



UNIVERSIDAD NACIONAL DE LA PLATA
FACULTAD DE CIENCIAS EXACTAS

LICENCIATURA EN FÍSICA MÉDICA

"Simulación y validación experimental de la dosimetría de campos pequeños
de fotones en un acelerador lineal de electrones"

Alumna: María Luz Fernández
Director: Ing. Gustavo Sánchez
Co-Director: Dr. Daniel Minsky

Departamento de Física-Facultad Cs. Exactas-UNLP
Julio 2014

AGRADECIMIENTOS

Este trabajo no se podría haber hecho sin la ayuda de muchas personas, a las que quiero expresarles mi gratitud de la manera más sincera y afectuosa:

A Gustavo Sánchez y a Daniel Minsky por haber aceptado dirigirme en este trabajo, por la dedicación, la enseñanza y sobre todo por la paciencia!

A directivos y personal del Centro de Radioterapia CEDITRA por haberme facilitado los instrumentos de medición y el uso del acelerador.

A Daniel Minsky por haber respondido siempre todas mis consultas, sin importar cuán básicas o reiterativas hayan sido, y por el tiempo dedicado!

A mis compañeros y compañeras de la facultad, por todos los momentos compartidos, las alegrías, las decepciones, todo.

A mis amigas Guille, Cielo y Cande que me bancan en todas!!!

A mi hermana Sol, por su paciencia, por tolerar mi impaciencia, por su cariño y por todo lo compartido.

A mis hermanos Emiliano, Francisco y Andrés por quererme tanto.

A mis viejos, Zulma y Omar por incentivar me, por apoyarme y por todo!, sin ellos nada hubiera sido posible.

A Germán por estar siempre, por todo su amor, por su paciencia (sobre todo la paciencia!) y por ser mi compañero en la vida.

RESUMEN

La utilización de campos pequeños de fotones en radioterapia, se puede distinguir principalmente por dos efectos: la pérdida del equilibrio electrónico lateral y la oclusión de la fuente. Ambos resultan en una disminución del rendimiento del haz en el eje central y en una extensión de la zona de penumbras en los perfiles. Estos efectos son difíciles de cuantificar ya que los detectores de tamaño similar o mayor que el campo de radiación presentan imprecisiones en las medidas. Las técnicas numéricas surgen como una herramienta para el análisis de dichas cuestiones.

El presente trabajo consiste en el desarrollo y validación de un modelo de acelerador clínico Varian Clinac 6EX mediante la utilización de la técnica Monte Carlo, comparando luego los parámetros característicos del haz de fotones obtenidos en la simulación con aquellos medidos en el equipo, para tamaños de campo de radiación pequeños.

Para realizar la simulación de los procesos de transporte de partículas, se utilizó el código Monte Carlo de Transporte MCNP5. Este código es de propósito general y puede ser usado en distintos modos: neutrones, fotones, electrones o en su transporte acoplado.

Los datos obtenidos de las simulaciones consisten en distribuciones de dosis en profundidad y perfiles de dosis. Los tamaños de campo involucrados son 10cmx10cm, 5cmx5cm, 2cmx2cm, 1.5cmx1.5cm y 1cmx1cm. Del análisis de dichos datos se obtuvieron los Factores de Campo (Output Factor) para cada configuración y los tamaños de campo dosimétricos a partir del cálculo de FWHM (Full Width at Half Maximum) en los perfiles. Tanto los factores de campo como los valores de FWHM fueron comparados con los medidos en el acelerador de terapia. Si bien, se obtuvieron resultados en los cuales el error fue significativo, se demostró la viabilidad de cuantificar efectos en la dosimetría cuando se conforman campos pequeños de fotones. La influencia del tamaño de las celdas de medición del modelo numérico en las distribuciones de dosis, fue relevante. Se hace evidente la necesidad de emplear mecanismos que reduzcan los tiempos empleados en el cálculo de los procesos de transporte totales, sin que esto represente un desmedro en la precisión de las medidas.

INDICE

Resumen

Lista de figuras

Tablas

Capítulos

Página

1- Introducción.....	1
1.1- Aceleradores Lineales.....	3
1.2- Características del Haz de Fotones.....	6
1.2.1- Penetrabilidad del haz de fotones.....	6
1.2.2- Variación de la dosis con la distancia al eje del haz. Perfiles.....	8
1.2.3- Factores de campo.....	9
1.3- Campos Pequeños en Radioterapia.....	10
1.3.1- Rango de los electrones.....	11
1.3.1- Efectos de la oclusión de la fuente.....	12
1.3.3- Tamaño del detector.....	13
1.4- Técnica Numérica. Método Monte Carlo.....	15
2- Enfoques para el Desarrollo del Modelo de Acelerador.....	18
2.1- Geometría.....	18
2.2- Fuente.....	20
2.3- Filtro Aplanador y Colimadores Primarios.....	20
2.4- Estimadores Tallies.....	21
2.5- Reducción de la Varianza.....	23
2.6- Historia Condensada.....	25
2.6.1- Pasos y Sub-Pasos de Electrones.....	25
3- Validación del Modelo.....	28
3.1- Obtención de Datos Experimentales.....	28
3.2- Ajuste del Modelo.....	33
4- Resultados y Discusión.....	36
4.1- Dosis en profundidad.....	36
4.2- Perfiles de dosis.....	40
4.3- Tamaño de campo- FWHM.....	44
4.4- Factores de campo (Output Factor OF).....	45
4.5- Endurecimiento de Haz.....	47
5- Conclusión.....	50

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

Apéndice A. Archivo modelo de entrada de MCNP5.

Lista de figuras

- 1 - Esquema de un acelerador lineal de electrones
- 2 - a) Haz sin la utilización del filtro aplanador.
b) Haz con la utilización del filtro aplanador.
- 3 - Filtros aplanadores Varian Medical System
 - a) 18X.
 - b) 4X.
- 4 - Gráficas de PDD de haces de fotones de 15 MV para diferentes tamaño de campo a SSD=100cm. (Datos de ICO-SFMPR)
- 5 - Perfiles a distintas profundidades normalizados al valor de la dosis en el eje central, para 15MV, SSD 100cm y campo 15x15. (Datos ICO-SFMPR)
- 6 - a) Condición de equilibrio en campos donde la distancia desde su eje central al borde es mayor que el rango de las partículas.
b) Disminución del equilibrio lateral debido a la reducción de la distancia desde el eje central al borde del campo.
- 7 - Efectos del tamaño de fuente. (IPEM Report 103-(2010))
- 8 - Cámara de ionización PinPoint PTW impermeable, de alta resolución espacial para dosimetría en radioterapia.
- 9 - Historia de neutrón
- 10 - Esquema general de la geometría del equipo Varian Clinac 6EX modelado y maniquí de agua.
- 11 - Celdas de medición en el maniquí de agua modeladas en MCNP5.
- 12 - Puntos que definen el perfil del filtro aplanador
- 13 - Filtro aplanador modelado y detalle de las superficies que lo definen.
- 14 - Fantoma y brazos mecánicos para el Scan 2D (CRS Scanning System)
- 15 - Porcentajes de Dosis en profundidad medidos en el equipo Varian Clinac 6EX para campos de 10cm, 5cm, 2cm, 1.5cm y 1 cm de lado.
- 16 - Perfiles de Dosis medidos en el equipo Varian Clinac 6EX a profundidades de 5cm, 10cm y 20cm, para campos de a)10cm de lado, b) 5cm de lado ,c) 2cm de lado, d) 1.5cm de lado y e) 1cm de lado.
- 17- Perfiles de Dosis a 10cm de profundidad para un campo de 10cm de lado. El perfil en color negro corresponde a datos experimentalmente y el rojo a datos de simulación.
- 18 - Distribuciones de Dosis en Profundidad para un campo de 10cm de lado. La curva en color negro corresponde a datos experimentales y la de color rojo a datos de simulación.

- 19 - Comparación de Distribuciones de Dosis en Profundidad, para un campo de 2cm de lado, entre datos experimentales y a) datos correspondientes a tally de energía, b) datos correspondientes a tally de flujo.
- 20 - Comparación de Distribuciones de Dosis en Profundidad, para un campo de 1.5cm de lado, entre datos experimentales y a) datos correspondientes a tally de energía, b) datos correspondientes a tally de flujo.
- 21- Comparación de Distribuciones de Dosis en Profundidad, para un campo de 1cm de lado, entre datos experimentales y a) datos correspondientes a tally de energía, b) datos correspondientes a tally de flujo
- 22 - Comparación de Distribuciones de Dosis en Profundidad, para campos de 2cm, 1.5cm y 1cm de lado. a) Datos correspondientes a tally de energía, b) Datos correspondientes a tally de flujo.
- 23 - Comparación entre Perfiles de Dosis obtenidos de datos experimentales y a) perfiles correspondientes a tally de energía, b) perfiles correspondientes a tally de flujo, para profundidades de 5cm, 10cm y 20cm y campo de 2cm de lado.
- 24 - Comparación entre Perfiles de Dosis obtenidos de datos experimentales y a) perfiles correspondientes a tally de energía, b) perfiles correspondientes a tally de flujo, para profundidades de 5cm, 10cm y 20cm y campo de 1.5cm de lado.
- 25 - Comparación entre Perfiles de Dosis obtenidos de datos experimentales y a) perfiles correspondientes a tally de energía, b) perfiles correspondientes a tally de flujo, para profundidades de 5cm, 10cm y 20cm y campo de 1cm de lado.
- 26 - Gráfico de la comparación entre Factores de Campo. En rojo, los factores de campo calculados como cociente de lecturas del dosímetro, en negro los factores de campo obtenidos de datos simulados.
- 27 - Distribución energética del tally de flujo a 5 cm de profundidad para campos de a) 10cm de lado, b) 2cm de lado, c) 1.5cm de lado y d) 1 cm de lado.
- 28 - Distribución energética del tally de energía a 5 cm de profundidad para campos de a) 10cm de lado, b) 2cm de lado, c) 1.5cm de lado y d) 1 cm de lado.

Tablas

Tabla I. Coeficientes de absorción másicos para Rayos X.

Tabla II. Factores de campo experimentales

Tabla III. FWHM/2 obtenidos de datos experimentales, simulados y geométricos.

CAPÍTULO I

Introducción

La radioterapia tiene como objetivo suministrar una dosis letal a células cancerosas produciendo el mínimo daño posible a las regiones circundantes sanas. La radioterapia externa se caracteriza por tener la fuente de radiación a cierta distancia del paciente, por lo que el volumen del tumor es irradiado por un haz exterior. La mayoría de los haces de radioterapia son haces de fotones o de electrones aunque en una pequeña fracción de los casos se utilizan protones, iones pesados o neutrones. En la actualidad los aceleradores lineales de terapia son los equipos comúnmente usados en la radioterapia moderna. Tienen un diseño compacto y eficiente, así como también una gran versatilidad. Proveen tanto de haces de electrones como de rayos X en un amplio rango de energías. Desde el descubrimiento de los rayos X por Roentgen en 1895, la tecnología de los equipos generadores ha sido dirigida hacia el desarrollo de haces de fotones y electrones más energéticos e intensos, y más recientemente hacia la modulación en la intensidad del haz.

Un haz de fotones cuando se propaga en el vacío está gobernado por la Ley de Cuadrados Inversos. Cuando lo hace a través de un medio, como lo es el agua no sólo es afectado por esta ley sino que también influyen la atenuación y la dispersión que estos fotones sufren en su camino. Estos efectos hacen que la entrega de dosis, tanto en pacientes como en maniqués de agua, sea un proceso más complicado. La medición directa de esta distribución dentro de un paciente es imposible, pero para el correcto análisis dosimétrico y por consiguiente un correcto tratamiento, es imperioso conocerla. Para ellos se utilizan varias funciones que relacionan la dosis en un punto arbitrario dentro del paciente con la dosis calculada en un punto dentro de un maniquí de agua para un haz de calibración. Para ello se requiere de detectores adecuados y condiciones específicas de referencia. Estas funciones dependen de muchos factores como la energía del haz, la distancia fuente-superficie, la profundidad en el medio o el tamaño de campo de radiación.

El tamaño de campo es un parámetro que usualmente representa un compromiso entre el tamaño del volumen blanco y la necesidad de simplificar la forma del haz.

La radioterapia moderna envuelve el uso de campos de radiación pequeños para modalidades especiales, como lo son los tratamientos estereotácticos. Dichas modalidades requieren una alta precisión y exactitud en el depósito de la dosis, esto depende críticamente del registro espacial de las dosis prescriptas al volumen blanco y a las estructuras de riesgo, así como de la realización de una exacta dosimetría.

La dosimetría de campos pequeños de radiación se caracteriza por tener la desventaja de poseer altos gradientes de dosis y falta de equilibrio electrónico lateral dentro de un área muy pequeña, lo que limita el uso de detectores para obtener una dosimetría confiable. En particular, los haces de radiación con gradientes de dosis elevados requieren detectores y cámaras con una alta resolución espacial.

En este capítulo se presenta una breve descripción de las partes fundamentales de los aceleradores lineales usados en terapia y de las funciones anteriormente mencionadas que se utilizarán en este trabajo, un resumen del panorama actual sobre las problemáticas de la dosimetría de campos pequeños de radiación y por último una descripción de la técnica numérica utilizada para la modelización del acelerador.

1.1- Aceleradores Lineales

Los aceleradores lineales (Linac) se utilizan en terapia radiante para producir haces de electrones o para generar rayos X. Su diseño consta de dos partes, una fija y otra rotatoria.

La sección fija contiene el generador de ondas de radiofrecuencia (klystron o magnetrón) y la unidad de enfriamiento. La sección rotatoria comprende el cañón de electrones, la estructura aceleradora, el cabezal de tratamiento y otros dispositivos montados al brazo giratorio.

El acelerador lineal es un dispositivo que utiliza ondas electromagnéticas de alta frecuencia para acelerar electrones a través de un tubo lineal (Mayles *et.al*, 2007). Un cañón genera electrones por emisión termoiónica de un cátodo. Las características de este cañón varían de acuerdo al fabricante. Luego, los electrones son inyectados en el tubo. Este tubo es una estructura de guía de ondas en la cual la energía es transferida a los electrones por los campos de radiofrecuencia suministrados por una fuente de microondas. La guía de onda consiste entonces en un tubo cilíndrico que contiene una serie de deflectores circulares (Fig.1). Estos, están diseñados de modo tal que la velocidad de propagación de las ondas se incremente en una primera parte del tubo acelerador hasta que alcance velocidades cercanas a la de la luz. El generador de microondas es generalmente una válvula llamada magnetrón o en algunos aceleradores de muy alta energía se utiliza un klystron (amplificador de microondas).

La inyección de electrones y la radiación de microondas se realizan en forma pulsante y sincronizada,

Tanto en el magnetrón como en el klystron, se utiliza una gran corriente de electrones de energía relativamente baja para excitar oscilaciones en una serie de cavidades acopladas. La energía de estas cavidades pasa a la guía de ondas acelerando una pequeña corriente de electrones hasta energías muy altas.

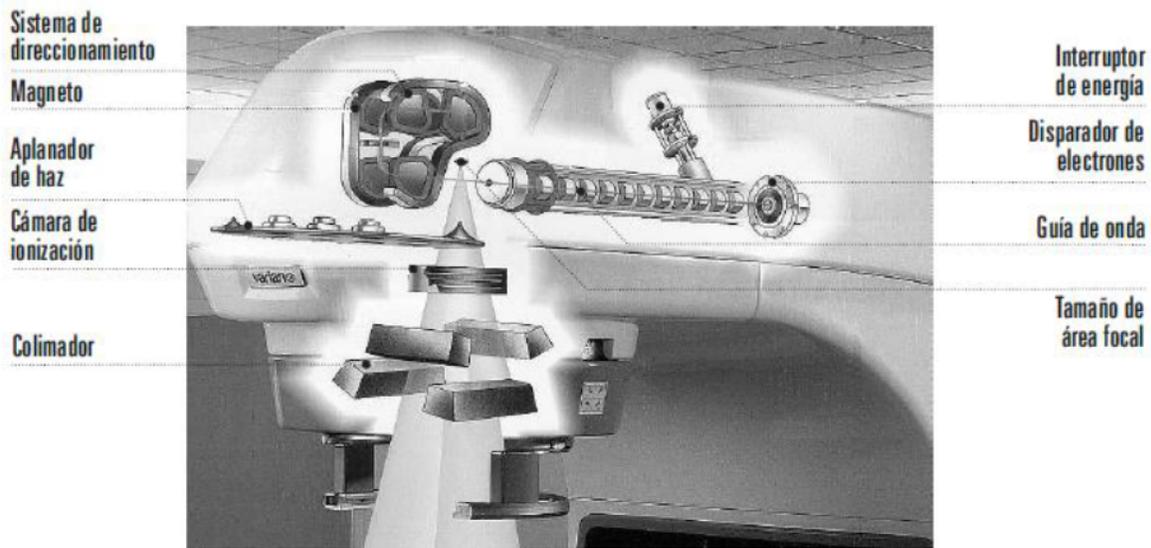


Fig. 1. Esquema de un acelerador lineal de electrones. (Manual Cadime 2000)

Idealmente, el tubo acelerador tendría que estar montado con su eje paralelo al eje central del haz de radiación. Sin embargo, excepto para aceleradores de bajas energías con guías derechas, la altura resultante del acelerador lo prohibiría. Así, es necesario montar la guía del acelerador a ángulos aproximadamente rectos a la dirección del haz de radiación. Esto requiere que el haz de electrones sea deflectado alrededor de 90° .

