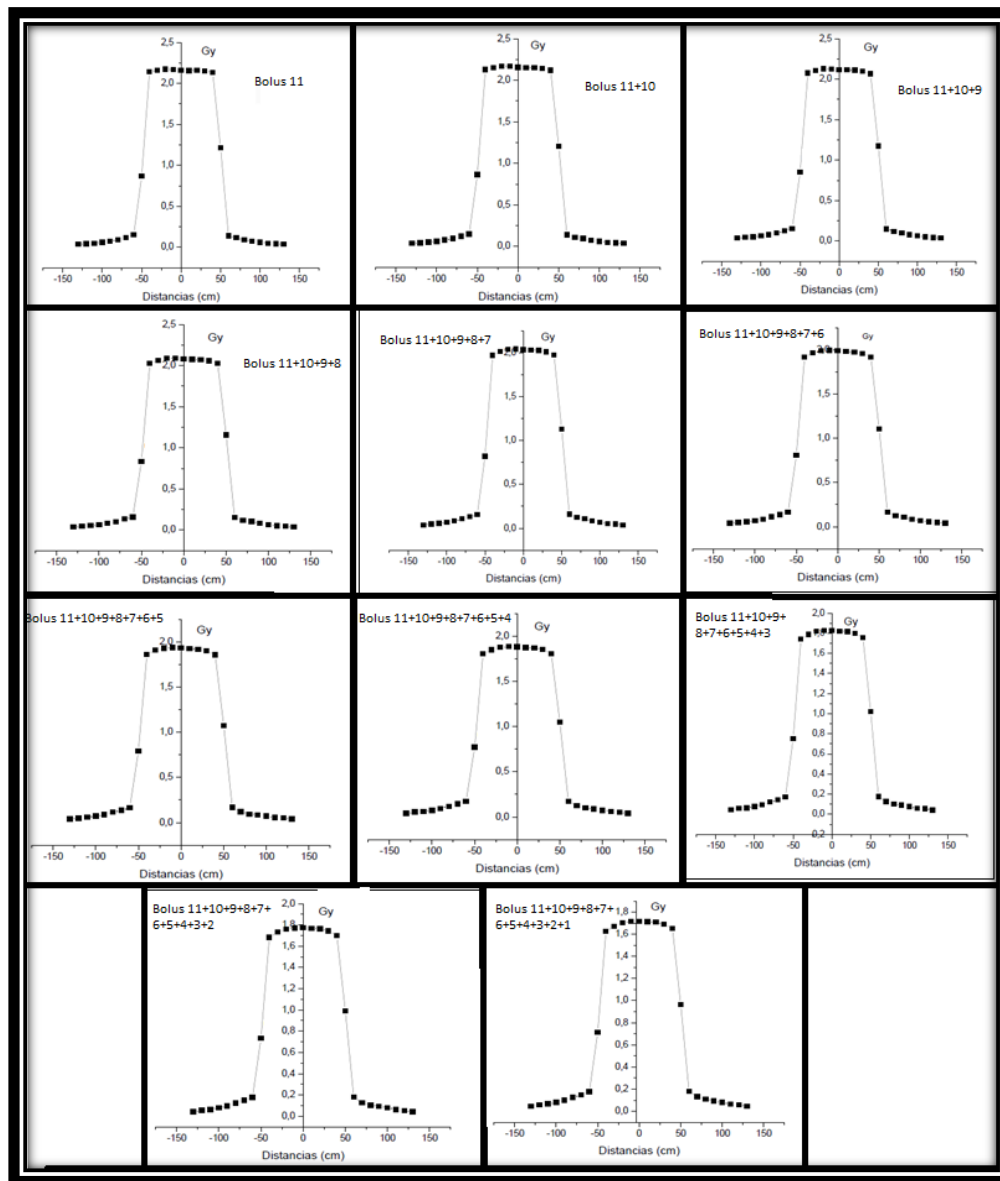


Fig. 40. Perfiles de los Bolus fabricados, obtenidos en el sistema 2DArray.

