

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



***COMISIONAMIENTO DEL SPT MONACO PARA
RADIOTERAPIA 3D CON FOTONES UTILIZANDO EL
MANIQUÍ CIRS DE TÓRAX, BASÁNDOSE EN EL
TECDOC 1583 DEL OIEA***

Trabajo Especial de Grado presentado por
Christian Betancourt ante la ilustre Universidad
Central de Venezuela como requisito parcial para
optar al título de **Licenciado en Física**.

Tutor: M. Sc. Deivis Errada

Febrero-2018
Caracas, Venezuela

Escuela de Física

UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



***COMISIONAMIENTO DEL SPT MONACO PARA
RADIOTERAPIA 3D CON FOTONES UTILIZANDO EL
MANIQUÍ CIRS DE TÓRAX, BASÁNDOSE EN EL
TECDOC 1583 DEL OIEA***

Trabajo Especial de Grado presentado por
Christian Betancourt ante la ilustre Universidad
Central de Venezuela como requisito parcial para
optar al título de **Licenciado en Física**.

Tutor: M. Sc. Deivis Errada

Febrero-2018
Caracas, Venezuela



UNIVERSIDAD CENTRAL DE VENEZUELA
FACULTAD DE CIENCIAS
ESCUELA DE FÍSICA



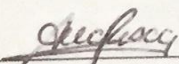
VEREDICTO

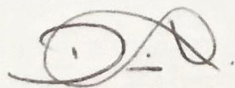
Quienes suscriben, miembros del Jurado designado por el Consejo de la Escuela de Física de la Facultad de Ciencias de la Universidad Central de Venezuela, para examinar el Trabajo Especial de Grado presentado por **Christian Rafael Betancourt Romero**, Cédula de Identidad **V-21346463**, bajo el título **“Comisionamiento del SPT MONACO para radioterapia 3D con fotones utilizando el maniquí CIRS de Tórax basándose en el TECDOC 1583 del OIEA”**, a los fines de cumplir con el requisito legal para optar al grado de **Licenciado en Física**, dejan constancia de lo siguiente:

1. Leído como fue dicho trabajo por cada uno de los miembros del Jurado, éste fijó el día 22 de febrero de 2018, a las 11:00 am, para que el autor lo defendiera en forma pública, lo que éste hizo en la sala de Seminarios Guillermo Ruggeri de la Escuela de Física, 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 a los artículos 20, 21, 22, 25, 26 y 28 de la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente.
2. Finalizada la defensa pública del trabajo, el jurado decidió declararlo aprobado por considerar que se ajusta a lo dispuesto y exigido en la Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV vigente en sus artículos 1, 5 y 6.

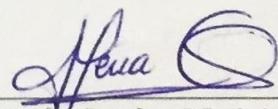
Se levanta la presente acta a los 22 días del mes de febrero de 2018, dejándose también constancia de que, conforme a la normativa jurídica vigente, actuó como coordinador del jurado el tutor del Trabajo Especial de Grado Prof. Deivis José Errada Rodríguez.

Firma del jurado evaluador


Msc. Ana Rosa Quintero



Prof. Deivis José Errada
UCV


Prof. Joselen Marivi Peña
UCV



Caracas, Febrero de 2017

Consejo de la Escuela de Física
Facultad de Ciencias
Universidad Central de Venezuela

Estimados miembros del Consejo de Escuela

Reciban un cordial saludo. Conforme a lo establecido en el artículo 13 de la “Normativa de Trabajo Especial de Grado de la Licenciatura en Física de la Facultad de Ciencias de la UCV” les remitimos tres ejemplares de la monografía de TEG del estudiante **Christian Betancourt**, CI: **21346463**, titulado **Comisionamiento del SPT MONACO para Radioterapia 3D con Fotones utilizando el Maniquí CIRS de tórax, basándose en el TECDOC 1583 del OIEA**, los cuales he revisado y considero listo para la evaluación por parte de un jurado.

Agradeciendo la consideración que sirvan prestar a la presente, nos despedimos atentamente,

M.Sc. Deivis Errada
Tutor
UCV

Agradecimientos

Quiero darles un agradecimiento a mi familia y a mis grandes amigos que siempre me ayudaron a salir adelante, a la Universidad Central de Venezuela junto con el Hospital Universitario de Caracas por el aprendizaje y oportunidad brindados, y finalmente un agradecimiento especial a Raúl Suarez y Aysen Morillo por proponer y asistir en gran parte de este trabajo sin esperar ningún tipo de reconocimiento.

COMISIONAMIENTO DEL SPT MONACO PARA RADIOTERAPIA 3D CON FOTONES UTILIZANDO EL MANIQUÍ CIRS DE TÓRAX, BASÁNDOSE EN EL TECDOC 1583 DEL OIEA

Br. Christian Betancourt

Tutor: M.Sc. Deivis Errada

Resumen

En este trabajo se realizó el comisionamiento del sistema de planificación de tratamientos Monaco basándose en el documento técnico de la OIEA 1583, el cual nos dicta paso a paso cómo realizar este comisionamiento utilizando un maniquí CIRS de Tórax. Se obtuvo una curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica para el tomógrafo simulador AcQsim, el cual se encuentra enlazado al sistema de planificación, se planificó una serie de casos de verificación con todos los algoritmos de cálculo que dispone el Monaco para hacer una verificación de dosis utilizando una cámara de ionización tipo FARMER comparando con lo calculado por el sistema, finalmente se hizo una comparación entre los dos algoritmos de cálculo disponibles en Monaco, Colapse Cone y Monte Carlo XVMC, basándose en las mediciones realizadas en los casos de verificación y únicamente en los casos sin cuña, ya que el algoritmo Monte Carlo XVMC no posee esta función disponible. Se concluyó que el sistema de planificación es apto para tratamiento sin la utilización de cuñas en ambos algoritmos de cálculo, pero con cuñas demuestra fallas que requieren de una investigación más exhaustiva. Se recomendó el uso del algoritmo Monte Carlo XVMC por estar dentro de una tolerancia del 3% en casi todos los casos de verificación dosis realizados, a diferencia de colapse cone.

Palabras clave: Radioterapia, Comisionamiento, Planificación, Algoritmo de Cálculo, Dosis Absorbida

INDICE GENERAL

ÍNDICE GENERAL	11
CAPÍTULO 1: INTRODUCCION	13
CAPÍTULO 2: MARCO TEÓRICO	18
2.1. Magnitudes Dosimétricas	18
2.1.1 Relación entre dosis Absorbida y Kerma	21
2.2 Densidad Electrónica	22
2.3 Unidades Hounsfield	22
2.4 Caracterización de un haz de fotones	24
2.4.1 Ley del inverso cuadrado de la distancia	24
2.4.2 Porcentaje de dosis en profundidad (PDP)	25
2.4.3 Razón tejido-maniquí (TPR) y razón tejido-máximo (TMR).....	27
2.4.4 Razón Tejido-Aire (TAR o RTA)	28
2.4.5 Variación de la dosis absorbida con la distancia al eje del haz	28
2.5 Algoritmos de Cálculo	30
2.5.1 Algoritmos Empíricos y Semiempíricos	31
2.5.2 Algoritmos Semianalíticos.....	31
2.5.3 Algoritmos Monte Carlo	35
2.6 Cámaras de ionización	38
2.6.1 Magnitudes de Influencia	40
CAPÍTULO 3: MATERIALES Y METOLOGIA.....	45
3.1 Materiales Utilizados.....	45
3.2 Metodología.....	49
3.2.1 Obtención de curva de Densidad Electrónica vs Unidades Hounsfield	49
3.2.2 Control de calidad del haz de fotones, obtención de factores asociados a las magnitudes de influencia y calibración de la dosis absoluta del Acelerador lineal.....	51
3.2.3 Descripción de los casos de verificación de dosis	53
Caso 1: Prueba para condiciones de referencia basada en los datos de tomografía.	54
Caso 2: Incidencia oblicua, falta de dispersión y campos tangenciales.....	55
Caso 3: Bloqueo significativo de las esquinas del campo	56
Caso 4: Cuatro campos, caja.....	57
Caso 5: Expansión automática y bloqueo personalizado	58

Caso 6: Incidencia oblicua con un campo irregular con bloqueo en el centro del haz	59
Caso 7: Colimación asimétrica con campos opuestos con cuña	61
Caso 8: Campos no coplanares con camilla y colimador girados.....	62
CAPÍTULO 4: RESULTADOS Y DISCUSIÓN	66
4.1 Gráfica de Densidad Electrónica vs Unidades Hounsfield	66
4.2 Resultados de calidad del haz, factores de magnitudes de influencia y calibración de la dosis del acelerador lineal	67
Resultado de la calidad del haz.....	67
Resultado de factor asociado a la calidad del haz	68
Resultado de factores por polarización y recombinación	68
Resultado de factor combinado y expresión final de dosis absorbida.....	69
Resultado de la calibración de dosis absoluta	69
4.2 Dosis medida en los casos de verificación	70
CAPÍTULO 5: CONCLUSIONES	77
BIBLIOGRAFÍA	79
APÉNDICES.....	81
Apéndice 1	81
Medidas Obtenidas para los casos de planificación	81
Apéndice 2	85
Incertidumbre de las medidas	85
Apéndice 3	90
Gráficas de Unidades Hounsfield vs Densidad Electrónica con energías diferentes a 120KV obtenidas ...	90

CAPÍTULO 1

INTRODUCCIÓN

El cáncer es el nombre que se da a una serie de enfermedades relacionadas, en las cuales algunas de las células del cuerpo empiezan a multiplicarse desproporcionadamente debido a un daño genético que éstas posean, diseminándose en los tejidos alrededor de ellas (en el caso de los tumores malignos). El cáncer puede afectar a cualquier individuo y en casi cualquier parte del organismo, aunque la mayoría de los casos de estas enfermedades son en personas de la tercera edad, ya que la mayoría de los cánceres requieren de muchos años para desarrollarse. La sociedad americana contra el cáncer indica que la edad media del diagnóstico del cáncer es de 62 años para la población hispana y 68 años para la anglosajona [\[1\]](#).

Una de las técnicas implementadas para el tratamiento del cáncer es el uso de radiaciones ionizantes, mejor conocido como radioterapia. El objetivo de este tratamiento es reducir el número de células tumorales hasta que se consiga un control local permanente del tumor. Este tratamiento es un proceso actualmente establecido por una serie de etapas, el diagnóstico y localización del tumor, la discusión y decisión de la técnica a utilizar en el tratamiento, la planificación, cálculo de dosis, el inicio del tratamiento con la verificación de la dosis impartida y por último la evaluación de los resultados a corto y largo plazo [\[2\]](#).

Para realizar la planificación y el cálculo de dosis se utilizan los llamados sistemas de planificación de tratamiento, los cuales son sistemas computacionales de cálculo de dosis absorbida, estos sistemas permiten al personal especializado como los médicos, físicos médicos y dosimetristas, prescribir dosis, número de sesiones de un tratamiento y la configuración de haces de radiación para maximizar la dosis al tumor y disminuirla a los órganos sanos. Estos sistemas de planificación requieren de un control de calidad el cual se basa sencillamente en la evaluación de parámetros individuales asociados a la relación del equipo de tratamiento con dicho sistema. Una vez el equipo de tratamiento pasa por un comisionamiento adecuado, los chequeos periódicos del sistema de planificación van a garantizar que todos los pacientes sean tratados correctamente dentro de los límites de tolerancia establecidos [\[3\]](#).

En el Servicio de Radioterapia y Medicina Nuclear del Hospital Universitario de Caracas (HUC) se realizó una actualización tecnológica en noviembre de 2016, en la cual se cambió el sistema de planificación de tratamientos Precise Treatment por el sistema MONACO de la casa comercial Elekta. La exactitud de los cálculos de distribución de dosis es uno de los requisitos de obligatorio cumplimiento en pacientes tratados con radioterapia, por tanto es necesario realizar una verificación adecuada sobre este nuevo sistema utilizando uno de los protocolos establecidos por las diferentes organizaciones encargadas del correcto uso de radiaciones ionizantes, como el Organismo Internacional de Energía Atómica (OIEA).

En Latinoamérica han surgido accidentes relacionados a la aplicación de radioterapia externa, como lo son los famosos casos de San José, Costa Rica 1999 [\[4\]](#) y en Panamá 2001 [\[5\]](#), donde los pacientes sufrieron sobreexposición de dosis. Para disminuir la posibilidad de este tipo de accidentes es recomendable seguir los programas o protocolos de control de calidad establecidos [\[6\]](#) [\[7\]](#) [\[8\]](#) para el comisionamiento y verificaciones periódicas del haz de radiación y el sistema de planificación.

Para la medición de la dosis absorbida con fotones o electrones de alta energía es necesario el uso de equipos de dosimetría, como lo son las cámaras de ionización y los maniquís en conjunto con un electrómetro, los cuales son utilizados para el comisionamiento y las verificaciones rutinarias del equipo de tratamiento [\[8\]](#).

El objetivo del presente trabajo es la implementación del protocolo establecido en el IAEA TECDOC 1583 [\[6\]](#) para el comisionamiento del sistema de planificación MONACO. El procedimiento consiste en planificar una serie de casos de verificación de dosis sobre un maniquí antropomórfico para realizar una comparación de dosis calculada por el sistema de planificación y la dosis medida con una cámara de ionización en todos los algoritmos de cálculo que posee, también es importante agregar que se obtuvo una nueva gráfica de unidades hounsfield vs densidad electrónica para el tomógrafo enlazado al MONACO, encargado de realizar las simulaciones de los pacientes.

En este trabajo se explicarán todos los aspectos teóricos asociados a la realización de este comisionamiento en el capítulo 2, señalando las magnitudes dosimétricas, la relación dosis absorbida – kerma, la relación densidad electrónica – unidades Hounsfield, la caracterización de un haz de fotones, los algoritmos de cálculo en el sistema de planificación MONACO, las cámaras de ionización y las magnitudes de influencia en ellas.

La metodología utilizada para la planificación y obtención de medidas tanto para la curva de unidades Hounsfield como para los 8 casos de verificación se detallará en el capítulo 3, explicando también el cálculo asociado a la comparación de dosis medida y dosis calculada.

Los resultados de dosis obtenidos, la comparación porcentual para cada caso y las curvas de unidades Hounsfield vs densidad electrónica, serán expuestos en el capítulo 4, donde también se discutirán los resultados obtenidos. Las conclusiones más relevantes asociadas a estos resultados se encontraran en el capítulo 5.

CAPÍTULO 2

MARCO TEÓRICO

Este capítulo contiene la teoría necesaria para realizar el comisionamiento del sistema de planificación Monaco, se definen las magnitudes dosimétricas referentes a la interacción de la radiación con la materia y el depósito de energía en ella. Así mismo se especifican todos los aspectos que caracterizan un haz de fotones. También se explicaran las unidades Hounsfield junto con la densidad electrónica, conceptos importantes para la simulación necesaria para el uso del sistema de planificación. Se hablará de los algoritmos de cálculo utilizados en sistemas de planificación, finalizando con la explicación de las cámaras de ionización, las magnitudes de influencia asociada a esta y su correcto uso en la medición de dosis en radioterapia.

2.1. MAGNITUDES DOSIMÉTRICAS

En esta sección se definen las magnitudes dosimétricas utilizadas en física de radiaciones que forman parte del proceso de conversión y deposición de energía en la materia para partículas cargadas o no cargadas definiéndolos como en el ICRU 60 [\[9\]](#).

- Depósito de Energía: El depósito de energía, ϵ_i , es la energía depositada en una sola interacción, i , así

$$\epsilon_i = \epsilon_{in} - \epsilon_{out} + Q \quad (1)$$

Donde ϵ_{in} es de la partícula ionizante incidente (excluyendo la energía en reposo), ϵ_{out} es la suma de las energías de todas las partículas ionizantes que hay tras la interacción (excluyendo las energías en reposo), Q es el cambio en las energías en reposo de los núcleos y de todas las partículas involucradas en la interacción ($Q > 0$: disminución de energía en reposo; $Q < 0$: incremento de la energía en reposo).

Unidad: Joule (J)

- Energía Impartida: La energía impartida, ϵ , a la materia en un volumen dado es la suma de todos los depósitos de energía en dicho volumen, así

$$\epsilon = \sum_i \epsilon_i \quad (2)$$

donde la suma se extiende a todos los depósitos de energía, ϵ_i , en dicho volumen.

Unidad: Joule (J)

- Energía Lineal: La energía lineal, Y , es el cociente de ϵ_s entre $\bar{l}$, donde ϵ_s es la energía impartida a la materia en un volumen dado por un solo evento (de deposición de energía) y $\bar{l}$ es la longitud promedio de la cuerda de dicho volumen, así

$$Y = \frac{\epsilon_s}{\bar{l}} \quad (3)$$

Unidad: $J \cdot m^{-1}$

- Energía Específica: La energía específica (impartida), z , es el cociente de ϵ entre m , donde ϵ es la energía impartida a un material de masa m , así

$$z = \frac{\epsilon}{m} \quad (4)$$

Unidad: $J \cdot Kg^{-1}$ o Gray (Gy)

- Dosis Absorbida: La dosis absorbida, D , es el cociente de $d\bar{\epsilon}$ entre dm , donde $d\bar{\epsilon}$ es la energía media impartida a un material de masa dm , así

$$D = \frac{d\bar{\epsilon}}{dm} \quad (5)$$

Unidad: $J \cdot Kg^{-1}$ o Gray (Gy)

- Tasa de Dosis Absorbida: La tasa de dosis absorbida, $\dot{D}$, es el cociente de dD entre dt donde dD es el incremento de dosis absorbida en el intervalo dt , así

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \quad (6)$$

Unidad: $J \cdot Kg^{-1} \cdot Seg^{-1}$ o $Gy \cdot Seg^{-1}$

- Kerma: La Kerma, K , es el cociente de $d\epsilon_{tr}$, entre dm , donde $d\epsilon_{tr}$ es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas cargadas liberadas por partículas sin carga en una masa dm de material, así

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm} \quad (7)$$

Unidad: $J \cdot Kg^{-1}$ o Gy

- Tasa de Kerma: La tasa de kerma, $\dot{K}$ es el cociente de dK entre dt , donde dK es el incremento de kerma en un intervalo de tiempo dt , así

$$\dot{K} = \frac{dK}{dt} \quad (8)$$

Unidad: $J \cdot Kg^{-1} \cdot Seg^{-1}$ o $Gy \cdot Seg^{-1}$

- Exposición: la exposición, X , es el cociente de dQ entre dm , donde dQ es el valor absoluto de la carga total de los iones de un signo producidos en aire cuando todos los electrones y positrones liberados o creados por los fotones en una unidad de masa de aire dm , son frenados completamente en aire, así

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (9)$$

Unidad: $Coulomb \cdot Kg^{-1}$ o $C \cdot Kg^{-1}$

- Tasa de Exposición: La tasa de exposición, $\dot{X}$, es el cociente de dX entre dt donde dX es el incremento de exposición en un intervalo de tiempo dt , así

$$\dot{X} = \frac{dX}{dt} \quad (10)$$

Unidad: $C \cdot Kg^{-1} \cdot seg^{-1}$

2.1.1 RELACIÓN ENTRE DOSIS ABSORBIDA Y KERMA

Como los fotones de alta energía penetran el medio con el que interactúan, el kerma es máximo en la superficie de este material irradiado, esto se debe a que la fluencia de fotones es mayor en la superficie, por lo tanto el kerma va decayendo en medida que aumenta la profundidad en el medio. En cambio la fluencia de las partículas cargadas, y por lo tanto la dosis absorbida, van en crecimiento en función de la profundidad hasta que ésta alcanza un máximo en una profundidad z_{max} , para después empezar a decaer a profundidades mayores a z_{max} .

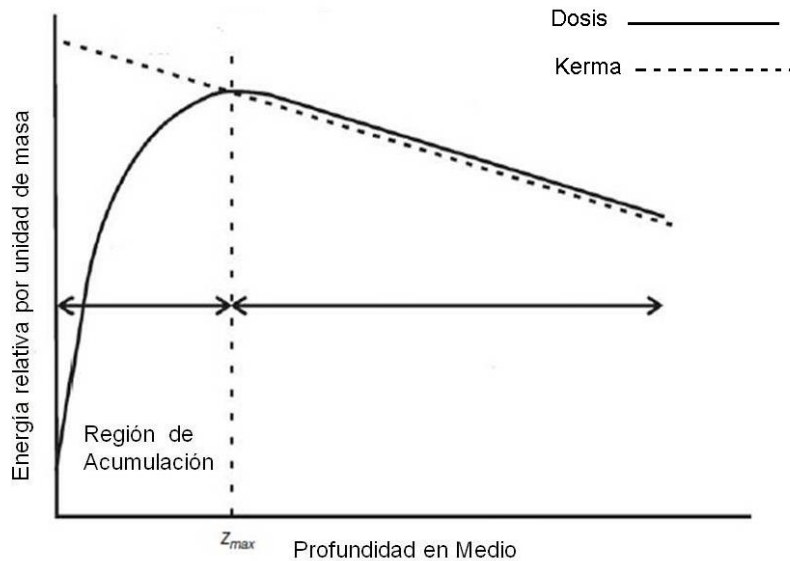


Figura 2-1. Relación entre la dosis absorbida y el kerma. Tomada del IAEA [\[10\]](#)

Como se observa en la figura, este punto, z_{max} , se le conoce como la región de acumulación donde se observa el máximo de dosis absorbida en el medio, también se

conoce como el punto de equilibrio electrónico, el cual es el punto donde el número de electrones entrantes es igual al número de electrones salientes dentro de ese volumen. Este punto $z_{\max}$ es dependiente de la energía de los fotones del haz incidente ya que este depende de la energía cinética de los electrones en el medio.