Este procedimiento se lleva a cabo con un imán (magneto) cuya función es desviar el haz de electrones que circula por el tubo acelerador y enfocarlo hacia el blanco (modo fotones) o a las folias dispersoras (modo electrones).

Para la generación de fotones, el haz de electrones de alta energía colisiona con un *blanco* con alto número atómico, que usualmente es de tungsteno o formado por láminas de tungsteno-cobre. A medida que la energía se incrementa, la emisión de bremsstrahlung comienza a crecer en la dirección de avance (Fig. 2), por lo que a energías de mega electronvolts el blanco actúa como un blanco de transmisión.

Este incremento en la dirección hacia delante de la radiación de frenado hace necesaria la utilización de un *filtro aplanador*.

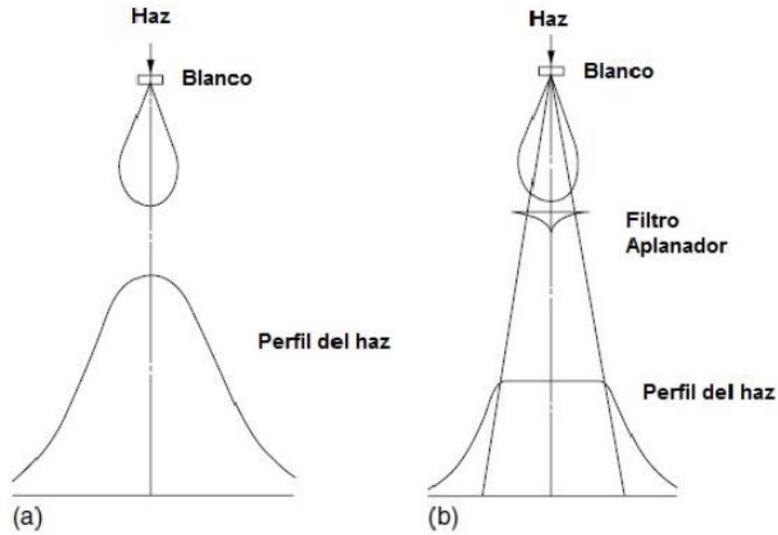


Fig. 2. a) Haz sin la utilización del filtro aplanador. b) Haz con la utilización del filtro aplanador

El uso de este filtro hace posible compensar la falta de uniformidad de intensidad dentro del campo de radiación. El filtro aplanador tiene un espesor mayor donde la intensidad de radiación es mayor y menor en las zonas de baja intensidad, de esta forma se obtiene a la salida un perfil de radiación plano. Este filtro generalmente es de simetría circular y su diseño puede tener un impacto muy fuerte en la calidad del haz (Fig. 3).



Fig. 3. Filtros aplanadores Varian Medical System a) 18X. b) 4X.

El haz de radiación además debe estar limitado para asegurar que sólo la parte requerida del paciente sea irradiada. Para esto, en primer lugar los aceleradores tienen un *colimador primario*

cónico cercano a la fuente para cumplir con los requisitos de baja tasa de dosis a distancias muy grandes por fuera del campo de radiación. Este colimador limita de forma circular al campo.

Los *colimadores secundarios* se mueven en arcos de modo que sus caras están alineadas con el borde divergente del campo. Estos colimadores son básicamente, bloques de caras planas que pueden estar hechos de plomo, tungsteno o uranio empobrecido.

1.2- Características del haz de fotones

1.2.1 Penetrabilidad del haz de fotones

Un haz de fotones que se propaga a través de un medio se ve afectado por la Ley de Cuadrados Inversos, la atenuación del medio y la dispersión que sufren los fotones del haz al penetrar en él.

Para conocer la distribución de dosis se utilizan mecanismos que relacionan la dosis en algún punto arbitrario dentro del medio con un punto de referencia.

La dosis o tasa de dosis en el punto de referencia es determinada en ciertas condiciones, como lo es la profundidad, el tamaño de campo y la distancia fuente-superficie (DFS o Source to Surface Distance SSD).

- Porcentaje de Dosis en Profundidad (PDD)

Se define como la distribución de la tasa de dosis absorbida en un medio material (maniquí de agua), a lo largo del eje del haz, expresada en porcentaje respecto del valor máximo. Depende de la energía, de la distancia fuente-superficie del medio (*DFS*), del tamaño de campo en la superficie y de la profundidad en el medio:

$$P(z, A, f_A, hv) = 100 \frac{D(z, A, f_A)}{D(z_{max}, A, f_A)} = 100 \frac{\dot{D}(z, A, f_A)}{\dot{D}(z_{max}, A, f_A)}$$

Donde

D = Dosis

\dot{D} = Tasa de dosis

z = Profundidad del punto.

f_A = Distancia de la fuente a la superficie.

A = Tamaño de campo en la superficie.

z_{max} = Profundidad del máximo de dosis absorbida.

$H\nu$ = Energía del haz de fotones.

En la fig. 4 se muestran ejemplos de PDD para varios tamaños de campo.

Se pueden identificar en las curvas varias regiones importantes (Podgorsak, 2005):

El haz penetra en la superficie del medio entregando una cierta dosis D_s . En haces de fotones de megavoltaje, esta dosis depende de la energía del haz y del tamaño de campo. Cuanto mayor sea la energía del haz, menor será D_s .

Bajo la superficie, la dosis primero crece rápidamente alcanzando un máximo a la profundidad z_{max} . La región entre $z = 0$ y $z = z_{max}$ es conocida como zona de *Build Up* y es resultado del rango relativamente largo de las partículas cargadas secundarias (electrones y positrones). Estas partículas primero son liberadas en el medio a través de interacciones fónicas y luego depositan su energía cinética en el medio. En esta región no se cumple la condición de Equilibrio Electrónico por lo tanto, la dosis absorbida es mucho menor que el kerma de colisión. Sin embargo, a medida que aumenta la profundidad hasta llegar a z_{max} comienzan a establecerse las condiciones de equilibrio ya que el rango de las partículas cargadas es aproximadamente igual a z_{max} y la dosis absorbida se torna comparable al kerma de colisión.

La profundidad del máximo de dosis z_{max} depende de la energía del haz y del tamaño de campo. Los valores nominales para z_{max} van de 0 para haces de rayos X superficiales y de ortovoltaje, 0.5cm para haces de ^{60}Co , y hasta 5cm para haces de 25MV.

A partir de $z = z_{max}$, la forma de las curvas de PDD muestran un decaimiento prácticamente exponencial, siendo mayor el gradiente cuanto menor es la energía.

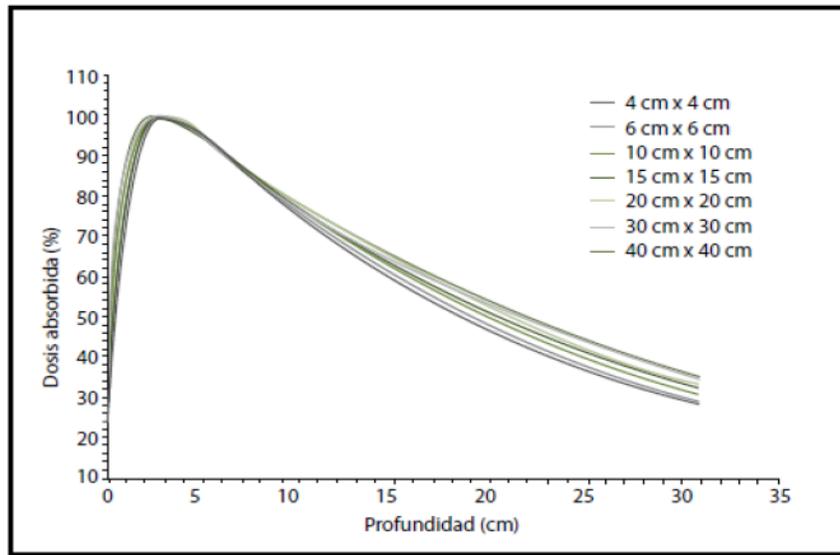


Fig.4. PDD de haces de fotones de 15 MV para diferentes tamaño de campo a SSD=100cm. (Datos de ICO-SFMP).

1.2.2 Variación de la dosis con la distancia al eje del haz. Perfiles.

La representación de la dosis absorbida en el medio, en una recta perpendicular al eje del haz se denomina Perfil de Campo y es una función de la distancia al eje del haz y de la profundidad (Fig. 5). Depende de la energía, de la forma del filtro aplanador y del sistema de colimación. Usualmente se indican valores relativos al eje central, para la misma profundidad.

Los perfiles consisten en 3 regiones: central, penumbra y umbra.

La primer región se caracteriza por ser prácticamente plana, se extiende desde el eje central hasta 1-1.5cm de los bordes geométricos del campo del haz. En la segunda región, la dosis cae bruscamente y la tercera se distingue por las bajas dosis en los bordes del perfil.

La región central es afectada por la energía de los electrones que impactan en el target, su número atómico y el filtro aplanador.

En la region de penumbra, la dosis cambia bruscamente dependiendo del campo definido por los colimadores, del tamaño de la fuente y del desequilibrio electrónico lateral. Hay una pequeña componente de dosis debido a la transmisión de los colimadores (*penumbra de transmisión*), una componente debido al tamaño de la fuente (*penumbra geométrica*) y un aporte significativo por la dispersión generada por el medio (*penumbra de dispersión*).

La penumbra total se denomina *penumbra física*, ésta depende de la energía del haz, el tamaño de la fuente, la distancia fuente-colimador y la profundidad en el medio.

La umbra es la region por fuera del campo de radiación. La dosis aquí es muy pequeña y resulta de la radiación transmitida a través de los colimadores y el blindaje del cabezal.

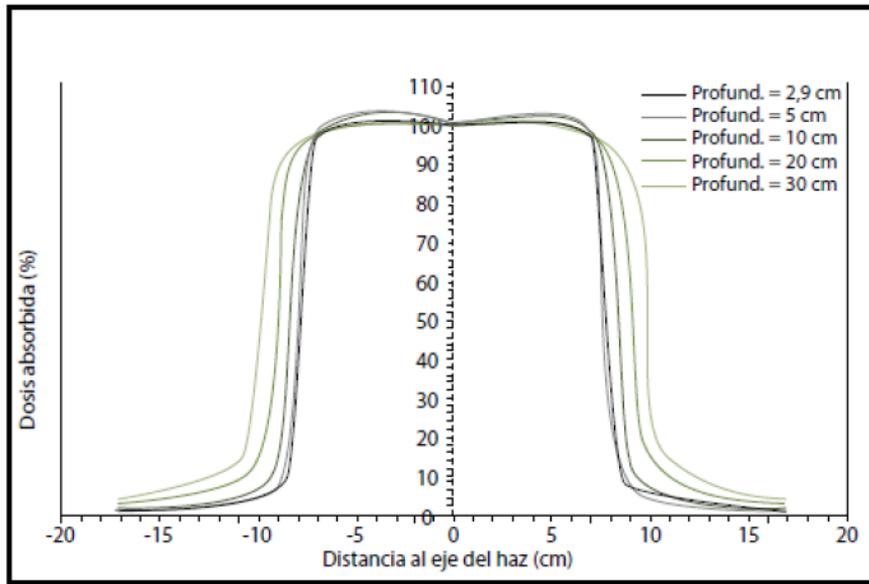


Fig. 5. Perfiles a distintas profundidades normalizados al valor de la dosis en el eje central, para 15MV, SSD 100cm y campo 15x15.
(Datos ICO-SFMPR)

1.2.3 Factores de Campo

El Factor de Campo (*Output Factor, OF*) da la relación entre la dosis en agua a una determinada profundidad para un tamaño de campo dado, y la dosis en agua en el mismo punto para un de campo de referencia (10 x 10 cm²) (Zhu *et al* ,2009).

$$OF = \frac{D(z_{ref}, A, f, E)}{D(z_{ref}, 10x10, f, E)}$$

Donde $D(z_{ref}, A, f, E)$ es la dosis a la profundidad $z_{ref} = z_{max}$ para un campo A y energía E , y $D(z_{ref}, 10x10, f, E)$ es la dosis a la profundidad $z_{ref} = z_{max}$ para el campo de referencia 10x10cm² y energía E , y f dado ya sea por la configuración SSD o SAD.

El OF es una función que da cuenta de la variación de la dosis en un punto para un tamaño de campo dado. Esta función es creciente con el tamaño de campo ya que a medida que aumentamos el área que contempla el haz mayor es la contribución de la radiación dispersa en el medio.

El factor de campo depende básicamente de la energía del haz. El valor del OF varía de manera abrupta cuando se lo calcula para campos de dimensiones pequeñas, a medida que aumentamos el tamaño de campo su variación es más suave.

Cuando una cámara de ionización (u otro dosímetro) se utiliza en un haz de calidad distinta a la empleada para su calibración, la dosis absorbida en agua (Colección de Informes Técnicos n°398 IAEA, 2005) viene dada por:

$$D_{A,Q} = M_Q N_{D,A,Q_0} k_{Q,Q_0}$$

Donde M_Q es la lectura de la cámara en condiciones de referencia para la calidad de haz Q , N_{D,A,Q_0} es el factor de calibración de la cámara en términos de dosis absorbida en agua para la calidad Q_0 y k_{Q,Q_0} es el factor de corrección para la calidad del haz. Este último incluye la relación entre los poderes de frenado agua-aire y entre la energía media necesaria para producir un par de iones, para las calidades Q y Q_0 . Asimismo, incluye el cociente entre los factores de perturbación para ambas calidades, que incorporan todas las contribuciones causadas por desviaciones en las condiciones ideales de Bragg- Gray.

Normalmente, a pesar de que el OF se define como un cociente de dosis, se lo calcula como cociente entre las lecturas hechas con el detector utilizado, ya que para campos de tamaño convencionales los factores de perturbación debidos al detector, se consideran independientes del tamaño de campo.

Para campos pequeños esta aproximación ya no es válida porque a pesar de que los poderes de frenado aire-agua se mantienen constantes, entran en consideración factores debidos al detector mismo y al volumen en donde se lleva a cabo la medida (Sánchez-Doblado *et al*, 2007).

1.3- Campos Pequeños en Radioterapia

Existen técnicas en radioterapia, como la radiocirugía estereotáxica, que utilizan haces de radiación de pequeñas dimensiones.

Estas técnicas requieren una alta precisión y exactitud en el depósito de la dosis, esto depende críticamente del registro espacial exacto de las dosis prescriptas al volumen blanco y a las estructuras de riesgo, así como de la realización de una dosimetría con un alto grado de confianza. Esto genera nuevos desafíos en la dosimetría relacionados con la falta de condiciones de equilibrio

de las partículas cargadas, el bloqueo parcial de la fuente del haz dando lugar a superposiciones en la penumbra, la disponibilidad de detectores de tamaño pequeño en comparación a las dimensiones del campo de radiación y las variaciones en el espectro de electrones que inducirían cambios en los poderes de frenado (Das *et al.* 2008).

Para empezar el estudio de la problemática de campos pequeños primero debemos preguntarnos *¿Cuándo un campo de radiación es pequeño?*

Esencialmente hay tres factores de equilibrio que determinan la escala para considerar si un campo es pequeño (Aspradakis *et al.*, 2010):

- 1) El rango de los electrones en el medio irradiado;
- 2) Oclusión de la fuente;
- 3) El tamaño del detector.

1.3.1- Rango de los electrones

En relación al rango de los electrones y a la pérdida de equilibrio se puede declarar (Sauer & Wilbert, 2007):

“Un campo pequeño se puede definir como un campo de tamaño menor al rango lateral de las partículas cargadas que intervengan”

Cuando la radiación pasa a través de un volumen definido, ésta provoca ionizaciones. Las partículas cargadas pierden su energía a medida que son frenadas en el medio en cuestión. Algunas de estas partículas depositan su energía fuera de esta región y del mismo modo, hay partículas que entran en el volumen y depositan su energía en él.

Si se compensan ambas energías se dice que se está en *Condición de Equilibrio*. Este es una condición asociada no solo con el rango de las partículas cargadas sino también con la energía del haz (Li *et al.*, 1995), la composición del medio y particularmente su densidad.

Cuando la distancia entre el eje central y el borde del campo es mayor que el rango lateral de las partículas existe un *“equilibrio de dispersión lateral”*.

Con la disminución del tamaño de campo la distancia entre el eje central del campo y su borde se reduce, con lo que se produce una disminución de este equilibrio (Fig. 6).

A modo de ejemplo, el rango medio para electrones de 1MeV y 6MeV, es aproximadamente 0.4 g/cm² y 3.05 g/cm² (Mayles *et al*, 2007).

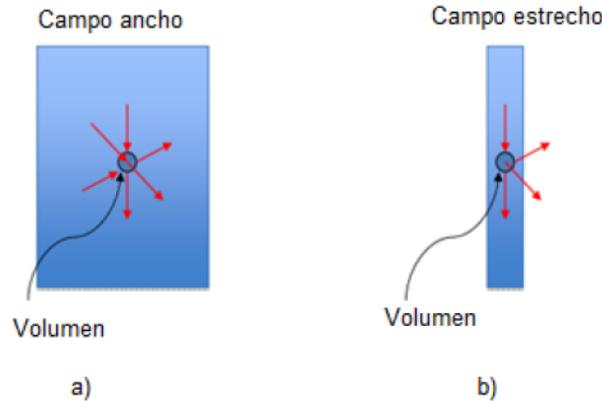


Fig. 6. a) Condición de equilibrio en campos donde la distancia desde su eje central al borde es mayor que el rango de las partículas. b) Disminución del equilibrio lateral debido a la reducción de la distancia desde el eje central al borde del campo.