3.3. Sistema de planificación 3D.

Esta etapa se desarrolló también en las instalaciones de Cabriales 21, la cual, se estudió como es la distribución dosimétrica en el Bolus de fabricación artesanal (Bolus k) con el sistema de planificación Eclipse.

Primeramente, se obtuvo mediante el tomógrafo de dicha institución las imágenes TAC de un maniquí de agua solida con el Bolus k sobre él (ver Fig. 41), de manera semejante como si se simularía un paciente y luego se introdujo estas imágenes en el sistema de planificación con el fin de comparar este Bolus artesanal con el que trae el Eclipse y ver su comportamiento en la distribución de la dosis sobre el maniquí.



Fig. 41. Maniquí de agua solida con un Bolus artesanal sobre él en el tomógrafo para la obtención de imágenes.

Luego se importó las imágenes al sistema de planificación, se procedió a calcular y ver la distribución de dosis a 200 cGy sobre el maniquí, donde primero no se tomó en cuenta el Bolus k y luego si (ver Fig. 42), para así hacer la comparación.

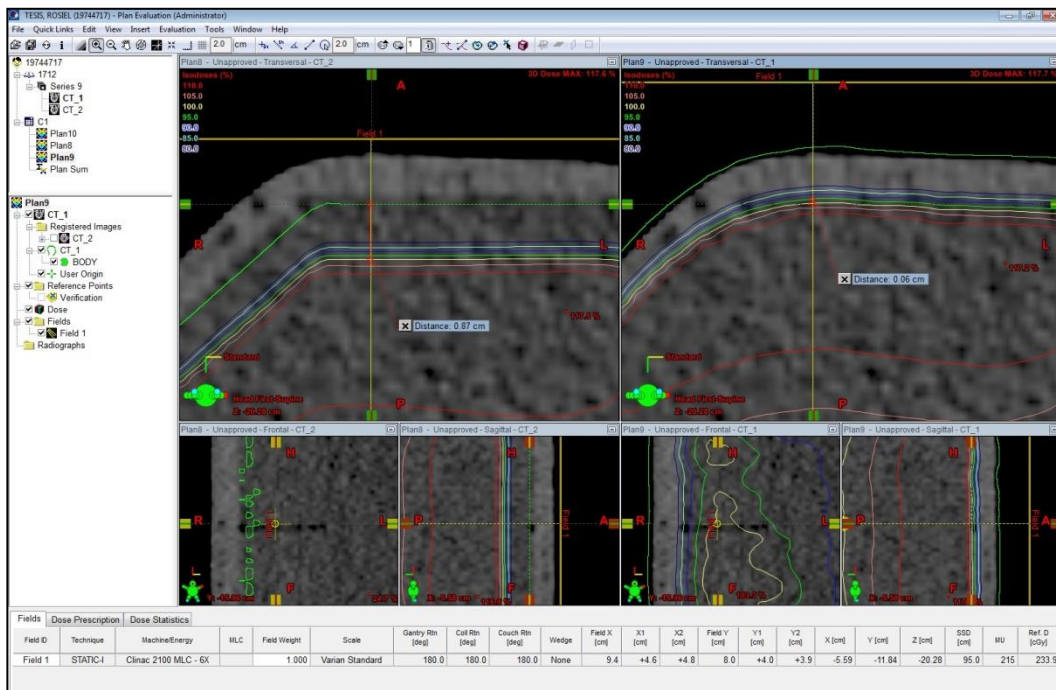


Fig. 42. Simulación con y sin Bolus k, en el sistema de planificación Eclipse.

Como se puede observar en la Fig. 42 la línea verde representa cuando se toma en cuenta el Bolus, la cual, la imagen que se encuentra a la izquierda de dicha figura se calculó sin el Bolus, mientras que la del lado derecho se calculó con el Bolus artesanal y se puede ver como disminuye el d_{max} con éste Bolus, es decir, el 100% de la dosis queda más hacia la superficie del maniquí, además se puede decir que las líneas de isodosis quedan distribuidas homogéneamente con el Bolus colocado.