2.2 DENSIDAD ELECTRÓNICA

La densidad electrónica, ρ , se define como la probabilidad de encontrar un electrón en cierta región del átomo, en los tejidos la densidad electrónica es una característica influyente en la probabilidad de éste a reaccionar a ciertas interacciones con partículas cargadas o no cargadas.

Existe otra definición que se puede utilizar para la densidad electrónica, éste se conoce como la densidad electrónica relativa, $\frac{\rho}{\rho}$, la cual se define como el cociente entre la densidad electrónica de un tejido con la del agua.

Tejido	Densidad electrónica (x10 ²³ electrones)	Densidad electrónica relativa
Agua	3.340	1
Músculo	3.383	1.06
Hueso	5.663	1.82
Pulmón	1.632	0.50
Adiposo	3.171	0.96

Tabla 2-1. Densidad electrónica y densidad electrónica relativa, basado en CIRS^[11]

2.3 UNIDADES HOUNSFIELD

Las unidades Hounsfield son las unidades de una escala cuantitativa utilizada en estudios de tomografía computarizada para describir los diferentes niveles de densidad electrónica de los tejidos, donde los tejidos con menos densidad electrónica tendrán valores

más bajos de unidades Hounsfield y los de mayor densidad electrónica tendrán valores más altos de unidades Hounsfield. Visualmente estas unidades describen una escala de grises donde la intensidad de la imagen irá creciendo a medida que las unidades Hounsfield aumentan.

En la tabla 2-2 se puede apreciar como es el comportamiento visual en una tomografía de los diferentes valores de unidades hounsfield en diferentes tejidos del ser humano, observándose que los tejidos más densos se verán más cercanos al blanco y los tejidos menos densos serán más cercanos al negro.

Tejido	Unidades Hounsfield
Hueso	1000
Hígado	40-60
Materia blanca del cerebro	46
Materia gris del cerebro	43
Sangre	40
Músculo	10-40
Riñón	30
Fluido cerebroespinal	15
Agua	0
Grasa	-50 o -100
Aire	-1000

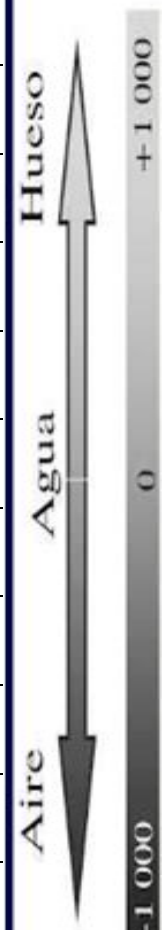


Tabla 2-2. Escala de unidades Hounsfield

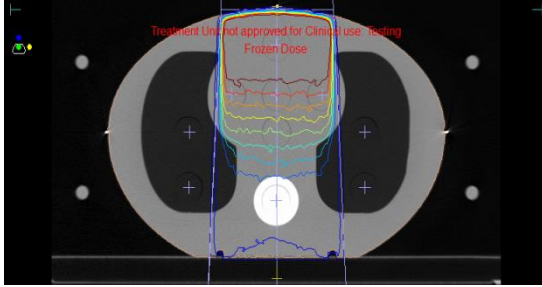


Figura 2-2. Corte de tomografía axial computarizada de un maniquí antropomorfo CIRS.

Se puede observar en la figura 2-2 que los tejidos con baja densidad electrónica (cercana a la del aire) como el pulmón se ven más cercanos al negro, mientras que los tejidos con alta densidad electrónica, como el hueso, se ven más cercanos al blanco en la imagen.

2.4 CARACTERIZACIÓN DE UN HAZ DE FOTONES

Para definir y describir los parámetros que caracterizan un haz de fotones nos basaremos en el libro de la Sociedad Española de Física Medica volumen 3, SEFM^[12].

2.4.1 LEY DEL INVERSO CUADRADO DE LA DISTANCIA

En general, en dosimetría de haces externos de radioterapia, se asume que la fuente emisora es una fuente puntual y que la forma de haz producido es divergente (figura 2-3); considerando esta fuente en el vacío, sin interacción de ningún tipo, podemos decir que la tasa de fluencia es inversamente proporcional al cuadrado de la distancia de la fuente.

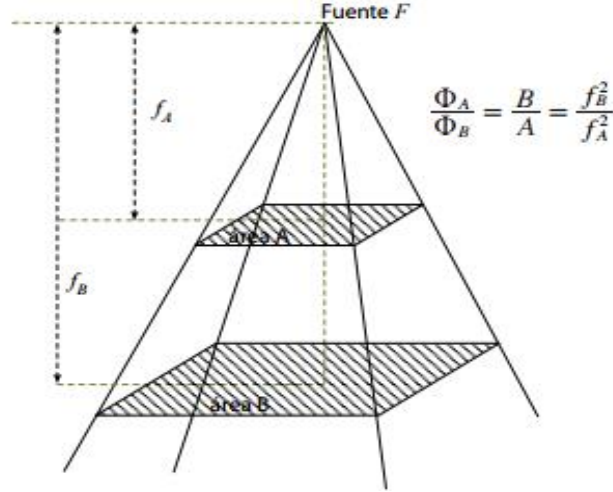


Figura 2-3. Esquema de un haz divergente producido por la fuente F. La tasa de fluencia en el vacío Φ_A y Φ_B es inversamente proporcional al área de las superficies A y B, por lo tanto a la distancia a la fuente f_A y f_B , tomado de SEFM^[12].

Considerando que la tasa de exposición en un punto, $\dot{X}$, la tasa de kerma en aire, en el seno del aire $(\dot{K}_{air})_{air}$ y la tasa de dosis absorbida en aire, en un pequeño volumen del medio $(\dot{D}_{air})_{med}$, son proporcionales a la tasa de fluencia Φ en el mismo punto, se puede enunciar:

$$\frac{\dot{X}_A}{\dot{X}_B} = \frac{(\dot{K}_{air})_A}{(\dot{K}_{air})_B} = \frac{(\dot{D}_{air})_A}{(\dot{D}_{air})_B} = \frac{f_A^2}{f_B^2} \quad (11)$$

2.4.2 PORCENTAJE DE DOSIS EN PROFUNDIDAD (PDP)

Se define como la distribución de la tasa de dosis absorbida en un medio material (maniquí), a lo largo del eje del haz de radiación, la cual se expresa en porcentaje respecto al valor máximo de dosis que puede tener. Ésta es una función que depende de la energía, la distancia fuente superficie (DFS), el tamaño de campo en la superficie del medio y de la profundidad del medio. La función PDP representa la variación de la dosis absorbida con la distancia y de los fenómenos de atenuación y dispersión del haz en un medio diferente al aire.

$$PDP(z, A, f_A, hv) = 100 \frac{D(z, A, f_A + z)}{D(z, A, f_A + z_{max})} = 100 \frac{\dot{D}(z, A, f_A + z)}{\dot{D}(z, A, f_A + z_{max})} \quad (12)$$

Donde:

- z Profundidad del punto
- f_A Distancia fuente superficie
- A Tamaño de campo en la superficie
- z_{max} Profundidad del máximo de dosis absorbida
- hv Calidad del haz de fotones

En las figura 2-4 y 2-5 se muestra un ejemplo de curvas PDP de haces de fotones, obtenidas en agua para distintos tamaños de campo y diferentes energías.

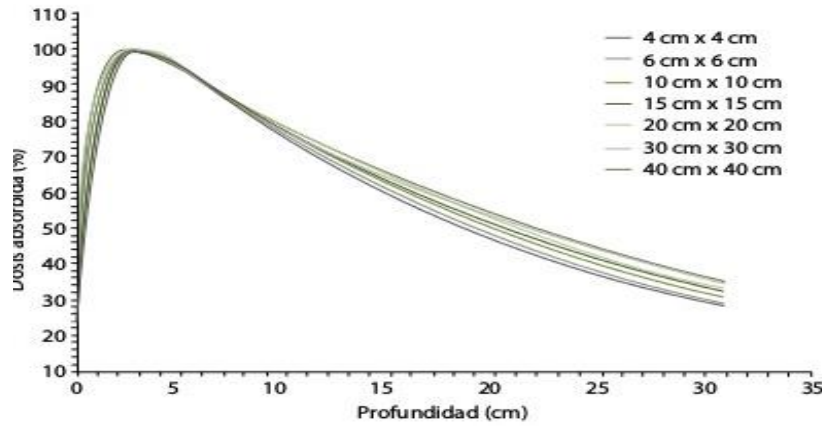


Figura 2-4. Curvas PDP para diferentes tamaños de campo con energía nominal fija de 15MV y a una DFS de 100 cm. Tomada de SEFM [\[12\]](#).

En la figura 2-4 se observa que el punto de profundidad donde hay un máximo de dosis absorbida depende ligeramente del tamaño de campo, esto se debe a que en campos más pequeños hay un menor efecto de dispersión o menor fluencia de radiación secundaria producida por el sistema de colimación. Por otra parte, la dosis absorbida en superficie aumenta con el tamaño de campo, debida a la contribución de radiación dispersa producida por las cámaras monitoras y el sistema de colimación, que es más importante cuando el campo es mayor.

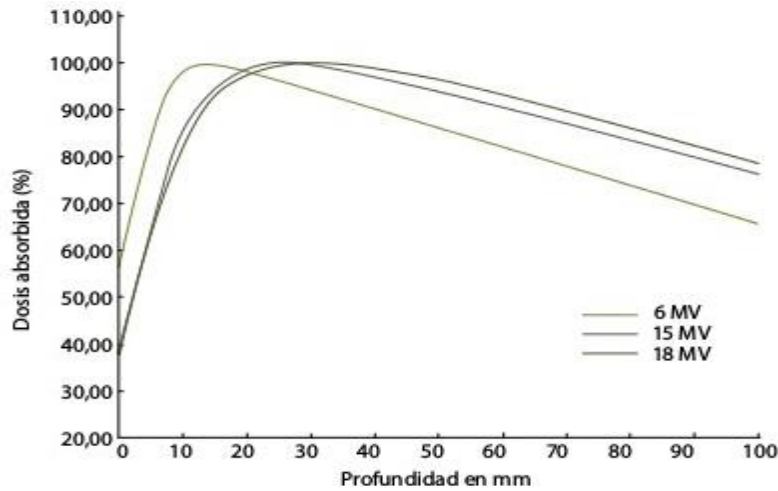


Figura 2-5. Curvas de PDP para diferentes energías nominales con un tamaño de campo de 10 cm x 10 cm y una DFS de 100 cm. Tomada de SEFM^[12]

En la figura 2-5 se aprecia que el punto de máxima dosis varía mucho dependiendo de la energía del haz, observándose que este aumenta a medida que la energía nominal del haz aumenta. Por otro lado, el comportamiento antes del máximo varía mucho, viéndose que la dosis en la superficie disminuye considerablemente a medida que la energía aumenta.

A partir de la profundidad del máximo, la forma de las curvas de PDP, es prácticamente exponencial, siendo mayor el gradiente cuando la energía es menor.

2.4.3 RAZÓN TEJIDO-MANIQUEÍ (TPR) Y RAZÓN TEJIDO-MÁXIMO (TMR)

La razón tejido maniquí (tissue-phantom ratio en inglés) se define como el cociente entre la dosis o la tasa de dosis absorbida de un punto en un maniquí y la dosis o la tasa de dosis absorbida en otro punto de referencia del maniquí a diferente profundidad (comúnmente es 5 o 10 cm), donde ambos puntos se encuentren en el mismo eje y conserven la misma distancia fuente superficie.

$$TPR(z, A, hv) = \frac{D(z, A, hv)}{D(z_{ref}, A, hv)} = \frac{\dot{D}(z, A, hv)}{\dot{D}(z_{ref}, A, hv)} \quad (13)$$

Donde:

- z Profundidad del punto.
- A Tamaño del campo en el plano que contiene el punto.
- z_{ref} Profundidad del punto de referencia.
- $h\nu$ Calidad del haz de fotones.

Si la profundidad z_{ref} coincide con el máximo de la dosis absorbida para esa energía se le conoce como la razón tejido-máximo (tissue-maximum ratio en inglés).

La función TPR para un campo 10 cm x 10 cm utilizando las profundidades de 20 y 10 cm, se utiliza como el índice de calidad para haces de fotones.

El $TPR_{20,10}$ puede obtenerse utilizando la siguiente expresión empírica:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \times PDP_{20,10} - 0.0595 \quad (14)$$

Donde $PDP_{20,10}$ es el cociente de los porcentajes de dosis en profundidad para 20 y 10 cm respectivamente.

2.4.4 RAZÓN TEJIDO-AIRE (TAR o RTA)

Se define como el cociente entre la dosis o tasa de dosis absorbida en un punto de un maniquí con un volumen suficiente para alcanzar el equilibrio electrónico y la dosis o tasa de dosis absorbida en ese mismo punto del espacio, haciendo la medición en aire.

$$TAR(z, A, h\nu) = \frac{D(z, A, h\nu)}{D_{air}(A, h\nu)} = \frac{\dot{D}(z, A, h\nu)}{\dot{D}_{air}(A, h\nu)} \quad (15)$$

Esta función sirve para caracterizar haces de ^{60}Co y también la utilizan algunos algoritmos de cálculo.

2.4.5 VARIACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA CON LA DISTANCIA AL EJE DEL HAZ

La dosis absorbida no es igual en toda el área del campo, esta varía para las zonas fuera del eje del haz por lo tanto existe el concepto de perfil de campo, el cual es una

representación de la dosis absorbida en el medio en una sección recta perpendicular al eje del haz. Ésta es una función de la distancia al eje del haz y de la profundidad; y esta depende de la energía, la forma del filtro aplanador y del sistema de colimación.

Se tiene que tomar en cuenta que estos parámetros se toman para toda la superficie del campo a la profundidad que se trate y no solo para sus ejes (transversal, longitudinal)

Estos perfiles sirven para analizar la uniformidad del haz (homogeneidad y simetría) y la penumbra de éste (figura 2-7). Comúnmente este estudio se hace sobre los ejes y las diagonales (para tomar una buena parte de la superficie posible) del campo para diferentes profundidades y tamaños de campo.

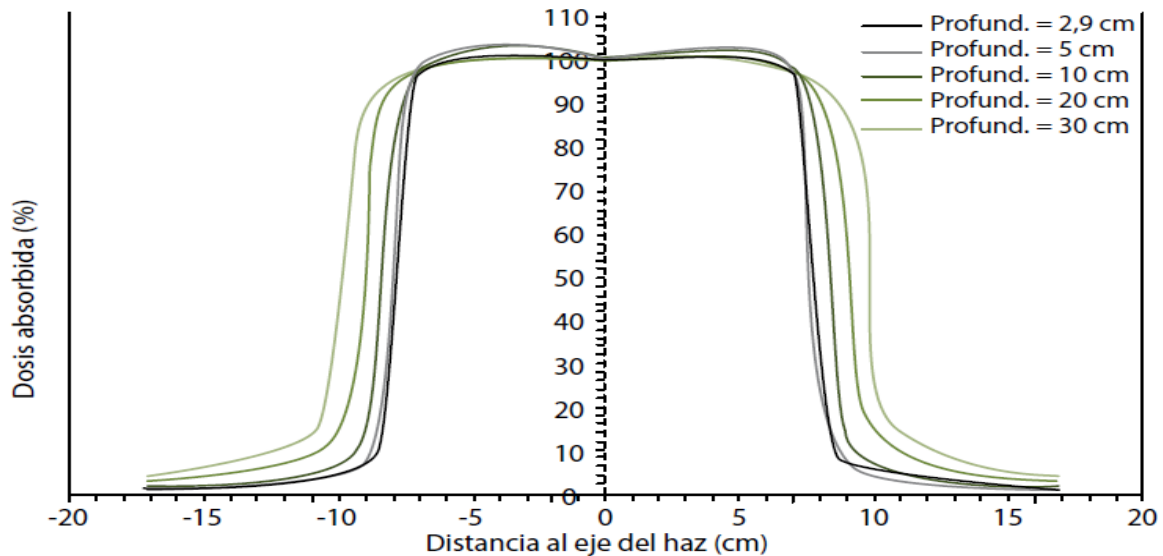


Figura 2-6. Perfiles de campo en un eje transversal con un tamaño de campo de 15 cm x 15 cm y una energía de 15 MV para diferentes profundidades a una distancia fuente superficie de 100 cm. Tomada de SEFM^[12]

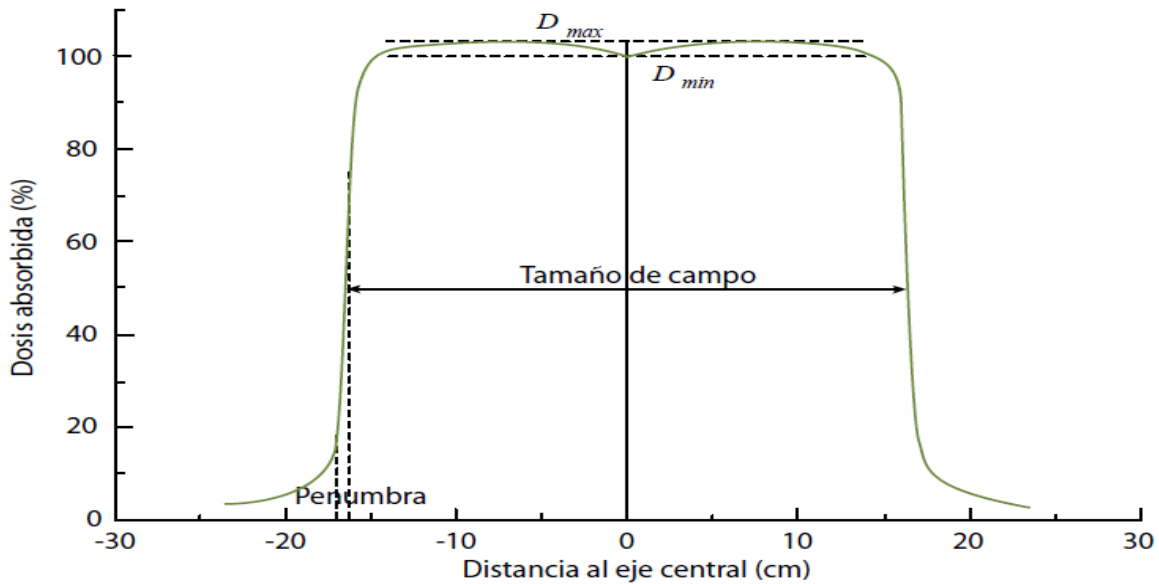


Figura 2-7. Distribución de dosis absorbida en un eje transversal, fotones de 15 MV, campo 30 cm x 30 cm a la DFS de 100 cm y profundidad 10 cm. La penumbra es de 0,83 cm definida como la distancia entre el valor del 20% y del 80% de la dosis absorbida en el eje. El tamaño de campo corresponde a la anchura de la curva al 50%. La homogeneidad de la dosis absorbida se define como el cociente entre el valor máximo y el mínimo; 1,03 en este caso. Tomada de SEFM^[12]

2.5 ALGORITMOS DE CÁLCULO

Actualmente, para realizar el cálculo de dosis en radioterapia se utilizan software computarizados con algoritmos de cálculo de dosis, estos algoritmos nos garantizan un cálculo más exacto y preciso de la dosis absorbida en un medio, pero normalmente están limitados por la capacidad computacional que tienen los ordenadores que los utilizan. Para uso clínico estos algoritmos deben tener una velocidad de cálculo alta, pero también el menor costo computacional posible, por lo tanto suelen poseer aproximaciones o una serie de datos empíricos que aceleran esta velocidad de cálculo.

No existe una forma clara de clasificar los algoritmos de cálculo ya que la gran mayoría tienen aspectos híbridos pero una buena manera sería identificándolos como empíricos o semiempíricos, semianalíticos y Monte Carlo. Los explicaremos basándonos en SEFM^[13].