La importancia del equilibrio electrónico radica en el hecho de que en él se basa todo el formalismo para el cálculo de la dosis absorbida (Colección de Informes técnicos n°398 IAEA, 2005). En regiones donde no existe, la conversión no es precisa y es necesario adicionar correcciones, en ocasiones muy significativas.

Existe una aproximación para determinar cuándo un campo es pequeño en función del equilibrio lateral de partículas cargadas, obtenida a partir de simulaciones por Monte Carlo del cociente D/K_{Col} (dosis y kerma de colisión) en agua (Li *et al.*, 1995):

$$r(g/cm^2) = 5.973 \times TPR_{20,10} - 2.688$$

Donde r es el radio máximo hasta el que se considera que un campo es pequeño para la calidad $TPR_{20,10}$ del campo de referencia de 10cmx10cm, definida como el cociente de dosis entre profundidades de 20cm y 10cm para una distancia a la fuente constante. Para un equipo de 6MeV con $TPR_{20,10} = 0.670$, $r = 1.3g/cm^2$.

1.3.2- Efectos de la oclusión de la fuente

Los efectos del tamaño de la fuente de radiación cuando el haz esta colimado, son muy claros por debajo de cierto tamaño de campo. Cuando sólo una parte de la superficie de la fuente puede ser

vista desde el detector (Fig. 7) la salida (output) de los colimadores será menor que su análoga para tamaños de campo en donde la fuente no está ocluida. Estas variaciones en la salida influyen de modo significativo en los perfiles.

Si no se puede visualizar la fuente entera desde el eje central del campo, entonces sucede que la penumbra geométrica se extiende por todo el campo transversal (Aspradakis *et al*, 2010) provocando errores en la determinación de FWHM (Full Width at Half Maximum). Cuando el tamaño de campo es menor que el rango lateral de las partículas cargadas, este efecto de solapamiento provoca que disminuya el máximo de la curva que define el valor de FWHM y por lo tanto se obtienen valores sobreestimados de este último (Das *et al*, 2008).

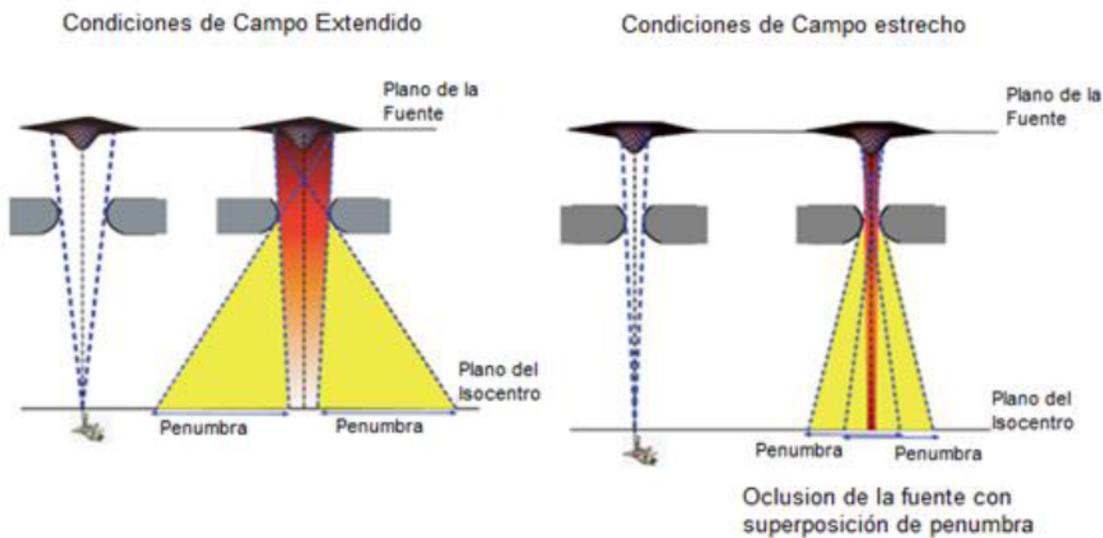


Fig. 7. Efectos del tamaño de fuente. (IPEM Report 103 (2010))

1.3.3- Tamaño del detector

En cuanto a los distintos tipos de detectores, se deben considerar varias cuestiones, entre ellas el tamaño del detector en relación al tamaño de campo, la dependencia con la energía de la respuesta y los efectos de perturbación (electrodo central, efectos de pared, cavidad de aire o de agua, volumen promedio, etc).

Los sistemas de detección más recomendados en la dosimetría de campos muy pequeños son (Sauer & Wilbert, 2007):

- diodos,
- películas radiográficas de haluros de plata y radiocrómicas,

- detectores de diamante,
- microcámaras de ionización,
- dosímetros termoluminiscentes (TLDs).

Los dos primeros muestran una resolución espacial alta, sin embargo, su respuesta depende de la energía, por tener un número atómico efectivo alto. Las ventajas del uso de las películas radiocrómicas sobre las películas radiográficas son que no necesitan un proceso de revelado, no dependen de la energía y por ello, no es necesario aplicar factores de corrección en las medidas realizadas.

El detector de diamante se caracteriza por su pequeño diámetro activo, sin embargo es muy costoso y presenta variaciones con la tasa de dosis.

Las microcámaras de ionización están más disponibles en las unidades de radioterapia, pero su respuesta puede variar en función del tamaño del campo debido a la falta de equilibrio electrónico lateral

Por último los TLDs, aunque su respuesta es lineal con la dosis, presentan baja reproducibilidad.

En el caso de cámaras de ionización las medidas se basan en la *teoría de la cavidad* (Mayles *et al*, 2007). Cuando el tamaño de la cavidad (volumen) es menor que el rango de las partículas cargadas originadas en el medio, se toma a la cavidad como *no perturbada*. En esta situación la dosis en el medio se relaciona con la dosis en el aire de la cavidad a través de la razón de poderes de frenado medio/aire. Sin embargo, a medida que decrece el tamaño de campo se pierde el equilibrio electrónico debido al rango de los electrones.

Así, se produce la pérdida de electrones con energía más baja, lo que se traduce en un aumento de la energía media del espectro de electrones. Luego, en las medidas en el seno de un maniquí de agua, cuando se utilizan cámaras de ionización con cavidad de aire, el hecho anterior reduce la fluencia de electrones en el eje central, resultando dosis más bajas en el aire de la cavidad que las existentes en el maniquí.

La presencia del detector por sí mismo puede perturbar el equilibrio *local* complicando aún más el problema. Esto se debe a que el detector es diferente al medio que lo contiene en composición y densidad.

La mayor fuente de efectos proviene de la perturbación de la fluencia de las partículas cargadas que depende no solo de la geometría del detector sino del medio, de la energía y del tamaño de campo.

Una variedad de cámaras de ionización y otros detectores están disponibles para pruebas específicas de dosimetría. Las cámaras de ionización son ampliamente utilizadas debido a su relación con la energía, dosis y tasa de dosis. Proveen repetitividad en la lectura, pueden calibrarse en estándares nacionales para cálculos de dosis, no tienen un costo relativamente alto y se fabrican en varias formas, esto es cilíndricas, plano-paralelas, esféricas, y también en varios tamaños (Fig. 8).



Fig. 8 Cámara de ionización PinPoint PTW impermeable, de alta resolución espacial para dosimetría en radioterapia (PTW web oficial).

1.4- Técnica Numérica. Método *Monte Carlo*

El método Monte Carlo es un método muy útil para simular numéricamente procesos estadísticos y sobre todo aquellos procesos que no pueden modelarse por códigos que usan métodos deterministas. A modo simplificado, se puede decir que las operaciones básicas de la simulación Monte Carlo consisten en generar números aleatorios, muestrear una variable de alguna distribución de probabilidad y así encontrar parámetros estadísticos de utilidad de acuerdo al problema planteado. Los eventos individuales que comprenden el proceso a modelar, son simulados de manera secuenciada. Para describir un fenómeno, las distribuciones de probabilidad que gobiernan los eventos son muestreadas aleatoriamente.

Respecto al transporte de partículas, la técnica Monte Carlo se puede entender como un experimento numérico. Consiste en el seguimiento de cada una de las partículas provenientes de una fuente, a través de toda su “vida” hasta su “muerte”, esta última definida de acuerdo a varias

categorías, como pueden ser la absorción, el escape del sitio de interés, etc, atendiendo las leyes de la física y las probabilidades, a partir de ciertas condiciones iniciales de energía y tipo de partícula, entre otras. La “traza” de una partícula es entendida como una secuencia aleatoria de desplazamientos libres que terminan con un evento de interacción como la creación de partículas, dispersión (scatter), absorción, etc.

A manera de ejemplificar el funcionamiento del código, consideremos un neutrón incidente en un medio material fisiónable.

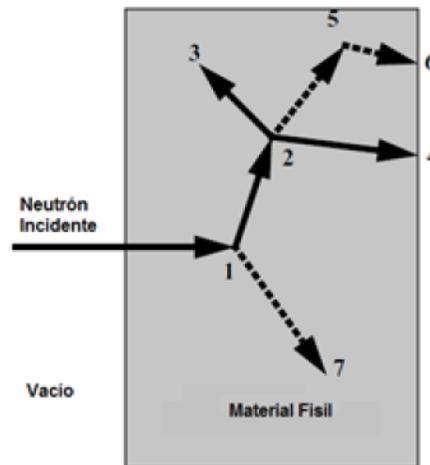


Fig. 9 Historia de neutrón (adaptación MCNP5 User's manual)

En la fig. 9 está representada la historia completa de un neutrón. Los números indican en qué lugar se lleva a cabo la interacción y de qué tipo es, basado en información probabilística y leyes físicas. En el evento 1 el neutrón tiene su primera colisión en la cuál es dispersado en la dirección mostrada, ésta fue seleccionada aleatoriamente por su correspondiente distribución de scatter. También se genera un fotón que queda almacenado para su posterior análisis. En el evento 2 ocurre una fisión, donde se generan dos neutrones y un fotón. El primer neutrón de fisión es capturado en el evento 3 y se da por “terminado”. El segundo neutrón escapa de la porción de material en el evento 4. El fotón de fisión tiene una colisión en el evento 5 y escapa del material en el evento 6. El fotón generado en el evento 1 es capturado en el evento 7. Este procedimiento debe repetirse sorteando nuevamente las condiciones iniciales y luego simulando todas las interacciones posibles.

Mientras más historias sean seguidas, las distribuciones son mejor conocidas. Las cantidades de interés, requeridas por el usuario son registradas junto con una estimación de la precisión de los resultados.

El método Monte Carlo es un método numérico que, gracias a las mejoras en los procesadores de las computadoras, se puede aplicar en muchas áreas, más de lo que se hacía en sus principios, en la década del '50. Es un método muy versátil pero en el requerimiento de precisión en los resultados para problemáticas complejas, el tiempo de cómputo es un factor de importancia significativa.

Éste es un código que, entre otras características, dispone de una gran sofisticación a la hora de definir fuentes y una mayor flexibilidad para especificar geometrías. Asimismo, constituye una herramienta de investigación y desarrollo muy adaptable y útil para la física de la radioterapia.

CAPÍTULO II

Enfoques para el desarrollo del modelo de acelerador

En este trabajo se modeló un equipo Varian Clinac 6EX con el código Monte Carlo MCNP5 (Monte Carlo N-Particle Versión 5) con datos que fueron suministrados por el fabricante de manera confidencial.

En este capítulo se describirán los parámetros que se tuvieron en cuenta para la modelización de las partes del acelerador así como también la especificación de los estimadores requeridos al programa y la utilización de ciertas herramientas que provee la técnica numérica para reducir errores relativos y disminuir tiempos de simulación.

Al final se presenta en detalle el método de Historia Condensada para la caracterización del proceso de transporte de electrones, utilizado a través de la opción ESTEP del código.

2.1 Geometría

El sistema de coordenadas aplicado al modelo se definió de la siguiente manera: Z- positivo se extiende en la dirección del target hacia el maniquí de agua, Y-positivo desde el eje central hacia la derecha, X- positivo desde el eje central hacia el gantry.

Primeramente, se diseñaron los archivos de entrada para MCNP5 comenzando por los datos geométricos del cabezal del equipo. La información utilizada¹ proporcionó las dimensiones de las partes fundamentales de su estructura, blanco (target), colimadores primarios, filtro aplanador y demás parámetros de los colimadores secundarios (X, Y Jaws). Asimismo, suministró datos sobre su composición, es decir los materiales con los que fueron construidos y densidad de los mismos.

La figura 10 muestra de manera general la geometría modelada del acelerador y del maniquí de agua.

¹ Los datos precisos de las dimensiones del equipo y de la composición de sus partes son información confidencial de Varian Medical Systems.

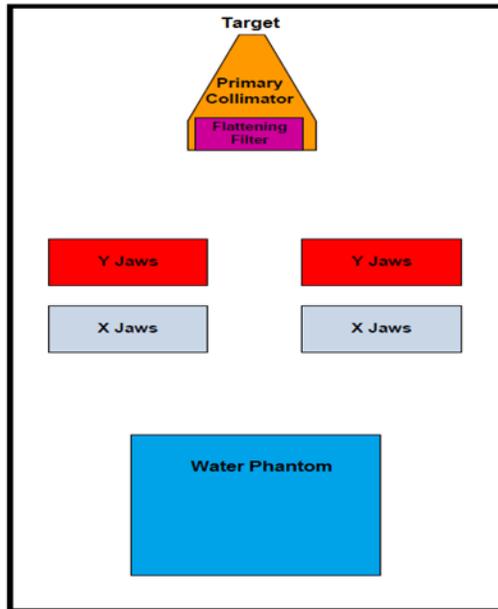


Fig.10. Esquema general de la geometría del equipo Varian Clinac 6EX modelado y maniquí de agua.

El haz de fotones generado se hizo incidir en un maniquí cúbico de agua de 50cm de lado, a SSD=100cm, a modo de obtener información sobre Dosis en Profundidad y los Perfiles de Dosis correspondientes.

Dentro del maniquí de agua se configuraron celdas de medición (Fig. 11). Para poder registrar la distribución de dosis en profundidad se modelaron celdas sucesivas en sentido vertical (sobre el eje Z). Para los registros transversales, es decir los correspondientes a perfiles de dosis, se modelaron celdas sucesivas que van desde el eje central hacia Y- negativo, a varias profundidades, 1.5cm, 10cm y 20cm.

Para los archivos con configuraciones de campos cuadrados de 10cmx10cm para perfiles y dosis en profundidad, las celdas son cúbicas y de lado 0.5cm.

Para los archivos de entrada con campos cuadrados de 5cmx5cm, 2cmx2cm, 1.5cmx1.5cm y 1cmx1cm las celdas son cúbicas de lado 0.25cm para perfiles, y de lado 0.5cm para dosis en profundidad.

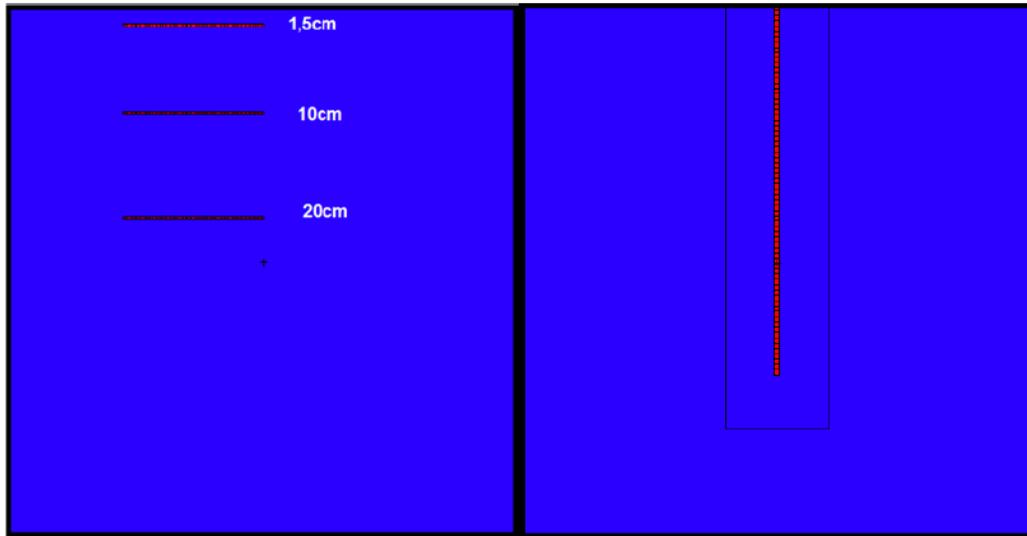


Fig.11 Celdas de medición en el maniquí de agua modeladas en MCNP5.

2.2 Fuente

El haz de fotones se obtiene a través de la interacción de un haz de electrones con un target de alto número atómico, compuesto por tungsteno y cobre.

El haz de electrones fue modelado para que partiera de una geometría cilíndrica, con una energía de 6 MeV, con dirección preferencial hacia Z-positivo, a modo de reflejar de una manera eficiente las características de la salida del tubo de electrones real.

Así, los electrones impactan en el target generando fotones que serán los que interaccionarán con el resto de la geometría hasta llegar al maniquí de agua donde se registraran los estimadores del modelo.

2.3 Filtro Aplanador y Colimadores Primarios.

El filtro aplanador constituye una de las partes fundamentales del acelerador de terapia, ya que de él depende que se alcance la planicidad requerida para los haces de tratamiento.

