

UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ciencias y Humanidades



**Simulación por método de Monte Carlo de calibración del haz  
de 6MV de un acelerador lineal clínico**

Trabajo de graduación presentado por María Guadalupe Barrios Sazo  
para optar al grado académico de Licenciada en Física

Guatemala,

2013







UNIVERSIDAD DEL VALLE DE GUATEMALA  
Facultad de Ciencias y Humanidades



**Simulación por método de Monte Carlo de calibración del haz  
de 6MV de un acelerador lineal clínico**

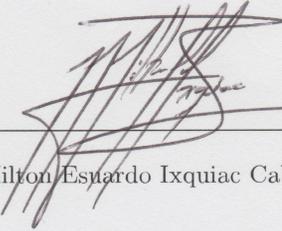
Trabajo de graduación presentado por María Guadalupe Barrios Sazo  
para optar al grado académico de Licenciado en Física

Guatemala,

2013



Vo.Bo.:



---

Lic. Milton Estuardo Ixquiac Cabrera

Tribunal Examinador:



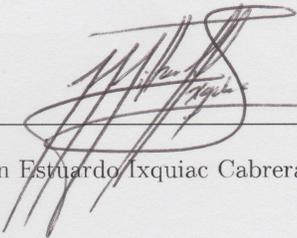
---

Lic. Ángel René Osorio Tercero



---

MSc. Zaida del Rosario Urrutia del Cid



---

Lic. Milton Estuardo Ixquiac Cabrera

Fecha de aprobación:

Guatemala, 18 de Abril de 2013



A Dios,

*« Porque todas las cosas proceden de él, y existen por él y para él. ¡ A él sea la gloria por siempre! Amén. »*

Romanos 11:36

Deseo agradecer al centro de radioterapia HOPE International y al Dr. Luis Linares, por haberme dado la oportunidad de realizar mis prácticas y el presente trabajo de graduación. Por haberme permitido tener un primer encuentro con una bella área de la física, donde es palpable la contribución de la física a la sociedad.

Un especial agradecimiento al Lic. Milton Ixquiac por su asesoría, sugerencias, información proporcionada y tiempo.

A Zaidy Urrutia, directora del departamento de física, por sus consejos, sugerencias y apoyo. A todos mis profesores por sus sabias enseñanzas.

A mi familia, amigos y compañeros que contribuyeron de una u otra forma en el recorrido de mi carrera.



# Índice

<b>Prefacio</b>	<b>v</b>
<b>Lista de figuras</b>	<b>x</b>
<b>Lista de cuadros</b>	<b>xi</b>
<b>Resumen</b>	<b>xiii</b>
<b>Abstract</b>	<b>xv</b>
<b>I. Introducción</b>	<b>1</b>
<b>II. Marco teórico</b>	<b>3</b>
A. Características acelerador lineal de uso clínico . . . . .	3
B. TRS 398- Código de práctica para haces de fotones de alta energía . . . . .	6
1. Equipo dosimétrico de referencia . . . . .	6
2. Especificación de la calidad del haz . . . . .	7
3. Determinación de la dosis absorbida en agua . . . . .	8
C. Monte Carlo para transporte de partículas . . . . .	8
1. Transporte de fotones y electrones . . . . .	9
2. Sección transversal . . . . .	12
D. EGSnrc . . . . .	19
1. BEAMnrc . . . . .	21
2. DOSXYZnrc . . . . .	22
3. BEAMDP . . . . .	23
<b>III. Metodología</b>	<b>25</b>
A. Procesamiento en paralelo . . . . .	25
B. Simulación del acelerador en BEAMnrc . . . . .	27
C. Simulación del maniquí de agua . . . . .	30
1. Perfiles de dosis y dosis a profundidad . . . . .	32
D. Calidad del haz . . . . .	33
<b>IV. Resultados y discusión</b>	<b>35</b>
A. Dosis a profundidad . . . . .	35
B. Perfiles de dosis . . . . .	37
C. Perfiles de fluencia . . . . .	40
D. Espectro de energía . . . . .	43
E. Distribución angular . . . . .	45

F.	Calidad del haz . . . . .	47
<b>V.</b>	<b>Conclusiones</b>	<b>49</b>
<b>VI.</b>	<b>Recomendaciones</b>	<b>51</b>
A.	Análisis de sensibilidad . . . . .	51
B.	Bremsstrahlung splitting . . . . .	52
C.	Filtro . . . . .	54
<b>VII.</b>	<b>Bibliografía</b>	<b>57</b>
<b>VIII.</b>	<b>Anexos</b>	<b>59</b>
A.	Programa que grafica dosis a profundidad (pdd.py) . . . . .	59
B.	Programa que grafica perfiles de dosis en x, y (Perfiles.py) . . . . .	62
C.	Programa que grafica perfil de dosis (Perfiles.py) . . . . .	64
D.	Razón entre datos medidos y resultados de Monte Carlo con barras de error .	67
<b>IX.</b>	<b>Glosario</b>	<b>69</b>

# Lista de figuras

1	Acelerador lineal de uso clínico . . . . .	4
2	Configuración experimental para el índice de calidad . . . . .	7
3	Condiciones de referencia para determinación de dosis absorbida . . . . .	8
4	Importancia relativa de las tres interacciones mas importantes de fotones . . . . .	10
5	Diagrama de flujo de simulacion de Monte Carlo para transporte de fotones . . . . .	11
6	Pérdida de energía en algoritmo clase II . . . . .	13
7	Diagrama de flujo de simulacion de Monte Carlo para transporte de electrones . . . . .	14
8	Sección transversal para fotones a energía de 1 MeV en función de número atómico . . . . .	16
9	Sección transversal para fotones a energía de 10 MeV en función de número atómico . . . . .	16
10	Porcentaje de contribución a la sección transversal total para fotones incidentes en un blanco de carbono en función de energía de fotón . . . . .	17
11	Porcentaje de contribución a la sección transversal total para fotones incidentes en un blanco de plomo en función de energía de fotón . . . . .	17
12	Poder de frenado de colisión y radiación. Los números en las etiquetas corresponden al número atómico del elemento respectivo . . . . .	18
13	Trayectoria media libre de eventos produciendo electrones knock-on y fotones bremsstrahlung de electrones de 20 MeV en carbono(punteada) y plomo(sólida) . . . . .	18
14	Flujo del proceso de EGSnrc . . . . .	19
15	Flujo del proceso de BEAMnrc . . . . .	22
16	Núcleos del procesador corriendo la simulación en paralelo . . . . .	26
17	Estado de las colas al momento de la simulación . . . . .	27
18	Vista de Geometría del cabezal en 2 dimensiones (yz) . . . . .	28
19	Haz elíptico con distribución gaussiana en x y en y (ISOURCE=19) . . . . .	29
20	Distribución gaussiana mostrando la propagación espacial del haz de electrones en una dimensión. . . . .	29
21	Maniquí de agua 30.25 x 30.25 x 46.07 cm <sup>3</sup> con 121x121x93 voxels . . . . .	31
22	dsurround . . . . .	33
23	Comparación de porcentaje de dosis a profundidad . . . . .	36
24	Razón Datos/Monte Carlo . . . . .	37
25	Comparación de perfil de dosis a 10 cm de profundidad . . . . .	38
26	Razón Datos/Monte Carlo . . . . .	38
27	Perfiles de dosis en x y en y a 1.5 cm de profundidad . . . . .	39
28	Perfiles de dosis en x y en y a 5 cm de profundidad . . . . .	39
29	Perfiles de dosis en x y en y a 10 cm de profundidad . . . . .	40
30	Perfiles de dosis en x y en y a 15 cm de profundidad . . . . .	40

31	Perfil de fluencia de fotones . . . . .	41
32	Perfil de fluencia de electrones . . . . .	42
33	Perfil de fluencia de todas las partículas, de fotones, de electrones y positrones	42
34	Espectro de energía de fotones . . . . .	43
35	Espectro de energía de electrones . . . . .	44
36	Espectro de energía total, fotones, electrones y positrones . . . . .	44
37	Distribución angular de fotones . . . . .	45
38	Distribución angular de electrones . . . . .	46
39	Distribución angular de positrones . . . . .	46
40	Bremmstrahlung splitting uniforme =20 . . . . .	52
41	Bremmstrahlung splitting uniforme =50 . . . . .	53
42	Bremmstrahlung splitting direccional =50 . . . . .	53
43	Filtro vista 3D . . . . .	54
44	Filtro vista 3D desde otro ángulo . . . . .	54
45	razón datos/MC con errores para pdd . . . . .	67
46	razón datos/MC con errores para perfil de dosis a 10 cm de profundidad . . .	68

# Lista de cuadros

1	Comparación $TPR_{20,10}$ obtenidos mediante simulación . . . . .	47
---	---	----



Los aceleradores lineales son usados en centros de radioterapia para depositar radiación y poder tratar varios tipos de cáncer. Este tipo de tratamiento ha evolucionado durante los años y requiere de manipulación cuidadosa, calibración, conocimiento de la máquina y de la dosis a ser depositada a los tejidos que son tratados. Una clave importante para el desarrollo de la radioterapia ha sido el entendimiento del transporte de partículas, las trayectorias y procesos que siguen las partículas, para lo cual las técnicas de Monte Carlo han sido útiles. En este trabajo se realizó una simulación de Monte Carlo de un acelerador lineal clínico a 6MV de energía en condiciones de referencia. La simulación se llevó a cabo en dos pasos, primero la cabeza del acelerador es modelada usando el software BEAMnrc. Para el segundo paso se calculó la dosis absorbida en un maniquí de agua a diferentes profundidades utilizando el código DOSXYZnrc junto con el paso uno como entrada. Se compararon los resultados de la simulación con los datos obtenidos con una cámara de ionización al usar la misma configuración experimentalmente, demostrando acuerdo. En este trabajo se presentan conceptos relacionados a aceleradores lineales clínicos, dosimetría y método de Monte Carlo para transporte de partículas. Se expande en la adaptación del software para su uso en paralelo, la configuración del modelo y las características del haz resultante.



Linear accelerators are used in radiotherapy centers to deliver radiation to treat various cancers. This kind of treatment has evolved through the years and requires careful manipulation, calibration and understanding of the machine and the dose to be delivered to the tissue to be treated. A relevant key for the development of radiotherapy is the understanding of particle transport, trajectories and processes that particles follow, for which Monte Carlo techniques can be helpful. In this work we perform a Monte Carlo simulation of a clinical linear accelerator at energy of 6MV under reference conditions. The simulation was performed in two steps, first the head of the accelerator is modeled using the software BEAMnrc. For the second step we calculate the absorbed dose in a water mannequin at different depths using the DOSXYZnrc code together with the step one as input. We compare the simulation results with data obtained with an ionization chamber while performing the same setting experimentally, showing agreement. In this work we present the background for clinical linear accelerators, radiation dosimetry, and the Monte Carlo method for particle transport. We expand on the software configuration to run in parallel, the model setups and the resulting beam characteristics.



Las técnicas de Monte Carlo, han sido bastante aplicadas en Física Médica. Entre los códigos que lo usan se encuentra el paquete EGSnrc, el cual incluye los sistemas BEAMnrc y DOSXYZnrc. EGSnrc es un código de Monte Carlo para el transporte de electrones y fotones. Este ha sido desarrollado para el uso en el rango de energías de interés en radioterapia e imagenología médica. BEAMnrc y DOSXYZnrc son códigos, que hacen uso de EGSnrc para la simulación de fuentes de radioterapia y cálculo de distribución de dosis respectivamente.

El objetivo principal de este trabajo es crear un Modelo de Monte Carlo de un acelerador lineal clínico para la determinación de dosis en condiciones de referencia. Además se desea caracterizar el haz resultante del cabezal modelado y encontrar la calidad del haz. Finalmente, usando los datos obtenidos de forma experimental, se desea realizar una comparación con los resultados de la simulación.

Este trabajo presenta los métodos y resultados del desarrollo de un modelo de Monte Carlo de un acelerador lineal clínico iX (Varian 2300 CD) para energía de 6 MV. Las simulaciones se realizaron usando el paquete EGSnrc. La simulación fue realizada en dos pasos. El cabezal del acelerador fue simulado en un paso usando BEAMnrc y se calculó la distribución de dosis en el maniquí de agua en un segundo paso usando DOSXYZnrc. La determinación de dosis se hizo en condiciones de referencia, basándose en el código TRS398.

Se usó una computadora con procesador Intel Xeon (8 núcleos de 2.5 GHz) usando como sistema operativo Ubuntu (10.04 LST). Esta simulación fue dividida para ser trabajada en paralelo. Para esto se usó un sistema de red de colas llamado pbs. Esta paralelización causó una notable reducción en el tiempo de simulación, aproximadamente 8 veces menor.

Se construyó el modelo del acelerador en BEAMnrc (GUI 2.0) usando especificaciones técnicas del fabricante Varian Medical Systems (Monte Carlo Data Package). Los compo-

mentos del acelerador que se incluyeron fueron: blanco, colimador primario, filtro, cámara de ionización, espejo y mandíbulas. Adicionalmente, se le agregó un espacio de aire de forma que la distancia de la fuente a donde inicia el maniquí sea de 100 cm.

A partir de los resultados obtenidos por la simulación del cabezal se hizo un estudio de ciertas características del haz, entre estas, fluencia de perfiles, fluencia de energía y distribución angular usando BEAMDP. Como se usa el resultado de este primer paso, las características son del haz en la superficie del maniquí, al final del espacio de aire.

Para el cálculo de la distribución de dosis se usó el código de Monte Carlo DOSXYZnrc (GUI 1.1). Las dimensiones del maniquí fueron de  $30.25 \times 30.25 \times 46.07 \text{ cm}^3$  conteniendo  $121 \times 121 \times 93$  voxels. Entre las salida de este paso de la simulación, está una matriz de 3 dimensiones con las dosis correspondientes a cada voxel del maniquí.

Se usó Python(2.7) para leer el archivo de salida de la simulación y que lo trasladara a una matriz que contiene la distribución de dosis en el phatom. Luego se usó Root(5.32/04) para graficar. Se realizó la gráfica de dosis a profundidad y se graficaron los perfiles de dosis a profundidades de 1.5 cm, 5 cm, 10 cm, 15 cm y 20 cm. Utilizando datos obtenidos con la cámara de ionización, se hizo una comparación con la gráfica de dosis a profundidad y el perfil de dosis a 10 cm de profundidad, determinando así la validez del modelo obtenido.

Adicionalmente se crearon dos cabezales similares al descrito, ahora dejando aire al final para 90 cm y 80 cm de distancia desde la fuente. Seguido de esto, se hizo el cálculo de dosis en un voxel con volumen similar al de la cavidad de una cámara de ionización para 10 cm de profundidad y 20 cm de profundidad. Finalmente con estos resultados se encontró la calidad Q del haz.

## A. Características acelerador lineal de uso clínico

El acelerador lineal de uso clínico (Clinac) es un aparato que usa ondas electromagnéticas para acelerar electrones a travéz de un tubo lineal, obteniendo así electrones a altas energías. El haz de electrones de alta energía puede ser usado para el tratamiento de tumores superficiales, o puede hacerse golpear un blanco para producir rayos x para tratar tumores a diferentes profundidades.