2.5.1 ALGORITMOS EMPÍRICOS Y SEMIEMPÍRICOS

Estos algoritmos se caracterizan por el uso de resultados experimentales, basándose en realizar interpolaciones sobre condiciones de referencia sobre el haz y todos los modificadores que este pueda tener, como cuñas o bloques (empíricos), algunos toman en cuenta también condiciones del sistema como la distancia fuente superficie de las diferentes zonas del haz y correcciones por heterogeneidades, sin mencionar que también pueden considerar lo que sería la diferenciación entre la radiación directa y dispersa de estos haces de alta energía (semiempíricos).

2.5.2 ALGORITMOS SEMIANALÍTICOS

Estos algoritmos se pueden denominar como convolución/superposición, tomando el modelo de núcleos de deposición de energía (kernel, denotado como $H(r)$) y la energía total por unidad de masa liberada en un medio (Terma, denotado como $T(r)$), comúnmente agua, integrando ambas en un operador convolución en cada punto del medio tomando en consideración la densidad electrónica relativa de cada punto. Según:

$$D(\vec{r}) = \iiint_V \int T(\vec{r}', E) * \frac{\rho(\vec{r}')}{\bar{\rho}(\vec{r})} H(\vec{r}, \vec{r}', E) d^3r' dE \quad (16)$$

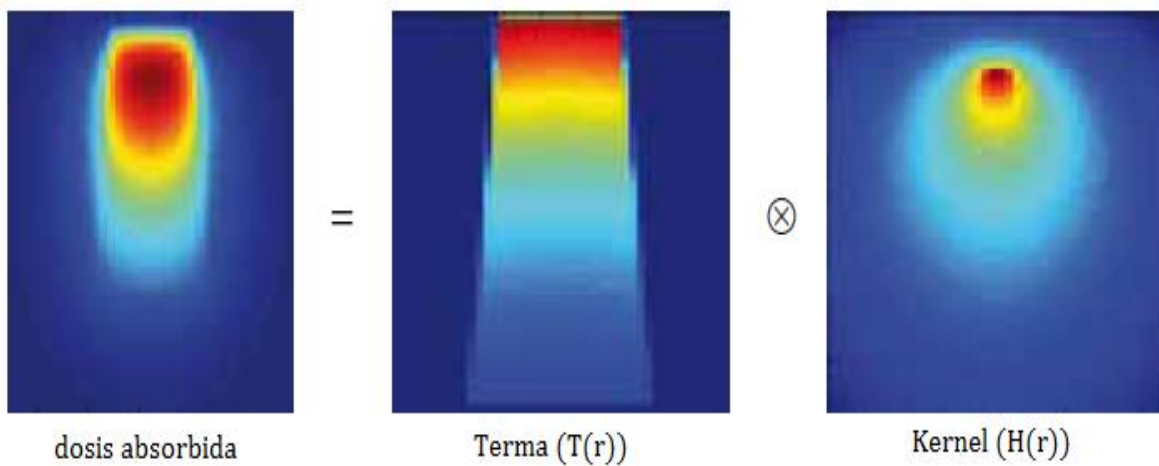


Figura 2-8. Representación grafica del cálculo con un algoritmo semianalítico. Tomada de SEFM [\[12\]](#)

Aunque la formulación del método es simple, los requerimientos computacionales que requiere no son tan bajos lo que retrasó la implementación de este método hasta finales de los noventa, éste a su vez, ha ido evolucionando junto con los avances tecnológicos de las computadoras convirtiendo estos algoritmos en métodos recomendables para calcular la dosis absorbida.

La base de estos algoritmos es el kernel, extrayendo la definición de SEFM^[13], se define como la distribución de energía impartida a cada elemento de volumen en un medio, comúnmente agua, debido a un haz de fotones elemental incidiendo en el origen de coordenadas del núcleo. En función de la geometría de cálculo se dividen en tres clases representadas en la figura 2-9.

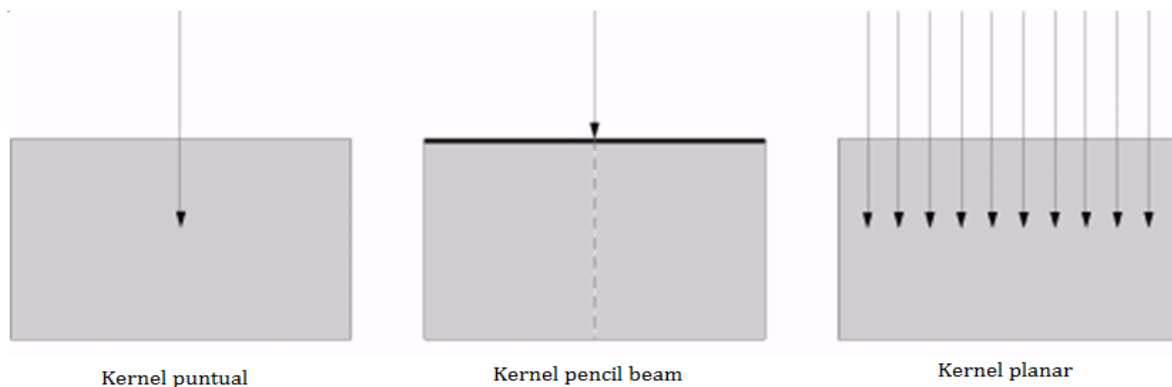


Figura 2-9. Tipos de kernel según la geometría del cálculo. Extraída de Monaco^[14]

El kernel puntual representa la energía impartida a un medio infinito por un fotón único, el kernel pencil beam nos muestra la deposición de energía en un medio semiinfinito por un haz paralelo al eje de área infinitesimal y el núcleo planar describe la distribución de energía depositada a partir de las interacciones primarias localizadas en un plano de un estrecho haz bidimensional infinito.

Estos kernel son calculados utilizando un método de simulación Monte Carlo del cual hablaremos más adelante. En las figuras 2-10, 2-11 y 2-12 se muestran los kernel puntuales de fotones de 1,25 MeV (interacción primaria, primera dispersión y total) calculados por Mackie^[15], que, actualmente la usan como referencia en el cálculo en planificación de los sistemas de convolución/superposición comerciales más extendidos.

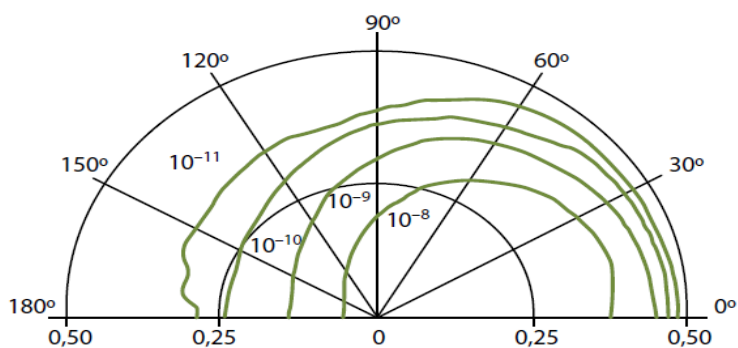


Figura 2-10. Kernel de deposición de energía de fotón primario en formato de isolínea para una energía de 1,25 MeV. Las unidades son $\text{cGy MeV}^{-1}\text{photon}^{-1}$.

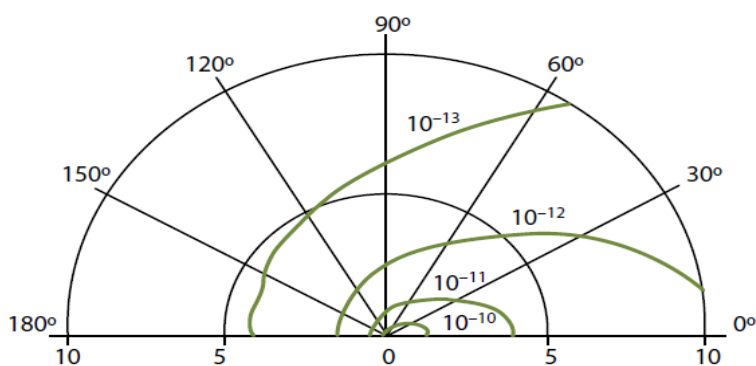


Figura 2-11. Kernel de deposición total de energía en formato de isolínea para una energía de 1,25 MeV. Las unidades son $\text{cGy MeV}^{-1}\text{photon}^{-1}$.

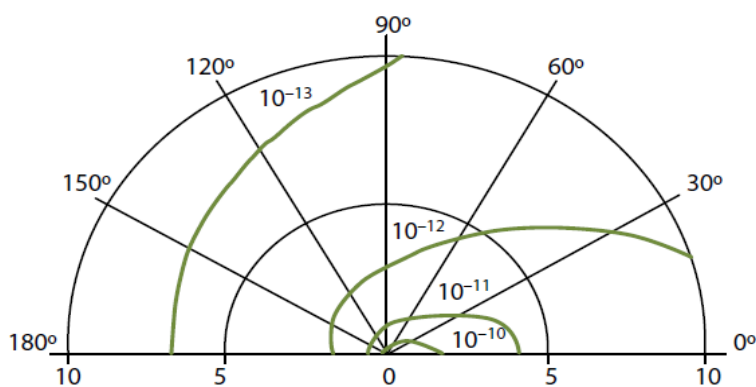


Figura 2-12. Kernel de deposición de energía de dispersión primaria en formato de isolínea para una energía de 1,25 MeV. Las unidades son $\text{cGy MeV}^{-1}\text{photon}^{-1}$.

Colapse cone

El colapse cone es un ejemplo de un algoritmo basado en el método de convolución-superposición que utiliza un kernel puntual para realizar sus cálculos, haciendo de éste un método con una buena precisión de cálculo (similar a los de los códigos Monte Carlo).

El método de colapse cone consiste en dividir el espacio alrededor de cada punto de interacción en conos esféricos con el objetivo de discretizar de forma angular el núcleo de deposición de energía (figura 2-13). Cuando se aplica la función convolución con el terma, toda la radiación liberada dentro de un cono se transporta, absorbe y atenúa a lo largo de todos los voxel (Volumetric Pixel o pixel volumétrico) que se encuentran a lo largo del eje de dicho cono. De esta forma, a partir de cada voxel se trazan una serie de líneas que corresponden a los ejes de los conos y se calcula la dosis absorbida para cada voxel pasando una sola vez por cada línea que lo intercepta.

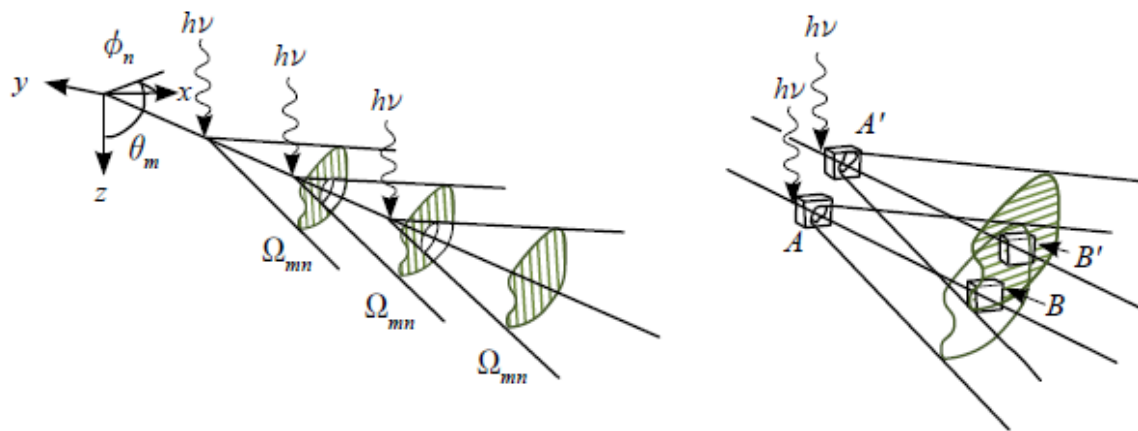


Figura 2-13. Simulación de interacciones en colapse cone

Esta aproximación significa que solamente la energía radiante emanada en los ejes de estos conos será tomada en cuenta para la dosis absorbida en cada voxel, por lo tanto la exactitud del cálculo de dosis dependerá de la cantidad de conos tomados por cada voxel haciendo que para ciertas regiones con heterogeneidades se pierda exactitud en la medida.

Una ventaja de estos algoritmos es que nos permite calcular situaciones más complejas que con métodos empíricos con una buena velocidad de cálculo, por otro lado, sigue teniendo

ciertas limitaciones en problemas extremos, por ejemplo, para campos pequeños en aire y con alta energía, al no existir equilibrio electrónico hace que esta aproximación no sea lo suficientemente buena.

Adicionalmente el usuario del algoritmo puede cambiar el tamaño del voxel donde se calcula por medio de una gradilla virtual dada por el mismo sistema de planificación para aumentar la precisión del cálculo, como se observa en la figura 2-14.

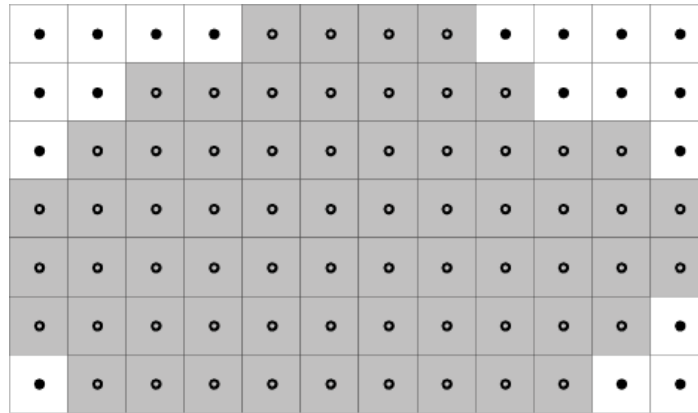


Figura 2-14. Gradilla virtual de Colapse Cone. Tomada de MONACO [\[14\]](#)

2.5.3 ALGORITMOS MONTE CARLO

La simulación Monte Carlo consiste en realizar un muestreo aleatorio de probabilidades sobre un problema físico o matemático, éstos se emplean en muchos campos de la ciencia y tecnología para resolver toda clase de problemas, ya sean ecuaciones diferenciales, problemas estadísticos, planificación industrial o el transporte de la radiación en la materia.

En el caso de radioterapia este algoritmo se encarga de simular la historia de un fotón o un electrón original y de todas las partículas secundarias que estos puedan generar al interactuar dentro de un medio, basándose en la probabilidad de las posibles interacciones que éstos puedan tener en él. En general para radioterapia con fotones los algoritmos comparten las siguientes consideraciones, basándonos en SEFM [\[13\]](#).

- Transporte de Partículas: Se toman en cuenta todos los aspectos geométricos del medio y el estado inicial del fotón incidente (posición, ángulos de incidencia, energía), aplicando un muestreo aleatorio basándose en la probabilidad de las diferentes interacciones que éste pueda sufrir. Los parámetros que toma en cuenta son:
 1. Distancia hasta la próxima interacción: En cada paso el fotón es transportado en su dirección incidente hasta una distancia aleatoria donde sufrirá la siguiente interacción. La probabilidad de elegir una u otra distancia viene determinada por el recorrido libre medio de ese fotón en el medio en cuestión.
 2. Tipo de interacción: En cada paso es necesario que el sistema decida que interacción está ocurriendo basándose en la distribución probabilidad de estas interacciones, ya sean efecto de dispersión coherente, Compton o incoherente, fotoeléctrico o aniquilación de pares.
 3. Nuevo ángulo y energía: Dependiendo de la interacción decidida por el sistema, se obtendrá como resultado un nuevo ángulo y energía para el fotón (en el caso de coherente, Compton o aniquilación de pares).
 4. Nuevas partículas: También se considera si la interacción genera nuevas partículas como es el caso de la producción de positrones.
 - Técnicas de muestreo: Como ya habíamos mencionado, Monte Carlo se basa en un muestreo aleatorio de probabilidades de ocurrencia de un suceso, esto ocurre por la generación de números aleatorios del mismo cuya elección es pesada por la densidad de probabilidad de una interacción en un medio, el cual tiene una dependencia con los aspectos antes mencionados en el transporte de las partículas y el medio en el cual estén interactuando.
 - Incertidumbre estadística: Como ya sabemos la simulación Monte Carlo tiene una dependencia claramente probabilística, por lo cual la incertidumbre de una medida se define como la reproducibilidad de una medida hecha con este algoritmo, ya que
-

cada vez que se haga un cálculo diferente, al ser probabilístico (parten de diferentes semillas de números aleatorios), obtendremos un resultado diferente.

Esta incertidumbre varía dependiendo del algoritmo Monte Carlo utilizado, ya que depende del número de partículas que pueda generar la simulación, partiendo del hecho de que los procesos en radioterapia son, en una buena medida, reproducibles por el hecho de que a pesar de ser probabilísticos, hay una gran cantidad de partículas implicadas en estos procesos. Por supuesto simular todas las partículas implicadas en este proceso es muy difícil por lo cual la incertidumbre asociada es considerablemente grande en los algoritmos para uso clínico.

X-Ray Voxel Monte Carlo (XVMC)

Para Radioterapia con fotones se utilizan una gran variedad de algoritmos Monte Carlo, en los cuales se adapta el algoritmo original para que sirva mejor en un uso clínico. Para hacer esta adaptación se tiene q realizar una reducción en la variancia de los resultados, dependiendo del algoritmo se realizan ciertos cambios, pero en general las aproximaciones para reducir la variancia son las siguientes:

- Historia condensada: Resumir la historia de cientos de miles de partículas en tan solo cien sin perder mucho la calidad del cálculo.
- Separación de fotones: Consiste en determinar previamente que partículas no serán relevantes en el cálculo.
- Repetición de historias: La historia de una partícula se repita varias veces en la misma simulación, también acelera la velocidad de cálculo.
- STOPS: Transporte simultaneo de conjuntos de partículas que poseen la misma energía pero no la misma posición, dirección o peso analítico. Las magnitudes no dependientes del material serán calculadas todas de una vez
- Números cuasi-aleatorios: Rellena espacios más uniformemente reduciendo la variancia.

- Muestreo correlacionado: Calcula la diferencia entre una geometría simple y una compleja, después se agrega el resultado de la geometría simple en caso de que esta geometría sea parecida a la compleja.
- Eliminar el ruido: Al eliminar el ruido digitalmente obtenemos mucha menos variancia.

Un ejemplo de un algoritmo utilizado en radioterapia es el XVMC, Monaco^[16], el cual toma las aproximaciones historias condensadas, número de historias, STOPS, números cuasi-aleatorios, separación de fotones y un modelo simplificado de múltiples dispersiones para el transporte de los fotones y electrones en el medio. Con estas aproximaciones se obtiene que la variancia de resultados es muy pequeña y la velocidad de cálculo es alta. Haciéndolo ideal para el uso clínico.

También posee una función de incertidumbre estadística que permite variar el número de partículas que inciden en cada voxel obteniendo una mayor precisión en el cálculo, por otro lado, esto puede aumentar considerablemente el tiempo del cálculo.

Una ventaja de este algoritmo es que permite realizar cálculos en geometrías complejas con una buena exactitud a pesar de las aproximaciones que toma, sin embargo, como toma en cuenta un modelo simplificado de múltiples dispersiones el algoritmo no es apto para calcular en medios de alto Z o densidades mayores a 3 g/cm³.

2.6 CÁMARAS DE IONIZACIÓN

Para la calibración y verificación de haces de radiación tanto de fotones como electrones en radioterapia, ya sean acelerador lineal o equipos de cobalto 60, se utiliza normalmente un instrumento de medición llamado cámara de ionización.

Este instrumento de medición consiste en una cavidad de aire u otro gas expuesta a una diferencia de potencial por medio de dos electrodos (ánodo y cátodo), donde, ocurre una ionización del gas de la cavidad, produciendo una corriente de electrones hacia uno de estos electrodos. La corriente inducida por cualquiera de estos efectos en casos comunes de

radioterapia se encuentra en el orden de los nanoamperios ($A \times 10^{-9}$) y se mide utilizando un electrómetro (un nanoamperímetro de alta impedancia).

La corriente medida con el electrómetro es directamente proporcional a la dosis de radiación en el medio para el cual la cámara esté calibrada, esta constante de proporcionalidad en agua es llamada $N_{D,W}$ y en aire $N_{D,Air}$, y depende de la calibración hecha a la cámara.

La calibración de las cámaras deben hacerse en un laboratorio secundario de calibración y pueden hacerse para diferentes calidades de haz, para haces de media y baja energía (haces producidos de una potencia de acelerador lineal en el rango de los kilovolajes) se puede utilizar una calibración en ^{60}Co y para haces de alta energía es recomendable hacer la calibración para esta calidad de haz específica. Esta calibración en Venezuela la realiza el Instituto Venezolano de Investigaciones Científicas (IVIC) utilizando un ^{60}Co .

Existen dos tipos de cámara de ionización utilizadas para mediciones en haces de radioterapia, las plano paralelas y las cilíndricas, el principio físico de ambas es el mismo, lo que cambia es su geometría, el uso de una o la otra dependerá del tipo de radiación que se busque medir (fotones o electrones) o del tipo de medición que se quiera realizar (superficial o dentro del medio).