Para el equipo Varian Clinac 6EX el filtro aplanador es de forma cónica, sólido, compuesto de cobre, semi- permeable a los rayos X, y está dispuesto de forma tal que su vértice está alineado completamente el haz producido por el acelerador. La especificación de su relieve² viene dada en función de puntos definidos de acuerdo a su distancia radial respecto a su eje y la altura correspondiente a la base de dicho filtro (Fig. 12).

² Los datos precisos de las dimensiones y composición del filtro aplanador es información confidencial de Varian Medical System.

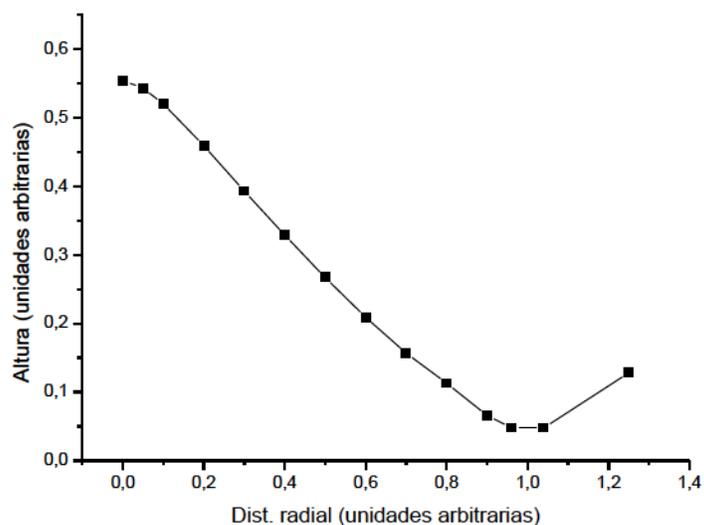


Fig.12. Puntos que definen el perfil del filtro aplanador

Haciendo uso de estos puntos se reprodujo el relieve mediante sucesivos conos truncados y aplilados unos con otros (Fig. 13). De este modo, el modelo de filtro se conforma de varias capas.

El espacio entre el filtro, los colimadores primarios y el target se consideró vacío.

Los colimadores primarios están compuestos de tungsteno y su orificio tiene forma cónica.

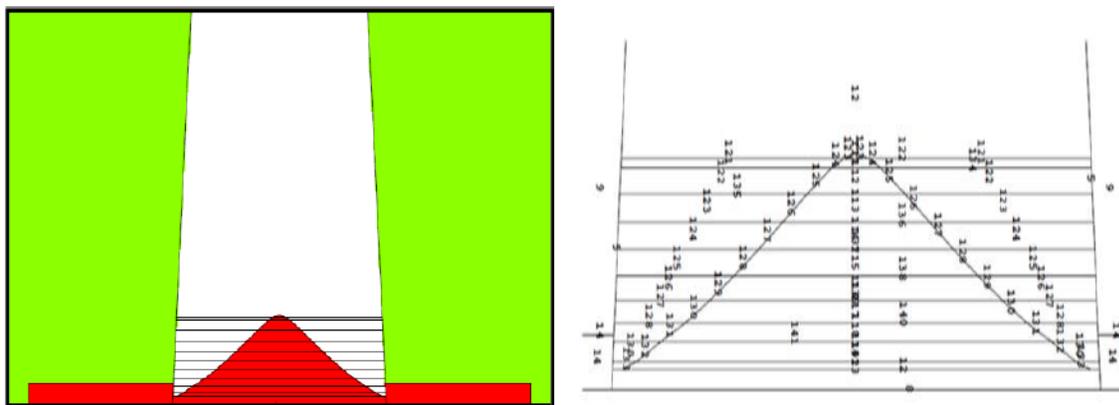


Fig. 13. Filtro aplanador modelado en MCNP5 y detalle de las superficies que lo definen.

2.4 Estimadores. Tallies

Los *tallies* son las mediciones numéricas que se esperan como resultado de todo el cálculo Monte Carlo (MC).

En el caso del MCNP5, el usuario puede utilizar varios estimadores (*tallies*) relacionados con las corrientes de partículas, flujo de partículas y con la energía depositada en cierto volumen. Los tallies son normalizados por partícula inicial excepto para algunos casos especiales con fuentes críticas.

Los tallies pueden ser creados para segmentos de celdas (porciones de la geometría) y para superficies sin la necesidad de crear segmentos especiales para el problema.

Todos los tallies son funciones del tiempo y de la energía especificada por el usuario.

En el archivo de salida del MCNP5 los resultados de cada tally se muestran con su error relativo correspondiente a una desviación estándar.

En este trabajo, se usaron dos clases de tallies a los que llamaremos *tallies de flujo* y *tallies de energía*.

El primero se corresponde con el flujo promedio de partículas en una celda (X-5 Monte Carlo Team, 2008):

$$\begin{aligned}\overline{\phi_V} &= \frac{1}{V} \int dE \int dt \int dV \int d\Omega \Psi(\vec{r}, \hat{\Omega}, E, t) \\ &= \frac{1}{V} \int dE \int dV \int dt v N(\vec{r}, E, t)\end{aligned}$$

Con E energía (MeV), $\hat{\Omega}$ vector dirección, \vec{r} vector posición de la partícula, t tiempo (sh: 1sh=10⁻⁸), V volumen (cm³) y Ψ flujo angular.

Donde $N(\vec{r}, E, t) = \int d\Omega n(\vec{r}, \hat{\Omega}, t)$ es la densidad de partículas independientemente de su dirección, en un cierto punto y v la velocidad (cm/sh).

Si se define ds como el diferencial de la longitud de la trayectoria y sabiendo que $ds = v \cdot dt$:

$$\phi_V = \int dE \int dV \int ds N(\vec{r}, E, t)$$

$N(\vec{r}, E, t)ds$ puede interpretarse como una densidad de longitudes de trayectoria. Luego, el flujo promedio puede obtenerse sumando longitudes de trayectorias. El MCNP estima este promedio sumando WT_l/V , donde W es el peso que se le da a la partícula, T_l es la longitud de la trayectoria (cm) y V el volumen (cm³), para todas las trayectorias de una partícula en una celda. Luego el tally de flujo viene dado en partículas /cm².

En la tarjeta utilizada para los tallies hay que especificar para qué tipo de partícula se requiere el cálculo. En este caso, el tally de flujo se solicitó sólo para fotones.

Los tallies pueden ser modificados de diferentes maneras. Las opciones DE y DF que ofrece el código, permiten hacer la convolución de la distribución de flujo en energía con una función arbitraria de la energía, en nuestro caso se utilizó para la conversión de flujo de partículas a dosis.

Para este trabajo se modificó el tally de flujo a través del uso de los coeficientes de absorción másicos como función de la energía de fotones, para agua (Tabla I).

*Tabla I. Coeficientes de absorción másicos para Rayos X en agua.
(Datos obtenidos de National Institute of Standard and Technology (NIST))*

Energy (MeV)	μ/ρ (cm ² /g)	μ_{en}/ρ (cm ² /g)
1.00000E-03	4.078E+03	4.065E+03
1.50000E-03	1.376E+03	1.372E+03
2.00000E-03	6.173E+02	6.152E+02
3.00000E-03	1.929E+02	1.917E+02
4.00000E-03	8.278E+01	8.191E+01
5.00000E-03	4.258E+01	4.188E+01
6.00000E-03	2.464E+01	2.405E+01
8.00000E-03	1.037E+01	9.915E+00
1.00000E-02	5.329E+00	4.944E+00
1.50000E-02	1.673E+00	1.374E+00
2.00000E-02	8.096E-01	5.503E-01
3.00000E-02	3.756E-01	1.557E-01
4.00000E-02	2.683E-01	6.947E-02
5.00000E-02	2.269E-01	4.223E-02
6.00000E-02	2.059E-01	3.190E-02
8.00000E-02	1.837E-01	2.597E-02
1.00000E-01	1.707E-01	2.546E-02

El tally de energía modela un detector físico. Registra la energía de todas las partículas que entran en una celda en el momento en que las partículas atraviesan la superficie que la limitan, así como también lleva un registro de la energía de las partículas que abandonan la celda. Calculando la diferencia se obtiene la energía depositada.

De este modo, la información que se obtiene del cálculo MC va a ser dosis por fotones (Gy) y energía depositada (MeV) en las celdas de interés.

2.5 Reducción de la Varianza

Anteriormente se hizo referencia al error relativo R con el que se presentaban los estimadores. Este error es proporcional a

$$\frac{1}{\sqrt{N}}$$

Donde N es el número de historias que efectúa el programa. El tiempo computacional T consumido en una corrida del programa es proporcional a N. Luego

$$R = \frac{C}{\sqrt{T}}$$

Con C una constante positiva. Así tenemos dos formas de reducir R, incrementando el tiempo de cálculo T o disminuyendo C.

Por esta razón, el MCNP5 posee técnicas especiales de reducción de la varianza a través de la disminución de C (X-5 Monte Carlo Team, 2008). Esta constante depende de la elección del tally (estimador) y/o de las opciones de muestreo.

El MCNP5 posee cuatro clases de técnicas de reducción de la varianza:

- *Métodos de truncado*: incluye los métodos más simples, aceleran los cálculos truncando partes que no contribuyen significativamente a la solución. Un ejemplo consiste en truncar parte de la geometría no dándole importancia y así simplemente no se la modela. Las técnicas disponibles incluyen cortes en energía (energy cutoff) y cortes en tiempo (time cutoff).
- *Métodos de control de la población*: controlan el número de muestras tomadas. Es decir, en regiones importantes se toman muchas muestras de bajo peso que son seguidas y tomadas en cuenta para los cálculos, mientras que en regiones de menor importancia se toman pocas muestras de alto peso. El ajuste del peso se hace de modo tal que se evite un sesgo en los resultados del problema. Las técnicas disponibles en el MCNP incluyen energy splitting, Ruleta Rusa, energy splitting, time splitting, weight cutoff y weight 24windows.
- *Métodos de muestreo modificado*: éstos alteran el muestreo estadístico de un problema al incrementar el número de tallies por partícula. Para cada evento Monte Carlo es posible muestrear en cualquier distribución arbitraria en lugar de usar la probabilidad física siempre que el peso de la partícula se ajuste para compensarlo. Así, con métodos como éstos, el muestreo es realizado con distribuciones que direccionan las partículas a zonas de importancia o a zonas del espacio de las fases como el tiempo o la energía, o cambian la localización o el tipo de colisión. Las técnicas disponibles incluyen, entre otras, transformaciones exponenciales, captura implícita, colisiones forzadas (forced collisions), muestreo forzado de la fuente (source biasing).

- *Métodos parcialmente deterministas*: son más complejos e involucran a los caminos aleatorios de las partículas a través del uso de técnicas similares a las determinísticas. En el MCNP estas técnicas incluyen detectores puntuales, DXTRAN o muestreos correlacionados.

En el presente trabajo se utilizaron varios métodos de reducción de la varianza a fines de disminuir los tiempos de simulación y llevar el error relativo a niveles aceptables.

A través del uso de la tarjeta CUT:E se fijó el nivel energético en el que los electrones dejan de tener seguimiento y de este modo decrece el tiempo por historia de cada partícula. Para este trabajo en particular dicho nivel se fijó en 0.01MeV.

Para resaltar el incremento en el muestreo de una región especial de la geometría y para desestimar en otras, se le dio diferentes importancias a cada celda geométrica. Si la importancia de una celda es cero, se termina la historia de la partícula que entra a dicha celda. Las importancias de las celdas vienen dadas por las tarjetas IMP:P,E para fotones y electrones respectivamente.

Para controlar las colisiones de los fotones se usó la tarjeta FCL (Forced Collision) en las celdas de medición. Este proceso se aplica tanto a la partícula entrando a la celda como a la partícula colisionada que sobrevive al proceso de corte en energía (Energy cut off).

2.6 Historia Condensada

El transporte de electrones y otras partículas cargadas es muy diferente al de fotones y neutrones, ya que el transporte de electrones es dominado por las fuerzas de Coulomb de largo alcance resultando en un gran número de pequeñas interacciones.

Las teorías desarrolladas para describir la dispersión múltiple en el transporte de partículas cargadas, utilizan las secciones eficaces y la naturaleza estadística del proceso para predecir distribuciones de probabilidad para determinadas magnitudes, como lo es la energía perdida y la deflexión angular.

Para poder describir la pérdida de energía de un electrón, es necesario partir su trayectoria en varios “pasos”. Éstos son elegidos de manera que sean lo suficientemente largos como para englobar muchas colisiones (así son válidas las teorías de dispersión múltiple) pero también lo necesariamente cortos para que la pérdida de energía media en cada paso sea pequeña (de acuerdo con las aproximaciones de las teorías de dispersión múltiple). La acumulación de efectos de muchas colisiones individuales en únicos pasos que son muestreados probabilísticamente constituye el método Monte Carlo de *Historia Condensada* (X-5 Monte Carlo Team, 2008)..

2.6.1- Pasos y sub-pasos de electrones

El camino aleatorio de los electrones puede describirse en los términos siguientes:

$$(0, E_0, t_0, u_0, r_0), (s_1, E_1, t_1, u_1, r_1), \dots$$

Donde s_n, E_n, t_n, u_n y r_n corresponden a la longitud de la trayectoria total, energía, tiempo, dirección del electrón al final del paso n . La energía y la longitud de la trayectoria están relacionados por:

$$E_{n-1} - E_n = - \int_{s_{n-1}}^{s_n} \frac{dE}{ds} ds$$

Donde $-\frac{dE}{ds}$ es el poder de frenado total, dependiente de la energía y del material. Habitualmente los s_n se eligen de tal forma que :

$$\frac{E_n}{E_{n-1}} = k$$

Para k constante. El valor más usado es $2^{-1/8}$, que resulta en una energía perdida por paso de 8.3%. Los pasos de electrones con $s = s_{n-1} - s_n$ son los llamados *pasos mayores* o *pasos de energía*. El camino aleatorio de electrones esta estructurado en términos de estos pasos. El código MCNP además parte estos pasos en sub-pasos más pequeños. Así un paso mayor s es dividido en m sub-pasos. Tanto las deflexiones angulares como la producción de partículas secundarias están calculadas en función de estos sub- pasos. m depende del material, es decir, del número atómico Z y empíricamente se han determinado valores que van desde $m = 2$ para $Z < 6$ hasta $m = 15$ para $Z > 91$.

Ciertas veces es deseable incrementar el valor de m para un dado material. Por ejemplo, una región material muy pequeña puede no contener los sub- pasos necesarios para una simulacion precisa de la trayectoria de un electrón. En estos casos el usuario puede incrementar este valor a traves del uso de la opción ESTEP en la tarjeta que define los materiales con los que se conforma la geometria.

En los archivos de entrada para configuraciones de campos pequeños, se hizo uso de esta opción. Como recomendación, el MCNP5 estipula que el electrón debe realizar al menos diez sub- pasos en la región material para caracterizar el problema de transporte.

Se fijó que el material de las celdas de medición sea el que se definió como agua más la opción ESTEP con un valor tal que la cantidad de sub-pasos superara la recomendación, para el caso más extremo en el que los electrones tengan una energía cercana a la de la fuente.

CAPÍTULO III

Validación del modelo

En esta sección se describe el método utilizado para convalidar las distribuciones de dosis obtenidas del modelo de acelerador. Para ello, se comparó la distribución de Dosis en Profundidad y el Perfil de dosis para campos de radiación de 10cmx10cm calculados por la técnica numérica con mediciones en el acelerador.

Varios parámetros del haz de electrones influyen de manera significativa en las distribuciones de dosis (Keall *et al.* 2003, Cho *et al.*2005). La energía media y la intensidad radial del haz de electrones cuando incide en el target, influyen en las distribuciones de dosis en agua.

En este trabajo no se contó con información detallada de la geometría de fuente de electrones, por lo tanto el parámetro a ajustar para que las medidas experimentales se correspondan con las simuladas, está relacionado con este aspecto.

Primeramente se detallará la obtención de las medidas experimentales en el equipo Varian Clinac 6EX, luego se explicará cómo se ajustó el modelo de acelerador para validar las medidas experimentales.

3.1 Obtención de datos experimentales.

A fin de obtener información experimental sobre Dosis en Profundidad y los Perfiles de Dosis para la validación del modelo de simulación y para la posterior comparación con modelos de geometrías con campos pequeños, se procedió con la realización de medidas dosimétricas relativas.

Se dispuso en un fantoma (maniquí de agua) un sistema de escaneo 2D, a una distancia fuente-superficie de 100cm (Fig.14).

Los tamaños de campo elegidos para ambas medidas son:

10cmx10cm

5cmx5cm

2cmx2cm

1.5cmx1.5cm

1cmx1cm

Los Perfiles de Dosis se tomaron a profundidades de 1.5cm; 10cm y 20cm con el brazo del acelerador a 90°.

Se colocó en el fantoma una cámara de ionización PTW Farmer Chamber 30011 utilizada como referencia, y otra cámara PTW PinPoint 31014 que realiza el scan ya sea horizontal o vertical.

La cámara de referencia es una cámara con paredes y electrodo de grafito, y es usada en dosimetría de terapia³. El volumen de la cámara es de 0.6cm^3 La energía nominal de fotones va de 140 keV to 50 MeV.

La segunda cámara ha sido especialmente diseñada para medidas relativas de un haz para la caracterización de campos de radiación donde se necesite una resolución espacial alta⁴. El volumen de esta cámara es de 0.015cm^3 . La energía nominal va desde la de ^{60}Co hasta los 50MeV de fotones.