Los electrones originados por la pistola de electrones pasan por un proceso de aceleración en la guía de onda hasta que tienen la energía cinética deseada. Estos electrones luego pasan por el sistema de transporte, el cual los dirige al cabezal del acelerador, donde se producen los haces clínicos de fotones y electrones. El cabezal tiene componentes que producen y dan forma al haz. (Podgorsak, 2005)

Para acelerar los electrones el aparato requiere de una estructura aceleradora llamada guía de onda, la cual consiste en un tubo de cobre que tiene su interior dividido por discos de cobre. Los electrones son inyectados a la estructura aceleradora con una energía inicial de alrededor de 50 keV, donde los electrones interactúan con el campo electromagnético de microondas. Los electrones pasan por un proceso de aceleración análogo al de un surfista donde ganan energía del campo eléctrico sinusoidal. Al salir de la guía de onda el haz de electrones está en forma de lápiz de aproximadamente 3 mm de diámetro. Dependiendo de la energía requerida, es el largo de esta estructura, por lo que para bajas energías, se puede colocar la estructura de forma vertical y así los electrones que llegaron a la energía necesaria pueden seguir recto y golpear un blanco para la producción de rayos x. (Kahn, 2010)

Para altas energías, se requiere que la estructura aceleradora sea bastante larga, por lo que se coloca de forma horizontal. Esto hace que sea necesario luego curvar los electrones

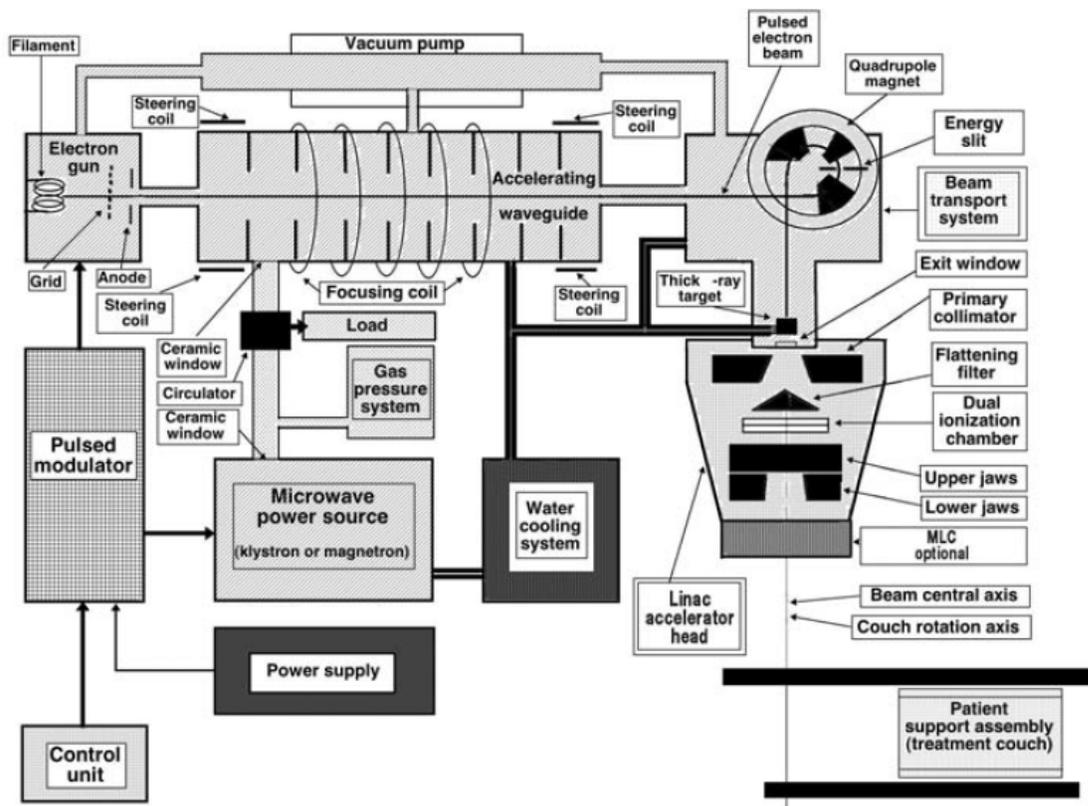


Figura 1: Acelerador lineal de uso clínico

Fuente: Podgorsak (2005, pág. 139)

para que puedan golpear el blanco. Por lo general se usa un magneto curvador (*Bending magnet*) de  $270^\circ$ . Además de dirigir los electrones hacia el blanco, el magneto curvador es importante ya que detiene a los electrones cuya energía varía de la requerida por más de una pequeña cantidad. Por esto se dice que el magneto curvador permite que el haz sea acromático y no tenga un espectro amplio de energías. (Haffty, 2009)

Una parte muy importante del acelerador es el cabezal de tratamiento, el cual es un cascarón grueso de material de blindaje como plomo, tungsteno o alguna aleación de los mismos. Entre las componentes que hay en el cabezal están un blanco de rayos x, filtro aplanador, cámara monitoras, colimadores fijos y móviles, sistema de luz localizador y opcionalmente cunãs y colimador multiláminas (MLC).

En el modo de rayos x, los electrones golpean el blanco de material con número atómico alto como el tungsteno produciendo rayos x bremsstrahlung. Este blanco es enfriado con agua y absorbe la mayoría de los electrones incidentes. El haz producido de rayos x es heterogéneo en energía, el cual es descrito por Kahn (2010:41), autor del libro “La física de radio terapia” (*The Physics of Radiation Therapy*)

*« Como resultado de interacciones de tipo bremsstrahlung, la energía del electrón es convertida en un espectro de energías de rayos x con energía máxima igual a la de los electrones. »*

Por otro lado, los haces clínicos de electrones son producidos retirando el blanco de la línea del haz. Además el filtro aplanador es intercambiado por el correspondiente al haz de electrones.

Bajo el blanco de rayos x está un primer colimador al que se le conoce como colimador primario. Este es una apertura cónica hecha en un bloque de tungsteno la cual define un campo circular máximo disponible. Un extremo de la apertura cónica proyecta hacia las orillas del blanco y el otro lo hace hacia los extremos del filtro. El grosor del bloque diseñado generalmente para atenuar la intensidad promedio del haz de rayos x primarios a menos del 0.1 % de su valor inicial. Luego de que el haz pasa por el colimador primario es dirigido hacia el filtro aplanador. (Podgorsak, 2005)

La intensidad del haz de rayos x bremsstrahlung alcanza su máximo en la dirección del haz de electrones. Por esta razón se requiere de un filtro aplanador, para que cuando el haz pase a través del mismo su intensidad se haga uniforme a través del campo a tratar. Para lograr esto, el filtro es grueso en el centro y se hace más delgado conforme se aleja del centro, de esta forma aplanan la distribución angular del haz. Además el filtro está hecho usualmente de plomo u otros materiales con número atómico alto como tungsteno, uranio, hierro o aluminio. Es importante notar que el haz se puede hacer precisamente plano solo para un tamaño de campo y una profundidad específica, sin embargo los filtros son seleccionados a manera de producir haces que sean aceptablemente planos en el rango de tamaños de campo y profundidades usadas en radioterapia. (Kahn, 2010)

Seguido del filtro aplanador, el haz pasa por el sistema de monitoreo. El cual Kahn (2010:42) lo explica como

*« varias cámaras de ionización o una sola con múltiples platos. La función de la cámara de ionización es monitorear la razón de dosis, la dosis integrada, y la simetría del campo. Al contrario de las cámaras de calibración del haz, las cámaras monitoras en el cabezal están selladas de modo que su respuesta no está influenciada por la temperatura y la presión del aire de afuera. Sin embargo, estas cámaras tienen que ser chequeadas periódicamente por fugas. »*

Después de pasar por el sistema de monitoreo, el haz es colimado por dos pares de blocks de plomo o tungsteno llamados mandíbulas. Dos bloques forman las mandíbulas superiores y los otros dos forman las mandíbulas inferiores. Estas mandíbulas crean una apertura rectangular a un tamaño máximo de 40x40 cm<sup>2</sup> al proyectarse el campo a una distancia de 100 cm desde el blanco.

Podgorsak (2005:147), expresa la utilidad del sistema de luz localizador

«*Finalmente la luz que define al campo provee un método visual para el posicionamiento adecuado del paciente. Esta ilumina en la piel del paciente el área que coincide con el campo que será irradiado .*»

## B. TRS 398- Código de práctica para haces de fotones de alta energía

En radioterapia es muy importante saber determinar y suministrar de forma exacta la dosis. La dosis absorbida en agua es de importancia para determinar los efectos biológicos producidos por la radiación. Adicionalmente calibrar en términos de dosis absorbida en agua tiene ventajas tales como disminuir la incertidumbre del valor la de dosis absorbida en agua en haces de radioterapia. En este caso se tiene en cuenta la respuesta de cada cámara individual, por el contrario al hacer calibración en términos de kerma en aire, los factores de conversión no toman en cuenta diferencias individuales entre cámaras de distintos fabricantes. (IAEA, 2005)

El código de práctica TRS 398<sup>1</sup> y el AAPM TG-51<sup>2</sup> son los dos protocolos más aplicados internacionalmente para calibración. Este Código de Práctica TRS 398 tiene la metodología para la determinación de dosis absorbida en agua en distintos tipos de haces usados en radioterapia externa. Entre estas se encuentra la metodología para fotones de alta energía generados por electrones con energías desde 1 MeV hasta 50 MeV.

### 1. Equipo dosimétrico de referencia

Para haces de fotones de alta energía se deben usar cámaras de ionización cilíndrica para la dosimetría de referencia. El volumen de la cavidad debe de estar entre 0.1 y 1.0 cm<sup>3</sup> para poseer suficiente sensibilidad y a la vez tener la capacidad de medir la dosis en un punto. El punto de referencia en una cámara cilíndrica es tomado en el eje de la cámara, en el centro del volumen de la cavidad. Este punto debe ser colocado en la profundidad de referencia en el maniquí de agua. (IAEA, 2005)

Las cámaras que no son sumergibles en agua deben usarse con una camisa impermeable. Debe de haber un espacio entre la pared de la cámara y la camisa de 0.1 a 0.3 mm para que la presión dentro de la cámara alcance rápidamente el valor de la presión atmosférica. La camisa debe permanecer en el agua solamente el tiempo necesario para realizar las mediciones y así evitar acumulación de vapor de agua alrededor de la cámara. (IAEA, 2005)

---

<sup>1</sup>El TRS 398 es un código de práctica de la IAEA (*International Atomic Energy Agency*)

<sup>2</sup>El TG-51 es un código de práctica de la AAPM (*American Association of Physicists in Medicine*)

El maniquí donde se tomarán las mediciones debe tener dimensiones que sobrepasen por lo menos 5 cm cada lado del tamaño del campo a utilizado en la profundidad que se hará la medición. Además el maniquí debe tener 5  $g/cm^2$  más de profundidad que la profundidad máxima a medir para tomar en cuenta la retrodispersión. (IAEA, 2005)

## 2. Especificación de la calidad del haz

La calidad Q del haz está dada por el cociente entre las dosis absorbidas a 20 cm y 10 cm de profundidad en el maniquí de agua. Estas lecturas pueden ser medidas o calculadas a partir de  $PDD_{20,10}$ . La medición se hace con una SCD (distancia fuente cámara) constante de 100 cm y un tamaño de campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  en el plano de medición. A esta razón se le llama  $TPR_{20,10}$ , donde TPR (*Tissue phantom ratio*) es la razón tejido maniquí. La IAEA (2005:78) justifica la importancia de la calidad Q

« La característica más importante del índice de calidad del haz,  $TPR_{20,10}$ , es su independencia de la contaminación electrónica en el haz incidente. Es también una medida del coeficiente efectivo de atenuación que describe la disminución aproximadamente exponencial de una curva de dosis en profundidad de fotones más allá de la profundidad del máximo de dosis »

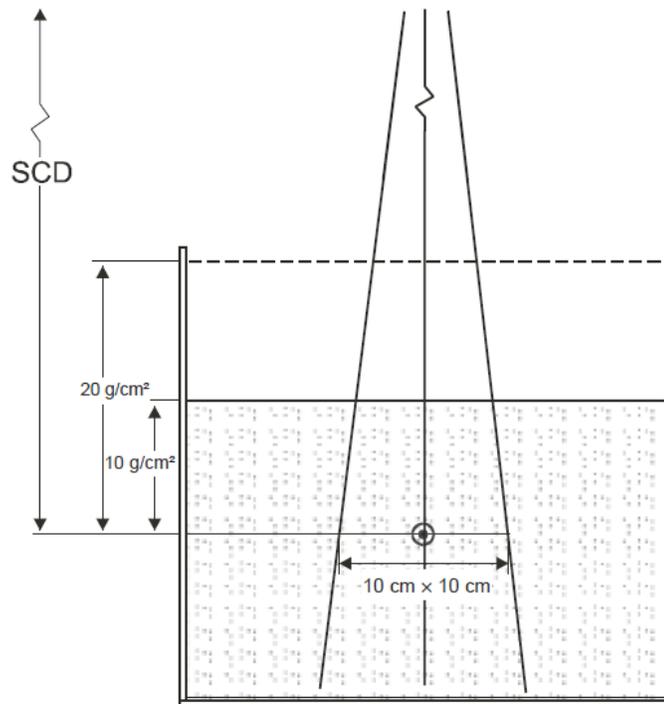


Figura 2: Configuración experimental para el índice de calidad  
Fuente: IAEA (2005, pág. 80)

CUADRO 13. CONDICIONES DE REFERENCIA PARA LA DETERMINACIÓN DE LA DOSIS ABSORBIDA EN AGUA EN HACES DE FOTONES DE ALTA ENERGÍA

Magnitud de influencia	Valor o características de referencia
Material del maniquí	Agua
Tipo de cámara	Cilíndrica
Profundidad de medida $z_{\text{ref}}$	Para $\text{TPR}_{20,10} < 0,7$ , 10 g/cm <sup>2</sup> (ó 5 g/cm <sup>2</sup> ) Para $\text{TPR}_{20,10} \geq 0,7$ , 10 g/cm <sup>2</sup>
Punto de referencia de la cámara	En el eje central, en el centro del volumen de la cavidad
Posición del punto de referencia de la cámara	En la profundidad de medida $z_{\text{ref}}$
SSD/SCD	100 cm
Tamaño de campo	10 cm × 10 cm

Figura 3: Condiciones de referencia para determinación de dosis absorbida  
Fuente: IAEA (2005, pág. 82)

### 3. Determinación de la dosis absorbida en agua

Para determinar la dosis absorbida en agua a la profundidad de referencia se deben seguir las condiciones de referencia presentadas en la Figura 3.

La dosis absorbida en agua bajo estas condiciones está dada por:

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

donde  $M_Q$  es la lectura del dosímetro corregida,  $N_{D,w,Q_0}$  es el factor de calibración del dosímetro, en términos de dosis absorbida en agua, en la calidad de referencia  $Q_0$ , y  $k_{Q,Q_0}$  es el factor específico de la cámara que corrige por las diferencias entre la calidad  $Q_0$  de referencia y la calidad real,  $Q$ , utilizada. (IAEA, 2005)

## C. Monte Carlo para transporte de partículas

A pesar de que los métodos analíticos<sup>3</sup> para el transporte de partículas (trayectorias y procesos que siguen las partículas) han sido útiles para su entendimiento, no son útiles para los problemas relevantes en la actualidad ya que no poseen la exactitud necesaria. Por esta razón las técnicas de Monte Carlo son usadas en varios problemas de dosimetría, física de radioterapia y protección radiológica.

El método de simulación de Monte Carlo para transporte de partículas consiste en simular de forma aleatoria las trayectorias de las partículas de forma individual. Esto se lleva a cabo conociendo la distribución de probabilidad de cada interacción de las partículas de

<sup>3</sup>Métodos analíticos para resolver la ecuación de transporte de radiación

interés y generando números aleatorios para tener una muestra con dicha distribución. Al simular un número grande de historias o generación de partículas es posible obtener el valor promedio de una cantidad macroscópica, lo cual dará una aproximación bastante buena de la información que se desea conocer. (Rogers, 1990)

Entre las componentes necesarias para una simulación de Monte Carlo se encuentran los datos de las secciones transversales y el algoritmo que se usa para el transporte de partículas como lo menciona Rogers (1990:428)

« El código de una simulación de Monte Carlo tiene cuatro componentes principales. La primera es que deben ser considerados los datos de sección transversal para todos los procesos. La segunda es los algoritmos que se usan para el transporte de partículas. La tercera son los métodos usados para especificar la geometría del problema y determinar las cantidades físicas de interés y la cuarta es el análisis de la información obtenida durante la simulación. »

Una desventaja que presenta el método de Monte Carlo, es el tiempo empleado para completar los cálculos. Esto ocurre por la naturaleza de partícula cargada del electrón ya que es sometido a un gran número de interacciones con los medios que lo rodean, lo cual requiere de bastantes recursos computacionales.

## 1. Transporte de fotones y electrones

Los fotones y electrones interactúan con la materia que los rodea por varios procesos. Algunos de estos que afectan las simulaciones en rangos de keV a decenas de MeV se describen a continuación.

Existen cinco tipos de interacciones con la materia por fotones que son consideradas en física de radiología. Estas son: efecto Compton, efecto fotoeléctrico, producción de pares, dispersión de Rayleigh e interacciones fotonucleares. Las primeras dos son las más importantes ya que resultan de transferencia de energía a electrones y núcleos, los cuales luego imparten la energía a la materia en varias interacciones a lo largo de su recorrido. (Attix, 1986)

La importancia relativa del efecto Compton, efecto fotoeléctrico y producción de pares depende tanto de la energía cuántica del fotón como del número atómico del medio absorbente. La Figura 4 muestra las regiones del número atómico y energía donde predomina cada interacción. Se puede apreciar que el efecto fotoeléctrico predomina para bajas energía, el efecto Compton para medias y la producción de pares para altas. (Attix, 1986)

A bajas energías en los fotones la interacción que predomina es el efecto fotoeléctrico, en el cual el fotón es absorbido por el átomo y un electrón es expulsado con energía igual

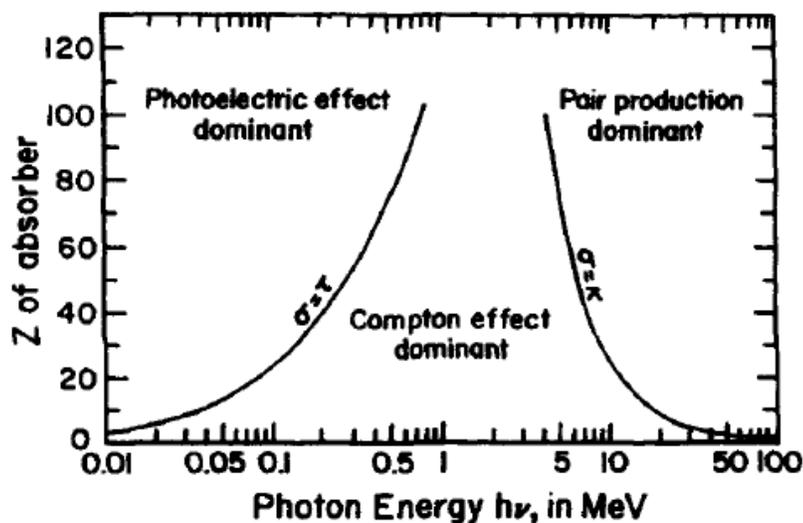


Figura 4: Importancia relativa de las tres interacciones más importantes de fotones  
Fuente: Attix (1986, pág. 125)

a la del fotón incidente menos la energía de unión. Para energías en el orden de 1 MeV, los eventos más comunes son las interacciones Compton (llamadas también dispersión incoherente). En estas el fotón incidente es disperso, con mayor longitud de onda, por un electrón que deja en movimiento. La sección transversal del proceso está dada por la fórmula de Klein-Nishina. (Rogers, 1990)

A energías mayores de unos pocos mega electron volts, comienza a dominar las interacciones del fotón en la producción de pares. En este caso el fotón interactúa con el campo del núcleo, es absorbido y crea un par electrón-positrón. También se puede dar producción de tríos si alguno de los electrones atómicos recibe suficiente energía para sobrepasar la energía de unión o enlace. (Rogers, 1990)

La Figura 5 muestra el diagrama de flujo para una simulación de Monte Carlo de transporte de fotones. El stack (pila) es necesario para el almacenamiento de los parámetros de cada partícula. En cada punto de la simulación el futuro de un fotón o electrón es independiente de su historia anterior. Las historias de los fotones terminan cuando el fotón ha sido absorbido, es decir cuando la energía del fotón es menor a la energía de “cutoff” y ya no se está interesado en ella o el fotón deja la geometría de interés.