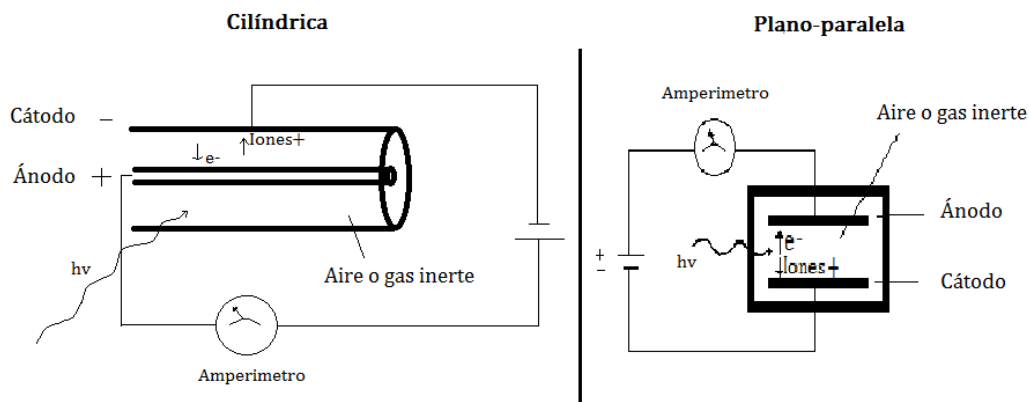


Figura 2-15. Esquemas de cámara de ionización cilíndrica y plano-paralela.

Para medir con una cámara de ionización en agua de manera general, sin tomar en cuenta las magnitudes de influencia que pueden aparecer en la lectura de la cámara, se utiliza la siguiente expresión:

$$D = M_{Q_0} \times N_{D,W} \quad (17)$$

Donde:

- M_{Q_0} Lectura del electrómetro en un haz de calidad Q_0 .
- $N_{D,W}$ Factor de calibración de la cámara de ionización.

2.6.1 MAGNITUDES DE INFLUENCIA

Cuando se va a obtener una medida en condiciones diferentes a las de la última calibración, se tienen que tomar en cuenta ciertas magnitudes de influencia que afectan la lectura, por lo tanto para tomar una medida con una cámara de ionización en estas condiciones hay que tomar en cuenta un factor de corrección para cada una de las magnitudes de influencia que aparecen por este motivo. Para describir las magnitudes de influencia y el cálculo del factor de corrección asociado a cada una de ellas nos basaremos en el IAEA-TRS 398 [\[17\]](#).

- *Factor de corrección por presión y temperatura*

Este factor solo aplica para las cámaras abiertas al aire, debido a que las condiciones atmosféricas cambian la masa de aire en el volumen de la cavidad, por lo tanto el número de partículas en la cavidad. El factor asociado a esto viene dado por la siguiente expresión:

$$K_{P,T} = \frac{(273,2+T)P_0}{(273,2+T_0)P} \quad (18)$$

Donde:

- T_0 Temperatura en condiciones de calibración en °C
- T Temperatura en el lugar de la lectura °C
- P_0 Presión en condiciones de calibración.

- P Presión en el lugar de la lectura.

La humedad relativa es una condición atmosférica que puede ser tomada en cuenta siempre y cuando ésta se salga del intervalo de 20% hasta 80%, de ser así, el factor de corrección es $K_h=0,997$, sino el factor es despreciable.

- *Factor de Corrección por Calibración del electrómetro*

Cuando la cámara de ionización y el electrómetro se calibran por separado hay que tomar en cuenta el factor de corrección K_{elec} , el cual viene dado por el laboratorio donde se realizó la calibración de la cámara y el electrómetro. De hacerse la calibración conjunta el valor del factor viene aplicado directamente en el $N_{D,w}$.

- *Factor de corrección por Polarización*

Debe comprobarse siempre que se use la cámara el factor asociado al efecto de la lectura por utilizar diferentes polaridades en la tensión de la cámara, para muchas cámaras este efecto es despreciable pero existen casos donde no lo es, como por ejemplo, para haces de partículas cargadas como los electrones, o también para haces de baja energía de fotones.

Cuando el efecto no es despreciable, el valor del factor de corrección asociado vendrá siendo el valor medio del valor absoluto de la medida con ambas polaridades. Como lo indica la siguiente expresión.

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (19)$$

Donde:

- M_+ Lectura con polaridad positiva
- M_- Lectura con polaridad negativa
- M Lectura con la polaridad de uso frecuente

▪ *Factor de corrección por recombinación de iones*

Cuando mides con la cámara de ionización puede haber una colección incompleta de cargas debido a la recombinación de iones, por lo tanto este efecto requiere de un factor de corrección. Para producirse este efecto ocurren dos fenómenos diferentes:

1. La recombinación general o volumétrica, es la recombinación de iones formados por trayectorias separadas de partículas ionizantes, esta depende de la densidad de partículas ionizantes y por consecuencia de la tasa de dosis.
2. La recombinación inicial, que consiste en la recombinación de iones formados por una sola trayectoria de partículas ionizantes, esta es independiente de la tasa de dosis.

Ambos efectos dependen de la geometría de la cámara y de la tensión aplicada en los electrodos de la cámara, y este efecto es especialmente significativo en haces de radiación pulsada.

Para hallar el factor referido a este efecto para haces pulsados y haces pulsados y barridos se utiliza el método de las dos tensiones, en donde se utilizan dos medidas M_1 y M_2 realizadas a diferentes tensiones V_1 y V_2 respectivamente para los electrodos de la cámara y la relación $\frac{V_1}{V_2}$ debe ser un número que aparezca en la tabla 2-3. Finalmente se aplica la siguiente expresión:

$$K_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 \quad (20)$$

Donde:

- a_0, a_1 y a_2 son constantes obtenidas de la tabla 2-3
 - M_1 lectura con una tensión aplicada V_1 en los electrodos de la cámara
 - M_2 lectura con una tensión aplicada V_2 en los electrodos de la cámara
-

V_1/V_2	Pulsados			Pulsados y barridos		
	a_0	a_1	a_2	a_0	a_1	a_2
2,0	2,337	-3,636	2,299	4,711	-8,242	4,533
2,5	1,474	-1,587	1,114	2,719	-3,977	2,261
3,0	1,198	-0,875	0,677	2,001	-2,402	1,404
3,5	1,080	-0,542	0,463	1,665	-1,647	0,984
4,0	1,022	-0,363	0,341	1,468	-1,200	0,734
5,0	0,975	-0,188	0,214	1,279	-0,750	0,474

Tabla 2-3. Coeficientes de ajuste cuadrático para el cálculo de K_s mediante la técnica de las dos tensiones en haces pulsado y pulsados y barridos, en función del cociente de tensiones $\frac{V_1}{V_2}$. Extraída del TRS 398 [\[17\]](#).

Para haces de radiación continua, como es el caso de ^{60}Co se puede utilizar el método de las dos tensiones pero la expresión es la siguiente:

$$K_s = \frac{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - 1}{\left(\frac{V_1}{V_2}\right)^2 - \left(\frac{M_1}{M_2}\right)} \quad (21)$$

■ *Factor de Corrección por calidad del haz de radiación*

Cuando el dosímetro es utilizado en un haz con una calidad diferente al haz utilizado para la calibración la lectura puede variar considerablemente, el factor asociado a este fenómeno viene siendo definido por el cociente entre los factores de calibración en las diferentes calidades de haz.

Normalmente la calibración de las cámaras de ionización se realiza en haces de ^{60}Co y en estos casos el factor de corrección se denota como K_Q y dependerá del modelo de la cámara de ionización y del TPR (razón tejido-maniquí) del haz en el que se va a trabajar.

Los valores de K_Q están tabulados en el IAEA TRS-398 [\[17\]](#) por modelo de cámara y valor de TPR para cámaras calibradas en ^{60}Co en las páginas 84-87.

▪ *Medida final con Cámara de ionización*

Ya halladas todas las magnitudes de influencia, la expresión final para determinar la dosis con una cámara de ionización viene siendo:

$$D = N_{D,W} \times K_{P,T} \times K_{pol} \times K_{elec} \times K_S \times K_{Q,Q_0} \quad (22)$$

Donde:

- $K_{P,T}$ factor de corrección por presión y temperatura
 - K_{pol} factor de corrección por polarización
 - K_{elec} factor de corrección por calibración del electrómetro
 - K_S factor de corrección por recombinación de iones
 - K_{Q,Q_0} factor de corrección por calidad del haz
 - $N_{D,W}$ factor de calibración de la cámara
-

CAPÍTULO 3

MATERIALES Y METODOLOGIA

En este capítulo se especifican todos los equipos utilizados para realizar el comisionamiento del sistema de planificación Monaco, siendo estos: la cámara de ionización, el electrómetro, el acelerador lineal, el mismo sistema de planificación, el tomógrafo y los maniquís. También se explicará el proceso realizado para el comisionamiento, las pruebas realizadas para la obtención de la curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica, la obtención de los factores asociados a las magnitudes de influencia en la cámara de ionización y se explicarán también los casos propuestos de planificación de tratamiento, con todas las mediciones obtenidas.

3.1 MATERIALES UTILIZADOS

Aquí se describirán todos los equipos de dosimetría, de tratamiento y los maniqués utilizados para el comisionamiento del sistema de planificación Monaco con un haz de fotones de 6 MV.

Cámara de ionización cilíndrica tipo Farmer

La cámara de ionización tipo Farmer de la casa comercial PTW, modelo SN-1059, es una cámara de ionización cilíndrica, se utiliza para determinar dosis absorbida, porcentaje de dosis en profundidad y para hacer análisis en perfiles de dosis para maniqués simuladores de agua en haces de fotones o electrones, también esta cámara tiene la capacidad sumergirse en agua. Las características específicas de la cámara se muestran en la tabla 3-1.

Valor nominal	Rango
Voltaje de polarización	± 300 V hasta ± 500 V
Rango de temperatura	10°C a 40°C
Humedad Relativa	10% a 80%
Presión Atmosférica	900 a 1100 hpa
Grosor de la pared	0,39 cm
Factor de calibración ($N_{D,w}$)	4,784 cGy/nC
Volumen nominal	0.69 cm ³

Tabla 3-1 Características de Cámara de ionización Farmer

Electrómetro

El electrómetro marca PTW, modelo Unidos E, se utiliza en la dosimetría rutinaria o diaria del equipo de tratamiento de radioterapia, las cámaras de ionización o detectores de estado sólido pueden conectar con él. Este electrómetro permite determinar valores de dosis y tasa de dosis absorbida midiendo carga (C) o corriente (A) respectivamente. El dispositivo posee compensación de fugas automática y la capacidad de alimentar la cámara de ionización con una alta tensión (hasta 400 V).

Las Características del electrómetro son las siguientes:

- a) Alta precisión y excelente resolución (1 bit).
 - b) Fuente de alimentación de alta tensión (de 0 a ± 400 V).
 - c) Medición de carga (nC) y corriente (nA).
-

- d) Interfaz RS232 para el control del dispositivo y la salida de datos.

Acelerador Lineal Elekta Precise

El acelerador lineal Elekta Precise, es un equipo de tratamiento de radioterapia instalado actualmente en el Servicio de Radioterapia y Medicina Nuclear de Hospital Universitario de Caracas. Este equipo posee 4 energías de tratamiento, para fotones únicamente 6 MV y para electrones 6 MeV, 9 MeV y 12 MeV, también posee un colimador de multiláminas o multihojas (MLC) para la conformación de campos y una cuña dinámica integrada. Para este trabajo únicamente se utilizará el haz de fotones de 6 MV.

Sistema de planificación MONACO

El sistema de planificación MONACO de Elekta sirve en un sistema operativo Windows 7 y permite al usuario realizar diferentes tipos de planificación 3D e IMRT utilizando imágenes tomográficas, donde el usuario podrá evaluar la eficacia del plan con curvas de isodosis generadas por el plan. Este sistema de planificación posee los algoritmos Colapse Cone y Monte Carlo (XVMC para fotones y VMC para electrones), viéndose que para campos de fotones con cuña solo se puede calcular con Colapse Cone y para electrones solo con Monte Carlo (VMC), en el caso de los campos de fotones conformados o abiertos se pueden utilizar ambos algoritmos.

Tomógrafo simulador AcQsim CT

El tomógrafo empleado en este trabajo es de la casa comercial Phillips, modelo AcQsim CT de 1 corte, el cual se encuentra ubicado en el Servicio de Radioterapia y Medicina Nuclear del Hospital Universitario de Caracas, este tomógrafo posee las siguientes características: Apertura de Gantry de 85 cm, voltajes del tubo seleccionables de 80 KV, 100 KV, 120 KV, 130 KV, 140 KV, corrientes seleccionables de 80 mA, 100 mA, 200 mA, 300 mA y 400 mA, espesores de corte 2 mm, 3mm, 5 mm y 8 mm. Posee además modalidades de estudio axial y helicoidal.

Maniquí de agua PTW

El maniquí de agua utilizado en este trabajo es de la casa comercial PTW, está hecho de acrílico, tiene una capacidad de 40 litros, y posee un soporte para una cámara de ionización, el cual está integrado a un micrómetro que permite medir la profundidad a la cual se desea colocar la cámara dentro del agua, se puede medir hasta una profundidad de 25 cm.

Maniquí Antropomórfico de Tórax

El maniquí antropomórfico de Tórax, modelo 002LFC y marca CIRS, es un maniquí diseñado para simplificar la tarea de comisionamiento de sistemas de planificación para 3D e IMRT y la verificación periódica del haz de radiación, tiene forma elíptica y está compuesto en su mayoría por agua plástica o PMMA (polymethyl methacrylate) pero también posee tejidos que emulan la densidad del pulmón, el hueso y posee insertos de tejido adiposo y músculo. Los insertos de este maniquí están diseñados para colocar una cámara de ionización cilíndrica como se puede observar en la figura 3-1 y las densidades de los insertos que posee el maniquí vienen especificadas a continuación en la tabla 3-2.



Figura 3-1. Maniquí CIRS modelo 002LFC, con forma de cilindro elíptico de diámetros 29 cm y 20 cm, y largo de 30 cm. Extraída de IAEA [\[9\]](#)

Tejido	Densidad electrónica relativa
Pulmón	0,207
Músculo	1,042
Adiposo	0,949
Hueso	1,506

Tabla 3-2. Densidad electrónica de los insertos de maniquí CIRS, basado en CIRS^[11].

3.2 METODOLOGÍA

A continuación se especificaran todos los procedimientos utilizados para hacer el comisionamiento del sistema de planificación MONACO, donde se describirá la obtención de una curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica asociada al tomógrafo simulador enlazado al sistema de planificación, el control de calidad del haz de radiación, los factores de las magnitudes de influencia para la cámara de ionización tipo Farmer, la verificación de la dosis absoluta del equipo y los montajes de cada uno de los casos propuestos de verificación del protocolo del TECDOC 1583^[18].

3.2.1 OBTENCIÓN DE CURVA DE DENSIDAD ELECTRÓNICA VS UNIDADES HOUNSFIELD

Para obtener esta curva se utilizó el maniquí CIRS de tórax, colocando los insertos de pulmón, tejido adiposo, musculo y hueso que posee el maniquí los cuales tienen densidad electrónica fija; en uno de los orificios no se colocó ningún inserto para obtener el valor en aire y en otro se colocó una jeringa llena de agua como se observa en la figura 3-3.

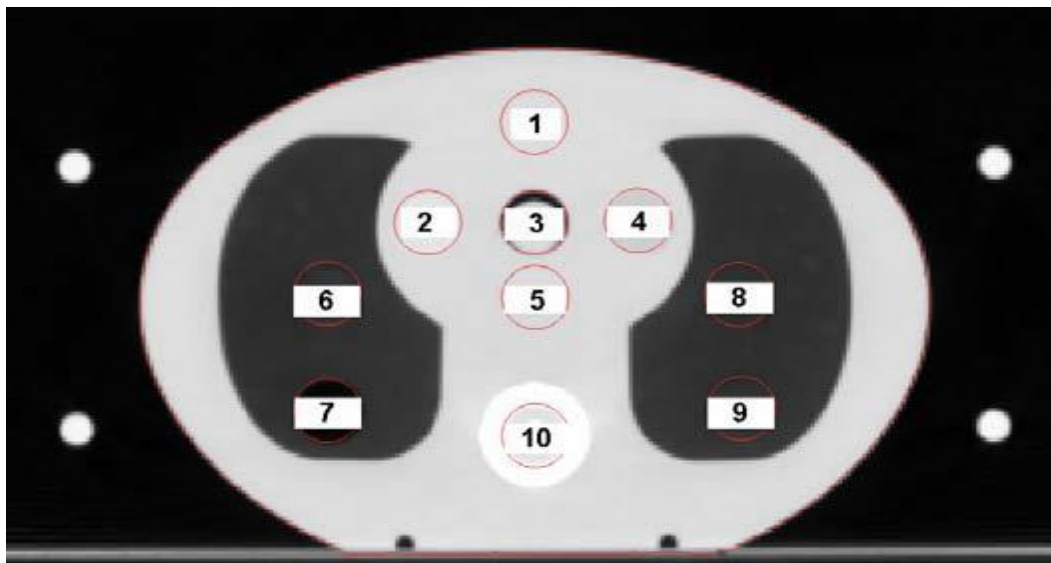


Figura 3-2. Numeración de los agujeros para los insertos del maniquí CIRS. En el montaje el número asociado a cada inserto fue el siguiente: 1 agua, 3 adiposo, 5 músculo, 6 aire, 8 pulmón y 10 hueso. La imagen fue tomada del TECDOC 1583 [\[18\]](#) por lo que varía con lo que se observa en la figura 3-3.

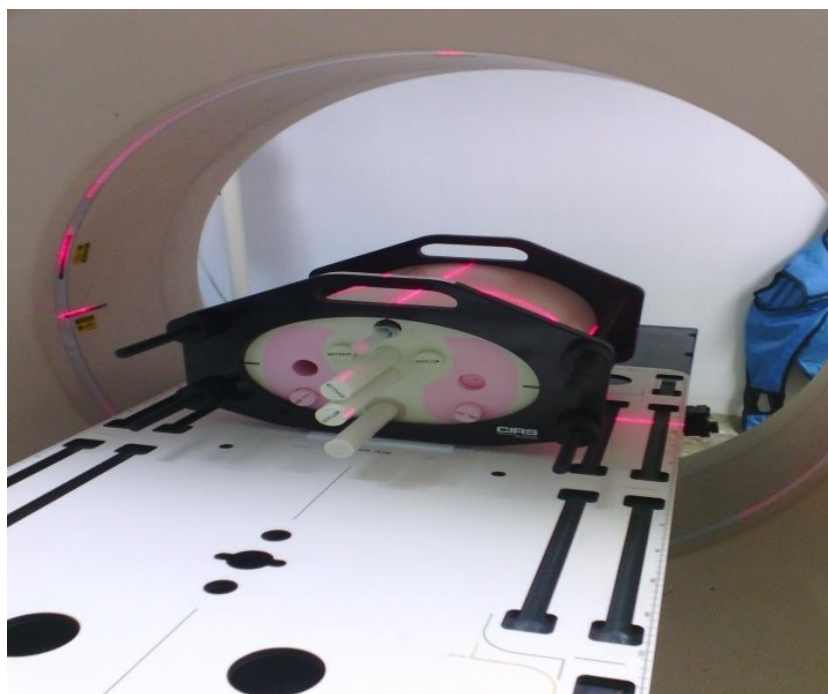


Figura 3-3. Montaje para obtención de curva de densidad electrónica vs unidades Hounsfield.

Se tomaron los valores de unidades Hounsfield para los insertos vistos en la tomografía, y se realizaron tomografías para las diferentes tensiones que el tomógrafo dispone obteniéndose así una curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica para cada uno de estas tensiones; esto se realizó para 140, 130, 120, 100 y 80 KV.

3.2.2 CONTROL DE CALIDAD DEL HAZ DE FOTONES, OBTENCIÓN DE FACTORES ASOCIADOS A LAS MAGNITUDES DE INFLUENCIA Y CALIBRACIÓN DE LA DOSIS ABSOLUTA DEL ACCELERADOR LINEAL.

Para empezar el control de calidad se realizaron todas las pruebas mecánicas al acelerador lineal Elekta Precise, con la finalidad de verificar el estado del equipo antes de realizar el control de calidad. Se realizaron las siguientes pruebas:

- 1 Posicionamiento del gantry, colimador y camilla en 0°.
- 2 Verificación de variabilidad del isocentro.
- 3 Verificación de tamaño de campo de 10 cm x 10 cm a 100 cm de distancia fuente superficie.

Posteriormente se realizaron medidas utilizando un maniquí de agua para obtener el valor del $PDP_{20,10}$, con el objetivo de obtener el valor del $TPR_{20,10}$ utilizando la ecuación (14) vista en 2.4.3 y así extrayendo de la tabla de cámaras de ionización del IAEA-TRS [\[17\]](#) el valor del K_{Q,Q_0} .