Las medidas fueron hechas con las siguientes condiciones ambientales: 101.3kPa, 20°C y con un 40% de humedad.

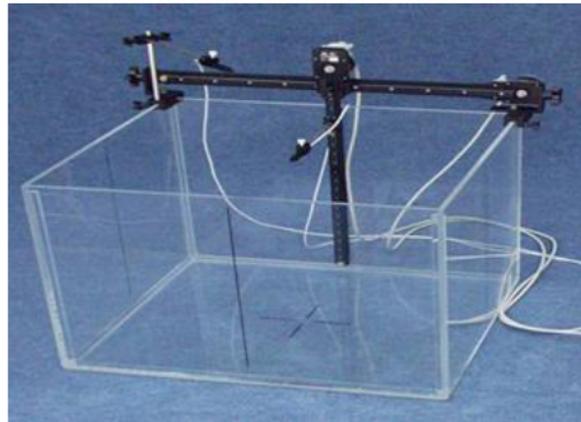


Fig. 14. Fantoma y brazos mecánicos para el scan 2D (CRS Scanning System)

Un software dedicado (CRS Scanning and Calibration Software) controla el mecanismo del escáner y recoge datos en tiempo real usando un electrómetro.

El escaneo total se hace por medio de un primer scan que se mueve alejándose del origen definido, seguido de un segundo scan que regresa al origen. Durante las mediciones, el software recibe los datos primarios y de referencia.

El mismo software realiza correcciones de referencia luego de finalizados ambos escaneos, y ambos resultados se promedian. A continuación se visualizan los datos y se almacenan de forma automática con un identificador único.

Los datos colectados pueden ser luego analizados, graficados, impresos o transferidos al Planificador de Tratamiento.

³ Información obtenida a través de la web oficial del fabricante. (www.ptw.de)

⁴ Información obtenida a través de la web oficial del fabricante. (www.ptw.de)

Los datos son obtenidos cada 0.25mm en dos direcciones (respecto del origen) y se toman determinadas muestras por punto a velocidades que van desde 1 mm/s hasta tan rápido el sistema pueda tolerar, 80-100mm/s. Luego los dos set de datos se promedian.

La velocidad de escaneo es una función que depende de la cantidad de muestras por punto, a menos muestras más alta es la velocidad. El software recomienda usar un número de muestras que produzca una velocidad aceptable con poco ruido, los valores típicos van de 20 a 30000.

A la hora de recolectar los datos para el presente trabajo se usó una densidad de escaneo de 0.25mm y se fijaron las muestras por punto en 200, para medidas de Dosis en Profundidad en todas las configuraciones de campos medidos y para Perfiles de Dosis en configuraciones de campos de 10cmx10cm y 5cmx5cm.

Para las medidas de perfiles correspondientes a campos más pequeños, es decir 2cmx2cm, 1.5cmx1.5cm y 1cmx1cm, se modificó la velocidad de adquisición. Dado el pequeño tamaño de los campos necesitamos aumentar la cantidad de muestras por puntos para lograr mejorar la estadística de la adquisición. Luego, la velocidad en este caso fue reducida a la mitad.

Cabe destacar que no hay un aumento o disminución en la velocidad de escaneo debido a cambios bruscos en la detección, tales como sucede en las zonas de penumbras o de build up. Y además vale aclarar que el manual del sistema de escaneo utilizado no hace recomendaciones específicas para la adquisición de datos para configuraciones de campo pequeñas. En la figura 15 se muestran los gráficos de Porcentajes de Dosis en Profundidad para los tamaño de campo requeridos y en la figura 16 los Perfiles de Dosis obtenidos a las profundidades de 5cm, 10cm y 20cm para todos los campos.

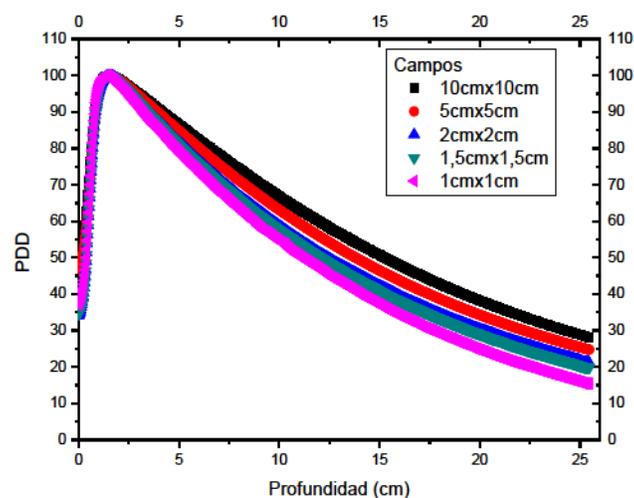
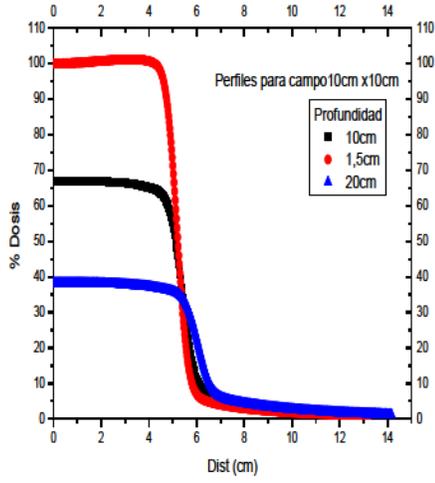
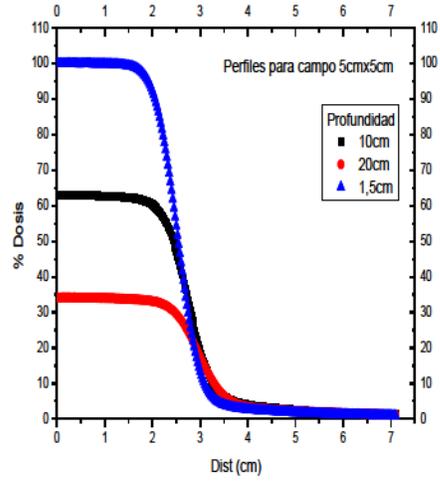


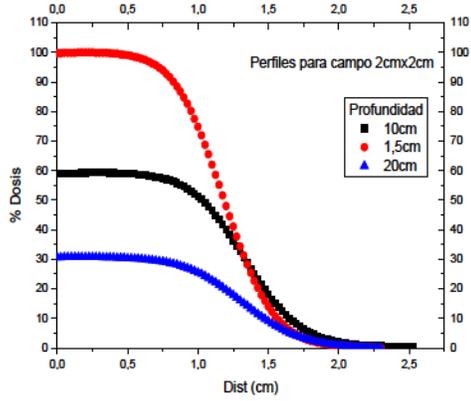
Fig.15. Porcentajes de Dosis en profundidad medidos en el equipo Varian Clinac 6EX para campos de 10cm, 5cm, 2cm, 1.5cm y 1 cm de lado



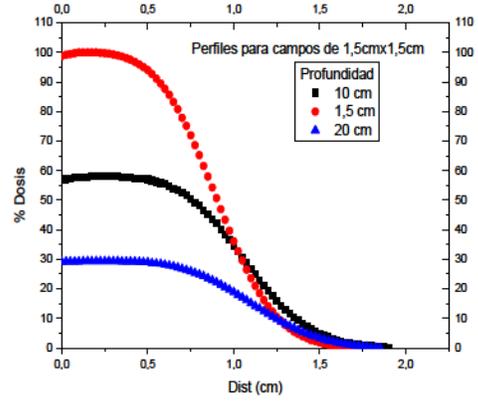
(a)



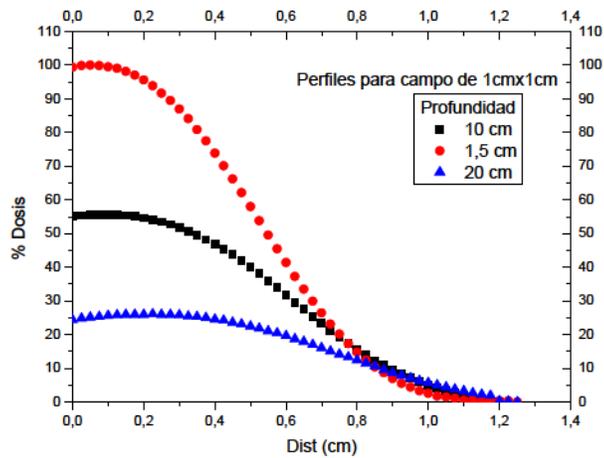
(b)



(c)



(d)



(e)

Fig. 16 Perfiles de Dosis medidos en el equipo Varian Clinac 6EX a profundidades de 5cm, 10cm y 20cm, para campos de a) 10cm de lado, b) 5cm de lado, c) 2cm de lado, d) 1.5cm de lado y e) 1cm de lado.

Finalmente, se tomaron las medidas correspondientes a profundidades de 20cm y de 10cm para un campo de 10cmx10cm a una distancia fuente-superficie de 100cm para la obtención de la calidad del haz como $TPR_{20,10}$, las cuales dieron como índice 0.655.

Dada la aproximación anteriormente mencionada (Ver pág. 12) para determinar cuándo un campo es pequeño, tenemos que en este caso:

$$\begin{aligned}
 r(g/cm^2) &= 5.973 \times TPR_{20,10} - 2.688 \\
 &= 5.973 \times 0,655 - 2.688 \\
 &= 1.22 g/cm^2
 \end{aligned}$$

Con $\rho_{agua} = 1 g/cm^3$ tenemos que 1.22cm es el radio máximo hasta el que se considerará que un campo es pequeño para esta calidad de haz del campo de referencia 10cmx10cm.

También se obtuvieron los factores de campo (OF) para los tamaños de campo utilizados, como cocientes entre lecturas del detector:

Tabla II. Factores de campo experimentales

Campos	1cmx1cm	1.5cmx1.5cm	2cmx2cm	5cmx5cm	10cmx10cm
OF	0.688	0.777	0.811	0.911	1

3.2 Ajuste del modelo

Para la modelización de la fuente de electrones de 6 MeV, se propuso una geometría cilíndrica cuyas dimensiones características resultaron de una estimación estadística.

Se procedió a conformarla en función de una medida conocida⁵ relacionada con la apertura de colimadores primarios. De este modo se constituyeron cilindros cuyos radios variaban en forma proporcional con la dimensión conocida D.

Se generaron archivos de entrada para MCNP5 en donde lo único que variaba era el radio del dicho cilindro y en donde la simulación se realizaba para campos de 10cmx10cm a una distancia fuente-superficie de 100cm, en un maniquí de agua de 50cmx50cmx50cm, obteniéndose información sobre dosis en profundidad y perfiles. En todos los casos se trató de mantener los tiempos computacionales tan bajos como fuera posible dado el compromiso existente entre la estadística del proceso y los tiempos de corrida.

Las celdas (porciones de geometría) donde se registraron las medidas se modelaron cúbicas de lado 0.5cm.

Los resultados obtenidos después de correr estos archivos, se compararon con los datos experimentales obtenidos del equipo en iguales condiciones, ya que estos últimos son los que se tomaron como referencia para la validación del modelo.

En el caso de los perfiles, se comparó sólo aquellos a 10cm de profundidad. Ésta constituye una profundidad característica al momento de evaluar parámetros del perfil porque representa una distancia alejada de la zona de build up y en donde la atenuación del haz no es excesiva.

Para realizar la comparación y de esta manera optar por el radio de cilindro que resulte en datos simulados más representativos, se realizó una prueba de *Bondad de Ajuste Chi-Cuadrado* χ^2 , para los archivos en los cuales el número de datos era razonablemente grande (mayor a 30). Las medidas de bondad de ajuste dan cuenta de la discrepancia entre valores “observados” (medidas de simulación) y valores “esperados” (medidas experimentales) bajo el modelo en cuestión. Se plantea

⁵ Los datos precisos de las dimensiones del equipo y de la composición de sus partes son información confidencial de Varian Medical Systems

entonces una *hipótesis nula* H_0 que propone a la distribución de valores observados semejante a la de valores esperados.

De esta manera, el estadístico viene dado por:

$$\chi^2 = \sum_{i=1}^N \frac{(O_i - E_i)^2}{E_i}$$

Donde O_i da cuenta de la i -ésima frecuencia “observada”, E_i la i -ésima frecuencia “esperada” y N el número de datos. El valor de la sumatoria χ^2 se compara entonces con valores tabulados para el estadístico χ^2 , y se determina cuán bueno o no es el ajuste, mientras menor sea el valor de χ^2 mejor será el ajuste.

Así, se compararon datos de simulación, correspondientes a tally de energía, para cuatro radios distintos: $R1=D$, $R2=0.25xD$, $R3=0.5xD$ y $R4=0.75xD$.

Al realizar la prueba de bondad de ajuste, ésta arrojó como resultado que los datos correspondientes a los archivos con $R=D$ son los que mejor se ajustan a los valores experimentales.

Para dosis en profundidad, en un campo de $10\text{cm} \times 10\text{cm}$, se acepta la hipótesis nula con un error del 2%.

Para el perfil a 10cm de profundidad se contó con un número de datos simulados menor, por lo cual se optó por realizar un ajuste con una función sigmoidea de la forma:

$$y = A1 + \frac{(A2 - A1)}{1 + 10^{(\log x_0 - x)p}}$$

Utilizando este ajuste, la comparación total de los datos dio una diferencia promedio del 2.5%, para $R=D$.

La figura 17 muestra la comparación entre el perfil de dosis obtenido de datos experimentalmente y el de simulación a 10cm de profundidad para un campo de 10cm de lado. La figura 18 muestra la comparación entre las distribuciones en profundidad.

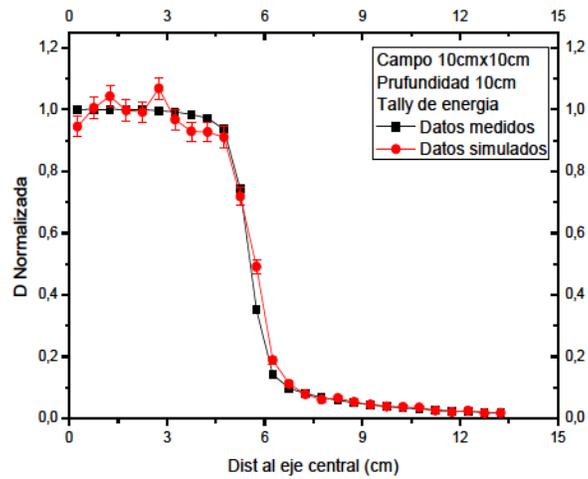


Fig. 17. Perfiles de Dosis a 10cm de profundidad para un campo de 10cm de lado. El perfil en color negro corresponde a datos experimentalmente y el rojo a datos de simulación.

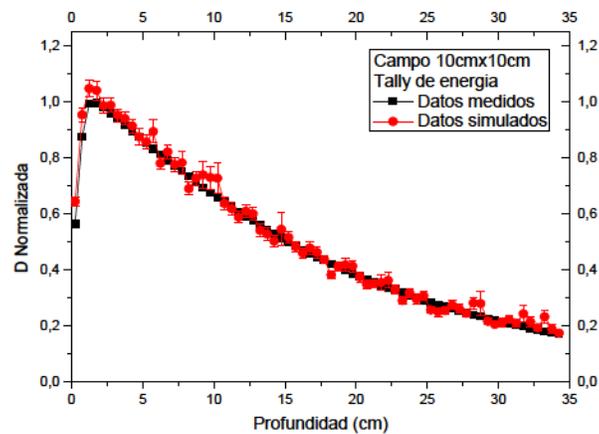


Fig.18. Distribuciones de Dosis en Profundidad para un campo de 10cm de lado. La curva en color negro corresponde a datos experimentales y la de color rojo a datos de simulación.

Finalmente, se crearon todos los archivos de entrada para MCNP5, tanto para dosis en profundidad como para perfiles, con una fuente de electrones de 6MeV cuyo radio viene dado por $R=D$.

CAPÍTULO IV

Resultados y Discusión

Para comparar las simulaciones numéricas con los datos experimentales se graficaron tanto las distribuciones de dosis en profundidad como los perfiles de dosis, para todos los tamaños de campo considerados. En ambos casos se comparan tallies de energía y tallies de flujo. Para la normalización se utilizó un ajuste lineal entre los datos medidos y simulados, con la obtención de un coeficiente de correlación.

En el caso de perfiles, la normalización fue realizada con datos a 10cm de profundidad.

Posteriormente se presentan los valores calculados de FWHM/2 a partir de los datos simulados, de los obtenidos experimentalmente y una comparación con los valores calculados a partir de la proyección geométrica del haz.

Seguidamente, se exponen los Factores de Campo obtenidos de la simulación como cociente de dosis, en relación a los calculados como cociente de lecturas del detector en las medidas experimentales.

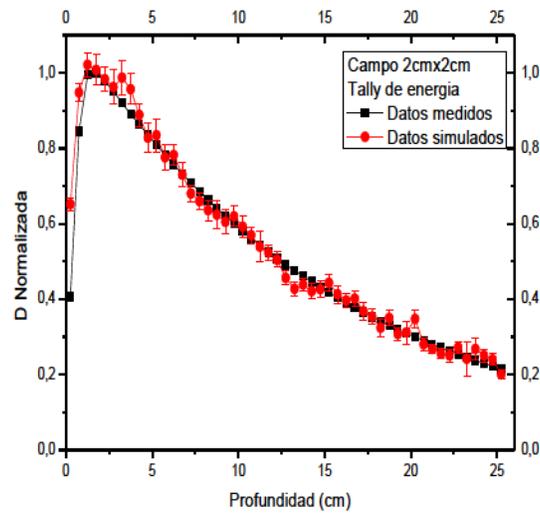
Finalmente, se presenta un análisis cualitativo de la relación entre el tamaño de campo y el endurecimiento del haz.