Luego se planificó otra simulación igualmente con una dosis de 200 cGy, pero esta vez se realizó sobre el Bolus que trae el sistema de planificación para compararlo con el Bolus k.

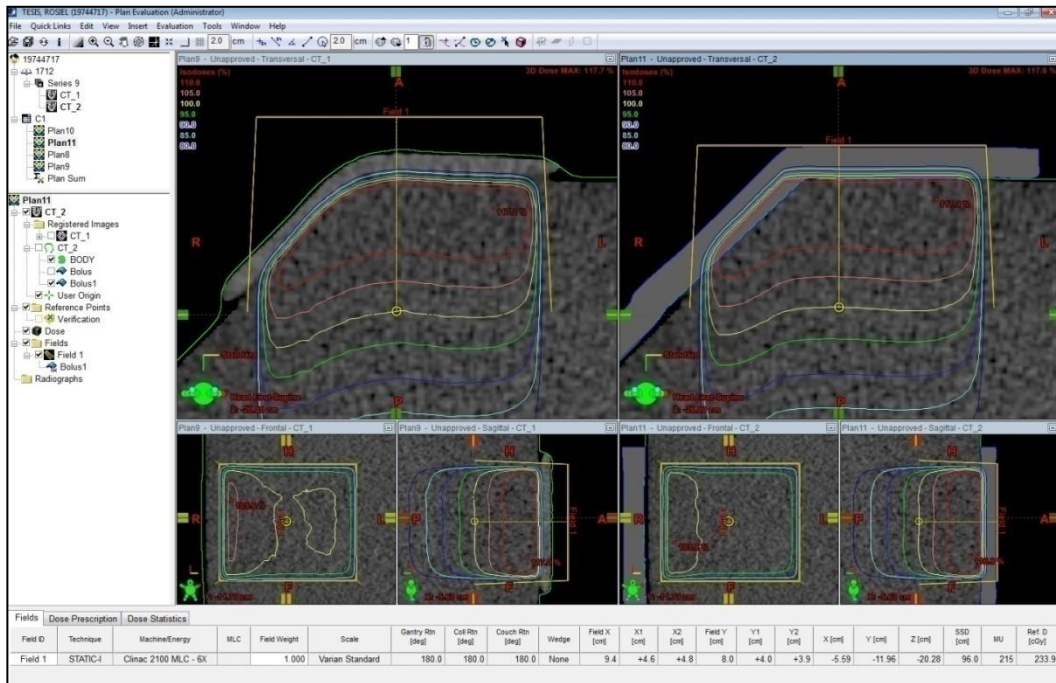


Fig. 43. Simulación con el Bolus del sistema de planificación y el Bolus k. A la izquierda se encuentra el Bolus de fabricación artesanal y a la derecha el Bolus del planificador.

En la Fig. 43 se puede apreciar las líneas de isodosis para el Bolus k y el Bolus del planificador, por consiguiente, se puede afirmar que la distribución dosimétrica para ambas es homogénea, pero existe una diferencia en cuanto a la separación de dichas líneas de isodosis, esto es debido a las UH y la atenuación que genera el Bolus al interactuar con la radiación, además se puede ver como el Bolus k se fija a la superficie del maniquí sin dejar aire tal cual como el Bolus del planificador, garantizando la calidad y calculo homogéneo de la dosis.

CONCLUSIONES.

Como resultado de la investigación presentada, los Bolus de fabricación artesanal son una opción para los centros públicos que no cuentan con Bolus comerciales, debido a su fácil y rápida fabricación con materiales accesibles en el mercado.

Al estudiar mediante TC la selección de materiales para la fabricación de Bolus, se logró que las UH y μ obtenidas para la muestra a irradiar (Bolus k), coincidieron con los de la piel humana.