Valiéndonos de la siguiente expresión:

$$\frac{PDP_{20}}{PDP_{10}} = \frac{\frac{D_{20}}{D_{max}} \times 100}{\frac{D_{10}}{D_{max}} \times 100} = \frac{D_{20}}{D_{10}} = \frac{M_{20} \times K_{P,T}}{M_{10} \times K_{P,T}} \quad (23)$$

donde:

- M_{20} es la medida obtenida con el electrómetro a una profundidad de 20 cm
- M_{10} es la medida obtenida con el electrómetro a una profundidad de 10 cm

El factor de corrección $K_{P,T}$ se obtuvo a partir de la ecuación (18) vista en 2.7 y utilizando un barómetro y un termómetro para registrar la presión y temperatura de la habitación. Finalmente se obtuvo el valor de la razón tejido-maniquí sustituyendo el valor del $PDP_{20,10}$. Con el valor del $TPR_{20,10}$ podemos obtener el factor asociado a la calidad del haz K_{Q,Q_0} utilizando la tabla del IAEA-TRS [\[17\]](#)

Luego de la obtención del K_{Q,Q_0} se obtuvieron los demás factores asociados a las magnitudes de influencia en la cámara de ionización utilizando el mismo maniquí de agua y los procedimientos descritos en 2.7.

Una vez halladas las constantes asociadas a las magnitudes de influencia procedimos a realizar la calibración dosis absoluta en el acelerador lineal Elekta Precise utilizando el protocolo especificado en el IAEA-TRS [\[17\]](#) sobre la determinación de la dosis en z_{max} para aceleradores calibrados a una DFS de 100 cm.

Esta calibración consiste en verificar y ajustar (de ser necesario) los parámetros del acelerador para que la dosis absorbida en la profundidad de máxima dosis, z_{max} , sea 1 cGy cuando se dispara 1 unidad monitor (UM) del equipo de tratamiento en ciertas condiciones de referencia. Se utilizó el maniquí de agua PTW y la cámara de ionización tipo Farmer, disparando 100 Unidades monitor del acelerador en un campo de tamaño 10 cm x 10 cm, se determinó en una profundidad de 10 cm en el agua la dosis con la cámara de ionización. Finalmente se calculó el valor de la dosis en z_{max} utilizando la siguiente expresión:

$$D_{max} = \frac{100 * D_{10}}{PDP_{10}} \quad (24)$$

Donde:

- PDP_{10} es el porcentaje de dosis en profundidad de 10 cm, el cual es de 67,3% para esta calidad del haz (6MV).
- D_{max} es la dosis en el punto de dosis máxima (z_{max})
- D_{10} es la dosis en el punto de referencia z_{ref} (10 cm de profundidad).

3.2.3 DESCRIPCIÓN DE LOS CASOS DE VERIFICACIÓN DE DOSIS

A partir de aquí, se explicarán los casos de verificación de dosis dictados por el TECDOC 1583^[18] aplicados en los algoritmos de cálculo Colapso Cone y Monte Carlo XVMC del sistema de planificación de tratamiento MONACO, donde las mediciones se hicieron en el acelerador Precise del Hospital Universitario de Caracas utilizando el maniquí CIRS de Tórax y la cámara de ionización Farmer. Los planes se realizaron para ambos algoritmos colocando una gradilla de 0,3 cm debido a que el tiempo de cálculo se elevaba considerablemente al reducirla más y con tiempos de cálculo tan grandes no se utilizaría para la planificación cotidiana de los tratamientos; esto hizo que los cálculos en Monte Carlo perdieran exactitud. Los agujeros del maniquí CIRS fueron numerados igual que en la sección 3.2.1 para la realización de los planes y cada plan entregará 200cGy normalizados sobre uno de los puntos numerados, el cual llamaremos punto de referencia. Para las mediciones de los casos se utilizó la curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica de 120KV para el cálculo de los planes, obtenida en la sección 3.2.1, debido a que es el voltaje comúnmente utilizado en el tomógrafo, sin embargo se realizó el cálculo para las demás curvas, obteniéndose unidades monitor casi idénticas entre los planes .

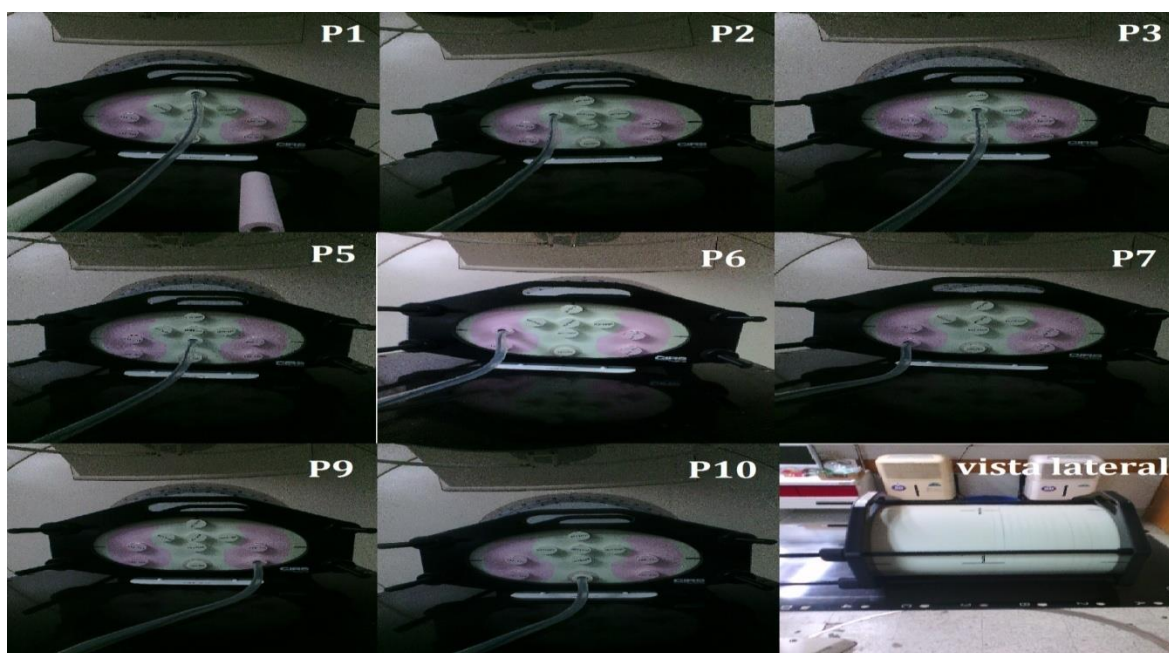


Figura 3-4. Montaje del CIRS en el acelerador lineal con la cámara de ionización Farmer en los insertos numerados.

CASO 1: PRUEBA PARA CONDICIONES DE REFERENCIA BASADA EN LOS DATOS DE TOMOGRAFÍA.

El propósito de este caso es verificar un campo simple 10 x 10 cm² con el gantry en 0° y el colimador en 0° con el campo alineado en el eje del haz en el punto 1 a una DFS de 100 cm y el punto de referencia será el punto 3 para comprobar la data básica del haz de radiación. En este caso se medirá sobre los puntos 1, 3, 5, 9 y 10.

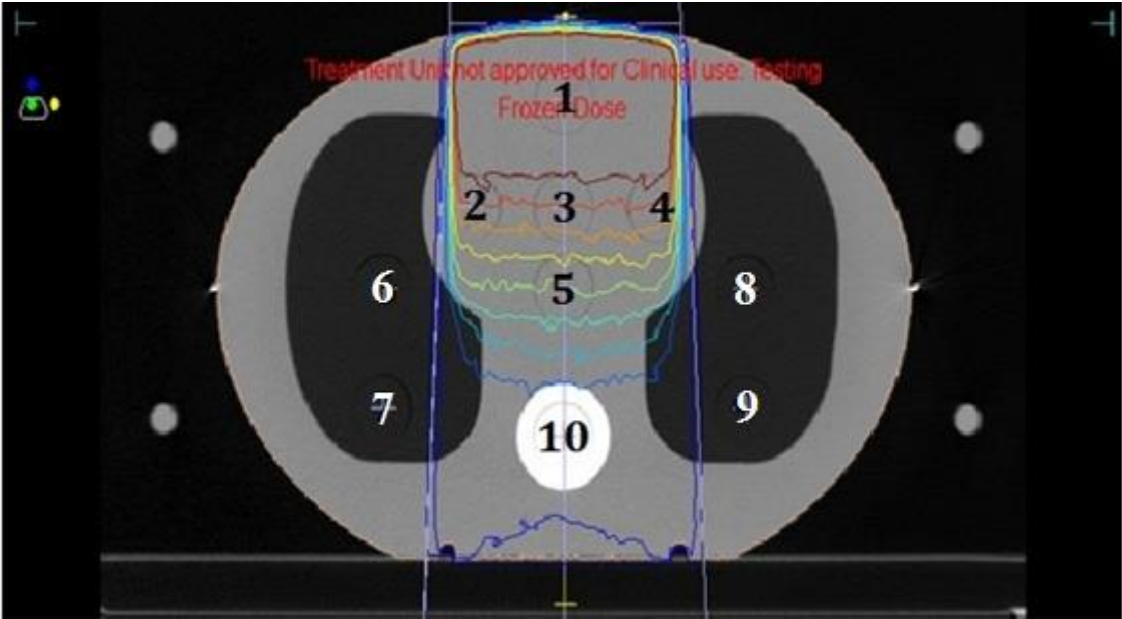


Figura 3-5. Imagen ilustrativa del plano central del plan para el caso 1. En un corte axial de la tomografía del CIRS

Punto ref	Nombre del campo	Tamaño del campo (cm ²)	G	Col.	Acc
3	Directo	10 x 10	0°	0°	No

Tabla 3-8. Características de los campos en el caso 1, representando el ángulo de gantry (G), colimador (Col), punto de referencia (Punto ref), accesorio (Acc), nombre del campo y tamaño de campo en cm².

CASO 2: INCIDENCIA OBLICUA, FALTA DE DISPERSIÓN Y CAMPOS TANGENCIALES

En este caso se verificaran los cálculos en un caso de falta de dispersión de un campo tangencial con el ángulo de cuña más grande que disponga el equipo, en este caso es de 60°, El isocentro y el punto de referencia se fijaron en el punto 1 y se midió únicamente en el punto 1.

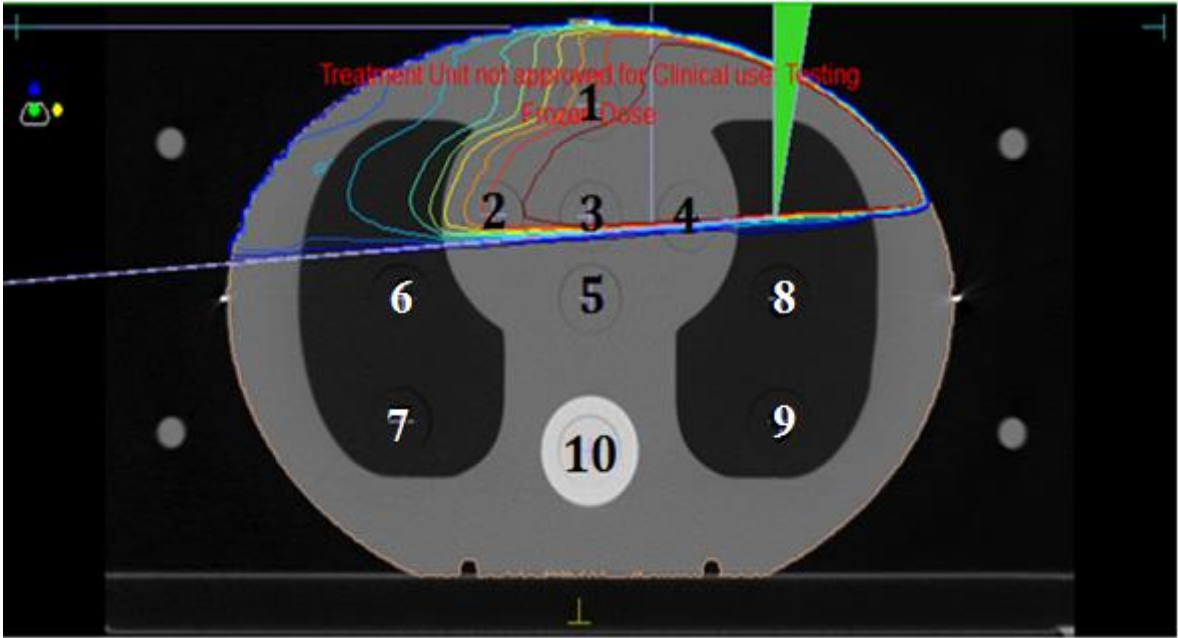


Figura 3-6. Imagen ilustrativa del plano central del plan para el caso 2

Punto ref	Nombre del campo	Tamaño del campo (cm ²)	G	Col.	Acc
1	Tangencial	15 x 15	90°	0°	Cuña 60°

Tabla 3-9. Características de los campos en el caso 2

CASO 3: BLOQUEO SIGNIFICATIVO DE LAS ESQUINAS DEL CAMPO

El propósito de este caso es verificar el cálculo de dosis con las esquinas del campo bloqueadas con el colimador multiláminas (MLC), para ello se hará un campo 14 cm x 14 cm con el colimador girado a 45° al cual se le bloquearan las esquinas produciendo un campo 10 cm x 10 cm como se observa en la figura 3-6. El isocentro se localizó en el eje del punto 1 colocando la DFS a 100 cm y se midió en el punto 3.

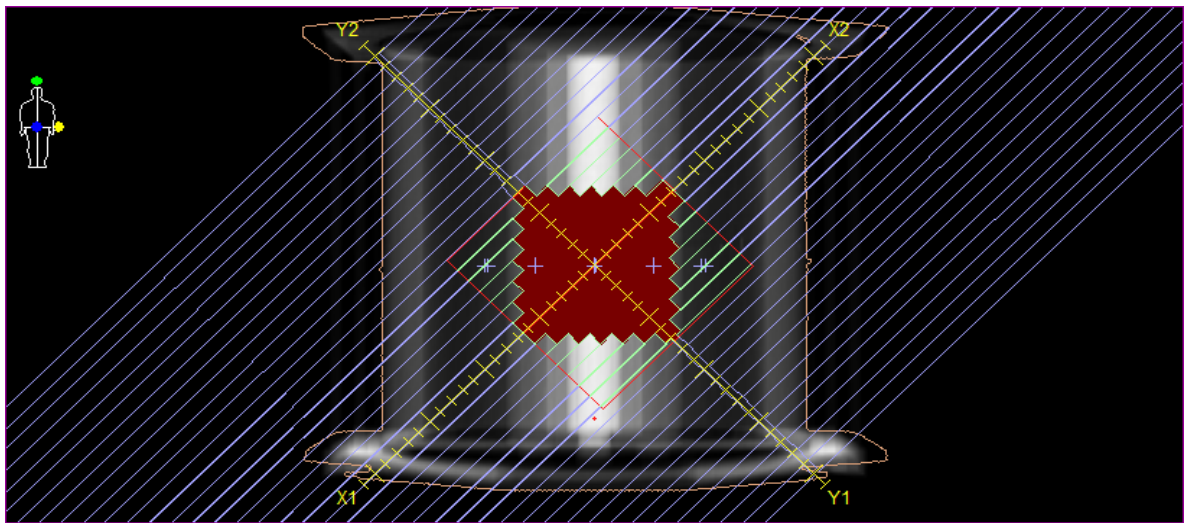


Figura 3-7. Imagen ilustrativa del campo del caso 3 con el bloqueo en las esquinas observado desde la vista desde el haz (BEV por sus siglas en inglés).

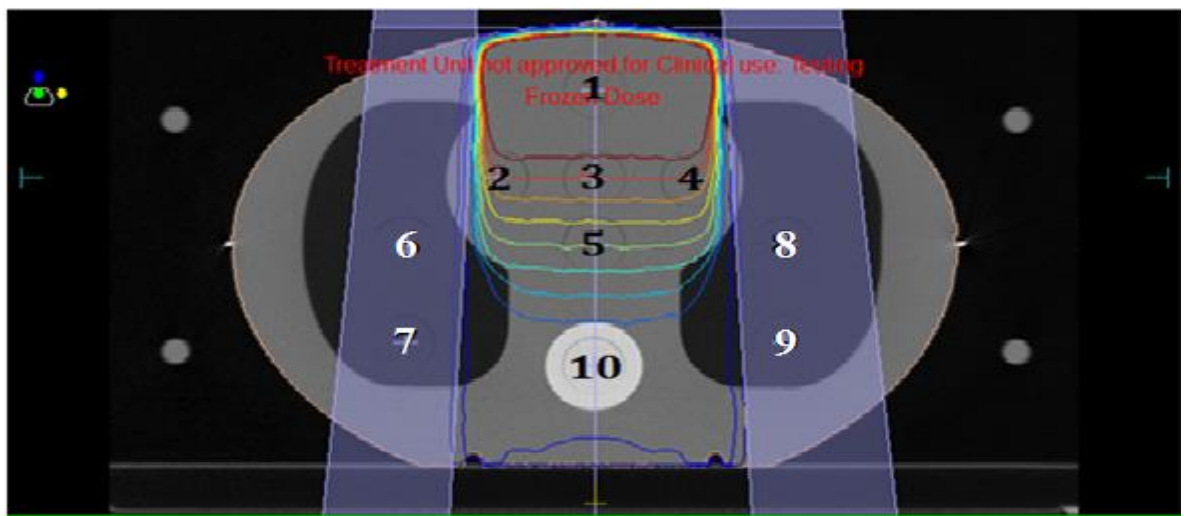


Figura 3-8. Imagen ilustrativa del plano central del plan para el caso 3.

Punto ref	Nombre del campo	Tamaño del campo (cm ²)	G	Col.	Acc
3	Directo bloqueado	10 x 10	0°	45°	MLC

Tabla 3-10. Características de los campos en el caso 3.

CASO 4: CUATRO CAMPOS, CAJA

Esta técnica consiste en utilizar 4 campos con 90° de diferencia entre cada uno para distribuir la dosis equitativamente por campo en forma de una caja, en este caso se verificara la dosis de cada campo individual y el conjunto de dosis de los cuatro campos sobre los puntos 5, 6 y 10, el isocentro se localizó en el punto 5.

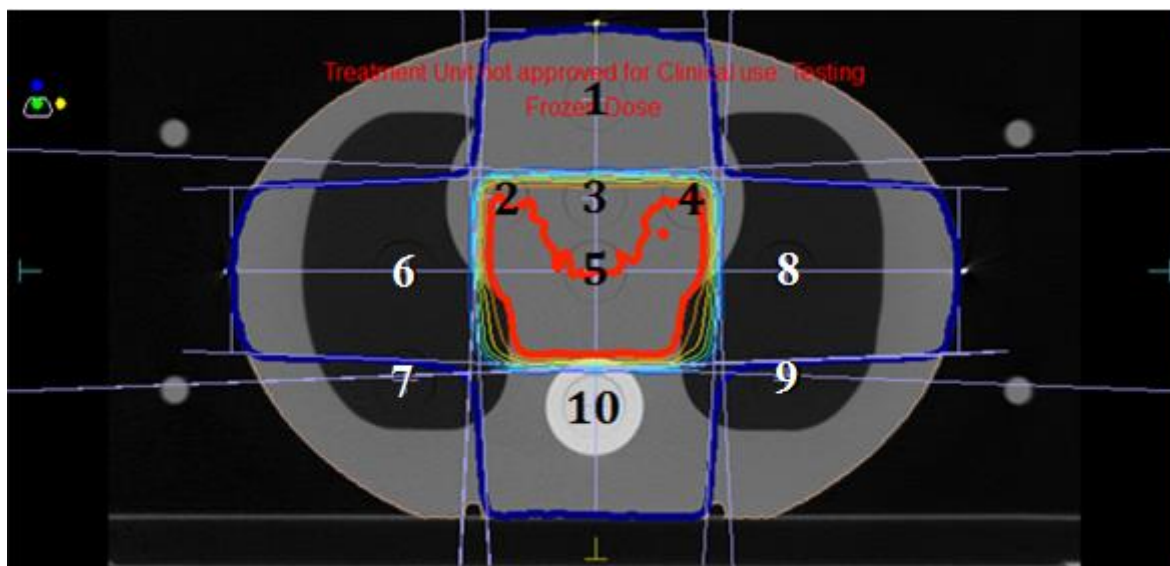


Figura 3-9. Imagen ilustrativa del plano central del plan para el caso 4.