Cuando se desea obtener una cantidad física de interés, es importante monitorear ciertos aspectos del proceso de transporte y rastrear objetos de interés. Por ejemplo, si se está interesado en la dosis absorbida, se obtiene la energía depositada por interacciones en una región particular. (Rogers, 1990)

Es bastante beneficioso usar los métodos de Monte Carlo en el caso de las interacciones

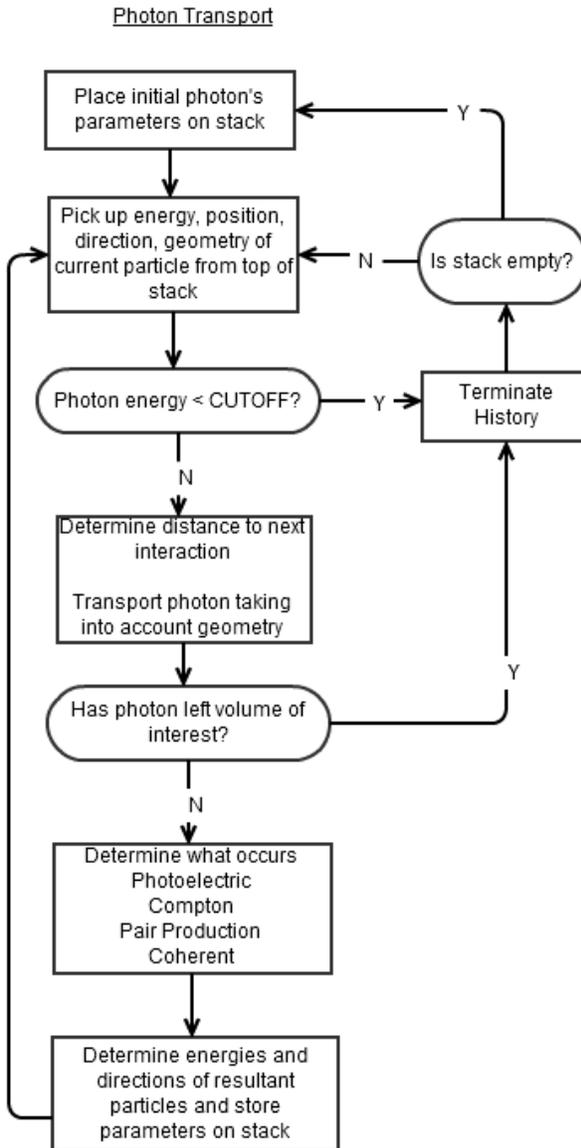


Figura 5: Diagrama de flujo de simulacion de Monte Carlo para transporte de fotones  
Fuente: Rogers (1990, pág. 433)

de los electrones ya que hay un gran número de estas. Incluso muestrear de forma aleatoria las interacciones es un método válido. El efecto acumulativo de todas las colisiones dentro de cierta longitud en la geometría son tomados en cuenta creando muestras de los cambios en la energía y dirección con respecto a una distribución de dispersión adecuada.(Currie, 2007)

Mientras los electrones pasan por la materia pierden energía continuamente por colisiones inelásticas con electrones atómicos en la frontera. Esto da varias posibilidades, desde un estado atómico excitado hasta un electrón “knock-on” (rayo  $\delta$ ) de alta energía que deja una

vacante en el átomo original. Los electrones son modelados usualmente usando la sección transversal inelástica de Møller<sup>4</sup>. En el caso de positrones se usa la sección transversal de Bhabba<sup>5</sup>. (Rogers, 1990)

Al disminuir su velocidad los electrones, puede que pierdan energía también por procesos radiativos, un electron incidente interactúa en el campo de un núcleo para producir un fotón (bremsstrahlung). Un positrón que disminuye su velocidad o que se encuentra en reposo también puede perder energía por aniquilación en una colisión con un electron y dar lugar a la generación de fotones.(Rogers, 1990)

La última interacción relevante de electrones cuando disminuyen su velocidad y positrones es la dispersión elástica del núcleo atómico. Este proceso usualmente es tratado usando teorías de dispersión múltiple. (Rogers, 1990)

Existen algoritmos de clase I y clase II para modelar el transporte de electrones. En los algoritmos de clase I la dirección y energía de los electrones primarios no se ven afectadas por la creación de partículas secundarias. Por otro lado, en el algoritmo clase II la energía y dirección de los electrones primarios si se ven afectados cuando hay creación de rayos  $\delta$  o fotones bremsstrahlung por encima de cierto umbral de energía. En relación a este trabajo, el algoritmo que usa el software es de clase II. Esta clase de algoritmo agrupa los efectos de solamente un subconjunto de interacciones para cada tipo, tratando los efectos de las interacciones faltantes individualmente. Por ejemplo, para pérdida de energía por colisiones, se usa un modelo de pérdida de energía, el cual agrupa los efectos de todas las interacciones que producen electrones *knock-on* con energía menor a cierto umbral. Se le da tratamiento individual a las interacciones que crean partículas secundarias mayores a la misma energía arbitraria. (Rogers, 1990)

La Figura 6 muestra como en el algoritmo de clase II la pérdida de energía y la desviación de los electrones cuando disminuyen su velocidad es partida en dos componentes. Las interacciones discretas crean electrones “knock-on” o fotones bremsstrahlung.

La Figura 7 muestra el diagrama de flujo del algoritmo de clase II para simulación de transporte de electrones. Muchos detalles se han simplificado. La mayoría del tiempo de cálculo en una simulación lo lleva el ciclo de dispersión múltiple, que se encuentra en la mitad del diagrama aproximadamente.

## 2. Sección transversal

Como se menciona en el trabajo de Currie (2007), la sección transversal es un elemento muy importante físicamente hablando para la simulación de Monte Carlo de transporte de

---

<sup>4</sup>Ver Glosario

<sup>5</sup>Ver Glosario

## DISCRETE AND CONTINUOUS ENERGY LOSS

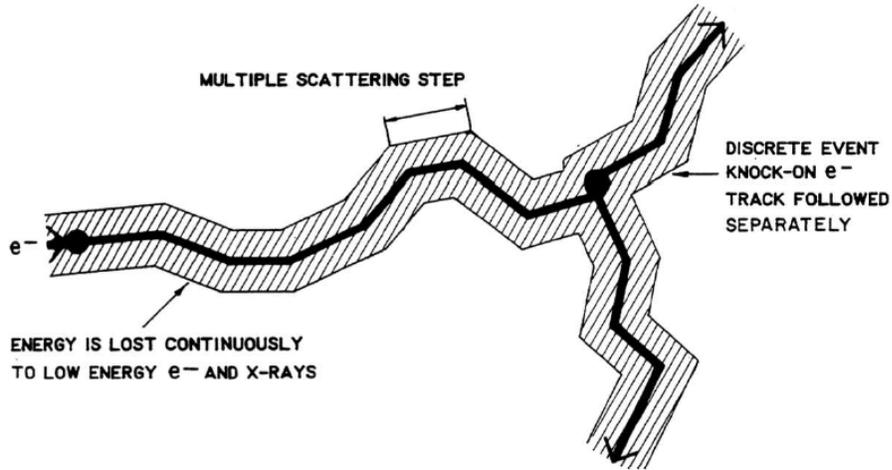


Figura 6: Pérdida de energía en algoritmo clase II

Fuente: Rogers (1990, pág. 438)

radiación ya que da la conexión entre teoría de probabilidad y el método de Monte Carlo. Las secciones transversales son funciones de probabilidad. Como la sección transversal depende de la naturaleza de la partícula incidente y del centro de dispersión, para este trabajo se tomarán en cuenta los fotones y electrones como partículas incidentes en núcleos y en otros electrones.

Griffiths(1994) da una descripción de lo que es la sección transversal diferencial (de dispersión). Las partículas incidentes en un área infinitesimal de sección transversal  $d\sigma$  se dispersarán en un ángulo sólido infinitesimal  $d\Omega$ . Mientras más grande es  $d\sigma$  mayor es  $d\Omega$ . El factor de proporcionalidad  $D(\theta) \equiv \frac{d\sigma}{d\Omega}$  es llamado sección transversal diferencial:

$$d\sigma = D(\theta)d\Omega$$

luego, se tiene que la sección transversal total es la integral de  $D(\theta)$  sobre todos los ángulos sólidos:

$$\sigma \equiv \int D(\theta)d\Omega$$

Por lo que se puede decir que es el área total del haz incidente que es disperso por el blanco.<sup>6</sup>

Un elemento esencial de una simulación de Monte Carlo es la habilidad de poder proporcionar una muestra que describa los procesos físicos y la naturaleza aleatoria de los mismos. Las funciones de distribución de probabilidad dan una medida de la probabilidad de que un evento ocurra. En el método de Monte Carlo esto permite relacionar las herramientas matemáticas con los procesos físicos estocásticos tales como las interacciones de fotones y electrones con la materia.(Currie, 2007)

<sup>6</sup>Ver Glosario para una definición más específica de sección transversal en aceleradores

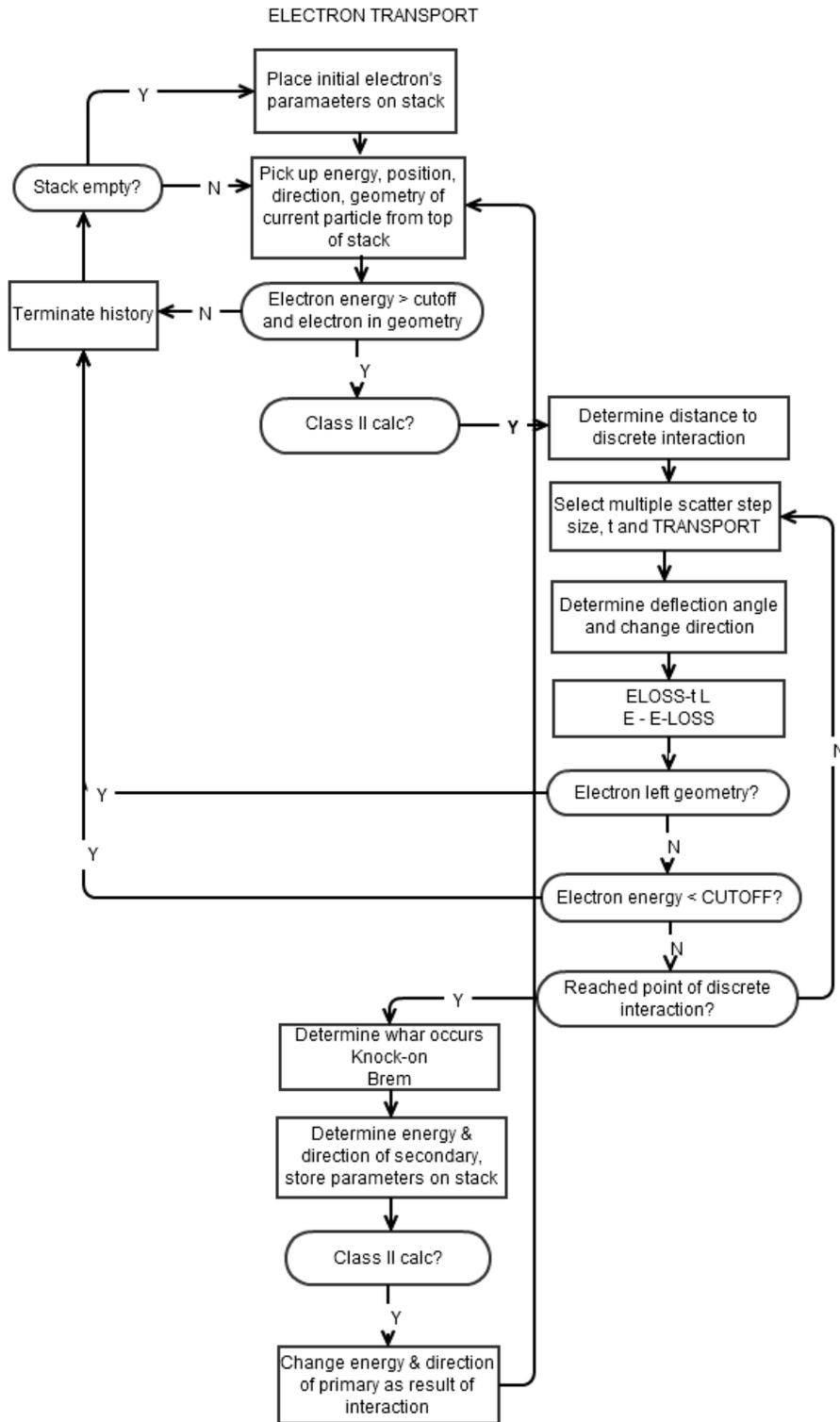


Figura 7: Diagrama de flujo de simulacion de Monte Carlo para transporte de electrones  
Fuente: Rogers (1990, pág. 445)

Una distribución de probabilidad,  $p(x)$ , en Monte Carlo cumple las siguientes propiedades:

- $p(x) \geq 0$
- $\int p(x)dx = 1$

Una distribución de probabilidad acumulativa puede ser relacionada con números aleatorios y así proporcionar la forma de tener una muestra de la función de distribución de probabilidad. La distribución de probabilidad acumulativa  $c(x)$  tiene las siguientes propiedades:

- $p(x) = \frac{dc(x)}{dx}$
- $c(x_{min}) = 0$
- $c(x_{max}) = 1$
- $c(x)$  es una función monótona creciente

La distribución de probabilidad acumulativa puede ser mapeada de forma sobreyectiva a un rango de números aleatorios ( $r$ ), de 0 a 1. Como los  $r$  están distribuidos de forma uniforme  $r = c(x)$ , al escoger varios  $r$  al azar es posible generar varios  $x$  que cumplan con la función de probabilidad deseada.(Currie, 2007)

Rogers (1990) presenta una breve revisión a secciones transversales y su dependencia de la energía y número atómico. En el caso de fotones, las Figuras 8 y 9 muestran secciones transversales en función del número atómico  $Z$  para energías de 1 MeV y 10 MeV. Las diferencias en la dependencia de la sección transversal de los procesos Compton y producción de pares en 10 MeV, muestran que Compton domina para materiales con bajo  $Z$  mientras que producción de pares domina para  $Z$  alto.

Las Figuras 10 y 11 muestran la contribución en porcentaje, a la sección transversal total, de varias interacciones de fotones en función de la energía del fotón para carbono y plomo respectivamente. El carbono ejemplifica lo que ocurre con materiales con  $Z$  pequeño mientras que el plomo ejemplifica a los que tienen  $Z$  grande. Por esto, se puede ver que para los materiales con número atómico bajo, el proceso Compton domina para un rango de energías entre 25 keV a 25 MeV. Por otro lado, en los materiales con número atómico grande el efecto fotoeléctrico y la producción de pares son los más significativos.

En el caso de los electrones, los datos dependen del umbral de producción para electrones “knock-on” (rayos  $\delta$ ) y fotones bremsstrahlung.

La Figura 12 presenta los valores de poder de frenado ( $\frac{dE}{dx}$ ) de colisión y radiación en función de las energías de los electrones para varios elementos. Los números en las etiquetas de la gráfica corresponden a los números atómicos de los distintos elementos,  $Z=6$  carbono,  $Z=18$

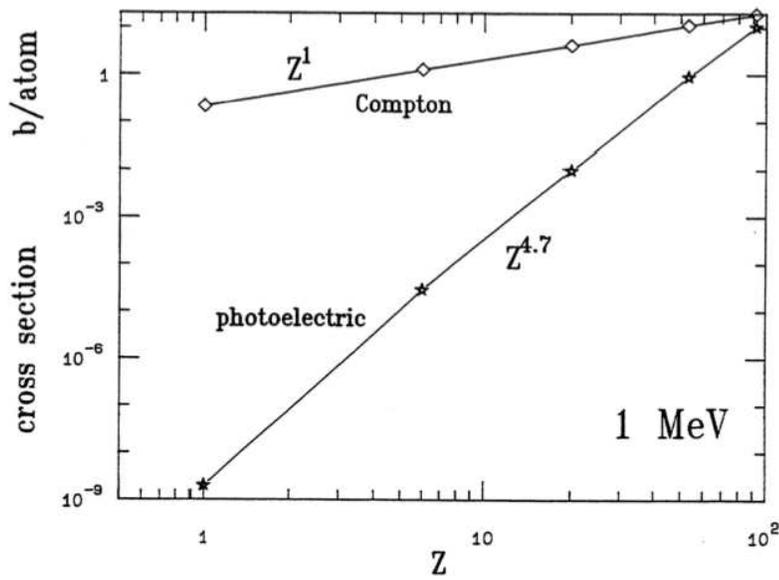


Figura 8: Sección transversal para fotones a energía de 1 MeV en función de número atómico  
 Fuente: Rogers (1990, pág. 449)

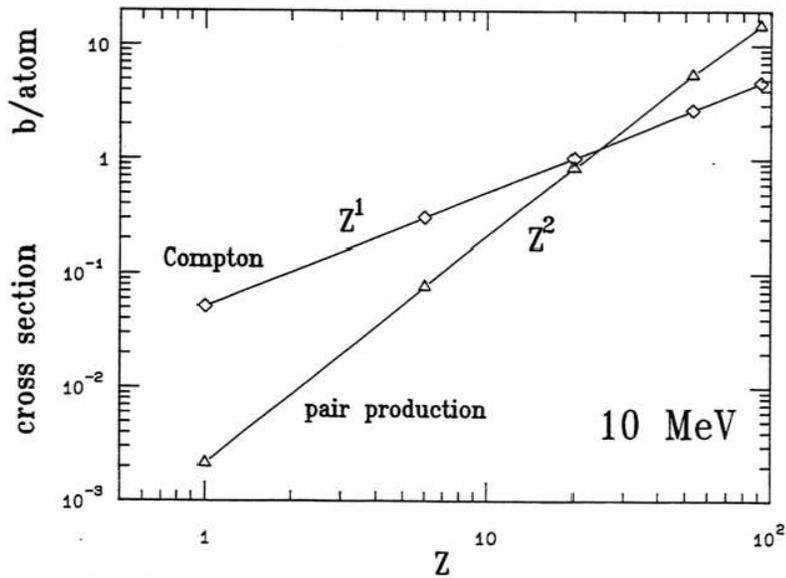


Figura 9: Sección transversal para fotones a energía de 10 MeV en función de número atómico  
 Fuente: Rogers (1990, pág. 449)

argón,  $Z=50$  estano,  $Z=82$  plomo. Los poderes de frenado de colisión decrecen mientras la energía crece de 10 keV hasta algunos cientos de keV, luego permanece aproximadamente constante hasta los 100 MeV. Por otro lado, los poderes de frenado de radiación muestran una fuerte dependencia de la energía creciendo conforme la energía.