4.1- Dosis en profundidad

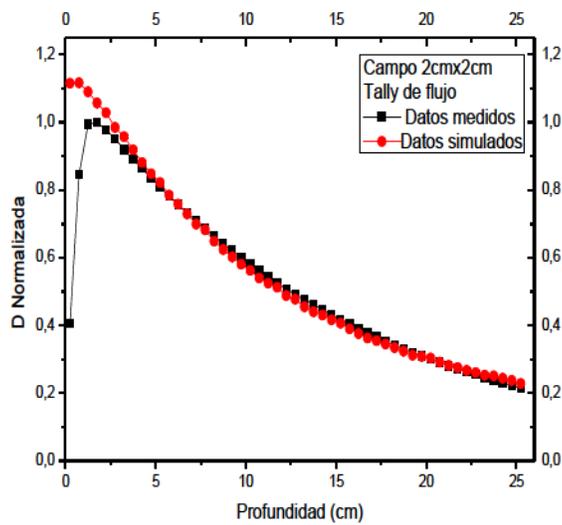
- Campo 2cmx2cm

Para tallies de energía, la discrepancia entre las medidas experimentales y simuladas es del 2% en promedio a partir de la profundidad del máximo, la cual fue determinada en 1.5cm (Fig. 19a). Este porcentaje se corresponde con el error de simulación. En la zona de build up se registraron diferencias de hasta un 24%. El coeficiente de correlación entre los datos simulados y medidos es de 0.987.

Para tallies de flujo, los datos obtenidos de la simulación fueron convertidos a dosis debida a fotones a través de la opción DE y DF que ofrece el código. Como consecuencia, la dosis en superficie es claramente más alta y no se distingue una zona de build up característica ya que en este caso no se tuvo en cuenta la acción de las partículas cargadas (Fig. 19b). A partir de la profundidad del máximo, ambas curvas son semejantes. El coeficiente de correlación entre datos simulados y medidos es de 0.992.



(a)



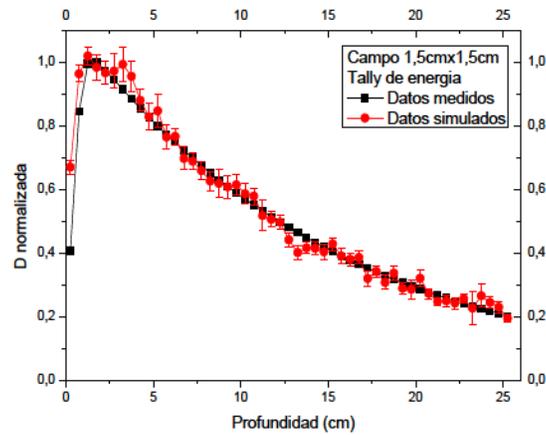
(b)

Fig 19. Comparación de Distribuciones de Dosis en Profundidad, para un campo de 2cm de lado, entre datos experimentales y a) datos correspondientes a tally de energía, b) datos correspondientes a tally de flujo.

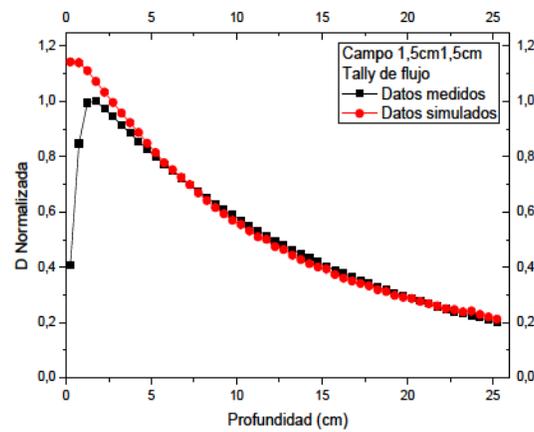
- Campo 1.5cmx1.5cm

Para tallies de energía se registró una diferencia promedio del 2.2% con los datos medidos, a partir de la profundidad del máximo (Fig. 20a). En la zona de build up se registraron diferencias de hasta un 26%. El coeficiente de correlación entre datos simulados y medidos es de 0.985.

Para tallies de flujo (Fig. 20b), nuevamente se observa una clara diferencia en la dosis en superficie y en la zona de build up. A partir de la profundidad del máximo, ambas curvas son semejantes. El coeficiente de correlación entre datos simulados y medidos es de 0.992.



(a)



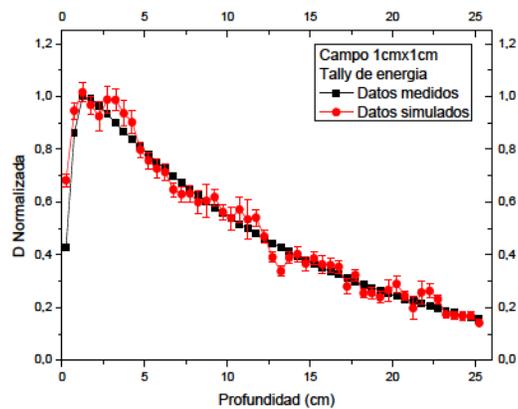
(b)

Fig 20. Comparación de Distribuciones de Dosis en Profundidad, para un campo de 1.5cm de lado, entre datos experimentales y a) datos correspondientes a tally de energía, b) datos correspondientes a tally de flujo.

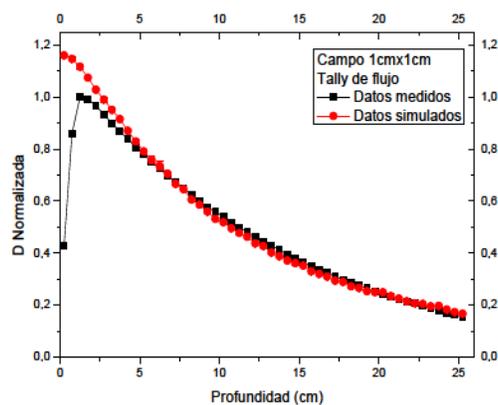
- Campo 1cmx1cm

Para tallies de energía, se observa una discrepancia promedio del 3%, con un máximo de hasta un 9% a 13cm de profundidad (Fig. 21a). En la zona de build up la diferencia alcanza un 24.5%. El coeficiente de correlación entre datos simulados y medidos es de 0.96.

Para tallies de flujo se observa también una dosis en superficie más alta que la expuesta por los datos medidos, y la ausencia de la zona de build up (Fig. 21b). El coeficiente de correlación es de 0.98.



(a)



(b)

Fig 21. Comparación de Distribuciones de Dosis en Profundidad, para un campo de 1cm de lado, entre datos experimentales y a) datos correspondientes a tally de energía, b) datos correspondientes a tally de flujo.

La figura 22 muestra la comparación entre las distribuciones de dosis en profundidad en los campos estudiados, para los datos obtenidos de tallies de energía (Fig. 22a) y tallies de flujo (Fig.22b). En ambos casos, los datos se graficaron sin sus errores correspondientes. Aun así, se puede apreciar

que para campos más chicos la profundidad del máximo de dosis se hace cada vez más superficial. La parte exponencial de las curvas también se ve afectada, ya que va disminuyendo con el tamaño de campo.

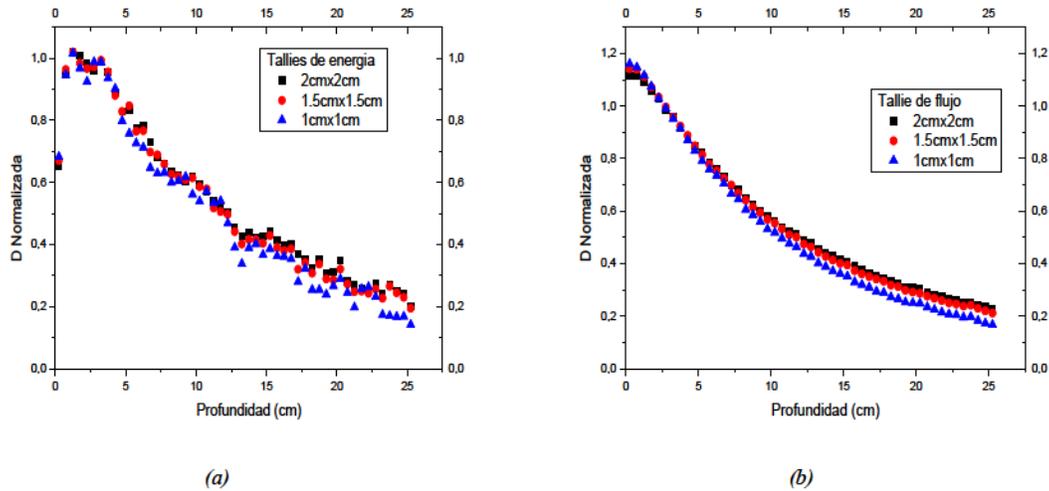


Fig 22. Comparación de Distribuciones de Dosis en Profundidad, para campos de 2cm, 1.5cm y 1cm de lado. a) Datos correspondientes a tally de energía, b) Datos correspondientes a tally de flujo.

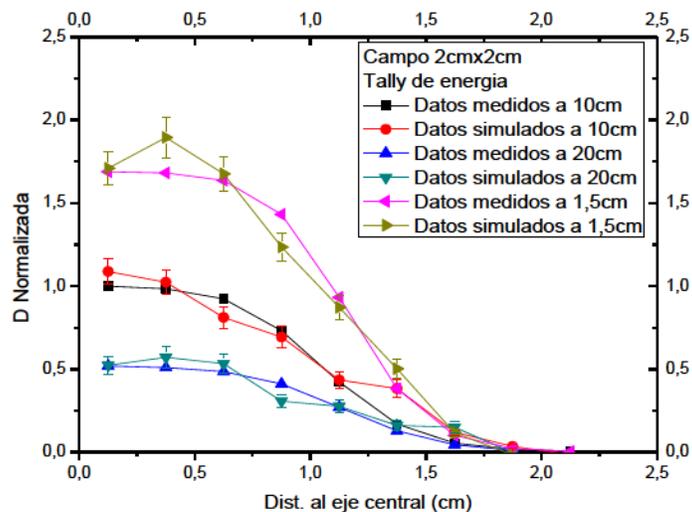
4.2- Perfiles de dosis

- Campo 2cmx2cm

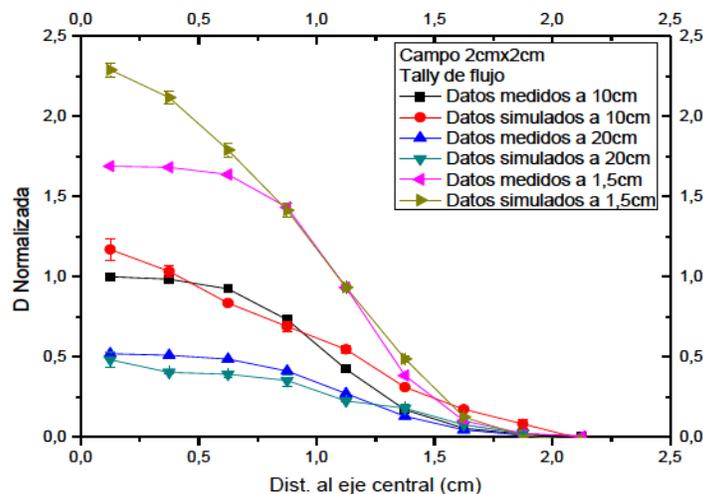
Los perfiles de dosis se registraron a tres profundidades distintas: 1.5cm, 10cm y 20cm. La razón de esta elección está relacionada con la intención de analizar cómo influye en la distribución la cercanía a la zona de build up y la lejanía respecto de la superficie. Para este tamaño de campo se pudieron registrar nueve puntos en el perfil.

Para los tallies de energía a 10cm de profundidad la discrepancia es del 5.2% en promedio con un pico de 10% a una distancia de 1.375cm del eje central (Fig. 23a). La mayor variación se registra para el perfil a 1.5cm de profundidad, dada su cercanía a la zona de build up. El coeficiente de correlación a 10cm de profundidad es de 0.97.

Para tallies de flujo, las variaciones registradas son mayores, sobre todo en el perfil a 1.5cm de profundidad (Fig. 23b). El coeficiente de correlación a 10cm es de 0.916



(a)



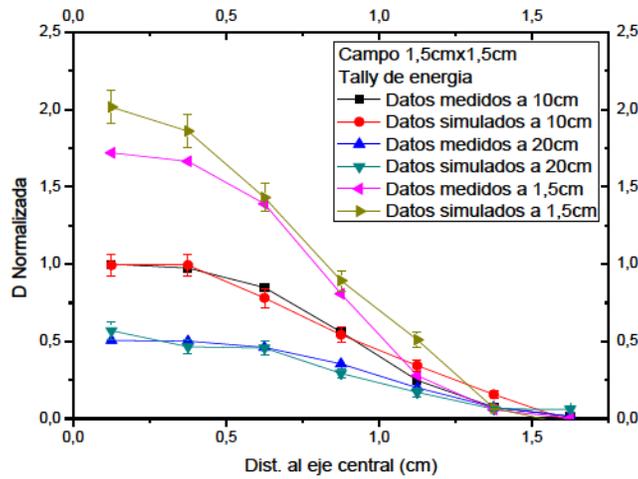
(b)

Fig 23. Comparación entre Perfiles de Dosis obtenidos de datos experimentales y a) perfiles correspondientes a tally de energía, b) perfiles correspondientes a tally de flujo, para profundidades de 5cm, 10cm y 20cm y campo de 2cm de lado.

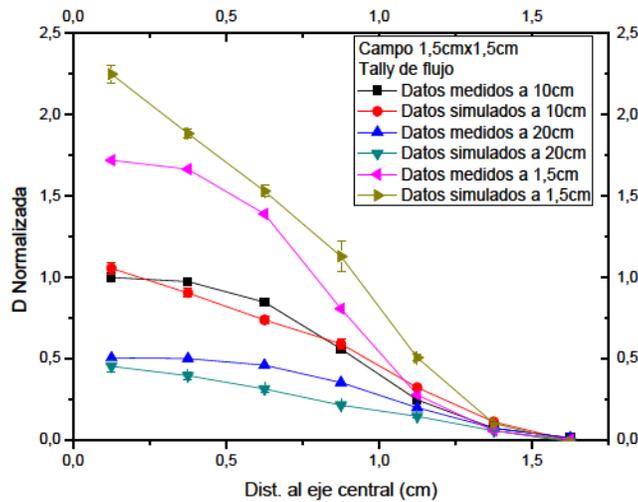
- Campo 1.5cmx1.5cm

Aquí, se adquirieron siete puntos para definir el perfil. Las discrepancias a 10cm de profundidad para tallies de energía son del 5% en promedio (Fig. 24a). La mayor diferencia se da en el perfil a 1.5cm de profundidad donde para el primer punto es del 29%. El coeficiente de correlación entre los datos simulados y medidos a 10cm de profundidad es de 0.96.

Para tallies de flujo la diferencia es más significativa, sobre todo a las profundidades de 1.5cm y 20cm (Fig. 24b). En la primera, la diferencia promedio es del 21%, con una discrepancia máxima en el punto más cercano al eje central que ronda el 50%; en la segunda, la diferencia promedio es del 7.6% con una discrepancia máxima del 14% a 0.625cm del eje central. El coeficiente de correlación entre los datos simulados y medidos a 10cm de profundidad es de 0.94.



(a)



(b)

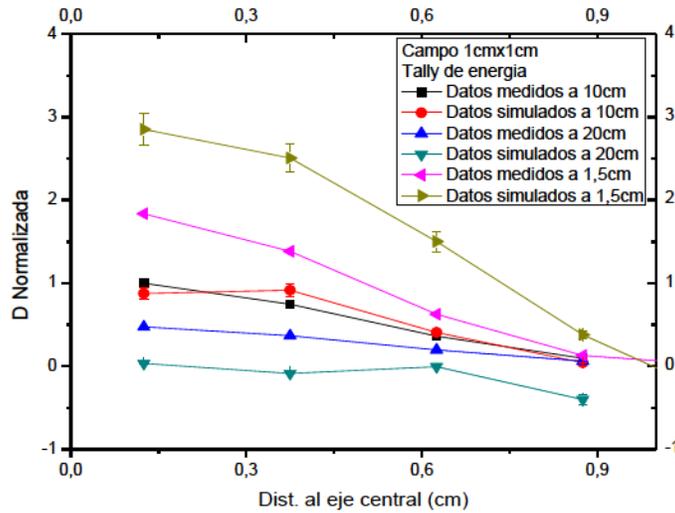
Fig 24. Comparación entre Perfiles de Dosis obtenidos de datos experimentales y a) perfiles correspondientes a tally de energía, b) perfiles correspondientes a tally de flujo, para profundidades de 5cm, 10cm y 20cm y campo de 1.5cm de lado.