Punto ref	Nombre del campo	Tamaño del campo (cm ²)	G	Col.	Acc
5	Anterior-posterior	15 x 10	0°	0°	No

5	Posterior-anterior	15 x 10	180°	0°	No
5	Lateral derecho	15 x 8	90°	0°	No
5	Lateral izquierdo	15 x 8	270°	0°	No

Tabla 3-11. Características de los campos en el caso 4

CASO 5: EXPANSIÓN AUTOMÁTICA Y BLOQUEO PERSONALIZADO

En este caso se verificó la expansión automática de MLC con el sistema de planificación MONACO, también se verificaron los cálculos sobre una inhomogeneidad de un pulmón. Para ello se conformo un campo sobre un cilindro de diámetro y largo de 8 cm, ordenándole al sistema de planificación que hiciera una autoexpansión con un margen de 1 cm fuera del cilindro utilizando las MLC. El isocentro se localizó en el punto 2 y se midió en los puntos 2 y 7.

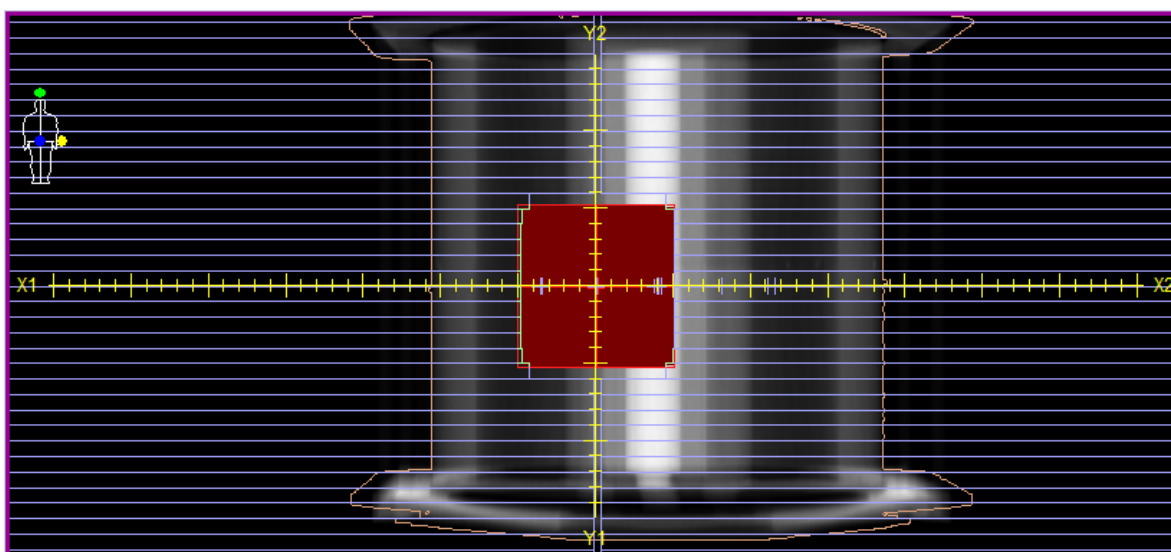


Figura 3-10. Imagen ilustrativa del campo del caso 5 vista en BEV.

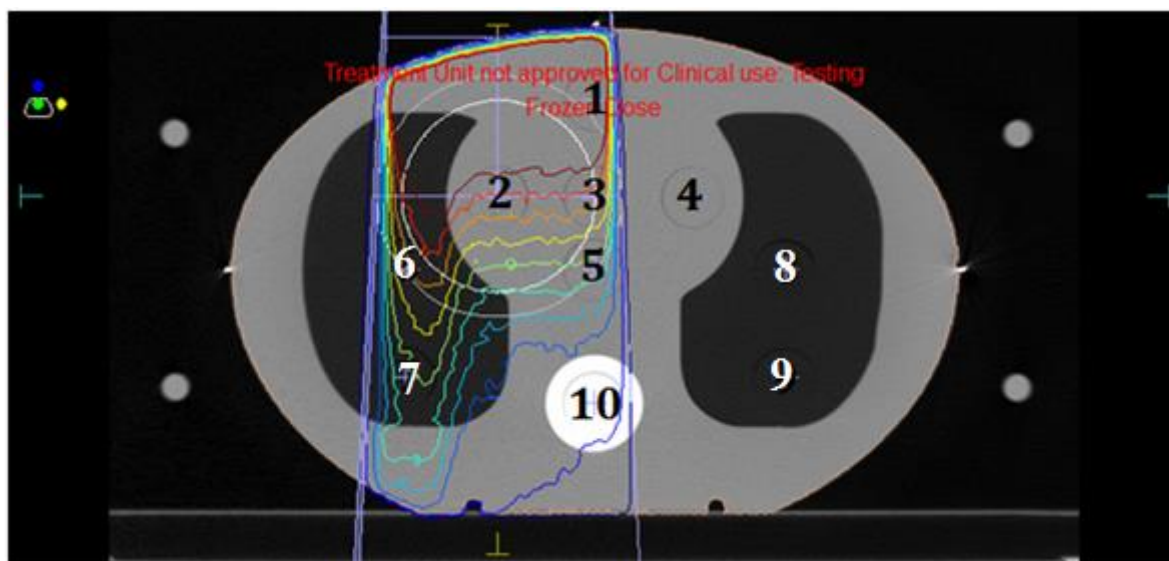


Figura 3-11. Imagen ilustrativa del plano central del plan para el caso 5.

Punto ref	Nombre del campo	Tamaño del campo (cm ²)	G	Col.	Acc
2	Conformado al cilindro	Conformado al cilindro	0°	0°	MLC

Tabla 3-12. Características de los campos del caso 5.

CASO 6: INCIDENCIA OBLICUA CON UN CAMPO IRREGULAR CON BLOQUEO EN EL CENTRO DEL HAZ

Esta prueba se hizo para verificar los cálculos en un campo irregular de 20 cm x 10 cm al cual se le bloqueara el centro del haz con las MLC, produciendo un campo en forma de L se configuro las MLC para obtener un rectángulo de bloqueo en la esquina inferior derecha del haz con un tamaño de campo de 6 cm x 12 cm, también se hizo incidir de forma oblicua colocando el gantry en 45°. El isocentro se fijó en el punto 5 y se midió en los puntos 3, 7 y 10.

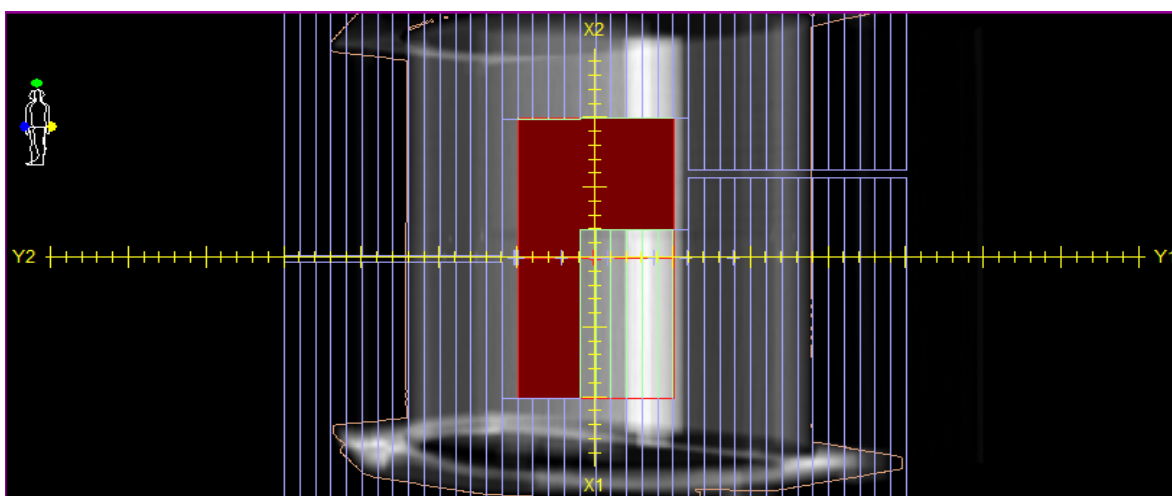


Figura 3-12. Imagen ilustrativa del campo del caso 6 vista en BEV.

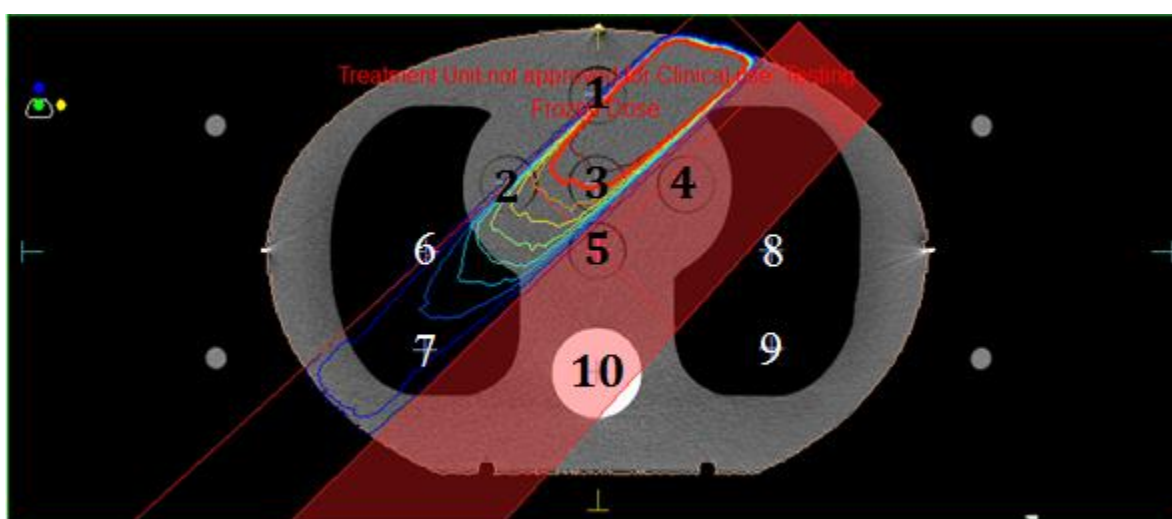


Figura 3-13. Imagen ilustrativa del plano central del plan para el caso 6.

Punto ref	Nombre del campo	Tamaño del campo (cm ²)	G	Col.	Acc
3	Forma de L	Conformado en forma de L	45°	90°	MLC

Tabla 3-13. Características de los campos del caso 6

CASO 7: COLIMACIÓN ASIMÉTRICA CON CAMPOS OPUESTOS CON CUÑA

El propósito de este caso es verificar una conformación de dosis con campos opuestos con cuña y con una colimación asimétrica, para ello se hicieron 2 campos laterales opuestos con cuña, bloqueados de un solo lado del haz y un campo anterior-posterior abierto con la dosis distribuida equitativamente por campo. El isocentro se fijó en el punto 3 y las medidas se realizaron en el punto 5.

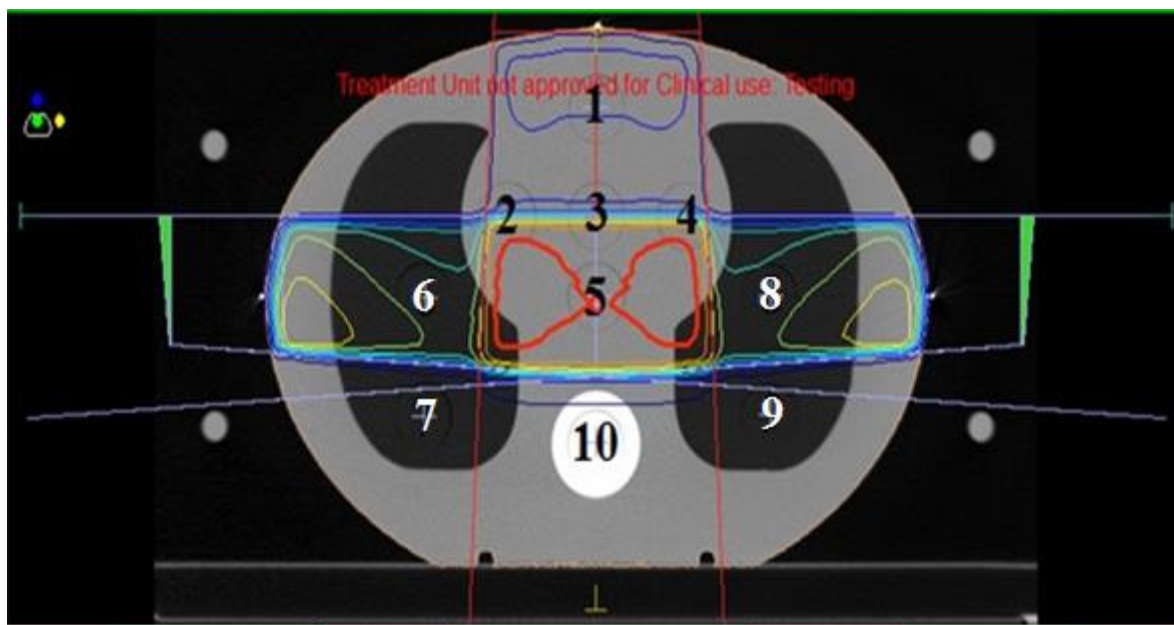


Figura 3-14. Imagen ilustrativa del plano central del plan para el caso 7

Punto ref	Nombre del campo	Tamaño del campo (cm ²)	G	Col.	Acc
5	Anterior-posterior	10 x 12	0°	0°	No
5	Lateral derecho	10 x 6	90°	90°	Cuña y MLC
5	Lateral izquierdo	10 x 6	270°	270°	Cuña y MLC

Tabla 3-14. Características de los campos del caso 7

CASO 8: CAMPOS NO COPLANARES CON CAMILLA Y COLIMADOR GIRADOS

El propósito de este caso es verificar los cálculos y el correcto movimiento de los campos con camilla y colimador girados, se hicieron 3 campos con diferentes ángulos de gantry, colimador y uno de ellos con la camilla girada distribuyendo la dosis equitativamente por campo, el isocentro se fijó en el punto 5 y se midió en el punto 5.

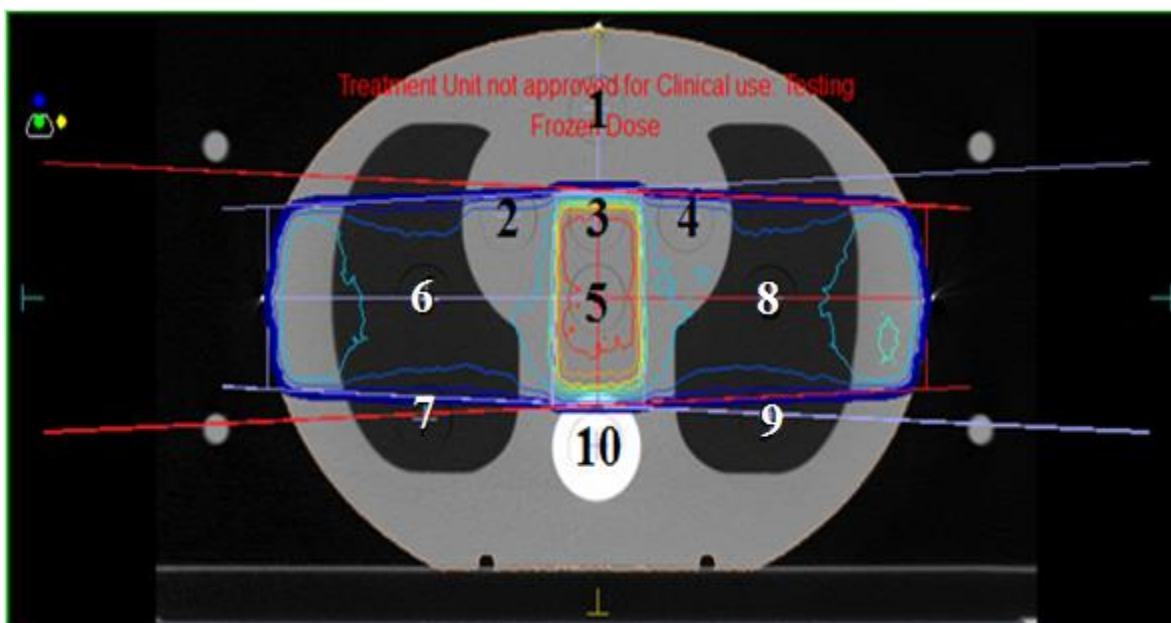


Figura 3-15. Imagen ilustrativa del plano central del plan para el caso 8

Punto ref	Nombre del campo	Tamaño del campo (cm ²)	G	Col.	Acc	camilla
5	semivertex	4 x 4	30°	0°	No	90°
5	Lateral derecho	4 x 16	90°	30°	No	0°
5	Lateral izquierdo	4 x 16	270°	330°	No	0°

Tabla 3-15. Características de los campos del caso 8

De los 8 casos vistos anteriormente, solo se pudieron realizar los casos sin cuña para el algoritmo Monte Carlo, para el Colapse Cone se hicieron todos. Las mediciones fueron comparadas con el valor que el sistema de planificación calcula para ese punto de medición y para comprobar la veracidad de los resultados se utilizó la tabla de tolerancias dada por el TECDOC 1583 [\[18\]](#).

Finalmente, con estos resultados se realizó el cálculo de dosis absorbida para cada campo en el respectivo punto de referencia y para realizar la comparación porcentual de dosis se utilizó la siguiente expresión:

$$\Delta D_{med} \% = 100 * \frac{(D_{Cal} - D_{Med})}{D_{Med}} \quad (25)$$

Donde:

- $\Delta D_{med} \%$ es la variación de dosis en porcentaje
- D_{Cal} es la dosis calculada
- D_{med} es la dosis medida

CAPÍTULO 4

RESULTADOS Y DISCUSION

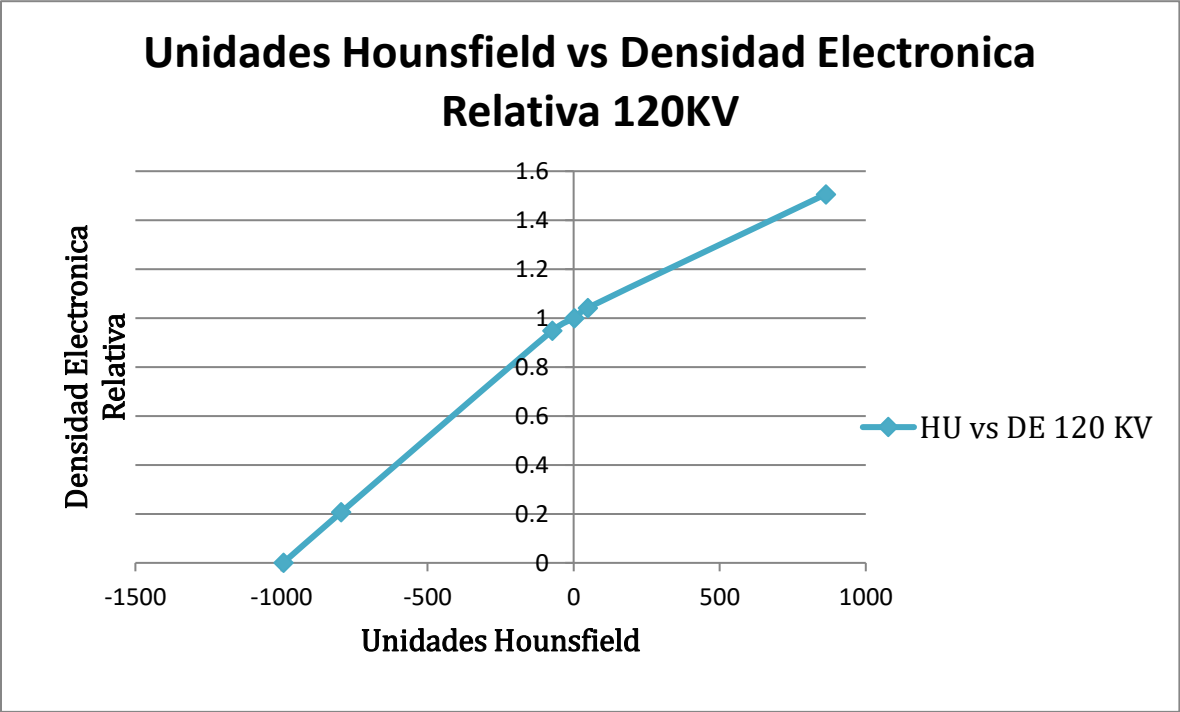
A continuación se presentan los resultados obtenidos de la curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica, la calidad del haz, los factores asociados a las magnitudes de influencia, la calibración absoluta de dosis emitida por el acelerador lineal y los resultados de dosis asociados a las medidas realizadas para los casos de verificación con los algoritmos de cálculo Colapse Cone y Monte Carlo XVMC.

4.1 GRÁFICA DE DENSIDAD ELECTRÓNICA VS UNIDADES HOUNSFIELD

A continuación se presentaran los resultados obtenidos para la curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica con energía de 120KV obtenida y utilizada en el trabajo.