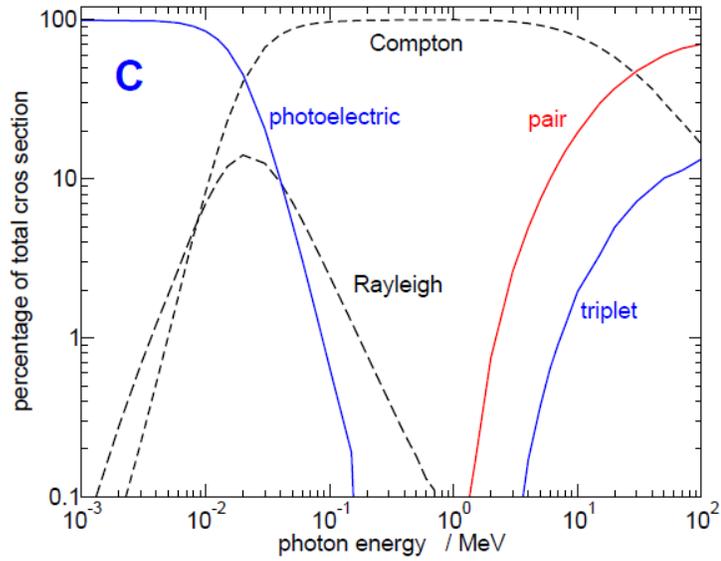


Figura 10: Porcentaje de contribución a la sección transversal total para fotones incidentes en un blanco de carbono en función de energía de fotón  
 Fuente: Rogers (1990, pág. 451)

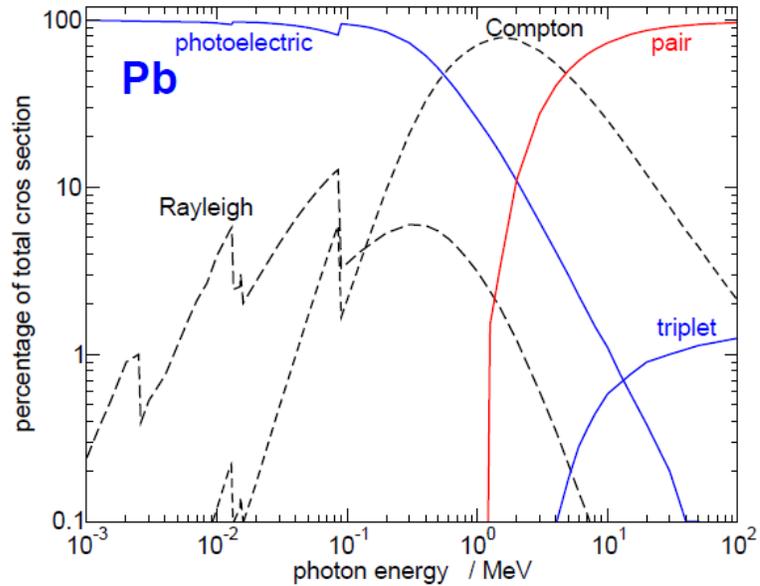


Figura 11: Porcentaje de contribución a la sección transversal total para fotones incidentes en un blanco de plomo en función de energía de fotón  
 Fuente: Rogers (1990, pág. 451)

La Figura 13 muestra la distancia promedio entre colisiones de electrones de 20 MeV en plomo y carbono antes de la creación de fotones o electrones secundarios bajo el umbral de

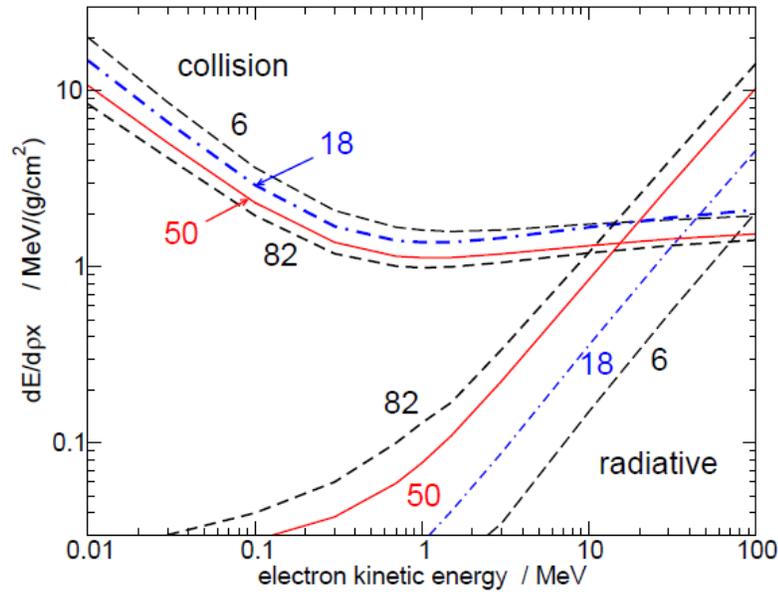


Figura 12: Poder de frenado de colisión y radiación. Los números en las etiquetas corresponden al número atómico del elemento respectivo  
 Fuente: Rogers (1990, pág. 454)

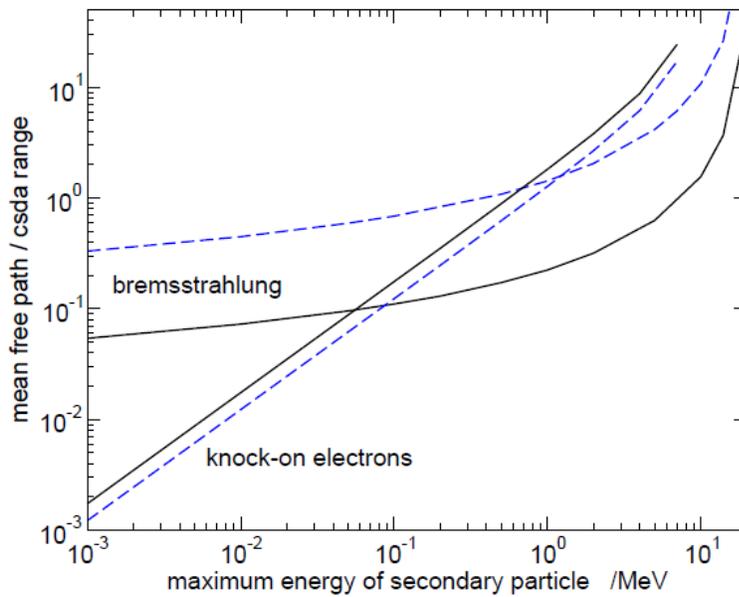


Figura 13: Trayectoria media libre de eventos produciendo electrones knock-on y fotones bremsstrahlung de electrones de 20 MeV en carbono(punteada) y plomo(sólida)  
 Fuente: Rogers (1990, pág. 457)

producción.

## D. EGSnrc

El sistema EGSnrc es un paquete de simulación de Monte Carlo para transporte de electrones-fotones. El rango de energías en el que aplica es de 1 keV a 10 GeV. El acrónimo EGS viene de “Electron Gamma Shower” y EGSnrc es una extendida y mejorada versión del paquete EGS4 que fué desarrollado originalmente por el “Stanford Linear Accelerator Center” (SLAC). En particular, este incorpora mejoras significantes en la implementación de técnica de historia condensada para la simulación de transporte de partículas cargadas y mejores secciones transversales en bajas energías. (Kawrakow, 2011)

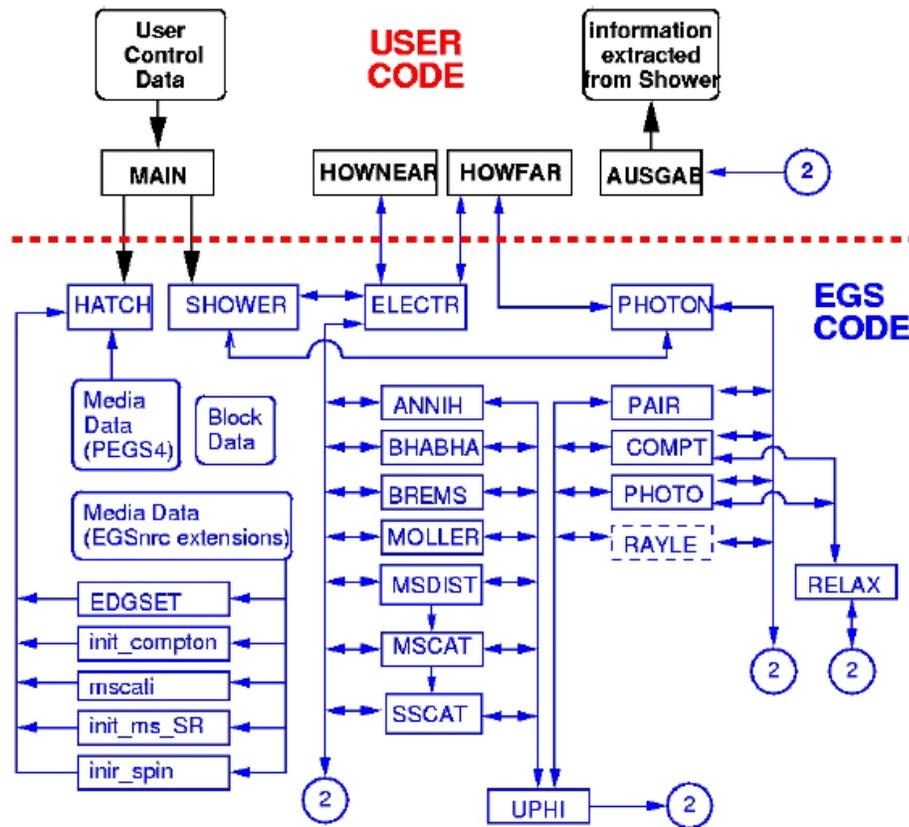


Figura 14: Flujo del proceso de EGSnrc

Fuente: Rogers (2009, pág. 4)

A continuación se presenta un resumen de las principales características de EGSnrc Code System, incluyendo la física y que se puede simular de forma realista.

El transporte de radiación de electrones o fotones puede ser simulado en cualquier elemento, compuesto o mezcla. El paquete de preparación de datos PEGS4, crea los datos a usar por EGSnrc, usando tablas de sección transversal para elementos. (Kawrakow, 2011)

Tanto fotones como partículas cargadas son transportadas en pasos de longitud aleatoria

en vez de pasos discretos. El rango dinámico de energías cinéticas de partículas cargadas va desde pocas decenas de keV hasta algunos cientos de GeV. El rango dinámico de energías de fotones se encuentra entre 1 keV y varios cientos de GeV. (Kawrakow, 2011)

Los siguientes procesos físicos son tomados en cuenta por el sistema EGSnrc (Kawrakow, 2011):

- Producción bremsstrahlung usando secciones transversales Bethe-Heitles o NIST (National Institute of Standards and Technology).
- Aniquilación de positrones en vuelo y en descanso.
- Dispersión de Møller ( $e^-e^-$ ) y Bhabha ( $e^+e^-$ ).
- Continua pérdida de energía para rastreo de partículas cargadas entre interacciones discretas. La potencia de frenado total de partículas cargadas restringido consiste en pérdidas por bremsstrahlung y colisiones.
- Producción de pares.
- Efecto Compton, con sección transversal Klein-Nishina o frontera Compton.
- Dispersión coherente (Rayleigh) puede ser incluida como opción.
- Efecto fotoeléctrico.
- Relajación de átomos excitados después de que vacantes son creadas (luego de efecto fotoeléctrico o de efecto Compton) para crear fotones fluorescentes y electrones Auger y Coster-Kroing pueden ser producidos y rastreados si se requiere.
- Impacto de ionización de electrones puede ser modelado usando teorías arbitrarias para generar secciones transversales. Se proveen cinco compilaciones de secciones transversales en la distribución EGSnrc.

PEGS4 es un código procesador de datos que consiste en 12 subrutinas y 85 funciones. La salida está en una forma de uso directo por EGSnrc. En general, el usuario necesita usar PEGS4 solo una vez para obtener los archivos requeridos por EGSnrc con los datos de los medios a usar. Adicional a las opciones necesarias para producir los datos para EGSnrc, PEGS4 contiene opciones para graficar cualquiera de las cantidades físicas usadas por EGSnrc. (Kawrakow, 2011)

Además de los archivos con especificación de los materiales producido por PEGS4, EGSnrc usa una variedad de otros archivos de datos como entradas para los cálculos. EGSnrc es un paquete de subrutinas además de un bloque de datos con interfaz con el usuario flexible. Esto permite mayor flexibilidad sin necesitar que uno este bastante familiarizado con los detalles internos del código.

Se tiene el subprograma auxiliar WATCH para permitir rastreo de evento por evento o paso por paso de la simulación, ya sea para la terminal o para desplegarlos en gráficas 3D usando el programa EGS\_ Windows.

EGSnrc permite la implementación de importantes técnicas de muestreo y de reducción de varianza. EGSnrc posee opciones que permiten de forma eficiente división bremsstrahlung para partículas cargadas secundarias, pero solamente si las mismas son encendidas por el usuario. EGSnrc calcula el rango y distancia de la partícula a la frontera más cercana en cada paso como parte del algoritmo de transporte de electrones y existe la opción de rechazar rango de cualquier partícula que no puede salir de la región presente. (Kawrakow, 2011)

Para la inicialización del transporte de radiación, el usuario tiene la opción de inicializar el transporte por medio de partículas monoenergéticas, o por muestreo de distribuciones conocidas. El transporte también puede ser inicializado desde fuentes que tienen distribuciones espaciales y/o angulares. (Kawrakow, 2011)

## 1. BEAMnrc

BEAMnrc es un sistema de simulación de Monte Carlo para modelar fuentes de radioterapia, el cual está basado en el código EGSnrc para modelar transporte acoplado de electrones y fotones. BEAMnrc es la actual versión de BEAM. (Rogers, 2007)

El código BEAM modela fuentes de terapia tomando el eje z como el eje del haz y usualmente el origen está definido como el centro del haz como si saliera del vacío del acelerador. El modelo consiste en una serie componente (CMs), donde cada uno está contenido entre dos planos que son perpendiculares al eje z y que no se sobreponen. (Rogers, 1994)

Puede haber un número arbitrario de planos perpendiculares al haz donde es posible obtener información. En estos planos se puede obtener la fluencia de partículas, energía promedio y un archivo con datos de espacio de fase pueden ser creados en cada plano.

La dosis puede ser obtenida en un número arbitrario de regiones, y el usuario puede lograr que se promedie la dosis en un grupo arbitrario de regiones. También posee una selección de rutinas de fuentes estándar, las simulaciones pueden ser empezadas usando un archivo de espacio de fase como entrada. Esto permite al usuario simular el cabezal de un acelerador hasta el aplicador y luego reusar los datos con una variedad de diferentes aplicadores en el lugar.