- Campo 1cmx1cm

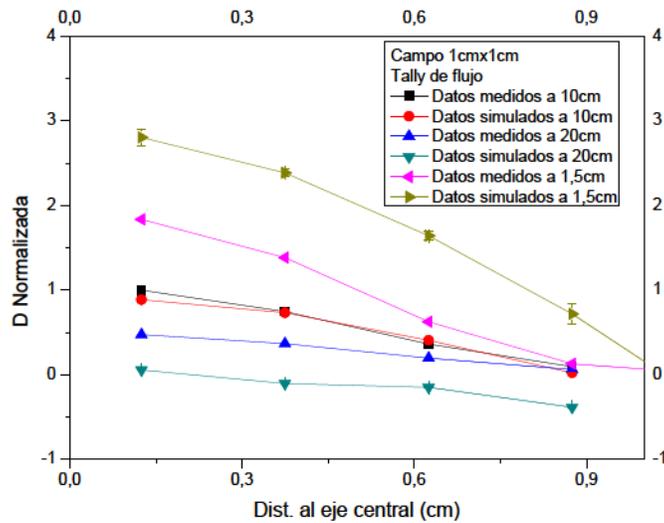
Para este tamaño de campo se lograron registrar sólo cuatro puntos para definir el perfil. Para tallies de energía, la diferencia en promedio entre datos simulados y medidos a 10cm de profundidad es de 6.7% (Fig. 25a). En este caso el coeficiente de correlación es de 0.88. La mayor diferencia se observa para la profundidad de 1.5cm donde superan el 80% para los tres primeros puntos, y para una profundidad de 20cm las diferencias son mayores al 40%.

Para tallies de flujo, las discrepancias en promedio a 10cm de profundidad son del 6.14%, siendo mucho más significativas a profundidades de 1.5cm y de 20cm donde rondan el 90% y el 40% respectivamente (Fig. 25b).

El coeficiente de correlación entre los datos simulados y medidos a 10cm de profundidad es de 0.92.



(a)



(b)

Fig 25. Comparación entre Perfiles de Dosis obtenidos de datos experimentales y a) perfiles correspondientes a tally de energía, b) perfiles correspondientes a tally de flujo, para profundidades de 5cm, 10cm y 20cm y campo de 1cm de lado.

4.3- Tamaño de campo- FWHM

Para una distancia fuente-superficie de 100cm, con colimadores que conformen un campo de 10cmx10cm se debiera obtener, a 10cm de profundidad y considerando sólo la proyección geométrica, un campo cuadrado de 11cm de lado.

De la misma manera y aplicando el Teorema de Tales se calculó el tamaño de campo “geométrico” para los campos pequeños utilizados.

Con los perfiles correspondientes a 10cm de profundidad para tallies de energía provenientes de la simulación y con los perfiles medidos en el equipo, se ajustaron curvas sigmoideas de la forma:

$$y = A1 + \frac{(A2 - A1)}{1 + 10^{(\log x_0 - x)p}}$$

De este modo se logró calcular valores de FWHM/2 para obtener información acerca del tamaño de campo dosimétrico. La siguiente tabla muestra la comparación entre los tamaños de campo “geométricos”, los obtenidos experimentalmente con el equipo y los adquiridos de datos simulados.

Tabla III. FWHM/2 (cm) obtenidos de datos experimentales, simulados y geométricos.

Tamaño de Campo en superficie	Geométrico	Experimental	Geométrico/ Experimental	Simulado	Geométrico/ Simulado	Simulado/ Experimental
10cmx10cm	5.5	5.55 (0,001)	0.991	5,58 (0,09)	0.985	1.001
2cmx2cm	1.1	1.06(0.002)	1.03	1.019 (0.09)	1.08	0.961
1,5cmx1,5cm	0.825	0.916(0.004)	0.901	1,008 (0.06)	0.82	1.1
1cmx1cm	0.55	0,647(0.003)	0.85	0,61 (0.1)	0.901	0.942

Para un campo en superficie de 2cm de lado, la oclusión de la fuente resulta en un 3% en el acelerador de terapia y en un 8% en el modelo de simulación. A medida que el tamaño de campo se reduce, las diferencias son más significativas.

Para un campo nominal de 1.5cmx1.5cm, la oclusión llega a un 10% para las mediciones en el acelerador y a un 18% para el modelo numérico. Asimismo, para el menor tamaño de campo la oclusión alcanza un 15% para el equipo y un 10% para el obtenido por el modelo numérico.

La última columna muestra que para campos nominales de 2cm y 1cm de lado, los FWHM/2 obtenidos de medidas en el acelerador son un 4% y un 5.5% mayores que los obtenidos del modelo. Para el campo de 1.5cm de lado, el FWHM/2 del modelo es un 10% mayor. Para un campo en superficie de 10cmx10cm, las diferencias en todos los casos son al menos del 1%.

Estos resultados evidencian que, a diferencia de lo que ocurre con haces convencionales, el tamaño de campo determinado por FWHM obtenido de perfiles a 10cm de profundidad no coincide con el campo definido con los colimadores, para dimensiones de campo pequeñas.

4.4- Factores de campo (Output Factor OF)

El Factor de Campo es requerido para la descripción de la variación relativa de la dosis con el tamaño de campo y como tal, es utilizado en cálculos dosimétricos.

A partir de las curvas de dosis en profundidad para tallies de energía y de métodos de interpolación, se calculó la dosis (Gy) a 5cm de profundidad para todos los campos. Luego se encontraron los OF definidos como cociente de dosis.

La figura 26 muestra la comparación entre OF medidos en el equipo y calculados como cociente de lecturas del dosímetro, con los OF obtenidos de la simulación:

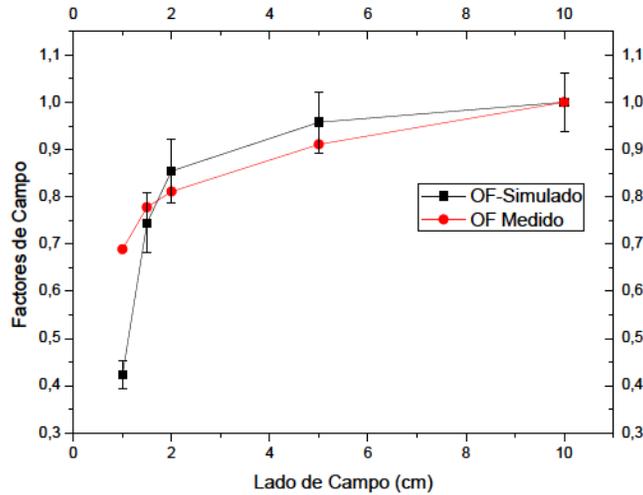


Fig. 26 Gráfico de la comparación entre Factores de Campo. En rojo, los factores de campo calculados como cociente de lecturas del dosímetro, en negro los factores de campo obtenidos de datos simulados.

Los errores en los OF de simulación resultaron menores al 6%.

Para tamaños de campo mayores a 2cm de lado, ambas curvas muestran una buena concordancia, su variación es más suave y se evidencia el carácter creciente con el tamaño de campo. Por otro lado, para campos menores los cambios son más bruscos y las discrepancias entre ambas curvas se acentúan. Para el campo de 1cm de lado la diferencia entre los OF alcanza el 26%.

Para las medidas experimentales se utilizó una microcámara de ionización de $0,015\text{cm}^3$ mientras que el volumen de las celdas de la simulación fue de $0,125\text{cm}^3$. Esto es un aspecto fundamental a destacar ya que los valores calculados por simulación estarían reflejando una dosis promedio en un volumen mayor que el de la cámara detectora. Las medidas simuladas dan cuenta de lo que registraría un detector ideal de volumen $0,125\text{cm}^3$. Por esta razón, una comparación cuantitativa de ambas curvas no resultaría en factores de corrección válidos. Sin embargo, es evidente el cambio en la pendiente de ambas curvas a medida que el tamaño de campo disminuye.

Cuando el tamaño de campo es muy pequeño, los factores de perturbación para el cálculo de la dosis dependen considerablemente del tipo y tamaño del detector así como del tamaño efectivo de la fuente. Es entonces donde resulta necesario el cálculo de los OF como cociente de dosis entre dos campos. En la práctica no puede medirse, sólo obtenemos el cociente entre lecturas del detector usado. En este caso se pueden utilizar factores de corrección (Alfonso *et al.*, 2008) que conviertan este cociente de lecturas en un cociente de dosis real. Estos factores de corrección se pueden obtener

por técnicas Monte Carlo o mediante la comparación con un detector de referencia ideal. En el primer caso, la técnica Monte Carlo supone todos los detectores de igual tamaño idénticos, y el segundo considera al detector de referencia como no afectado por las perturbaciones del mismo y sin limitaciones. Los dos métodos contienen ventajas y dificultades, aunque en la actualidad la obtención de dichos factores por técnicas Monte Carlo es el método más utilizado.

El Reporte 103 del Institute of Physics and Engineering in Medicine IMPEM (Aspradakis *et al.*, 2010) recomienda usar dosímetros del menor tamaño posible en relación al campo utilizado y que requieran correcciones por perturbación menores al 1%. Aún así, se recomienda realizar estas medidas con más de un detector en el caso de tamaños de campo muy chicos.

4.5- Endurecimiento de Haz

A medida que el tamaño de campo va disminuyendo el espectro energético de fotones se modifica, dando lugar a un aumento de la energía media (Benmakhlouf H. *et al.*, 2014). Si el espectro cambia, se espera que también cambie la calidad del haz, esto se debe a que si el tamaño de campo disminuye se reduce la dispersión producida desde el cabezal del equipo y también la dispersión ocasionada por el medio.

Además la falta de equilibrio electrónico lateral influye de manera significativa al disminuir la contribución de los electrones de baja energía.

En los archivos de entrada para el MCNP5, en la tarjeta que define qué tipo de estimador se requería, se pidió que los tallies fueran divididos por bins de energía de 0.1KeV en cada celda de medición. Por lo tanto se obtuvo información acerca de la dosis que producen las partículas que llegan a la celda con una determinada energía. De las distribuciones de dosis en profundidad, se tomaron los datos a 5cm por debajo de la superficie, tanto para tallies de flujo como de energía.

- Tallies de flujo

Como anteriormente se especificó, este tipo de tally sólo tiene en cuenta la dosis por fotones. En las figuras 27a, 27b, 27c y 27d se puede apreciar de manera cualitativa que a medida que disminuimos el tamaño de campo, la distribución comienza a cambiar levemente dando lugar a un aumento en las contribuciones de mayor energía.

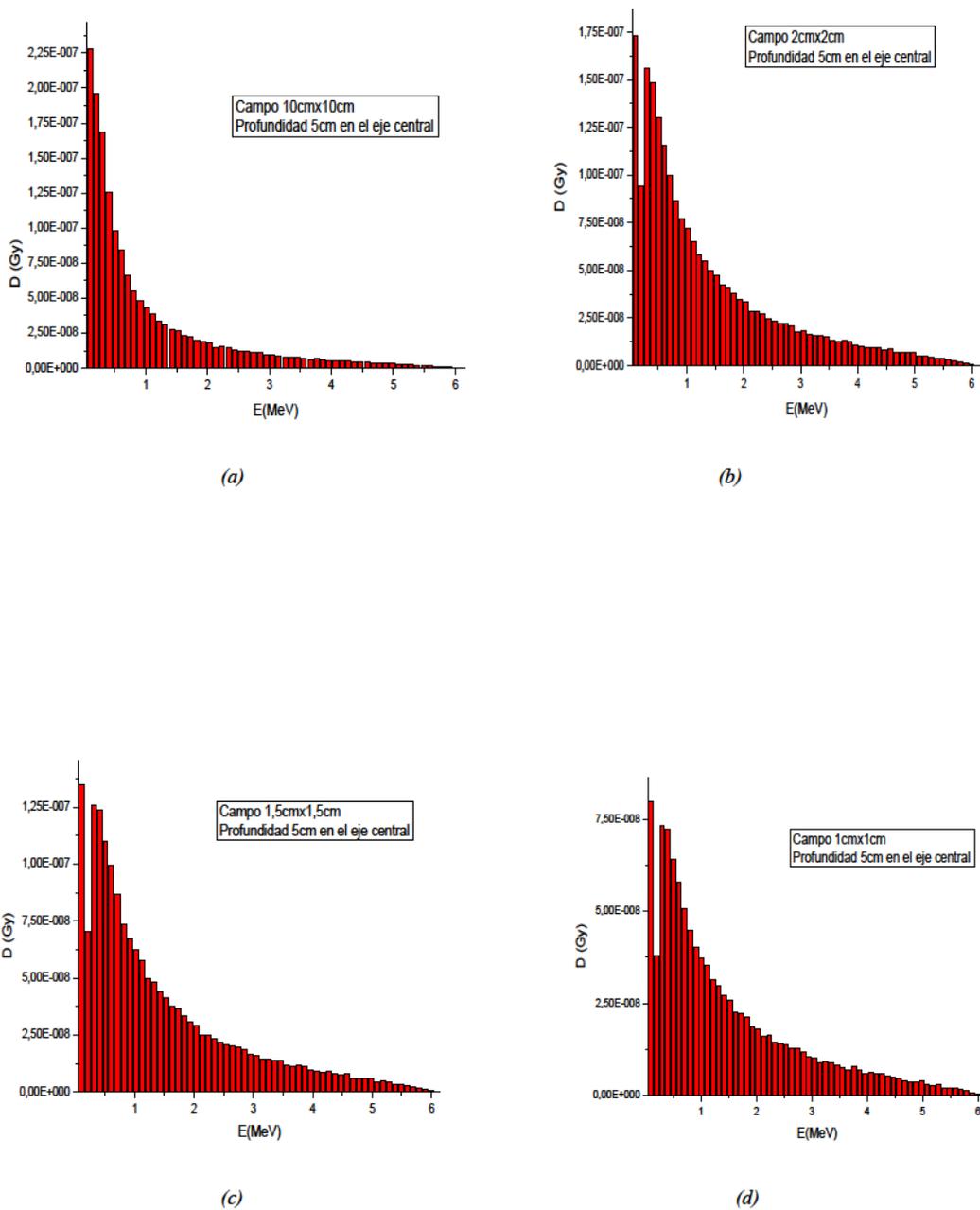


Fig 27. Distribución energética del tally de flujo a 5 cm de profundidad para campos de a) 10cm de lado, b) 2cm de lado, c) 1.5cm de lado y d) 1 cm de lado.

- Tallies de energía

En este caso, en el cálculo de la dosis se tuvo en cuenta la contribución de las partículas cargadas. En las figuras 28a, 28b, 28c y 28d, se muestran los gráficos correspondientes a la distribución energética del tally para todos los campos. Se puede apreciar que la distribución no cambia de

manera significativa en forma, pero se observa una reducción en las contribuciones de menor energía a medida que disminuimos el tamaño de campo.

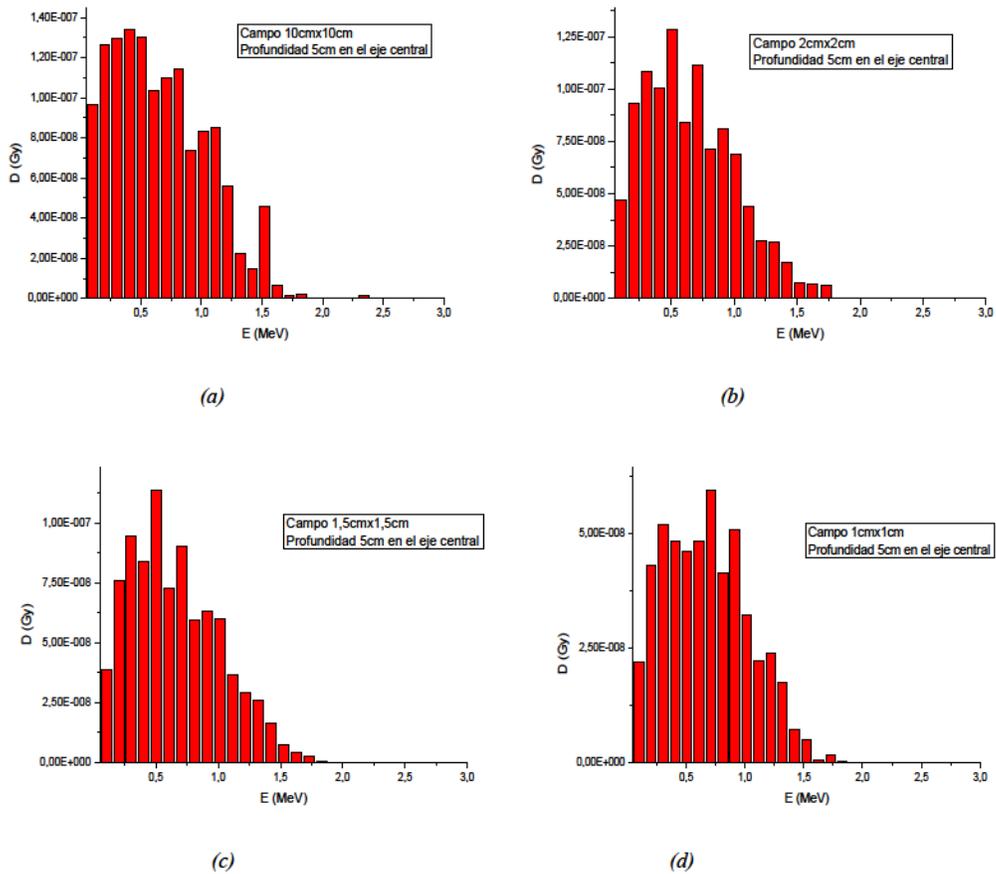


Fig. 28. Distribución energética del tally de energía a 5 cm de profundidad para campos de a) 10cm de lado, b) 2cm de lado, c) 1.5cm de lado y d) 1 cm de lado

CAPÍTULO V

Conclusión

En esta tesis se desarrolló y validó un modelo de acelerador de terapia mediante la técnica Monte Carlo. Con este modelo se logró simular los procesos de transporte de partículas cuando los colimadores conformaban campos de dimensiones pequeñas. De la información obtenida de las distribuciones de dosis en profundidad y de los perfiles de dosis en la simulación se calcularon los factores de campo y los valores de FWHM. Ambos fueron comparados con valores obtenidos experimentalmente en el acelerador.