Al comparar los análisis de las curvas de PDD y perfiles de dosis, se demostró como el d_{max} varió al colocar Bolus de valores específicos de grosor, pero aun conservando su simetría, la cual demuestra la confiabilidad para el uso clínico en el tratamiento de pacientes.

Con relación al registro de data para los perfiles de dosis y PDD que se obtuvieron mediante el maniquí de agua, se tiene como buena opción el sistema 2D-Array que es un instrumento confiable, fácil de instalar y operar, que permite obtener éstos valores y comprobación de campos en corto tiempo, donde se verificó el d_{max} del acelerador Trilogy con el montaje de Bolus fabricados artesanalmente y se comportaron como un maniquí de agua que es lo ideal, ya que éstos están simulando tejido de pacientes.

Al comparar la simulación del Bolus artesanal con el del planificador, se observó cómo sus distribuciones de las dosis eran homogéneas, por lo que se garantiza el cálculo dosimétrico con estos nuevos dispositivos fabricados.

Se pudo obtener un Bolus maleable y de fácil manipulación al momento de fijarse sobre el cuerpo.

En cuanto a la durabilidad de los Bolus fabricados durante tres meses de trabajo, éstos se conservaron sin presentar signos de descomposición, siendo un tiempo mayor al tratamiento de radioterapia.

Tomando en consideración todo lo anteriormente expuesto, y debido a los resultados obtenidos, se puede constatar que los Bolus son económicamente viables y eficientes dosimétricamente, para el uso clínico.

Al comparar los Bolus entre sí, se observan muchas diferencias de homogeneidad en su forma física, esto es debido a que son de fabricación artesanal y no cumple con un control de igualdad entre ellos, por lo tanto, se debe realizar Bolus personalizados y desechables para cada paciente y obligatoriamente hacer la simulación por TC en conjunto con la dosimetría (al paciente con el Bolus), para así tomar en cuenta cualquier modificación interna que el Bolus pueda presentar.

REFERENCIAS BIBLIOGRAFICAS.

1. **Urdaneta, Nelson, et al.** Radioterapia Oncológica: Enfoque Multidisciplinario. 2da. Caracas: DISINLIMED, 2009.
2. **Levitt, S, et al.** Technical Basis of Radiation Therapy, Practical Clinical Applications. 4ta. California, EEUU: Springer, 2008.
3. **(OIEA), Organismo Internacional de Energía Atómica.** IAEA-TECDOC-1151 aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. Viena : Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA), 2000.
4. **On Radiation Units, International C. ; Measurements.** *Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation.* 1998.
5. **RADIATION ONCOLOGY PHYSICS: A HANDBOOK FOR TEACHERS AND STUDENTS.** Sales and Promotion Unit, Publishing Section INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY VIENNA, 2005.
6. **Curvas de Isodosis.** Disponible en:<http://licenciaturaradioterapia.com/wp-content/uploads/sites/5/2016/03/Curvas-de-Isodosis.pdf>. (Consultado en Junio 2016).
7. **Introducción a la física e la radioterapia.** Disponible en:<http://licenciaturaradioterapia.com/wp-content/uploads/sites/5/2016/03/Introducci%C3%B3n-a-la-F%C3%ADsica-de-la-Radioterapia.pdf> . (Consultado en Junio 2016).

8. Disponible en:<http://nuclear.fis.ucm.es/research/thesis/TAD-vanessa-morcillo.pdf> .(Consultado en Julio 2016).

9. **On Radiation Units, International C. ; Measurements.** *Dosimetry of High-energy Photon Beams Based on Standards of Absorbed Dose to Water.* 2001.

10. **Vélez Graciela. Introducción a la Física de la Radioterapia.** Disponible en: <http://www.efn.uncor.edu>. (Consultado en Junio 2016).