La Figura 15 presenta un esquema de los pasos requeridos para hacer la simulación de un acelerador. En los pasos de especificar y construir el acelerador, el usuario está dando

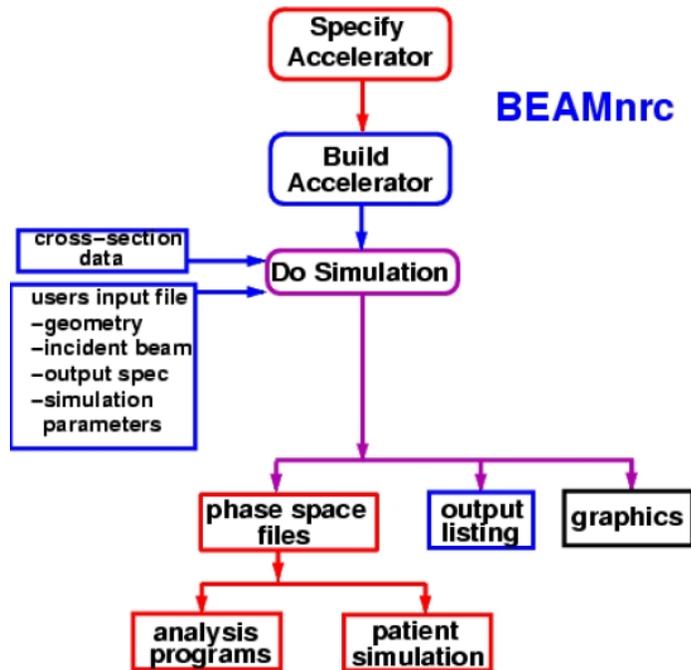


Figura 15: Flujo del proceso de BEAMnrc

Fuente: Rogers (2009, pág. 6)

instrucciones al sistema de los componentes(CM's) a usar. Durante la etapa de ejecución, el programa lee una cantidad grande de datos relacionados con las secciones transversales de fotones y electrones para los materiales específicos en el modelo del acelerador. El usuario también debe crea un archivo de entrada que especifica todos los detalles de un acelerador en particular y si desea seleccionar y controlar varias técnicas de reducción de varianza usadas. (Rogers, 1994)

La etapa final de la simulación es el análisis de las salidas que consisten en archivo de espacio de fase, una listado de salida y gráficas 3D si se seleccionó la opción para esta salida. El archivo de espacio de fase tiene información de las partículas como posición, energía, dirección, tipo, latch(región donde se creó, interacción, etc.)

## 2. DOSXYZnrc

DOSXYZnrc es un código Monte Carlo EGSnrc para cálculos 3-dimensionales de dosis absorbidas. EGSnrc/DOSXYZnrc simula el transporte de fotones y electrones en un volumen en 3D y obtiene la energía depositada en los voxels designados. (Walters, 2011)

La geometría es un volumen  $\mathcal{R}^3$  con plano X-Y en la página, x a la derecha, y hacia la hoja y z hacia abajo de la hoja. Las dimensiones de los voxels son completamente variables en todas las 3 direcciones. Cada voxel (elemento de volumen) puede tener diferentes ma-

teriales y/o densidades variables (para uso con CT data). El código permite fuentes tales como haces paralelos o monoenergéticos divergentes y datos de espacio de fase generados por simulacion de BEAMnrc.(Walters, 2011)

DOSXYZnrc tiene un número de características únicas e importantes tales como cálculos de dosis en componentes, una gran variedad de configuraciones de la fuente y técnicas de reconstrucción de haces, conversión de CT a maniquí, capacidad de reempezar, redistribución de espacio de fase, etc. (Walters, 2011)

### 3. BEAMDP

BEAMDP(BEAM Data Processor) es un programa interactivo desarrollado por el proyecto OMEGA (Ottawa Madison Electron Gamma Algorithm). BEAMDP ayuda a los usuarios de BEAMnrc a analizar los datos resultantes de una simulación de Monte Carlo de transporte de fotones y electrones de un acelerador clínico.(Ma, 2009)

Al correr BEAMDP, a partir del archivo de espacio de fase, el usuario tiene las siguientes opciones:

- Derivar fluencia vs posición.
- Derivarfluencia de energía vs posición.
- Derivar distribución espectral.
- Derivar distribución de fluencia de energía.
- Derivar distribución de energía media.
- Derivar distribución angular.
- Derivar distribución de pesos de partículas.
- Combinar dos archivos de espacio de fase en uno.
- Listar los parámetros de las partículas del espacio de fase en la pantalla.



Se realizó una simulación por método de Monte Carlo del haz de 6 MV de un acelerador lineal clínico iX Varian 2300 CD. La simulación se realizó en dos pasos. El primer paso consistió en la simulación del cabezal del acelerador y el haz que se genera en el mismo hasta inmediatamente antes de entrar a un maniquí de agua. Se tomó el espacio de fase resultante de este primer paso como entrada para el segundo paso. En el segundo paso se hizo el cálculo de la distribución de dosis en el maniquí de agua.

La computadora en la que se realizó la simulación tenía como sistema operativo Ubuntu 10.04 LST. El procesador de la máquina era Intel Xeon, el cual tiene 8 núcleos de 2.5 GHz.

## A. Procesamiento en paralelo

Debido al tiempo de computadora que requiere una modelación por el método de Monte Carlo se ejecutaron las simulaciones en paralelo. Para esto se usó un sistema de red de colas llamado PBS. Este sistema requería la instalación del paquete TORQUE. Se configuró este paquete de forma que cada núcleo del procesador trabajara al 100 % en la simulación. Para esto:

- Primero se instaló el paquete.
- El siguiente paso fue asociar el número de IP de la computadora con el hostname. Para lo cual fue necesario editar el archivo `/etc/hosts`. Primero se comentó la línea que empieza con `127.0.1.1`. Luego se agregó una línea con la dirección IP de la computadora (se obtuvo escribiendo `ifconfig` en la terminal) y a la par se escribió el hostname.

- Se definieron los nodos que se deseaba que trabajaran, se preparó la base de datos y se inicializaron el servidor y el nodo organizador.

Como parte de la configuración se requería definir las colas con distintas propiedades. Para unir PBS y que funcionara exitosamente en conjunto con EGSnrs era importante que las colas tuvieran los mismos nombres que las usadas en el paquete EGSnrs. A continuación se muestra la definición de los parámetros más importantes de las colas usadas. La mayoría de parámetros se repiten, solo que con los nombres de cada una, lo que las distingue es el tiempo máximo de corrida.

- Una cola pequeña:
 

```
$ create queue small
$ set queue small queue_type = Execution
$ set queue small resources_max.cput = 00:20:00
$ set queue small enabled = True
```
- Una cola mediana: `$ set queue medium resources_max.cput = 02:00:00`
- Una cola grande: `$ set queue long resources_max.cput = 72:00:00`

Luego de definir estas colas, se fue al directorio de EGSnrc donde tienen la parte para PBS ( `$HEN_HOUSE/scripts/batch_options.pbs` ) y se reemplazaron los nombres de las colas que aparecen en ese archivo por los nombres de las colas definidas en TORQUE (small, long).

Las siguientes figuras muestran los recursos de la computadora, donde se puede ver que tanto están trabajando los procesadores y el estado de las colas al momento de la simulación.

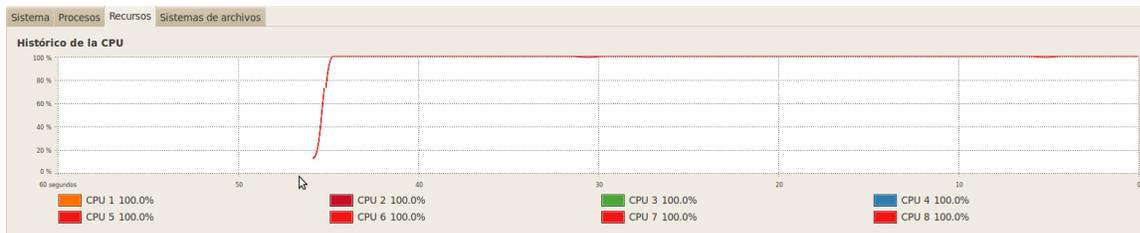


Figura 16: Núcleos del procesador corriendo la simulación en paralelo

En las siguientes secciones se explicará con más detalle como se ejecutaba la simulación en paralelo para el cabezal (en BEAMnrc ) y para el cálculo de la distribución de dosis (en DOSXYZnrc).

```

milton@milton-desktop:~$ sudo qstat
[sudo] password for milton:
Job id          Name                User              Time Use S Queue
-----
147.milton-desktop  jn6MV.egsinp_w1  milton            00:00:04 R long
148.milton-desktop  jn6MV.egsinp_w2  milton            00:00:03 R long
149.milton-desktop  jn6MV.egsinp_w3  milton            00:00:02 R long
150.milton-desktop  jn6MV.egsinp_w4  milton            00:00:01 R long
151.milton-desktop  jn6MV.egsinp_w5  milton            00:00:00 R long
152.milton-desktop  jn6MV.egsinp_w6  milton            0 R long
153.milton-desktop  jn6MV.egsinp_w7  milton            0 R long
154.milton-desktop  jn6MV.egsinp_w8  milton            0 R long

```

Figura 17: Estado de las colas al momento de la simulación

## B. Simulación del acelerador en BEAMnrc

Para modelar el cabezal del acelerador se usó el paquete BEAMnrc GUI versión 2.0. Se construyó la geometría del cabezal usando las especificaciones técnicas del fabricante.<sup>1</sup>

Las componentes que se incluyeron fueron: el blanco, el colimador primario, la ventana de vacío, el filtro aplanador, la cámara de ionización, el espejo y las mandíbulas (x, y). La Figura 18 muestra una imagen de la geometría en dos dimensiones generada por BEAMnrc.

Se usaron los siguientes CMS: CONESTAK para el blanco y el colimador primario, SLABS para la ventana de vacío, FLATFILT para el filtro, CHAMBER para la cámara de ionización, MIRROR para el espejo, JAWS para las mandíbulas y finalmente SLABS para aire debajo de las mandíbulas. Bajo las mandíbulas se agregó la componente de aire de modo que hubieran 100 cm de distancia desde el blanco hasta donde empieza el maniquí. Las aperturas de las mandíbulas eran tales que formaban un campo cuadrado de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$  a los 100 cm de profundidad desde el blanco.

La dirección y distribución espacial del haz de electrones incidentes tiene un efecto significativo en la distribución angular del haz de rayos x. Datos medidos sugieren que hay propagación espacial del haz de electrones semejante a una distribución gaussiana (Thuc M Pham, 2009). Por esta razón se usó la fuente (ISOURCE) 19, que consiste en un haz elíptico con distribución gaussiana en x y en y, paralelo al eje z o con extensión angular (Hedin, 2010)(Ding, 2002)(Vazquez-Quino, 2012).

La Figura 19 muestra los parámetros para la definición del haz incidente cuando se usa ISOURCE=19 como fuente. Los parámetros UINC, VINC y WINC son el coseno de las direcciones en x,y,z. Se usó 0,0 y 1 respectivamente siendo así el haz paralelo al eje z. RBEAM y RBEAMY se definieron iguales para que fuera un haz circular, además estas entradas se

<sup>1</sup>Por razones de confidencialidad requeridas por el fabricante, no se entrará en detalle en las medidas y materiales de los componentes

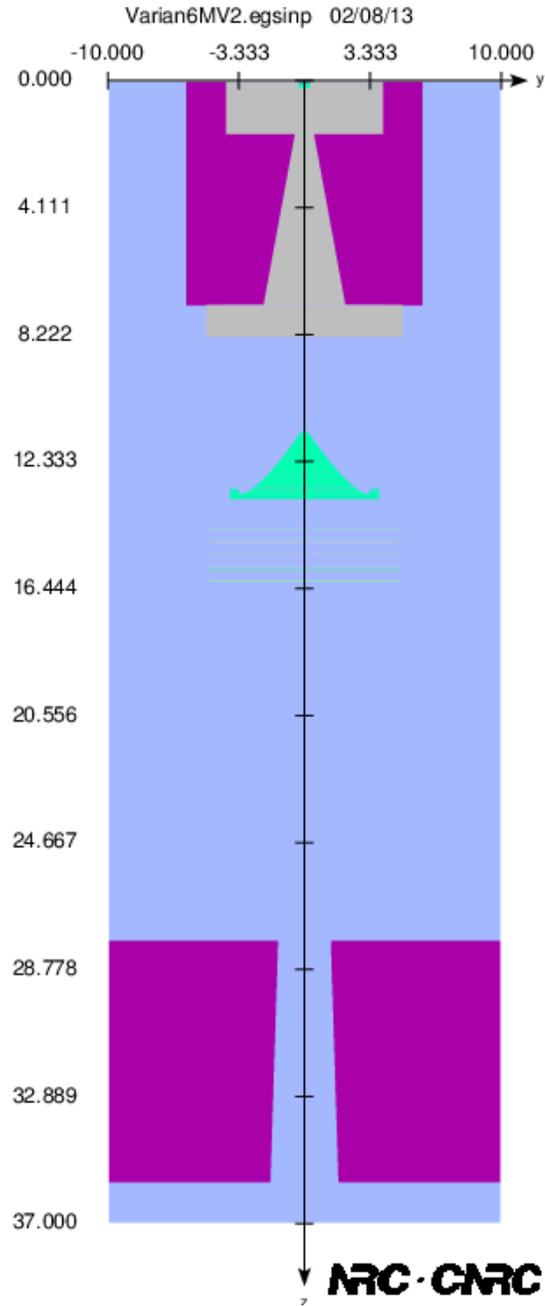


Figura 18: Vista de Geometría del cabezal en 2 dimensiones (yz)

especificaron usando el ancho completo a la mitad del máximo (FWHM-Full width at half maximum) de la distribución gaussiana como lo muestra la Figura 20. El FWHM que se usó fue 0.15 cm ya que el diámetro del haz según las especificaciones por el fabricante está entre 2 mm y 3 mm. Finalmente se definió el haz de electrones como monoenergético con energía de 6 MeV.

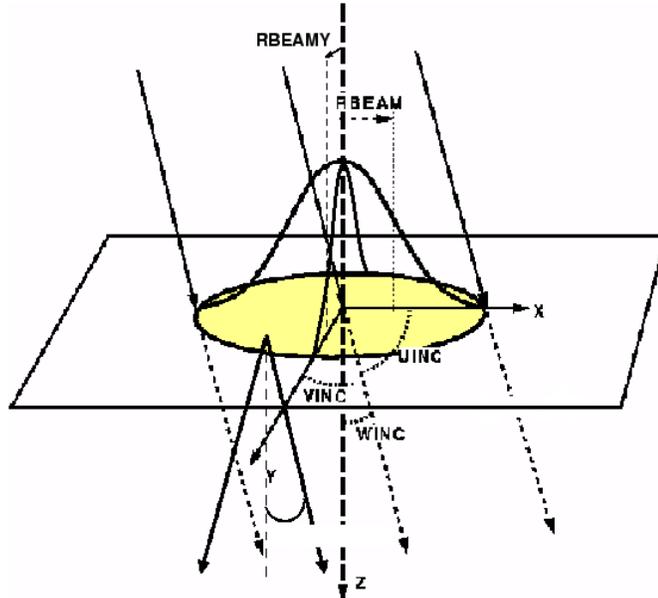


Figura 19: Haz elíptico con distribución gaussiana en x y en y (ISOURCE=19)  
 Fuente: Rogers (2007)

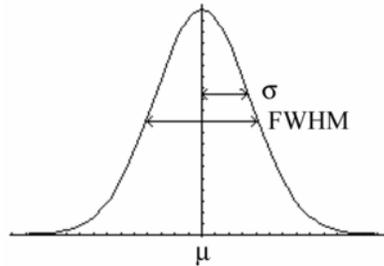


Figura 20: Distribución gaussiana mostrando la propagación espacial del haz de electrones en una dimensión.  
 Fuente: Arilie J.McCoy (2004)

Los parámetros de EGSnrc usados fueron los que venían por defecto ya que este acelerador es de energía mayor a 1MeV y como lo indica Rogers (2007:115) en el manual del usuario de BEAMnrc,

« para la mayoría de aplicaciones, los ajustes por defecto en el código BEAMnrc para los parámetros de EGSnrc son adecuados. Sin embargo hay casos, como las aplicaciones de bajas energías, donde el usuario querrá variar los parámetros de transporte de EGSnrc usando las entradas EGSnrc. »

Para más detalle de cada uno de estos parámetros se puede referir al manual del usuario. Es importante notar que por la energía usada era más conveniente usar ciertos algoritmos

y secciones transversales que otros. Por otro lado entre estos parámetros está el tomar en cuenta dispersión de Rayleigh, la cual no se está tomando en cuenta en esta simulación. Las energías de cierre, para descartar electrones y fotones de la simulación están dadas por ECUTIN y PCUTIN respectivamente. Los valores usados fueron ECUT=0.7 MeV y PCUT=0.01 MeV.

Dentro de BEAMnrc están las técnicas para reducción de varianza, las cuales son de utilidad para disminuir el tiempo de la simulación. Una de estas técnicas es el rango de rechazo. Para este se usa la variable ESAVE\_GLOBAL que es la máxima energía a la cual se considerará rango de rechazo. Cuando la energía de la partícula es menor que ESAVE\_GLOBAL entonces se calculará el rango del electrón. Si el rango no es lo suficiente para cruzar la siguiente frontera, entonces se descartará y su energía será asignada a la energía absorbida en la región de los alrededores. El valor de ESAVE\_GLOBAL usado fue 2.0 MeV. (Hedin, 2010)(Ding, 2002)(Pham,2009)

La división bremsstrahlung (bremstrahlung splitting) es otra técnica de reducción de varianza, la cual mejora las estadísticas de los fotones bremsstrahlung resultantes de interacciones de electrones. El tipo de división bremsstrahlung usado fue la uniforme. En cada lugar de interacción bremsstrahlung se muestrean N fotones individualmente y sus pesos son reducidos por un factor de 1/N. El N (NBR SPL) usado fue 20. (Rogers, 1994)

Para ejecutar la simulación en paralelo, luego de guardar todos los parámetros de entrada que se establecieron en la ventana GUI, se corrió el siguiente comando en la terminal:

- `exb BEAM_myaccel inputfile pegsdata [short|medium|long] [batch=batch_system] p=N`

Donde myaccel es el nombre que se le dió al acelerador al construir la geometría (en este caso Varian6MV), el inputfile es el archivo de entrada (en este caso Varian6MV.egsinp), pegsdata se usó el que ya venía en el software que incluía los materiales usados (700icru.pegs4), el batch system es el sistema de colas usado (pbs) y p es el número en que se dividió la simulación (en 8 ya que se disponían de 8 núcleos).