Tejido	Agua	Adiposo	Músculo	Hueso	Aire	Pulmón
M_{prom} (UH)	2	-73	48	863	-993	-796
Densidad electrónica	1	0,949	1,042	1,506	0,00109	0,207

Tabla 4-1. Valores medidos de unidades Hounsfield para los insertos del maniquí CIRS para un voltaje de 120KV en la tomografía.



Grafica 4-1. Curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica par aun voltaje de 120 KV en la tomografía.

4.2 RESULTADOS DE CALIDAD DEL HAZ, FACTORES DE MAGNITUDES DE INFLUENCIA Y CALIBRACIÓN DE LA DOSIS DEL ACELERADOR LINEAL

RESULTADO DE LA CALIDAD DEL HAZ

Prof. (cm)	M ₁ (nC)	M ₂ (nC)	M ₃ (nC)	M _{prom} (nC)	Presión (hpa)	Temp. (°C)	K _{P,T}	M x K _{P,T}
10	12.55	12.54	12.55	12.55	914,6	21,8	1,115	13.98
20	7,31	7,31	7,32	7,31	914,7	21,8	1,115	8,15

Tabla 4-2 medidas para la obtención del $PDP_{20,10}$ con energía de fotones de 6MV

Obtenemos el $PDP_{20,10}$:

$$PDP_{20,10} = \frac{M_{20} \times K_{P,T}}{M_{10} \times K_{P,T}} = \frac{8,15}{13,98} = 0,5830 \quad (26)$$

El cálculo para hallar el $TPR_{20,10}$ fue el siguiente:

$$TPR_{20,10} = 1,2611 * 0,5830 - 0,0595 = 0,6725 \quad (27)$$

RESULTADO DE FACTOR ASOCIADO A LA CALIDAD DEL HAZ

Obtuvimos que el valor de $K_{Q,Q_0} \approx 0,995$ realizando una interpolación lineal entre los valores de $TPR_{20,10}$ 0,62 y 0,68.

$TPR_{20,10}$	0,59	0,62	0,68	0,70	0,72
K_{Q,Q_0}	0,999	0,998	0,995	0,993	0,990

Tabla 4-3 valores de K_{Q,Q_0} para diferentes $TPR_{20,10}$. Tomado del IAEA-TRS [\[17\]](#).

RESULTADO DE FACTORES POR POLARIZACIÓN Y RECOMBINACIÓN

Voltaje (V)	M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	M_{prom} (nC)	Presión (hpa)	Temp. (°C)	$K_{P,T}$	$M \times K_{P,T}$ (nC)
+300	12,55	12,55	12,54	12,55	914,6	21,85	1,115	1,399
+150	12,52	12,51	12,52	12,52	914,6	21,83	1,115	1,396
-300	12,51	12,53	12,51	12,52	914,8	21,75	1,114	1,395

Tabla 4-4 medidas para el cálculo de K_{pol} y K_s .

Sustituyendo estos datos el K_{pol} queda:

$$K_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} = \frac{1,399 + 1,395}{2,798} = 0,9985 \quad (28)$$

Y calculando el K_s :

$$K_s = a_0 + a_1 \left(\frac{M_1}{M_2} \right) + a_2 \left(\frac{M_1}{M_2} \right)^2 = 2,337 - 3,636 \frac{13,99}{13,96} + 2,299 \left(\frac{13,99}{13,96} \right)^2 = 1,003 \quad (29)$$

RESULTADO DE FACTOR COMBINADO Y EXPRESIÓN FINAL DE DOSIS ABSORBIDA

Finalmente habiendo obtenido todas los factores de corrección asociados a magnitudes de influencia se hizo un producto de todos denotando el resultado como K_{Total} .

$$K_{Total} = K_{Q,Q_0} \times K_s \times K_{pol} = 0,995 \times 0,9985 \times 1,003 = 0,996 \quad (30)$$

Quedando así el cálculo de dosis simplificado a:

$$D = M \times N_{D,W} \times K_{P,T} \times K_{Total} = M \times 4,784 \text{ cGy/nC} \times 0,996 \times K_{P,T} \quad (31)$$

$$D = M \times 4,764 \text{ cGy/nC} \times K_{P,T} \quad (32)$$

RESULTADO DE LA CALIBRACIÓN DE DOSIS ABSOLUTA

M ₁ (nC)	M ₂ (nC)	M ₃ (nC)	M _{prom} (nC)	Presión (hpa)	Temperatura (°C)	K _{P,T}	D ₁₀ (cGy)	D _{max} (cGy)
12,69	12,70	12,69	12,69	914,6	21,85	1.115	67,40	100,46

Tabla 4-5. Calibración de dosis absoluta para el acelerador lineal Elekta Precise.

El error relativo entre las 100 UM y la dosis obtenida es de 0,46%, por lo cual se consideró dentro de la tolerancia de 2% propuesta en el protocolo del IAEA-TECDOC 1151^[3], en el capítulo de controles de calidad para aceleradores lineales, así que no se ajustaron los parámetros del equipo.

4.2 DOSIS MEDIDA EN LOS CASOS DE VERIFICACIÓN

Los resultados asociados a las mediciones realizadas (3.2) de dosis para los casos de verificación con los algoritmos Colapse Cone y Monte Carlo XVMC fueron los siguientes:

Caso	Campo	Pto	K _{P,T}	Dosis Medida (cGy)	Dosis Calculada (cGy)	$\Delta D_{med}\%$	Tolerancia ($\pm\%$)
1	Directo	1	1,114	238,7	242,3	-1,5	2
		3	1,114	197,5	200	-1,2	2
		5	1,114	169,7	171	-0,7	2
		9	1,114	16,5	17,1	-3,3	4
		10	1,114	124	118,2	-4,9	3
2	Tangencial	1	1,114	195,91	200	-2	3
3	Directo bloqueado	3	1,114	197,12	200	-1,4	3
4	Anterior - posterior	5	1,112	49,43	50	-1,1	2
		6	1,112	3,22	3,7	-12,8	4
		10	1,112	36,1	34,5	4,5	3
	Posterior – anterior	5	1,112	47,3	50	-5,3	3
		6	1,112	4	4,4	-9,1	3
		10	1,112	67,7	66,7	0,9	4

	Lateral Derecho	5	1,112	50	50	0	3
		6	1,112	33,4	32,3	3,4	4
		10	1,112	3,8	3,9	-3,8	3
	Lateral Izquierdo	5	1,112	50	50	0	3
		6	1,112	67,7	65,7	3	3
		10	1,112	3,7	3,9	-4,9	4
	Total caso 4	5	1,112	196,7	200	-1,6	3
		6	1,112	108,3	106,2	2	4
		10	1,112	110,8	109	1,7	4
5	Conformado Cilindro	2	1,113	198	200	-1	3
		7	1,111	165,5	157,3	5,2	4
6	Forma L	3	1,114	202	200	1	3
		7	1,114	111,4	103,3	7,9	5
		10	1,114	1,2	13,7	-91,2	5
7	Anterior- posterior	5	1,114	67,5	66,6	1,2	2
	Lateral derecho	5	1,114	82	66,7	22,9	4
	Lateral izquierdo	5	1,114	84	66,7	25,8	4
	Total caso 7	5	1,114	233,4	200	16,7	4
8	Semivertex	5	1,114	64,7	66,6	-2,9	3
	Lateral Derecho	5	1,114	65	66,7	-2,5	3

	Lateral Izquierdo	5	1,114	64,9	66,7	-2,8	3
	Total caso 8	5	1,114	194,6	200	-2,7	3

Tabla 4-6. Resultados de los casos de verificación con el algoritmo Collapse Cone.

Se observan las discrepancias entre la dosis medida y la calculada basándonos en la tolerancia propuesta por el TECDOC 1583^[18] para el algoritmo Collapse Cone, aunque también se puede tomar en consideración la propuesta de ESTRO ^[19].

- En el caso 1 se observa que la discrepancia en el punto 10 es la única fuera de tolerancia, la cual puede deberse a que la medición se hizo sobre un punto con una heterogeneidad de hueso, Collapse Cone puede fallar debido a que el algoritmo está hecho a base de un medio de agua
- El caso 2, 3 y 8 se encuentran en tolerancia.
- En el caso 4 se observa que las discrepancias de algunos campos esta fuera de tolerancia en los campos donde existe una medición de radiación residual en una heterogeneidad sobreestimando la dosis, destacando que en estos casos las dosis son muy bajas por lo que una pequeña variación consigue un cambio significativo en el porcentaje de la comparación, la dosis total calculada por la suma de todos los campos se encuentra en tolerancia.
- En el caso 5 se observó la buena conformación del campo con el colimador multiláminas, sin embargo el cálculo en el punto 7 se encontró fuera de tolerancia.
- En el caso 6 ocurre lo mismo que en el caso 1 midiendo sobre el punto 10, y la medición en el punto 7 se encuentra fuera de tolerancia probablemente porque el haz atraviesa toda la heterogeneidad del pulmón.

- El caso 7 es un caso particular donde se tiene el cálculo de un campo con cuña que atraviesa una heterogeneidad, se encuentra fuera de tolerancia.

Caso	Campo	Pto	K _{P,T}	Dosis Medida (cGy)	Dosis Calculada (cGy)	$\Delta D_{med}\%$	Tolerancia ($\pm\%$)
1	Directo	1	1,114	236,8	244,1	-3	2
		3	1,114	196	200	-2	2
		5	1,114	167,9	167,8	-0,1	2
		9	1,114	16,4	17	-3,72	4
		10	1,114	122,9	118	-4,14	3
3	Directo bloqueado	3	1,114	197,12	199,8	-1,6	3
4	Anterior - posterior	5	1,112	49,6	49,5	-0,2	2
		6	1,112	3,2	3,7	-13,2	4
		10	1,112	36,2	34,5	4,8	3
	Posterior – anterior	5	1,112	48,4	49,5	-2,2	3
		6	1,112	4,1	4,7	-13,4	3
		10	1,112	68,4	68	0,6	4
	Lateral Derecho	5	1,112	49,9	49,5	0,8	3
		6	1,112	33,5	34,4	-2,7	4
		10	1,112	3,8	4,1	-8,5	3
	Lateral Izquierdo	5	1,112	50,4	49,5	1,9	3
		6	1,112	68	69,1	-1,5	3
		10	1,112	3,7	4,1	-9,1	4

	Total caso 4	5	1,112	198,3	197,8	-0,3	3
		6	1,112	108,8	112,7	-3,5	4
		10	1,112	112,1	109,6	2,3	4
5	Conformado Cilindro	2	1,113	196,3	200	-1,9	3
		7	1,113	164,9	166,6	-0,9	4
6	Forma L	3	1,114	201,9	201,1	0,4	3
		7	1,114	111,4	109,7	1,6	5
		10	1,114	1,2	15	-92,1	5
8	Semivertex	5	1,114	65,9	67,3	-2	3
	Lateral Derecho	5	1,114	66	67,4	-2,2	3
	Lateral Izquierdo	5	1,114	65,7	67,3	-2,4	3
	Total caso 8	5	1,114	197,6	201,3	-1,9	3

Tabla 4-7. Resultados de los casos de verificación con el algoritmo Monte Carlo XVMC

Se observan las discrepancias entre la dosis medida y la calculada basándonos en la tolerancia propuesta por el TECDOC 1583^[18] para el algoritmo Monte Carlo XVMC, aunque también se pudo tomar en consideración la propuesta de ESTRO^[19].

- En el caso 1 se observa que la medición en el punto 1 y 10 se encuentran fuera de tolerancia, quizás debido a la falta de precisión causada por la gradilla de 0,3 cm.
- Los casos 3, 5 y 8 se encuentran en tolerancia.

- El caso 4 presenta la misma falla que en el cálculo de Colapse Cone en las mediciones de dosis bajas, viéndose que la diferencia porcentual es alta pero debido a un ligero cambio en la dosis, la dosis suma de los campos se encuentra en tolerancia.
 - En el caso 6 se observa que hay una sobreestimación de la dosis residual fuera del área del campo sobre una heterogeneidad.
-

CAPÍTULO 5

CONCLUSIONES

De este trabajo se obtuvo la curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica para diferentes energías del tubo de rayos x del tomógrafo simulador AcQsim, utilizando la nueva grafica se hizo una tomografía del maniquí CIRS, se planificaron los casos de verificación y se realizaron las medidas pertinentes con la cámara de ionización Farmer a cada caso como indicaba el protocolo del TECDOC 1583^[18]. Las conclusiones referentes a las pruebas fueron las siguientes:

- En medios aproximadamente homogéneos ambos algoritmos demuestran tener una buena distribución de dosis, sin embargo para un medio heterogéneo Monte Carlo demostró ser más exacto, por lo que se recomienda que en planes donde los haces atraviesen grandes heterogeneidades se calcule utilizando este algoritmo.
 - Los movimientos del equipo, camilla, el colimador multiláminas y la cuña son coherentes con la simulación realizada en el sistema de planificación, destacándose también que la conformación automática de campos por medio del colimador multiláminas funciona correctamente.
-

- Ambos algoritmos demostraron tener una buena conformación de dosis con múltiples campos, por lo que ambos son aceptables en medios aproximadamente homogéneos, sin embargo Monte Carlo obtuvo mejores resultados en casi todos los Casos de Verificación, por lo que se recomienda el uso de este algoritmo para uso cotidiano.
 - Se observó que los campos con cuña donde el haz atraviesa una gran heterogeneidad se encuentran fuera de tolerancia y se recomienda una revisión más minuciosa de este tipo de casos.
 - Ambos algoritmos sobreestiman la dosis residual vista en las partes bloqueadas del campo.
-

BIBLIOGRAFÍA

- [1] ACS. Datos y Estadísticas sobre el Cáncer entre los Hispanos-Latinos. ACS, 2009. ACS.
- [2] ICRU. Prescripción Registro y Elaboración de informes en la Terapia con Haces de Fotones. 1999, 62:1-75.
- [3] OIEA TECDOC 1151. Aspectos Físicos de la Garantía de Calidad en Radioterapia: Protocolo de control de Calidad. OIEA, 2000.
- [4] IAEA. Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in panama. IAEA, 2001.
- [5] OIEA. Sobreexposición accidental de radioterapia en San José de Costa Rica. OIEA, 1999.
- [6] Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. IAEA.
- [7] IAEA TRS 430. Commissioning and Quality Assurance of Computerized Planning Systems for Radiation Treatment of Cancer. IAEA, 2004.
- [8] IAEA TECDOC 1540. Specification and Acceptance Testing of Radiotherapy Treatment Planning Systems. IAEA, 2007.
- [9] ICRU. Magnitudes y Unidades Fundamentales para la Radiación Ionizante. 1998, 60:1-23.
- [10] IAEA. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. IAEA, 2005.
- [11] IMRT Phantoms, User guide. Computerized Imaging Reference Systems (CIRS)
- [12] Fundamentos de Física Medica vol. 3 de la Sociedad Española de Física Medica (SEFM)
- [13] Fundamentos de Física Medica vol. 4 e la Sociedad Española de Física Medica (SEFM)
- [14] Monaco® External Beam Dose Calculation Algorithms-Technical Reference. Versión 1, 2014
- [15] Mackie TR, Bielajew A.F, Rogers D.W.O, Battista J.J. (1988) Generation of photon energy deposition kernels using the EGS Monte Carlo code. Phys. Med. Biol. 33, 1-20.
-

- [16] Monaco ® Monaco Dose Calculation Technical Reference, 2014
- [17] IAEA- determinación de dosis absorbida en radioterapia con haces externos. TRS-398. Viena. 2005.
- [18] Commissioning of Radiotherapy Treatment Planning Systems: Testing for Typical External Beam Treatment Techniques. IAEA.
- [19] B Mijnheer, A Olszewska, C Fiorino, G Hartmann, T Knöös, J C Rosenwald and H Welleweerd. Quality Assurance of Treatment Planning Systems Practical Examples for Non-Imrt Photon Beams. ESTRO: Booklet 7, 2004.
- [20] Study of the uncertainty in the determination of the absorbed dose to water during external beam radiotherapy calibration. Pablo Castro, Feliciano García-Vicente, Cristina Mínguez, Alejandro Floriano, David Sevillano, Leopoldo Pérez y Juan J. Torres. Servicio de Oncología Radioterápica, Departamento de Radiofísica, Hospital Universitario “La Princesa,” Madrid, Spain. Vol. 9, 2008
-

APÉNDICES

APÉNDICE 1

MEDIDAS OBTENIDAS PARA LOS CASOS DE PLANIFICACIÓN

A continuación se muestran las mediciones realizadas para la obtención de la dosis en los casos de verificación para cada algoritmo de cálculo.

Caso	Campo	Pto	M ₁ (nC)	M ₂ (nC)	M ₃ (nC)	M ₄ (nC)	M _{Prom} (nC)	P (hpa)	T (°C)
1	directo	1	4,473	4,482	4,483	4,477	4,479	914,7	21,6
		3	3,702	3,704	3,71	3,713	3,707	914,7	21,7
		5	3,184	3,184	3,188	3,18	3,184	914,6	21,7
		9	0,319	0,31	0,31	0,31	0,310	914,6	21,7
		10	2,326	2,326	2,33	2,328	2,328	914,7	21,6
2	Tangencial	1	3,669	3,674	3,683	3,68	3,678	914,6	21,6
3	Directo bloqueado	3	3,699	3,701	3,696	3,700	3699	914,6	21,6
4	Anterior - posterior	5	0,929	0,929	0,930	0,929	0,929	915,5	21,4
		6	0,061	0,061	0,061	0,061	0,061	915,5	21,4
		10	0,677	0,678	0,678	0,678	0,678	915,5	21,4

4	Posterior – anterior	5	0,890	0,889	0,890	0,890	0,890	915,5	21,4
		6	0,075	0,075	0,075	0,075	0,075	915,5	21,4
		10	1,266	1,265	1,264	1,265	1,265	915,5	21,4
	Lateral Derecho	5	0,940	0,940	0,940	0,940	0,940	915,5	21,4
		6	0,628	0,628	0,627	0,627	0,628	915,6	21,4
		10	0,070	0,071	0,071	0,071	0,071	915,6	21,4
	Lateral Izquierdo	5	0,940	0,939	0,940	0,940	0,940	915,5	21,4
		6	1,272	1,272	1,272	1,272	1,272	915,6	21,4
		10	0,070	0,070	0,070	0,070	0,070	915,5	21,4
5	Conformado Cilindro	2	3,715	3,715	3,719	3,716	0,716	914,8	21,6
		7	3,111	3,113	3,117	3,116	3,114	914,9	20,8
6	Forma L	3	3,788	3,79	3,791	3,79	3,79	914,6	21,7
		7	2,09	2,091	2,091	2,09	2,091	914,6	21,7
		10	0,022	0,022	0,023	0,024	0,023	914,6	21,7
7	Anterior- posterior	5	1,266	1,265	1,267	1,265	1,266	914,6	21,7
	Lateral derecho	5	1,537	1,538	1,539	1,539	1,538	914,6	21,7
	Lateral izquierdo	5	1,572	1,575	1,575	1,576	1,575	914,6	21,7
8	Semivertex	5	1,216	1,216	1,215	1,216	1,2	914,6	21,7
	Lateral Derecho	5	1,220	1,220	1,221	1,218	1,212	914,6	21,7
	Lateral Izquierdo	5	1,215	1,216	1,217	1,218	1,217	914,6	21,7

Tabla 3-13. Tabla de mediciones realizadas en los casos de verificación con el algoritmo Colapse Cone calculando 200cGy por caso en el punto de referencia, donde se colocan las

mediciones (M_n), el punto donde se realizó (Pto), la presión (P), la temperatura (T), el campo y el caso asociado a cada campo.

Caso	Campo	Pto	M_1 (nC)	M_2 (nC)	M_3 (nC)	M_4 (nC)	M_{Prom} (nC)	P (hpa)	T (°C)
1	directo	1	4,449	4,443	4,449	4,437	4,445	914,7	21,6
		3	3,681	3,681	3,674	3,675	3,678	914,7	21,6
		5	3,148	3,149	3,15	3,152	3,150	914,4	21,6
		9	0,307	0,307	0,307	0,307	0,307	914,6	21,7
		10	2,305	2,308	2,308	2,307	2,307	914,6	21,5
3	Directo bloqueado	3	3,687	3,689	3,692	3,694	3,690	914,6	21,6
4	Anterior - posterior	5	0,932	0,932	0,933	0,934	0,933	915,5	21,4
		6	0,061	0,060	0,060	0,060	0,060	915,5	21,4
		10	0,680	0,680	0,679	0,680	0,680	915,5	21,4
	Posterior – anterior	5	0,910	0,909	0,911	0,910	0,910	915,5	21,4
		6	0,077	0,077	0,077	0,077	0,077	915,4	21,4
		10	1,286	1,286	1,285	1,286	1,286	915	21,4
	Lateral Derecho	5	0,941	0,942	0,943	0,925	0,938	915,5	21,5
		6	0,629	0,629	0,629	0,629	0,629	915,5	21,5
		10	0,070	0,070	0,071	0,071	0,071	915,5	21,5
	Lateral Izquierdo	5	0,949	0,948	0,948	0,948	0,948	915,5	21,4
		6	1,277	1,283	1,278	1,277	1,279	915,5	21,4
		10	0,070	0,070	0,070	0,070	0,070	915,5	21,5
5	Conformado Cilindro	2	3,685	3,69	3,683	3,683	3,685	914,9	21,6
		7	3,097	3,095	3,096	3,094	3,096	914,9	21,6

6	Forma L	3	3,783	3,787	3,791	3,790	3,788	914,6	21,7
		7	2,089	2,091	2,091	2,090	2,090	914,6	21,7
		10	0,022	0,022	0,022	0,022	0,022	914,6	21,7
8	Semivertex	5	1,238	1,238	1,237	1,238	1,238	914,6	21,7
	Lateral Derecho	5	1,235	1,231	1,232	1,231	1,232	914,6	21,7
	Lateral Izquierdo	5	1,237	1,235	1,237	1,235	1,236	914,6	21,7

Tabla 3-13. Tabla de mediciones realizadas en los casos de verificación con el algoritmo Monte Carlo calculando 200cGy por caso en el punto de referencia, donde se colocan las mediciones (M_n), el punto donde se realizó (Pto), la presión (P), la temperatura (T), el campo y el caso asociado a cada campo.