11. Disponible en:<http://www.elbauradiologico.com/2011/02/coeficiente-de-atenuacion-en-tomografia.html> . (Consultado en Julio 2016).

12. Disponible en: <http://www.imagenmedica.com.mx/data/25-09-2009/medicion-del-coeficiente-de-atenuacion-lineal-de-tejido-en-espesores-humanos-inhomogeneos/> . (Consultado en Diciembre 2016).

13. **Electron Bolus desing for radiotherapy treatment planning: Bolus desing algorithms.** D.A. Low, et al No. 1, 1992, Department of radiation physics, the University of Texas. Medical physics, Vol. 19, pp. 115-120.

14. **Utilization of custom electron Bolus in head and neck radiotherapy.** R. J. Kudchadker, et al. No.4, 2003, Department of Radiation Physics and Department of Radiation Oncology,The University of Texas. JOURNAL OF APPLIED CLINICAL MEDICAL PHYSICS, Vol. 4, pp. 321-322.

15. **A customized Bolus produced using a 3-dimensional printer for radiotherapy,** Shin-Wook Kim, et al. Radiation Oncology, Incheon St. Mary's Hospital, College of Medicine, The Catholic University of Korea, Seoul, Republic of Korea. PLOS ONE 2014, Vol. 9.

16. The influence of the Bolus – surface distance on the dose distribution in the build-up region. Sroka, M. et al. 2010. Oncology and radiotherapy. Vol 15, pp. 161–164.

17. Dose measurement of different Bolus materials on surface dose. Nooshin Banaee et al. 2013. Journal of Radioprotection Research.

APENDICE.

Ecuación para el cálculo de incertidumbre de μ y μ_m :

$$\Delta\mu = \sqrt{\left(\frac{\partial\mu}{\partial UH}\right)^2 (\Delta x)^2} = 0,01 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^{-1} \quad (17)$$

$$\Delta\mu_m = \sqrt{\left(\frac{\partial\mu_m}{\partial\mu}\right)^2 (\Delta\mu)^2 + \left(\frac{\partial\mu_m}{\partial\rho}\right)^2 (\Delta\rho)^2} = 3,5 \cdot 10^{-3} \text{ cm}^2/\text{g} \quad (18)$$

Tabla V. Grosos de los distintos Bolus *k*.

Bolus	Grosos ($\pm 0,1$ cm)
1	1,0
2	1,0
3	1,0
4	0,5
5	0,5
6	0,5
7	0,5
8	1,0
9	1,0
10	1,0
11	0,5

Tabla VI. Dosis vs. Posición del detector para distintos grosores y combinaciones de Bolus.

Posición (mm)	Dosis (Gy) sin Bolus	Dosis (Gy) Bolus 11	Dosis (Gy) Bolus 11,10	Dosis (Gy) Bolus 11,10,9	Dosis (Gy) Bolus 11,10,9
-130	0,03	0,04	0,04	0,04	0,04
-120	0,04	0,04	0,04	0,05	0,05
-110	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
-100	0,06	0,06	0,06	0,06	0,07
-90	0,07	0,07	0,08	0,08	0,08
-80	0,09	0,09	0,10	0,10	0,10
-70	0,11	0,12	0,12	0,13	0,13
-60	0,15	0,15	0,15	0,15	0,16
-50	0,82	0,87	0,86	0,85	0,84
-40	2,00	2,14	2,13	2,08	2,03
-30	2,01	2,16	2,15	2,11	2,06
-20	2,02	2,17	2,17	2,13	2,09
-10	2,02	2,17	2,17	2,13	2,09
0	2,01	2,16	2,16	2,12	2,08
10	2,00	2,16	2,15	2,11	2,07
20	2,01	2,16	2,15	2,11	2,07
30	2,00	2,15	2,14	2,10	2,06
40	1,98	2,13	2,12	2,07	2,03
50	1,15	1,21	1,20	1,17	1,16
60	0,15	0,14	0,14	0,15	0,15
70	0,11	0,12	0,11	0,12	0,12
80	0,09	0,09	0,10	0,10	0,10
90	0,07	0,07	0,08	0,08	0,08
100	0,06	0,06	0,06	0,06	0,07
110	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
120	0,04	0,04	0,04	0,04	0,05
130	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04

Tabla VII. Dosis vs. Posición del detector para distintos grosores y combinaciones de Bolus.