Se ejecutó la simulación para  $5 \times 10^8$  historias donde una historia es el rastreo de todas las partículas asociadas con una partícula inicial. Toda la simulación del cabezal se llevó a cabo en 3.81 horas usando los 8 núcleos y el tamaño del espacio de fase fue de aproximadamente 5GB.

## C. Simulación del maniquí de agua

Para la simulación del maniquí y el cálculo de la distribución de dosis en agua se usó DOSXYZnrc GUI versión 2.0. Las dimensiones del maniquí eran  $30.25 \times 30.25 \times 46.07 \text{ cm}^3$ .

El maniquí se definió con voxels, la cantidad de voxels y sus dimensiones en cada dirección ( $x,y,z$ ). En los ejes  $x$ ,  $y$  se definieron 121 voxels que median 0.25 cm cada uno, e iban del punto -15.125 cm al 15.25 cm. En el eje  $z$  se definieron 121 voxels, donde el primero empezaba en 0 y media 0.07 cm y los demás 0.5 cm. Se puede ver el maniquí como de  $121 \times 121 \times 93$  voxels con dimensión de  $0.25 \times 0.25 \times 0.07$  cm<sup>3</sup> los de la primera fila ( $z=0$ ) y  $0.25 \times 0.25 \times 0.5$  cm<sup>3</sup> el resto.

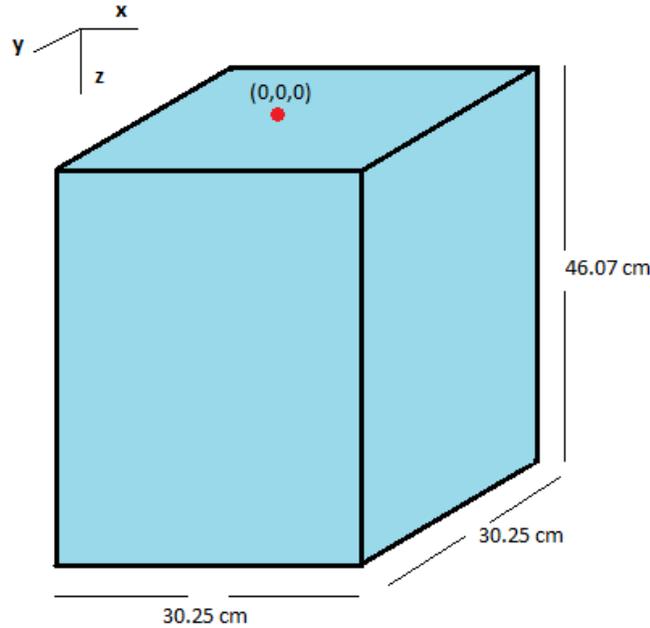


Figura 21: Maniquí de agua  $30.25 \times 30.25 \times 46.07$  cm<sup>3</sup> con  $121 \times 121 \times 93$  voxels

Se usó la fuente número 2 que es espacio de fase incidente de cualquier dirección ( $isource=2$ ). Para esta fuente se usó el espacio de fase generado en la simulación del cabezal por BEAMnrc, esto se indicó en la variable FILNAM la cual debe tener la dirección del espacio de fase a usar (Varian6MV2.egsphsp1). En carga del haz incidente se usó la opción de considerar todos los tipos de partículas (fotones, electrones y positrones).

DOSXYZnrc cuenta con el parámetro BEAM\_SIZE que permite controlar el tamaño del haz incidente, el cual es el lado de un campo cuadrado. A este se le dió el valor de 10 cm. Se descartan las partículas que caen fuera de este campo. A la variable ISMOOTH se le asignó 1, lo cual implica que DOSXYZnrc re distribuye las partículas del espacio de fase cuando son usadas más de una vez. Esto sucede cuando el número de historias requeridas es mayor a las que tiene el espacio de fase. Las energías de cierre al igual que para el cabezal fueron 0.7 MeV y 0.01 MeV para electrones y fotones respectivamente.

Para disminuir el tiempo de simulación se usaron parámetros como  $ihowfarless$ ,  $n\_split$  y  $ESAVE\_GLOBAL$ . A la variable  $ihowfarless$  se le asignó 1 lo cual aumenta de forma significativa la eficiencia del cálculo de dosis en un maniquí homogéneo, considerando sola-

mente los extremos del maniquí al calcular las distancias en la trayectoria de partículas a la siguiente región. En el caso de `n_split`, todos los fotones son divididos en `n_split` fotones cada uno con peso igual a  $\frac{1}{n\_split}$  veces el peso del fotón original. Se usó `n_split=30`. Finalmente `ESAVE_GLOBAL` funciona igual que en `BEAMnrc` y se le asignó 2 MeV también.

Se realizó la simulación para  $5 \times 10^8$  historias. Esto tardó 6.77 hora y el archivo que contenía la dosis en cada voxel tenía un tamaño de aproximadamente 70 MB. Finalmente los parámetros de `EGSnrc` usados fueron los que venían por defecto, ya que al igual que en `BEAMnrc` en el manual (Walters, 2011) se indica que son los adecuados para el acelerador que se está simulando.

Para ejecutar esta simulación en paralelo, luego de guardar todos los parámetros de entrada que se establecieron en la ventana GUI, se corrió el siguiente comando en la terminal:

- `exb dosxyznrc inputfile pegsdata [short|medium|long] [batch=batch_system] p=N`

Donde el `inputfile` es el nombre del archivo de entrada (`dosisPdd.egsinp`), el `pegsdata` que se usó es el que ya venía en el software que incluía los materiales usados (`700icru.pegs4`), la cola usada fue `long`, el `batch system` fue `pbs` y `p` es el número en que se dividió la simulación (en 8 ya que se disponían de 8 núcleos).

## 1. Perfiles de dosis y dosis a profundidad

Se obtuvo un archivo con extensión `.3ddose` (`dosisPdd.3ddos`) como salida del cálculo de la distribución de dosis. Este archivo contenía la dosis en cada voxel y su respectivo error. Se usó `python 2.7` para leer el archivo con la distribución de dosis y para almacenar las dosis en una matriz de 3 dimensiones. Las dimensiones corresponden al número de voxels en el maniquí por lo que fueron `121x121x93` voxels. `Python` es capaz de leer esa gran cantidad de datos en ese formato de forma bastante rápida.

Teniendo ya la información en forma bastante conveniente (la matriz), se usó `ROOT` para hacer las gráficas de dosis a profundidad (PDD) y los perfiles de dosis. La gráfica de dosis a profundidad es un corte vertical al maniquí en el origen. Por otro lado, un perfil de dosis es una vista en el eje `x` o en el eje `y` a una profundidad dada. Para la dosis a profundidad se recorrió la matriz en `z` dejando constante las coordenadas de `x` y de `y` en el origen `VOXEL[60,60,i]`. En el caso de los perfiles de dosis se recorrieron en `x` o en `y` a una profundidad dada. Por ejemplo en el caso del perfil en el eje `y` a profundidad `z=10`, `x` en el origen, se recorrió `VOXEL[60,i,20]`. El código que se usó para graficar el PDD y los perfiles de dosis se encuentra en la sección de anexos.

## D. Calidad del haz

Para la calidad del haz, se modificó el cabezal anterior de dos formas. La primera fue quitando 10 cm de la componente del aire y en la segunda se quitaron 20 cm de la componente del aire. Simultáneamente, se agregó agua al maniquí esos 10 cm y 20 cm respectivamente. De este modo, se consiguió medir las dosis a 10 cm de profundidad y a 20 cm de profundidad en agua respectivamente como lo indica el código TRS398.<sup>2</sup>

Cada caso fue almacenado en un archivo distinto, almacenandolos así como si fueran otros dos cabezales distintos.

Luego se usó DOSXYZnrc para calcular la dosis depositada en un voxel en el eje central a 10 cm y 20 cm de profundidad. Las dimensiones del voxel fueron de  $0.6 \times 0.6 \times 0.6 \text{ cm}^3$  para simular el volumen aproximado de una cámara de ionización cilíndrica. Para poder tener centrado en el lugar de interés el voxel, el mismo estaba definido en x y en y de -0.3 cm a 0.3 cm. En z comenzaba en 0 cm.

Debido a que solamente era importante obtener la dosis en un voxel, se definió el mismo como el maniquí y se usó la opción dsurround. Esta opción permite definir el borde del maniquí. La Figura 22 muestra el uso de dsurround en las partes laterales del maniquí (a) y el uso de dsurround en las partes de arriba y abajo (b). Es posible definir este borde con el mismo grosor en todos los lados del maniquí y también es posible hacerlo de distinto grosor en cada lado. Se usó distinto grosor en cada lado.

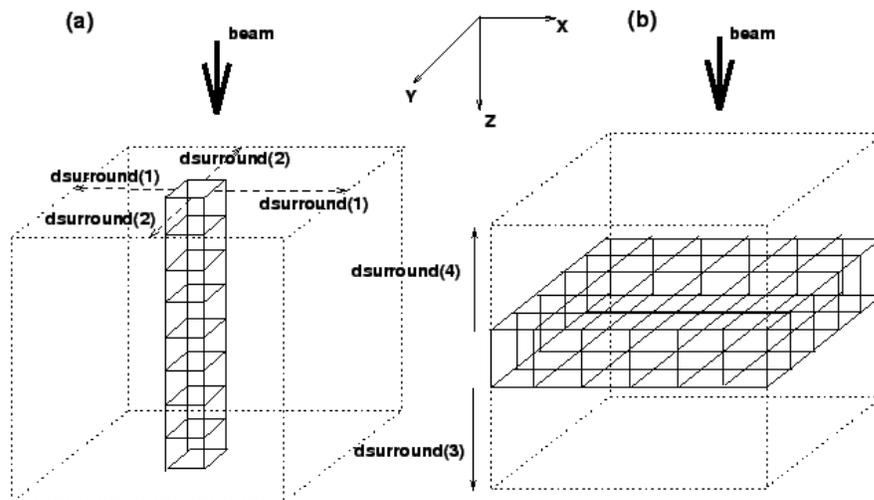


Figura 22: dsurround

Fuente: Walters (2011, pág. 88)

El medio del borde se definió como agua y las dimensiones del dsurround fueron 14.7 cm en ambos lados, 9.7 cm para arriba y 30.7 cm para abajo en el caso de 10 cm de profundidad.

<sup>2</sup>Ver página 7

Para la profundidad de 20 cm la parte de arriba fue de 19.7 cm y la de abajo de 20.7 cm. Esto permitió definir el maniquí real de dimensión  $15 \times 15 \times 41 \text{ cm}^3$  pero solamente calcular la dosis en el único voxel definido.

Para el caso de 10 cm la simulación del cabezal se realizó en 3.94 horas y para el caso de 20 cm la simulación del cabezal se realizó en 4.39 horas. Al realizar la simulación del cálculo de dosis para 10 cm se tardó 0.72 horas y para 20 cm se tardó 1.29 horas.

En esta sección se muestran los gráficos obtenidos por el método de Monte Carlo para la dosis a profundidad y los perfiles de dosis. Además se muestran otros gráficos con características del haz, antes de que incide en el maniquí, tales como el espectro de energía, distribución angular, perfiles de fluencia y distribución de energía media. Por último se presentan resultados obtenidos para la calidad Q del haz.

## A. Dosis a profundidad

La Figura 23 muestra la gráfica de porcentaje de dosis a profundidad en el eje central de un maniquí de agua. Los puntos azules son las dosis calculadas por el método de Monte Carlo, mientras que los puntos rojos representan los datos medidos de forma experimental.

Los datos están normalizados con respecto al punto máximo. Los valores experimentales no son confiables para  $z$  menores de 1 cm. Estos datos antes de la región de equilibrio electrónico no cumplen con la teoría de cavidad, por lo que no se tomó en cuenta el primer punto. Esto se debe a que no hay cavidad completa de la cámara realizando la medición. La tendencia de la gráfica azul es como se esperaba, ya que inicia creciendo y al llegar a su punto máximo, comienza a decrecer. A la región desde la superficie del maniquí hasta la profundidad donde se alcanza el máximo porcentaje de dosis se le llama de equilibrio electrónico o “Buildup”. El máximo es alcanzado en  $Z_{max}=1.5$  cm, lo cual es el resultado que indica (Podgorsak, 2005: 183) para las características usadas.

En la Figura 23 se puede observar también que los datos simulados concuerdan bastante bien con los medidos. Sólo hay diferencias notables en los dos puntos antes de llegar al má-

## Dosis a profundidad

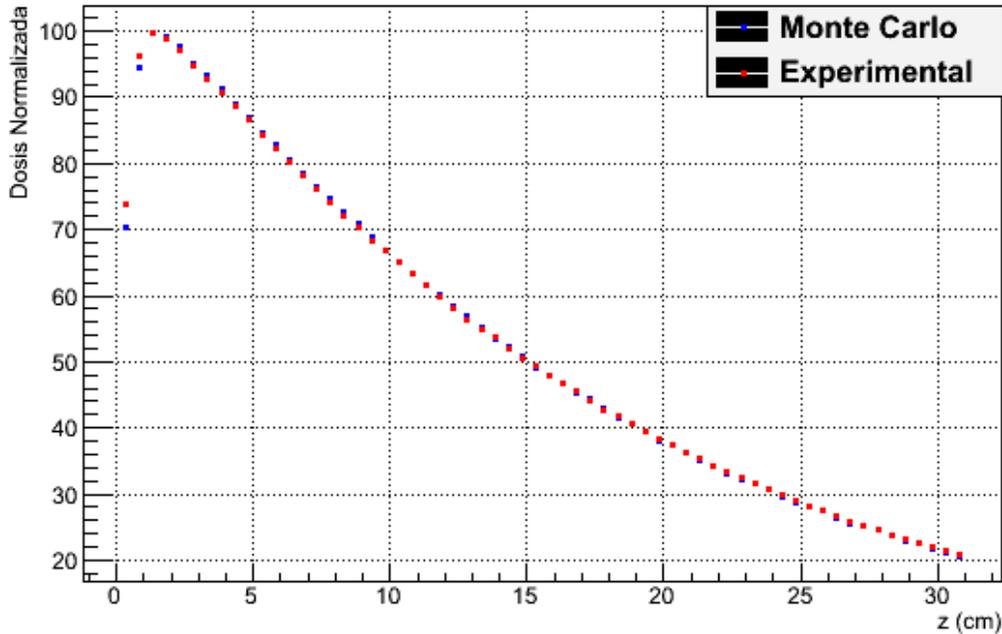


Figura 23: Comparación de porcentaje de dosis a profundidad

ximo. La Gráfica 24 muestra la razón entre los datos medidos y los simulados. Como era de esperar con base a la gráfica de Dosis a profundidad la mayoría de los puntos están bastante próximos a 1. Los puntos con mayor distancia del 1 son los primeros dos, los cuales corresponden a los anteriores al máximo. Sin embargo, la mayor distancia es de aproximadamente 0.05.

La diferencia que se ve en la región de “Buildup” puede darse por distintas razones. La que probablemente tiene mayor peso es que como lo explica (Pham, 2009) el gradiente en la región de buildup es bastante empinado por lo que un error en el eje Z de 0.1 cm puede causar un cambio de hasta 3% en dosis. Este error en el eje Z es la incerteza asociada con el tamaño de voxel en la dirección de Z ya que el resultado de la simulación es un promedio de la dosis en el voxel y no la dosis en un punto.

Otra razón que afecta el resultado en la región de buildup es el no conocer exactamente la energía de los electrones incidentes en el blanco del cabezal. Esta energía por lo general no es exactamente 6 MeV, sino que por lo general hay una pequeña variación. Una forma de poder mejorar esto es hacer un análisis de sensibilidad con energías de 5.8 a 6.2 MeV para los electrones. Este procedimiento es seguido en la mayoría de trabajos de modelaciones de Monte Carlo y es sugerido por (Sheikh-Bagheri, 2006) en su presentación para el curso de verano de la AAPM.

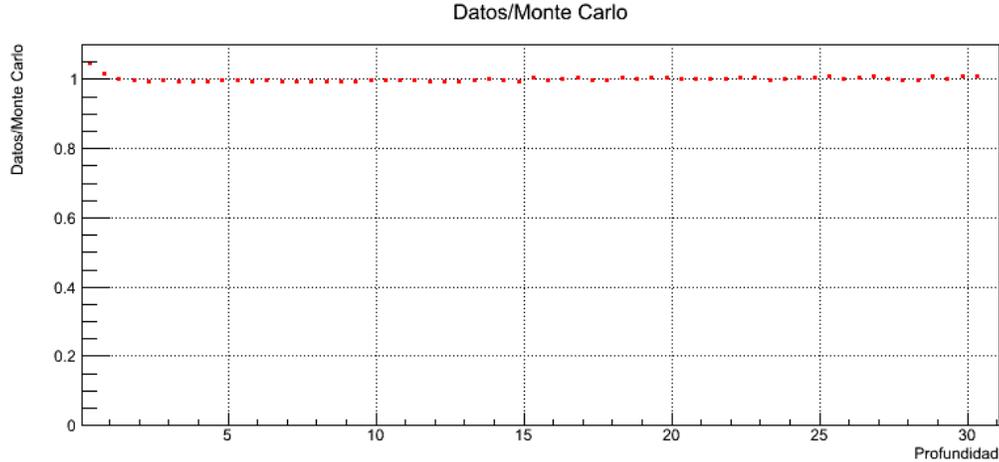


Figura 24: Razón Datos/Monte Carlo

## B. Perfiles de dosis

La Figura 25 muestra el perfil de dosis en  $x$  a una profundidad de 10 cm. Los datos en color azul son los obtenidos por la simulación de Monte Carlo y los puntos rojos son los datos medidos. Los datos obtenidos por la simulación fueron normalizados con respecto al dato en  $x=0$  para coincidir con la normalización de los datos medidos.