El tamaño de las celdas de medición en el modelo fue un factor determinante, ya que en el caso de los perfiles resultó en un número de muestras muy pequeño, llegando a 4 (cuatro) para el campo de 1cm de lado. Esto influyó de manera significativa a la hora de realizar un ajuste numérico para la obtención de FWHM. Si bien la elección del tamaño de las celdas está relacionada con la disminución de los tiempos de simulación, es posible mejorar esta resolución. Además esto resulta necesario para la correcta comparación entre los factores de campo, ya que la obtención de estos últimos a través de datos experimentales se realizó con una cámara de volumen muy pequeño en relación al volumen de las celdas.

Si bien el tiempo de simulación se trató de disminuir a través de técnicas de reducción de la varianza, es necesario un cambio de enfoque. Los procesos de transporte que se realizan en el target del acelerador son los que más impactan en la duración de todo el proceso. Existen sets de datos de referencia en el espacio de las fases (Reference Phase Space Data, RPSD) para distintos aceleradores de diferentes energías nominales. Estos datos se caracterizan por poseer información sobre la posición, dirección y energía de cada partícula generada en el cabezal del equipo. Su utilización evitaría que se emplee tiempo computacional en el cálculo general, es decir, se podría prescindir del tiempo empleado en los cálculos asociados con la producción de fotones y tomar como fuente los datos definidos en el set. En este caso se podría redefinir el tamaño de las celdas y emplear mayor cantidad de tiempo en la reducción de los errores relativos relacionados con la medida.

Respecto a los resultados, se logró evidenciar los efectos de la falta de equilibrio electrónico lateral y de la oclusión de la fuente cuando los colimadores conforman campos pequeños. Asimismo, se introdujo una evaluación cualitativa acerca del endurecimiento del haz a medida que el campo disminuye. Si bien los resultados obtenidos fueron los esperados, es necesario un análisis en profundidad considerando específicamente el espectro de fotones y de electrones.

Aunque en algunos casos el error en los resultados fue significativo, se demostró en esta primera etapa la factibilidad de cuantificar parámetros relacionados con la utilización de campos pequeños de fotones. En el futuro, se continuará con los esfuerzos para reducir el tiempo de cálculo a través del uso de datos en el espacio de las fases. También se trabajará en el cálculo de factores de corrección para factores de campo utilizando como detector cámaras de ionización de distinto volumen. Adicionalmente, se intentará ampliar y profundizar el análisis de los espectros de fotones y electrones cuando el tamaño de campo es pequeño.

REFERENCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- Alfonso.R *et al* (2008) “A new formalism for reference dosimetry of small and nonstandard fields” *Med Phys.* **35**(11)5179-5189
- Aspradakis MM., Duane S., Rosser K., Warrington J., Conway J., Palmans H., Byrne J. (2010).” Report N° 103: Small Field MV Dosimetry”. York, England. Institute of Physics and Engineering in Medicine (IPEM)
- Benmakhlouf H., Sempau J., Andreo.P (2014) “Output correction factors for nine small field detectors in 6 MV radiation therapy photon beams: A PENELOPE Monte Carlo study”. *Med. Phys.* **41** (4).
- Cho S H, Vassiliev O N, Seungsoo L, Liu H H, Ibbott G S, Mohan R (2006) “Reference photon dosimetry data and reference phase space data for the 6 MV photon beam from Varian Clinac 2100 series linear accelerators” *Med. Phys.* **32**, 137-148
- Das, I. J., Ding, G., A. “Small fields: Nonequilibrium radiation dosimetry” (2008). *Medical Physics*, Vol. **35** (1) 207
- F. Sanchez-Doblado, G.H Hartmann, J. Pena, J.V. Roselló, G. Russiello, and D.M. Gonzalez-Castaño, (2007) “ A new method for output factor determination in MLC shaped narrow beams” *Medical Physics* **23**, 58-66.
- Followill D. S., Kry S. F., Qin L., Leif J Molineu A., Alvarez P. Aguirre J. F., Ibbott G. S (2012) “The radiological physics center’s dataset for small field size output factor ” *Med. Phys.* **13** (5) 282-289.
- Hoover J. (2007). “Monte Carlo modeling of a Varian 2100C 18 MV megavoltage photon beam and subsequent dose delivery using MCNP5”. Tesis de Maestría en Ciencias no publicada. George W. Woodruff School of Mechanical Engineering. Georgia Institute of Technology.
- Hubbell J. H. & Seltzer S. M , (1996), “Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z = 1 to 92 and 48 Additional Substances of Dosimetric Interest” . The National Institute of Standards and Technology (NIST). Recuperado de <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>
- IAEA. (2005). “Colección de informes técnicos n° 398. Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos: Un Código de Práctica Internacional para la dosimetría basada en patrones de dosis absorbida en agua”. Austria. IAEA.
- Keall P J, Siebers J V, Libby, B, Mohan R (2003) Determining the incident electron fluence for Monte Carlo-based photon treatment planning using a standard measured data set *Med. Phys.* **20**, 574-582

- Laub W. U. & Wong T. (2003) “The volume effect of detector in the dosimetry of small fields used in IMRT”. *Medical Physics* **30** 341-7
- Maronna Ricardo A. (1995). Test de Hipotesis. “Probabilidad y Estadística Elementales” (pp 133-142). Facultad de Ciencias Exactas. Universidad Nacional de La Plata.
- Mayles P., Nahum A. & Rosenwald J.C. (2007) “Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice” Linear accelerators. Londres. Taylor and Francis Group. 197
- Mayles P., Nahum A. & Rosenwald J.C. (2007) “Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice” Ionization chambers. Londres. Taylor and Francis Group. 279
- Paskalev K. A., Seuntjens J. P., Patrocinio H. J. & Podgorsak E. B. (2003) “Physical aspects of dynamic stereotactic radiosurgery with very small photon beams (1.5 and 3 mm in diameter),” *Medical Physics* **30**, 111–118.
- Sauer O. A. & Wilbert J. (2007).” Measurement of output factors for small photon beams”. *Medical Physics* Vol **34** (6)1983-1984.
- Seuntjens J. (2011). “Small Field Dosimetry for IMRT and Radiosurgery”. McGill University Canada. Archivo recuperado de <http://chapter.aapm.org/seaapm/meetings/2011/S4-T1-Suentjens-Small-Field-Dosimetry.pdf>
- Web Oficial CRS scanning system. <http://beamscanners.com>
- X. A. Li, M. Soubra, J. Szanto, and L. H. Gerig,(1995) “Lateral electron equilibrium and electron contamination in measurements of head-scatter factors using miniphantoms and brass caps”. *Medical Physics* **22**, 1167–1170.
- X-5 Monte Carlo Team (2003, revisión 2008). “MCNP- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Version 5, Volume I: Overview and theory”. Geometry, data, physics and mathematics: Tallies. Los Alamos National Laboratory. 80-90
- X-5 Monte Carlo Team (2003, revisión 2008). “MCNP- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Version 5, Volume I: Overview and theory”. Geometry, data, physics and mathematics: Electron interactions. Los Alamos National Laboratory.67-80.
- X-5 Monte Carlo Team (2003, revisión 2008). “MCNP- A General Monte Carlo N-Particle Transport Code Version 5, Volume I: Overview and theory”. Geometry, data, physics and mathematics: Variance reduction. Los Alamos National Laboratory. 137-142.

Apéndice A

Archivo de entrada modelo.

Varian Clinac 6EX

c

c Fuente de electrones

c Campo 10x10 - fantoma (para perfil)

c

c *****

c Celdas

c *****

c

c Target

c

1 2 -18.0 -1 2 -3 \$ [REDACTED]

imp:p,e=1

2 3 -8.92 -1 3 -7

imp:p,e=1

3 0 -9 -2 1:(-1 -2 -9)

imp:p,e=1

4 0 1 -9 (2:3) -7

imp:p,e=1

6 0 9 \$ [REDACTED]

imp:p,e=0

9 2 -18.0 -6 5 7 -14:(-8 14 13 -6) [REDACTED]

imp:p,e=0.5

10 0 6 7 -8 -9

imp:p,e=0

c

c Filtro aplanador

c

11 3 -8.92 -123 -122

imp:p,e=1

111 3 -8.92 -124 122 -134

imp:p,e=1

112 3 -8.92 -125 134 -135

imp:p,e=1

113 3 -8.92 -126 135 -136

imp:p,e=1

114 3 -8.92 -127 136 -137

imp:p,e=1

115 3 -8.92 -128 137 -138

imp:p,e=1

116 3 -8.92 -129 138 -139

imp:p,e=1

117 3 -8.92 -130 139 -140

imp:p,e=1

118 3 -8.92 -131 140 -141

imp:p,e=1

119 3 -8.92 -132 141 -142

imp:p,e=1

120 3 -8.92 -133 142 -12

imp:p,e=1

12 0 -5 123 -122 -5 7

imp:p,e=1

121 0 -5 124 122 -134

imp:p,e=1

122 0 -5 125 134 -135

imp:p,e=1

123 0 -5 126 135 -136

imp:p,e=1

124 0 -5 127 136 -137

imp:p,e=1

125 0 -5 128 137 -138

imp:p,e=1

126 0 -5 129 138 -139

imp:p,e=1

127 0 -5 130 139 -140

imp:p,e=1

128 0 -5 131 140 -141

imp:p,e=1

130 0 -5 132 141 -142

imp:p,e=1

131 0 -5 133 142 -12

imp:p,e=1

13 3 -8.92 -5 12 -8

imp:p,e=1

14 3 -8.92 -13 14 -8 5

imp:p,e=0.5

c

c Y Jaws

c

15 2 -18.0 -15 17

imp:p,e=1

16 2 -18.0 -16 -18

imp:p,e=1

c X Jaws

17 2 -18.0 -19 21

imp:p,e=1

18 2 -18.0 -20 -22

imp:p,e=1

c

19 0 -23 8 -9 #15 #16 #17 #18 \$

imp:p,e=1

c
c Areas dentro del Fantoma

c
99 1 -1 -24 34 42 43
imp:p,e=1

c
21 0 24 -9 23 \$ [REDACTED]
imp:p,e=1

c
c [REDACTED]

c
c En profundidad 10

23 0
-34
imp:p,e=1
fill=1

24 0
37 -36
imp:p,e=1
fill=2
lat=1
u=1

25 1 -1
-41
imp:p,e=1
u=2
vol=0.125

c En profundidad 20

27 0
-43
imp:p,e=1
fill=3

28 0
37 -36
imp:p,e=1
fill=4
lat=1
u=3

29 1 -1
-41
imp:p,e=1
u=4
vol=0.125

c En profundidad 5

30 0
-42
imp:p,e=1

fill=5
31 0
37 -36
imp:p,e=1
fill=6
lat=1
u=5
32 1 -1
-41
imp:p,e=1
u=6
vol=0.125

c *****

c Superficies

c *****

c

1 [redacted]

2 [redacted]

3 [redacted]

[redacted] \$ cono

[redacted] \$ colimador primario

[redacted]

[redacted]

c

9 sz 50 120 \$ esfera que contiene todo

c

[redacted]

134 pz 10.656

135 pz 10.717

136 pz 10.783

137 pz 10.847

138 pz 10.909

139 pz 10.967

140 pz 11.019

[REDACTED]
[REDACTED]
[REDACTED] \$ disco filtro
[REDACTED]
[REDACTED] \$ Y jaw pos
[REDACTED] \$ Y jaw neg

17 2 py 0
18 1 py 0
19 [REDACTED]
20 [REDACTED]
21 4 px 0
22 3 px 0
23 pz 47
24 rpp -25 25 -25 25 100 150
c
34 rpp -0.25 0.25 -14 0 109.75 110.25
36 py -13.5
37 py -14
41 py 0
42 rpp -0.25 0.25 -14 0 101.25 101.75
43 rpp -0.25 0.25 -14 0 119.75 120.25

c *****
c Data cards
c *****
c dbcn
c j j \$defaults
c 1 1000 \$ de la historia 1 a la 1000
c 1 c

mode p e

c
c -----
c Materiales
c -----
c

c Materiales.txt

m1 \$ Agua Liviana

[REDACTED]
[REDACTED]
[REDACTED]

c Zaid fraccion at/barn.cm g/g_mat at barn/cm^2 g_mat
[REDACTED] 6.665667E-01 \$ 6.686081E-02 1.118938E-01 6.686081E-02
[REDACTED] 1.000000E-04 \$ 1.003063E-05 3.354740E-05 1.003063E-05
[REDACTED] 3.332064E-01 \$ 3.342269E-02 8.877133E-01 3.342269E-02
[REDACTED] 1.269205E-04 \$ 1.273092E-05 3.593652E-04 1.273092E-05

m2 \$ Tungsteno

c Densidad [REDACTED]

```

c Zaid fraccion
██████████
m3 $ Cobre OFE grade ██████████
c Densidad ██████████
c Zaid fraccion
██████████
c
c -----
c Tarjetas tr
c -----
c Y-Jaw pos
*tr1 0 0 0 0 90 90 90 2.86 272.86 90 92.86 2.86
c Y-Jaw neg
*tr2 0 0 0 0 90 90 90 357.14 267.14 90 87.14 357.14
c X-Jaw pos
*tr3 0 0 0 2.86 90 272.86 90 0 90 92.86 90 2.86
c X-Jaw neg
*tr4 0 0 0 357.14 90 267.14 90 0 90 87.14 90 357.14
c
c
c -----
c Fuente
c -----
c
c
sdef par=3 $ fuente de electrones
██████████ $ centro del disco
██████████ $ vector de referencia
██████████
erg=6 $ e- de 6MeV monoenergeticos
██████████ $ vector eje del disco
██████████ $ distribucion del radio
██████████ $ distribucion de la altura
██████████ $ el radio va entre ██████████
██████████
c -----
c Limite de corrida
c -----
ctme ██████████
c -----
c Tallies
c -----
c
c Medicion de las celdas
f14:p (25<24[-28:0 0 0])
e14 0.1 58l 6.1 t
# de14 df14

```

1.00000E-03 4.065E+03
1.50000E-03 1.372E+03
2.00000E-03 6.152E+02
3.00000E-03 1.917E+02
4.00000E-03 8.191E+01
5.00000E-03 4.188E+01
6.00000E-03 2.405E+01
8.00000E-03 9.915E+00
1.00000E-02 4.944E+00
1.50000E-02 1.374E+00
2.00000E-02 5.503E-01
3.00000E-02 1.557E-01
4.00000E-02 6.947E-02
5.00000E-02 4.223E-02
6.00000E-02 3.190E-02
8.00000E-02 2.597E-02
1.00000E-01 2.546E-02
1.50000E-01 2.764E-02
2.00000E-01 2.967E-02
3.00000E-01 3.192E-02
4.00000E-01 3.279E-02
5.00000E-01 3.299E-02
6.00000E-01 3.284E-02
8.00000E-01 3.206E-02

c

*f18:p,e (25<24[-28:0 0 0])
e18 0.1 58l 6.1 t

c

f24:p (29<28[-28:0 0 0])
e24 0.1 58l 6.1 t

de24 df24

1.00000E-03 4.065E+03
1.50000E-03 1.372E+03
2.00000E-03 6.152E+02
3.00000E-03 1.917E+02
4.00000E-03 8.191E+01
5.00000E-03 4.188E+01
6.00000E-03 2.405E+01
8.00000E-03 9.915E+00
1.00000E-02 4.944E+00
1.50000E-02 1.374E+00
2.00000E-02 5.503E-01
3.00000E-02 1.557E-01
4.00000E-02 6.947E-02
5.00000E-02 4.223E-02
6.00000E-02 3.190E-02
8.00000E-02 2.597E-02

1.00000E-01 2.546E-02
1.50000E-01 2.764E-02
2.00000E-01 2.967E-02
3.00000E-01 3.192E-02
4.00000E-01 3.279E-02
5.00000E-01 3.299E-02
6.00000E-01 3.284E-02
8.00000E-01 3.206E-02

*f28:p,e (29<28[-28:0 0 0])

e28 0.1 58l 6.1 t

c

f34:p (32<31[-28:0 0 0])

e34 0.1 58l 6.1 t

de34 df34

1.00000E-03 4.065E+03
1.50000E-03 1.372E+03
2.00000E-03 6.152E+02
3.00000E-03 1.917E+02
4.00000E-03 8.191E+01
5.00000E-03 4.188E+01
6.00000E-03 2.405E+01
8.00000E-03 9.915E+00
1.00000E-02 4.944E+00
1.50000E-02 1.374E+00
2.00000E-02 5.503E-01
3.00000E-02 1.557E-01
4.00000E-02 6.947E-02
5.00000E-02 4.223E-02
6.00000E-02 3.190E-02
8.00000E-02 2.597E-02
1.00000E-01 2.546E-02
1.50000E-01 2.764E-02
2.00000E-01 2.967E-02
3.00000E-01 3.192E-02
4.00000E-01 3.279E-02
5.00000E-01 3.299E-02
6.00000E-01 3.284E-02
8.00000E-01 3.206E-02

*f38:p,e (32<31[-28:0 0 0])

e38 0.1 58l 6.1 t

c -----

c cutoff

c -----

cute j 0.01