Posición (mm)	Dosis (Gy) Bolus 11.10,9,8	Dosis (Gy) Bolus 11.10,9,8,7	Dosis (Gy) Bolus 11.10,9,8,7,6	Dosis (Gy) Bolus 11,10,9,7,6,5	Dosis (Gy) Bolus 11,10,9,8,7,6,5,4
-130	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04
-120	0,05	0,05	0,05	0,05	0,06
-110	0,05	0,06	0,06	0,06	0,06
-100	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07
-90	0,08	0,08	0,09	0,09	0,09
-80	0,10	0,11	0,11	0,11	0,12
-70	0,13	0,13	0,14	0,14	0,14
-60	0,16	0,16	0,16	0,17	0,17
-50	0,84	0,82	0,81	0,79	0,77
-40	2,03	1,97	1,92	1,86	1,80
-30	2,06	2,01	1,96	1,91	1,85
-20	2,09	2,04	1,99	1,93	1,88
-10	2,09	2,04	1,99	1,94	1,88
0	2,08	2,03	1,99	1,93	1,88
10	2,07	2,03	1,98	1,92	1,87
20	2,07	2,03	1,98	1,92	1,87
30	2,06	2,01	1,96	1,90	1,85
40	2,03	1,97	1,92	1,86	1,81
50	1,16	1,13	1,11	1,07	1,05
60	0,15	0,16	0,17	0,17	0,17
70	0,12	0,13	0,12	0,12	0,12
80	0,10	0,11	0,11	0,09	0,10
90	0,08	0,08	0,09	0,08	0,09
100	0,07	0,07	0,07	0,07	0,07
110	0,05	0,05	0,06	0,06	0,06
120	0,05	0,05	0,05	0,05	0,05
130	0,04	0,04	0,04	0,04	0,04

Tabla VIII. Dosis vs. Posición del detector para distintos grosores y combinaciones de Bolus.

Posición (mm)	Dosis (Gy) Bolus	Dosis (Gy) Bolus	Dosis (Gy) Bolus
	11,10,9,8,7,6,5,4,3	11,10,9,8,7,6,5,4,3,2	11,10,9,8,7,6,5,4,3,2,1
-130	0,04	0,04	0,04
-120	0,06	0,06	0,06
-110	0,06	0,06	0,07
-100	0,08	0,08	0,08
-90	0,09	0,10	0,10
-80	0,12	0,12	0,13
-70	0,15	0,15	0,15
-60	0,17	0,18	0,18
-50	0,75	0,73	0,71
-40	1,74	1,68	1,63
-30	1,79	1,73	1,67
-20	1,82	1,76	1,71
-10	1,83	1,77	1,72
0	1,83	1,77	1,72
10	1,82	1,77	1,71
20	1,82	1,76	1,71
30	1,80	1,74	1,69
40	1,76	1,70	1,65
50	1,02	0,99	0,96
60	0,18	0,18	0,18
70	0,13	0,13	0,13
80	0,10	0,10	0,11
90	0,09	0,09	0,09
100	0,08	0,08	0,08
110	0,06	0,06	0,06
120	0,06	0,05	0,06
130	0,04	0,04	0,04

Tabla IX. Profundidad vs. Porcentaje de dosis.

Profundidad ($\pm 0,1$ cm)	% Dosis
0	93,4
1,5	100,4
2,5	100,3
3,5	98,5
4,5	96,8
5,0	94,6
5,5	92,4
6,0	89,8
6,5	87,5
7,5	85,0
8,5	82,4
9,5	79,9