En la Figura 25 se puede observar que los datos obtenidos con la simulación tienen comportamiento como se esperaba. La dosis se da al 100 % casi en todo el campo que es de -5 a 5 cm y en los extremos porcentajes de dosis que decrecen del 10 % a menos del 1 %. También es posible ver que los datos medidos y los simulados coinciden bastante, en especial en la parte del campo. Se ven discrepancias en los rangos de  $x$  de -10 a -6 cm y en  $x$  de 6 a 10 cm.

La Figura 26 muestra la razón entre los datos medidos y los datos obtenidos por Monte Carlo. Estas razones se encuentran entre 0.8 y 2. Por lo visto en la gráfica de interior, es consistente que los puntos de -5 a 5 sean bastante próximos a 1. Era de esperarse que los puntos inmediatos a estos extremos tuvieran esas diferencias tan grandes por el gradiente que existe en esa parte. Sin embargo el resto de los puntos quedaron bastante más separados de 1 que lo esperado.

Entre las razones por las cuales se dan las diferencias evidentemente grandes en especial antes de -10 cm y después de 10 cm, es que en los extremos del campo no se cumple la teoría de cavidad para los valores medidos. Por otro lado para el cálculo de dosis se usó la opción de definir un campo de  $10 \times 10 \text{ cm}^2$ , por lo que si habían partículas fuera de ese campo no se tomaban en cuenta en la simulación.

Otro factor que afecta significativamente al perfil de dosis es la posición y forma del filtro. La posición del filtro en el cabezal se tomó como el punto a la mitad de la altura del

### Perfiles de dosis en x a 10 cm

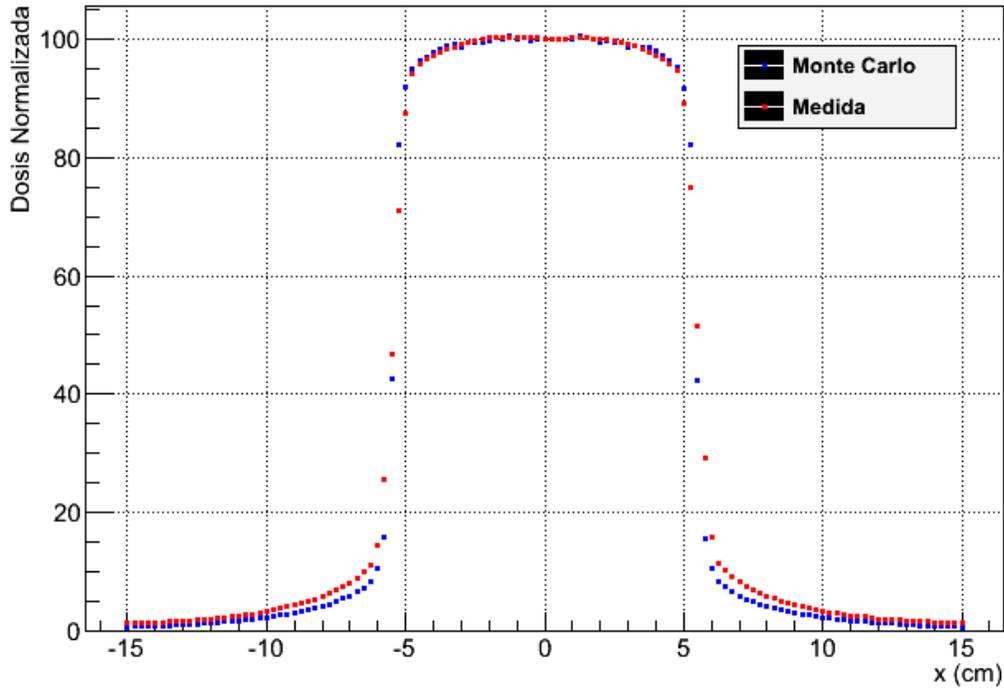


Figura 25: Comparación de perfil de dosis a 10 cm de profundidad

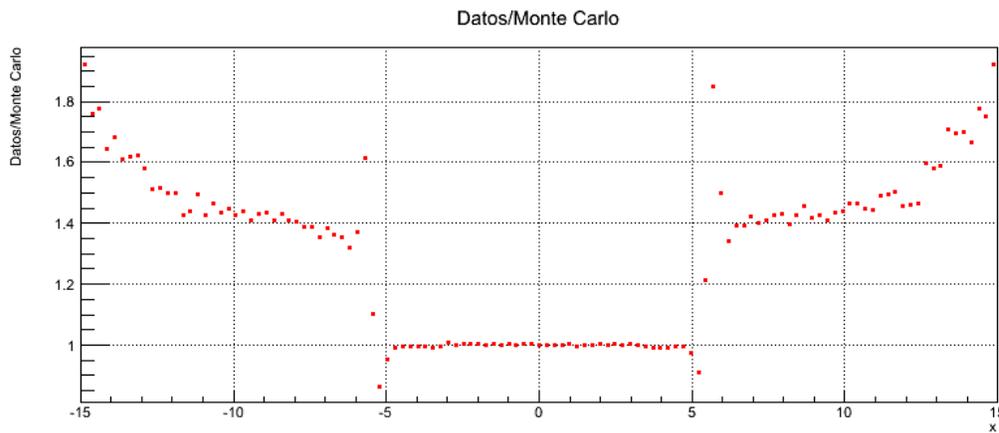


Figura 26: Razón Datos/Monte Carlo

filtro. Pero esta medida pudo haberse referido a la punta de arriba o a la parte más baja del filtro. Por otro lado, a pesar de que se construyó el filtro lo más parecido a las especificaciones del fabricante puede que existan algunas imperfecciones. Adicionalmente, al igual que para el PDD, el no conocer la energía exacta de los electrones incidentes trae errores. La presentación de (Sheikh-Bagheri, 2006) muestra que los perfiles de dosis son bastante sensible a la energía de los electrones y a la distribución radial de los mismos.

Finalmente las Figuras de la 27 a la 30 muestran el perfil de dosis a distintas profundidades. En estas gráficas los puntos rojos son el perfil en x, y los puntos azules son el perfil en y. Se normalizaron los datos con el máximo en profundidad 1.5 cm. Como se puede ver, conforme incrementa la profundidad baja la dosis y el perfil se comienza a curvar de las esquinas. Es importante notar que los perfiles en x, y en y siempre coinciden y es lo que se espera al haber puesto la configuración de un campo cuadrado.

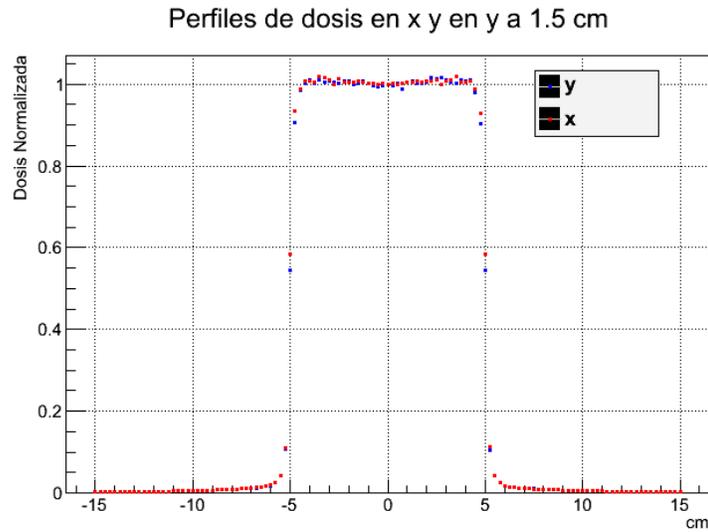


Figura 27: Perfiles de dosis en x y en y a 1.5 cm de profundidad

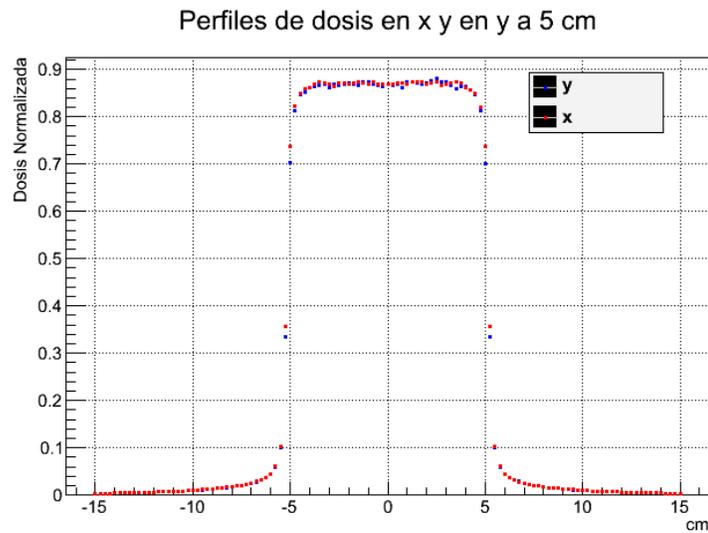


Figura 28: Perfiles de dosis en x y en y a 5 cm de profundidad

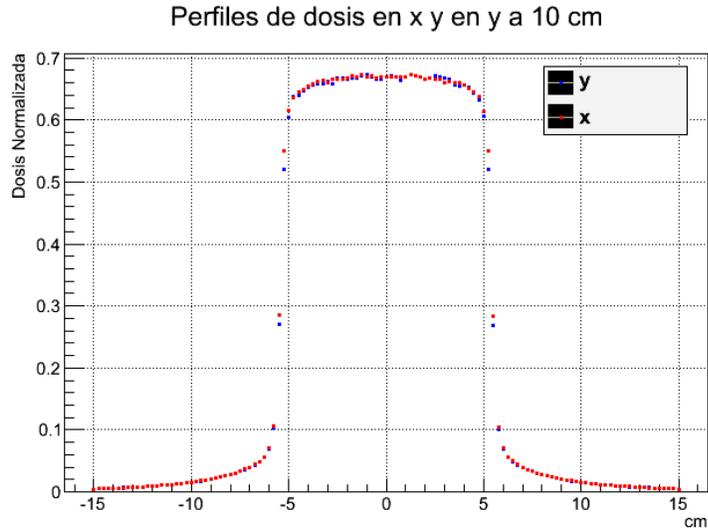


Figura 29: Perfis de dosis en x y en y a 10 cm de profundidad

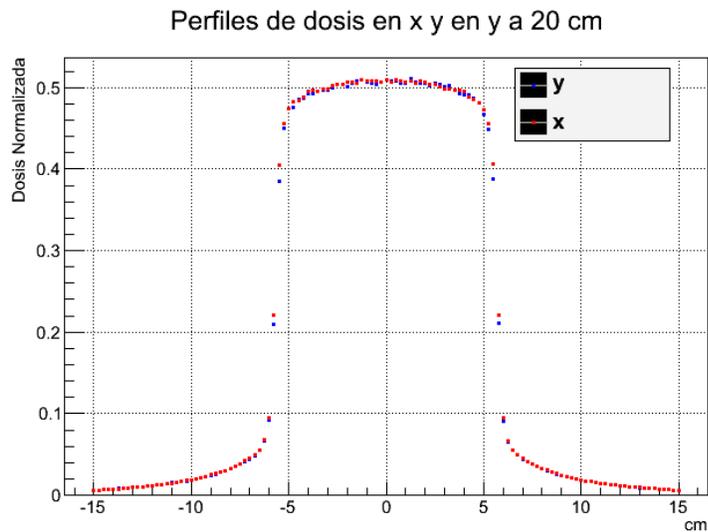
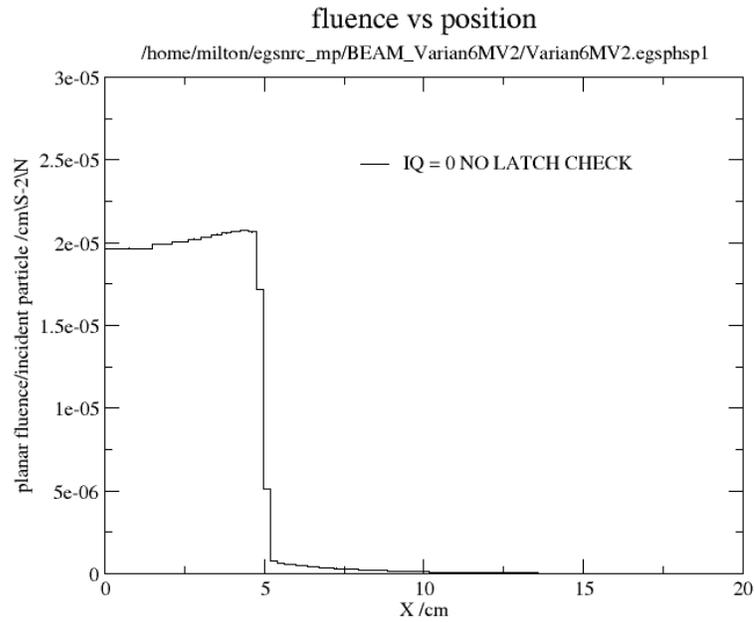


Figura 30: Perfis de dosis en x y en y a 15 cm de profundidad

### C. Perfis de fluencia

Al igual que para las siguientes secciones, se usó BEAMDP para obtener los perfiles de fluencia en la superficie del maniquí de agua. En los perfiles de fluencia cada punto representa el número total de partículas dentro de cada intervalo espacial por cada tipo de partículas. (Ma, 2013)

La Figura 31 muestra el perfil de fluencia de fotones en el eje x de 0 a 15. Es posible ver que la mayoría de las partículas están como se esperaba entre 0 y 5 cm, aunque idealmente se esperaría que en el resto fuera 0, se sabe que no es posible físicamente. Pero se puede

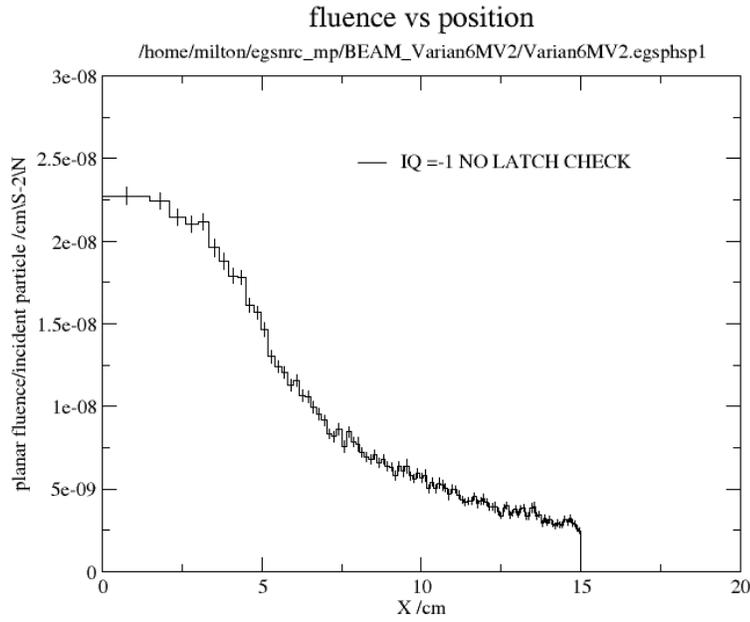


Tue Mar 5 09:27:33 2013

Figura 31: Perfil de fluencia de fotones

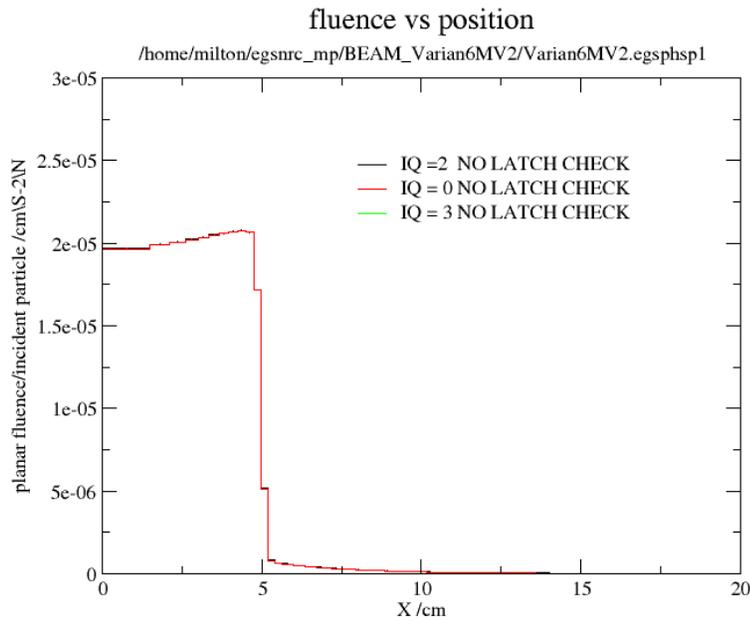
ver que es poco en comparación con la fluencia entre 0 y 5 cm, y luego de los 10 cm es casi nula la fluencia. Además es posible notar que la forma no es completamente plana sino que todavía se puede observar un poco la forma del filtro. En las figuras mostradas en la sección de perfiles se puede ver que se aplanan a cierta profundidad y luego se curvan las esquinas.