APÉNDICE 2

INCERTIDUMBRE DE LAS MEDIDAS

Las incertidumbres de las medidas asociadas a los casos de verificación, las verificaciones de las magnitudes de influencia y la calibración de la dosis absoluta del acelerador lineal siguen la guía dada por los libros IAEA-TRS [\[17\]](#) y Servicio de Oncología Radioterápica [\[20\]](#).

Estas incertidumbres típicas relativas se expresan en dos clasificaciones, incertidumbres tipo A y tipo B. Las incertidumbres tipo A se obtienen por medio de un análisis estadístico bajo una serie de observaciones cuantificables, como lo son la desviación estándar o el error instrumental, cuando se habla de incertidumbre tipo B se refiere a la incertidumbre asociada a fenómenos probabilísticos, que no se pueden cuantificar por exactitud, en estas incertidumbres se realiza, en lugar de un cálculo, una estimación de los posibles valores que puede tener la medida basándonos en las desviaciones típicas.

Finalmente la incertidumbre combinada de ambos tipos se determina con la siguiente expresión:

$$U_c = \sqrt{U_A^2 + U_B^2} \quad (33)$$

Donde:

- U_c es la incertidumbre combinada
 - U_A es la incertidumbre tipo A
 - U_B es la incertidumbre tipo B
-

Para determinar la incertidumbre de la dosis utilizamos la siguiente ecuación:

$$\Delta D = \left| \frac{\partial K_{Total}}{\partial D} \right| \Delta K_{Total} + \left| \frac{\partial N_{D,W}}{\partial D} \right| \Delta N_{D,W} + \left| \frac{\partial M_i}{\partial D} \right| \Delta M_i \quad (34)$$

Donde:

- ΔD es la incertidumbre absoluta para la dosis absorbida en el punto de medición.
- M_i es la lectura en un punto de medición sin ningún factor de corrección
- ΔM_i es la incertidumbre relativa de las lecturas en el punto de medición.
- $\Delta N_{D,W}$ es la incertidumbre relativa de la constante de calibración de la cámara de ionización
- ΔK_{Total} es la incertidumbre relativa del factor K_{Total} considerando el factor $K_{P,T}$

Para la incertidumbre tipo A se tomó en cuenta la apreciación del instrumento y la desviación estándar de las medidas, y para la tipo B utilizamos el ejemplo descrito en el libro Servicio de Oncología Radioterápica [\[20\]](#).

Incertidumbre de la temperatura

Tipo A	Tipo B	Incertidumbre combinada
$U_A=0,20\%$	$U_B= 0,18\%$	0,26%

Tabla A2-1. Incertidumbre de la temperatura.

Incertidumbre de la presión

Tipo A	Tipo B	Incertidumbre combinada
$U_A=0,04\%$	0,11%	0,11%

Tabla A2-2. Incertidumbre de la presión.

La incertidumbre del $K_{P,T}$ se determinó mediante la suma de los cuadrados de las incertidumbres de la presión y la temperatura, obteniéndose que la incertidumbre es $<0.28\%$

Incetidumbre de K_{Total}

La incertidumbre relativa para el factor de corrección por polarización ΔK_{pol} es $<0.20\%$, para el factor de recombinación es $\Delta K_s < 0.70\%$ En el caso del factor por calidad del haz el $\Delta K_{Q,Q_0} < 0.9\%$. Se tomó los valores estándar dados por el IAEA-TRS [\[17\]](#) para haces de fotones. Finalmente la expresión para ΔK_{Total} es:

$$\Delta K_{Total} = \sqrt{\Delta K_{Q,Q_0}^2 + \Delta K_{Pol}^2 + \Delta K_S^2 + \Delta K_{P,T}^2} = 1.2\% \quad (35)$$

Incetidumbre de las lecturas en el punto de medición (ΔM_Q)

La incertidumbre relativa de las lecturas sin hacer ninguna corrección por magnitudes de influencia (ΔM_i) viene dada por desviación standard promedio de todas las medidas y la apreciación del electrómetro, obteniendo que $\Delta M_i < 0.02\%$.

Incetidumbre de $N_{D,w}$ y K_{Q,Q_0}

Para la incertidumbre del $N_{D,w}$, se hizo una estimación utilizando el ultimo valor verificado de $N_{D,w}$, obteniendo que la incertidumbre asociada a esta constante era de 1.1% . Para la de K_{Q,Q_0} se tomó el valor estándar dado por el IAEA-TRS [\[17\]](#) para haces de fotones, el cual es de 0.9% .

Incetidumbre de la dosis absorbida

Utilizando la expresión (34) se obtuvo que la incertidumbre para la dosis absorbida en los casos de verificación de dosis se expresa en la siguiente tabla:

Colapse Cone				Monte Carlo			
Caso	Campo	Pto	Incertidumbre porcentual	Caso	Campo	Pto	Incertidumbre porcentual
1	directo	1	2,15	1	directo	1	2,15
		3	2,17			3	2,17
		5	2,19			5	2,19
		9	3,49			9	3,51
		10	2,25			10	2,25
2	Tangencial	1	2,17	2	Tangencial	1	NA
3	Directo bloqueado	3	2,18	3	Directo bloqueado	3	2,17
4	Anterior - posterior	5	2,54	4	Anterior - posterior	5	2,54
		6	9,44			6	9,47
		10	2,72			10	2,71
	Posterior – anterior	5	2,56		Posterior – anterior	5	2,55
		6	8,02			6	7,91
		10	2,41			10	2,40
	Lateral Derecho	5	2,53		Lateral Derecho	5	2,53
		6	2,77			6	2,77
		10	8,41			10	8,41
	Lateral Izquierdo	5	2,53		Lateral Izquierdo	5	2,53
		6	2,41			6	2,41
		10	8,48			10	8,45
	Total caso 4	5	2,54		Total caso 4	5	2,54
		6	2,94			6	2,93

		10	2,92			10	2,91
5	Conformado Cilindro	2 7	2,17 2,20	5	Conformado Cilindro	2 7	2,18 2,20
6	Forma L	3 7 10	2,17 2,27 21,76	6	Forma L	3 7 10	2,17 2,27 22,04
7	Anterior-posterior	5	2,41	7	Anterior-posterior	5	NA
	Lateral derecho	5	2,35		Lateral derecho	5	NA
	Lateral izquierdo	5	2,34		Lateral izquierdo	5	NA
	Total caso 7	5	2,36		Total caso 7	5	NA
8	Semivertex	5	2,42	8	Semivertex	5	2,41
	Lateral Derecho	5	2,42		Lateral Derecho	5	2,41
	Lateral Izquierdo	5	2,42		Lateral Izquierdo	5	2,41
	Total caso 8	5	2,42		Total caso 8	5	2,41

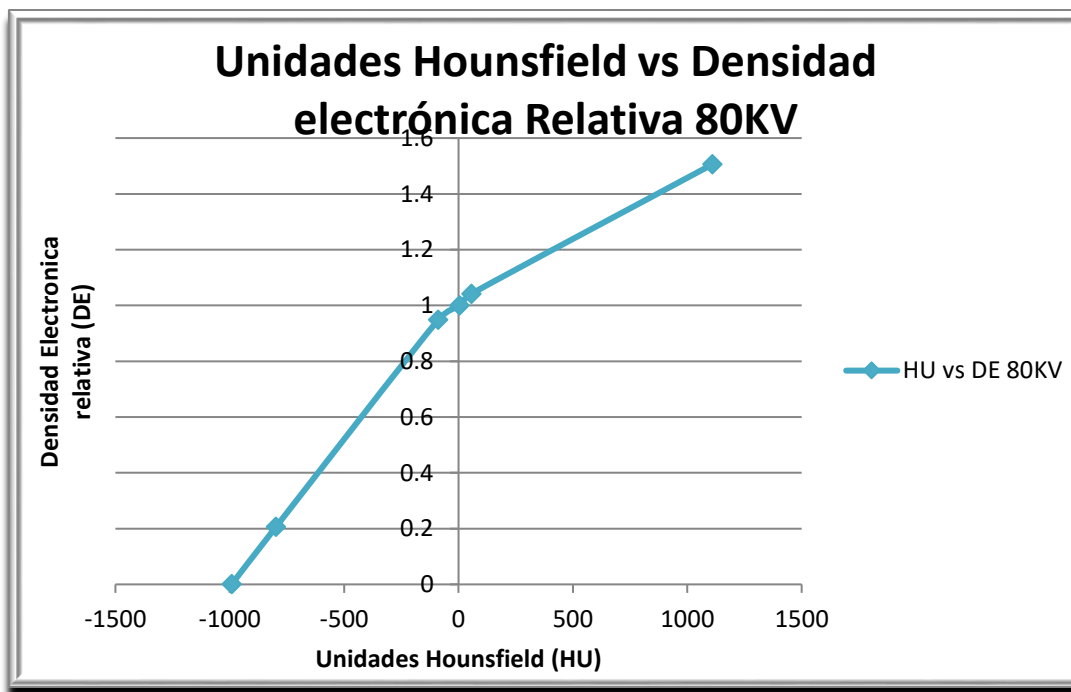
Tabla A2-3. Incertidumbre porcentual de la dosis absorbida en los casos de verificación.

APÉNDICE 3

GRÁFICAS DE UNIDADES HOUNSFIELD VS DENSIDAD ELECTRÓNICA CON ENERGÍAS DIFERENTES A 120KV OBTENIDAS

Tejido	Agua	Adiposo	Músculo	Hueso	Aire	Pulmón
M_{prom} (UH)	5,54	-89	56	1110	-991	-798
Densidad electrónica	1	0,949	1,042	1,506	0,00109	0,207

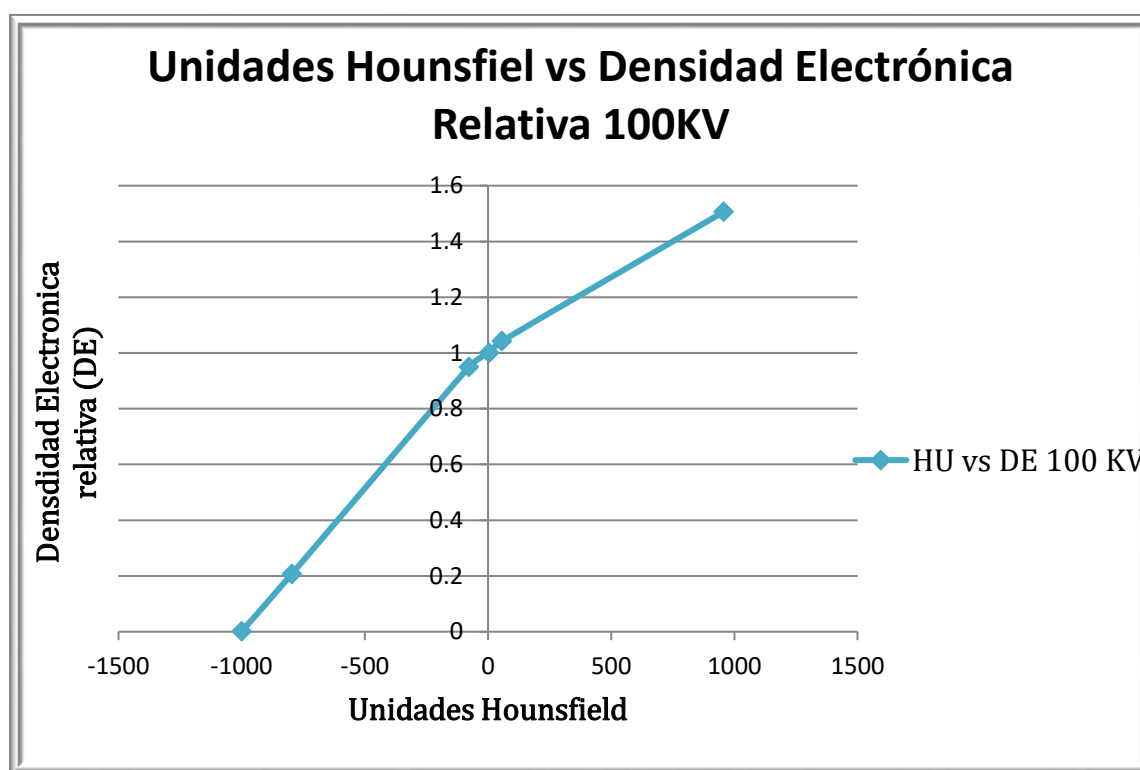
Tabla A3-1. Valores medidos de unidades Hounsfield (UH) para los insertos del maniquí CIRS para un voltaje de 80KV en la tomografía.



Grafica A3-1. Curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica para un voltaje de 80 KV en la tomografía.

Tejido	Agua	Adiposo	Músculo	Hueso	Aire	Pulmón
M_{prom} (UH)	3	-78	56	956	-1000	-797
Densidad electrónica	1	0,949	1,042	1,506	0,00109	0,207

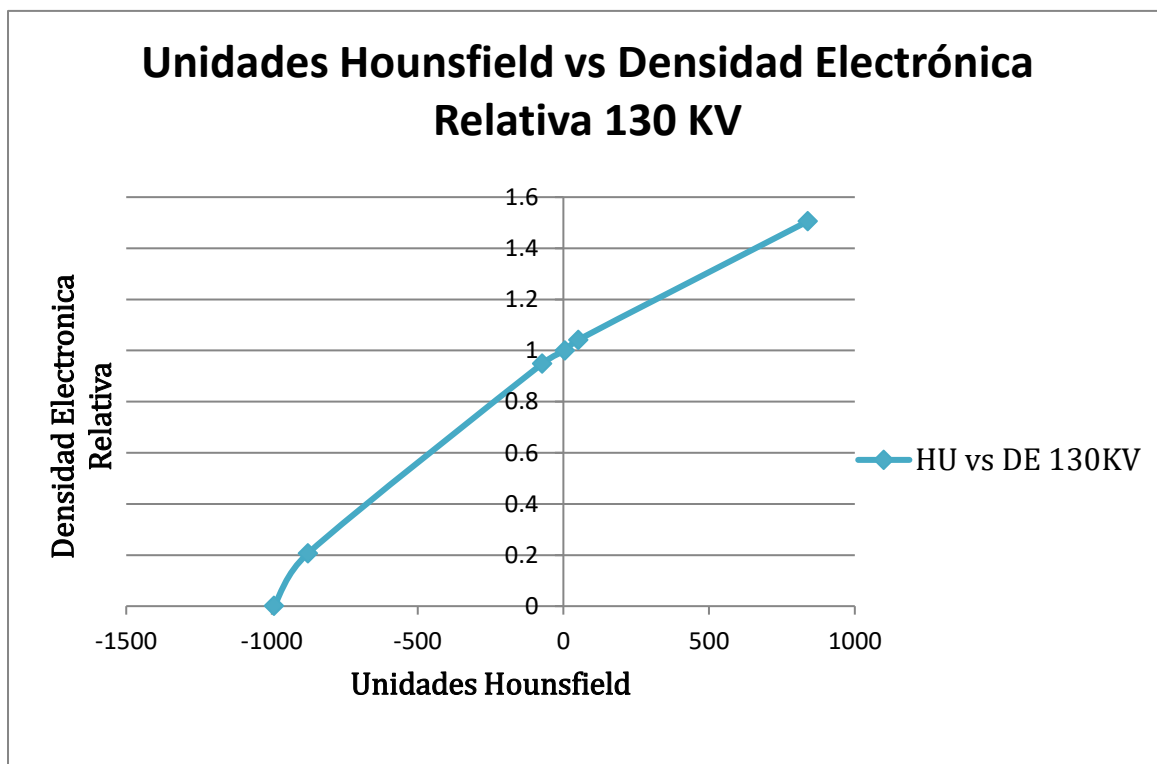
Tabla A3-2. Valores medidos de unidades Hounsfield para los insertos del maniquí CIRS para un voltaje de 100KV en la tomografía.



Grafica A3-2. Curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica para un voltaje de 100 KV en la tomografía.

Tejido	Agua	Adiposo	Músculo	Hueso	Aire	Pulmón
M_{prom} (UH)	6	-72	51	839	-993	-876
Densidad electrónica	1	0,949	1,042	1,506	0,00109	0,207

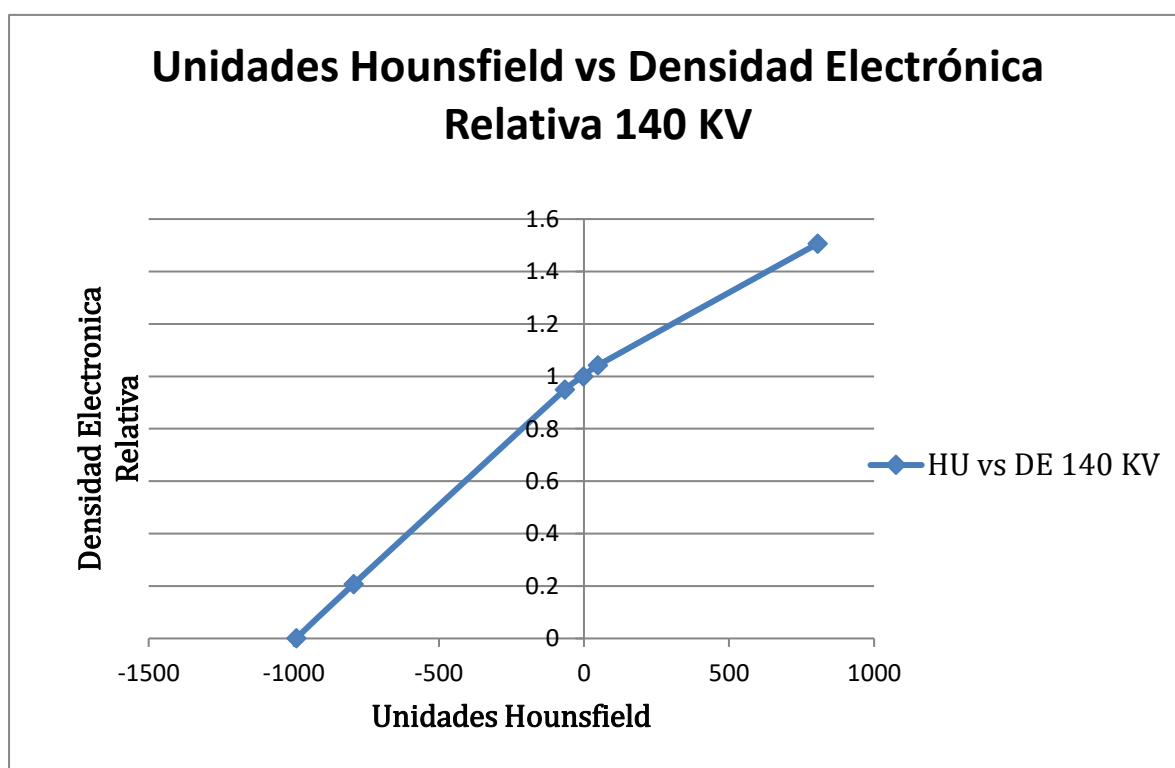
Tabla A3-3. Valores medidos de unidades Hounsfield para los insertos del maniquí CIRS para un voltaje de 130KV en la tomografía.



Grafica A3-3. Curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica para un voltaje de 130 KV en la tomografía.

Tejido	Agua	Adiposo	Músculo	Hueso	Aire	Pulmón
M_{prom} (UH)	-3	-66	48	805	-991	-794
Densidad electrónica	1	0,949	1,042	1,506	0,00109	0,207

Tabla A3-4. Valores medidos de unidades Hounsfield para los insertos del maniquí CIRS para un voltaje de 140KV en la tomografía.



Grafica A3-4. Curva de unidades Hounsfield vs densidad electrónica para un voltaje de 140 KV en la tomografía.