La Figura 32 muestra el perfil de fluencia de electrones, el cual es aproximadamente 3 ordenes de magnitud menor. También la fluencia es mayor de 0 a 5 cm, pero disminuye de forma gradual en el resto del perfil. Como era de esperarse la Figura 33 muestra que la fluencia de electrones es prácticamente nula a comparación de la de fotones. En la gráfica la línea negra es la fluencia total, la roja es de fotones y la verde de electrones y positrones.



Tue Mar 5 09:27:12 2013

Figura 32: Perfil de fluencia de electrones

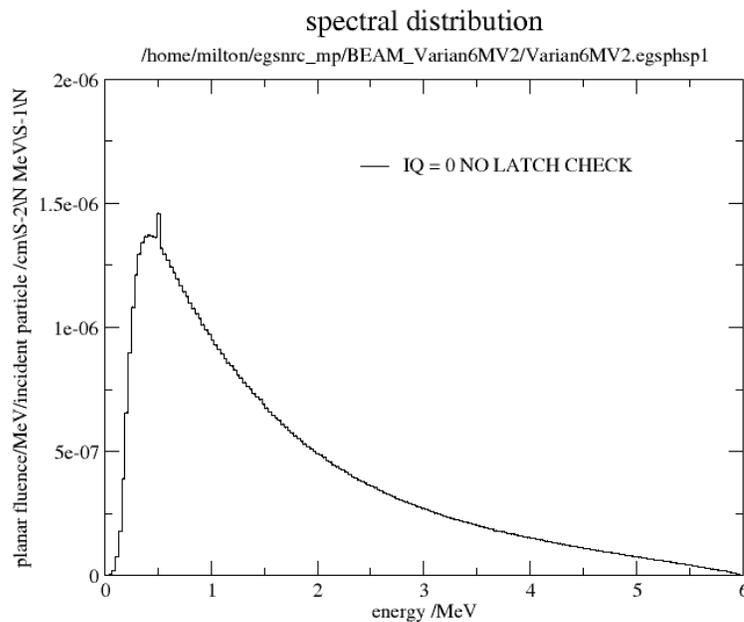


Tue Mar 5 09:24:20 2013

Figura 33: Perfil de fluencia de todas las partículas, de fotones, de electrones y positrones

## D. Espectro de energía

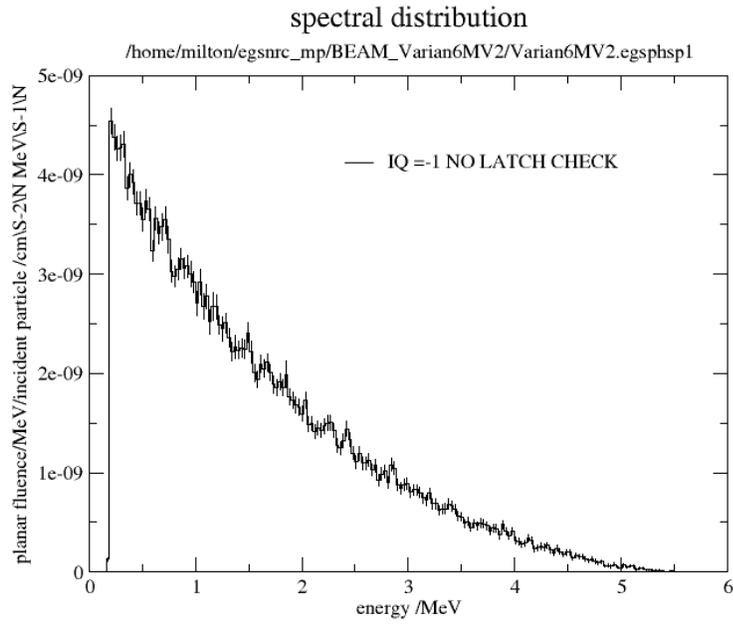
Se usó el paquete BEAMDP para obtener el espectro de energía del haz antes de incidir en el maniquí de agua. En el caso del espectro de energía, cada punto representa la fluencia dentro del intervalo de energía para cada tipo de partícula. La fluencia está normalizada por el ancho del intervalo, número de partículas incidentes y el área del campo que se está considerando. Se escogió una región rectangular. Las energías están entre 0 y la energía máxima de las partículas en el espacio de fase. Se usó fluencia planar, por lo que se suman los pesos de las partículas en cada intervalo de energía y divide la suma por el número de partículas incidentes, el área seleccionada por el usuario y el ancho de los intervalos de energía. (Ma, 2013)



Tue Mar 5 09:34:12 2013

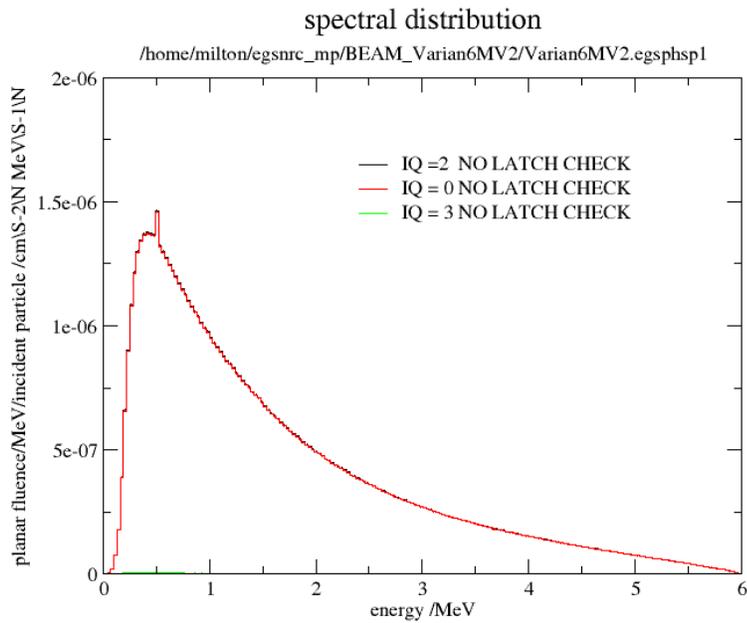
Figura 34: Espectro de energía de fotones

La Figura 34 muestra el espectro de energía para fotones, por lo que muestra el número de fotones por MeV por electrón incidente. La gráfica es consistente con la obtenida por Sheikh-Bagheri (2002). Además el máximo es alcanzado en 0.5 MeV, lo cual es consistente con Ding (2002). La Figura 35 muestra el espectro de energía para electrones, el cual es aproximadamente 3 órdenes de magnitud menor al de fotones y tiene su máximo en una energía menor a 0.5 MeV. La Figura 36 muestra en un mismo gráfico el espectro de energía en negro de todas las partículas, en rojo de fotones y en verde de electrones y protones. Como se puede ver la contribución de electrones y positrones es casi nula.



Tue Mar 5 09:29:08 2013

Figura 35: Espectro de energía de electrones

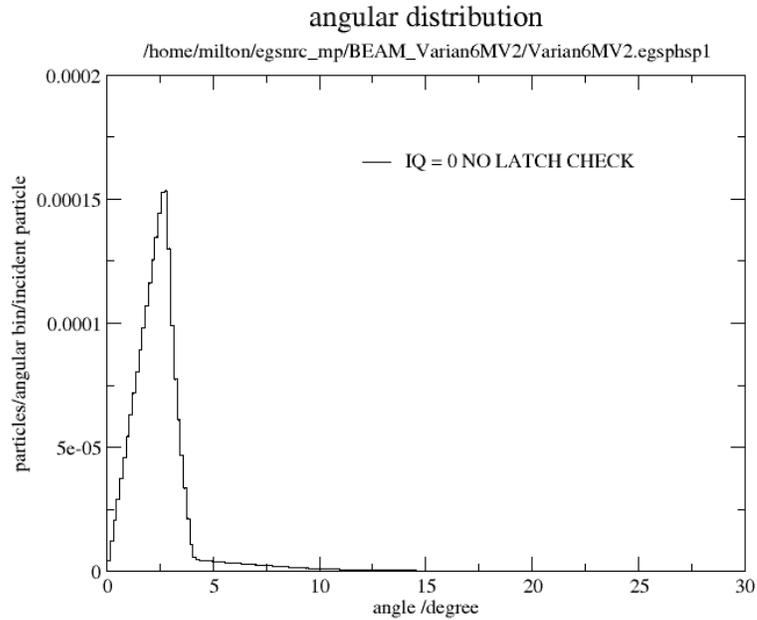


Tue Mar 5 09:28:49 2013

Figura 36: Espectro de energía total, fotones, electrones y positrones

## E. Distribución angular

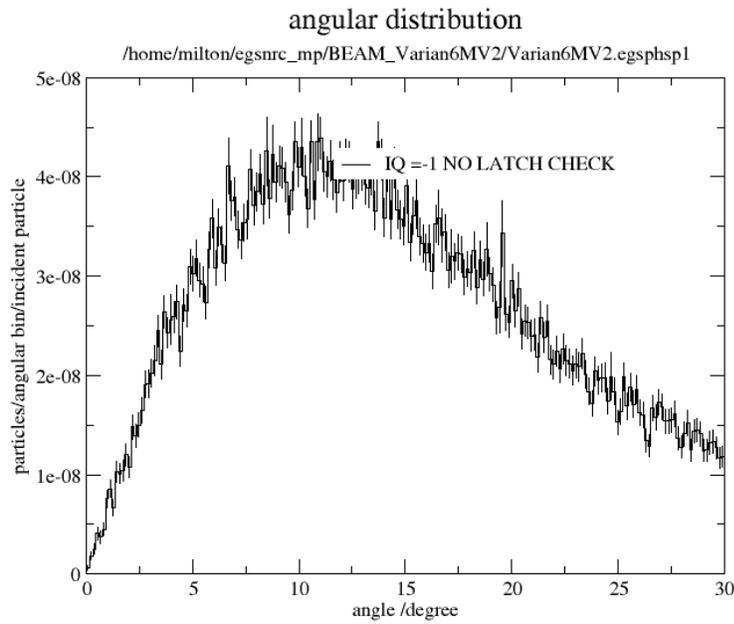
Usando BEAMDP se obtuvo la distribución angular del haz antes de que incidiera en el maniquí de agua. En la gráfica cada punto representa el número total de partículas dentro un intervalo angular (el ángulo entre la dirección de la partícula incidente y el eje z) para los tipos de partículas que escoge el usuario. (Ma, 2013)



Tue Mar 5 09:21:24 2013

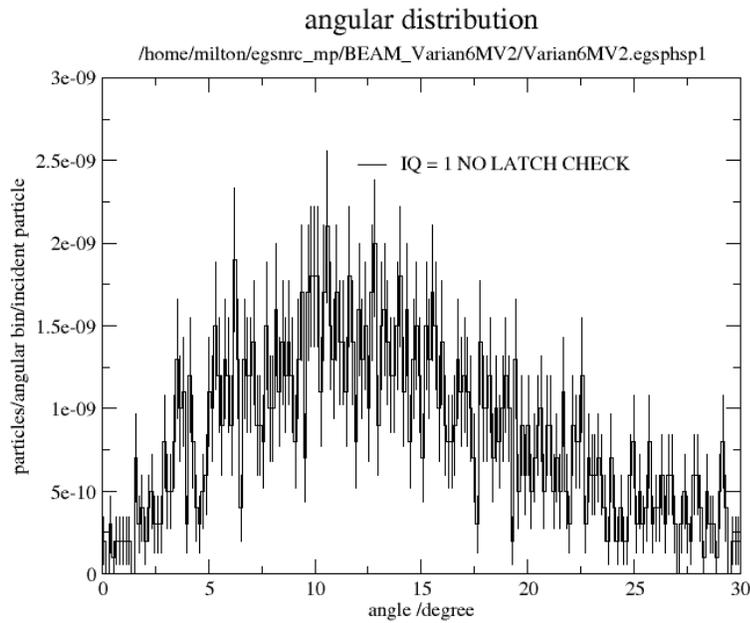
Figura 37: Distribución angular de fotones

La Figura 37 muestra la distribución angular de fotones, la Figura 38 la distribución angular de electrones y la Figura 39 la distribución angular de positrones. En la distribución angular de fotones, la mayoría sus ángulos es menor a 10 grados. Por otro lado las distribuciones angulares de los electrones y positrones tienen difusión ancha, se puede ver al final de la gráfica que llegan a los 30 grados y probablemente ángulos mayores. El hecho de que estos ángulos sean grandes, según Ding (2002) refleja que varias de estas partículas cargadas contaminantes fueron creadas o dispersas en el aire entre el cabezal y el maniquí.



Tue Mar 5 09:20:45 2013

Figura 38: Distribución angular de electrones



Tue Mar 5 09:21:47 2013

Figura 39: Distribución angular de positrones

## F. Calidad del haz

En el TRS 398 se da una forma para obtener el  $TPR_{20,10}$  usando el PDD. Esto es mediante la relación:

$$TPR_{20,10} = 1.2661PDD_{20,10} - 0.0595$$

donde  $PDD_{20,10}$  es el cociente de los porcentajes de dosis en las profundidades de 20 y 10 cm para tamaño de campo de 10x10 y una distancia de fuente superficie de 100 cm. Usando la gráfica obtenida por la simulación de PDD mostrada en la primer sección de resultados se tiene que el porcentaje a 10 cm de profundidad es de 66.3686 % y a 20 cm de profundidad es de 37.9511 %. Por lo que al emplear la fórmula se obtiene que el  $TPR_{20,10}$  es de 0.6645.

Los resultados obtenidos por la simulación son : la dosis obtenida para profundidad de 20 cm fue de 6.8248E-017 con error relativo de 1.1951E-003 y la dosis obetnida para profundidad de 10 cm fue de 1.0283E-016 con error relativo de 1.0098E-003. Por lo que la razón entre ambas es de  $0.6636 \pm 0.0015$ .

	$TPR_{20,10}$
Obtenido con PDD	0.6645
Obtenido con Simulación	0.6636

Cuadro 1: Comparación  $TPR_{20,10}$  obtenidos mediante simulación

Según ciertos autores usando protocolos AAPM , los resultados que obtienen están dentro del rango. Por ejemplo, Rogers (2003) encontró como resultado 0.67. Además Vargas y Cutanda (2009) en su trabajo encuentran el  $TPR_{20,10}$  de 5 formas y sus resultados obtenidos son consistentes con el que se obtuvo en este trabajo. Ellos muestran una tabla donde los valores obtenidos para 6 MV fueron  $0.6690 \pm 0.0018$  para el medido,  $0.6710 \pm 0.0065$  para el de Followill,  $0.6694 \pm 0.0040$  para el de la IAEA,  $0.06765 \pm 0.0030$  para el de Rogers y  $0.6745 \pm 0.0072$  para el de Kalach.



---

### Conclusiones

---

Se creó la simulación de un acelerador lineal clínico iX Varian 2300CD para haces de fotones. Para la simulación se usó el software EGSnrc. El cabezal del acelerador se construyó con BEAMnrc y la determinación de dosis se llevó a cabo con DOSXYZnrc. BEAMnrc y DOSXYZnrc son sistemas del software EGSnrc.

Esta simulación permitirá en un siguiente paso agregar componentes como multiláminas, lo cual será un modelo más cercano al cabezal real. También haciendo algunas modificaciones a este modelo es posible usarlo para haces de electrones.

La simulación fue creada para la determinación de dosis en condiciones de referencia. Esto podría proporcionar datos teóricos de lo que se espera obtener al momento de una calibración del equipo.

Se usaron los datos obtenidos con la cámara de ionización para compararlos con los resultados de la simulación. Como lo muestran las secciones de dosis a profundidad y perfiles de dosis en el capítulo de resultados, los datos medidos y los calculados con Monte Carlo coinciden bastante.

Es posible observar ciertas discrepancias entre la medición y el calculado en partes donde los gradientes son bastante grandes, como el caso de la región de “Build up”. Estas diferencias probablemente se disminuirán al encontrar una energía y una distribución radial más cercanas a la reales de los electrones incidentes.

Con la simulación se pudieron estudiar varias características del haz en la superficie de un maniquí de agua. En las secciones C, D y E del capítulo de resultados se encuentran descripciones y gráficos de los perfiles de fluencia, espectro de energía y distribución angular

obtenidos.

Se encontró la calidad del haz de dos formas. La primera dada por la IAEA usando el PDD simulado y la otra creando una simulación con las condiciones adecuadas y obteniendo las dosis en solamente en el voxel en el eje central a profundidades de 20 cm y 10 cm.

Con pasos adicionales a este modelo, será posible hacer simulaciones de planes para pacientes (3D) con la técnica de Monte Carlo. Teniendo la componente de multiláminas se podrían hacer simulaciones de planes de radioterapia aún más sofisticados en cuanto a la geometría a irradiar.

Entre los cambios que se podrían hacer para mejorar tanto resultados como tiempo que tarda la simulación en realizarse se encuentra el análisis de sensibilidad para el haz incidente, uso más eficiente del parámetro bremsstrahlung splitting y revisión de posición y forma del filtro.

## **A. Análisis de sensibilidad**

Debido a que las características del haz incidente no se conocen con exactitud, se recomienda hacer un análisis de sensibilidad con energías bastante cercanas a los 6.0 MeV para los electrones incidentes en el blanco. Como se mencionó en la discusión, Sheikh-Bagheri(2006), Vazquez-Quino(2012), Pham(2009) y Hedin(2010) entre otros, sugieren ver los cambios de un rango como de 5.7 a 6.3 MeV con saltos de 0.1 MeV. La energía que escoge, es con la cual el PDD simulado coincide mejor con los datos del PDD medido.

Tampoco se conoce con exactitud el radio del haz incidente, por lo que los autores mencionados también sugieren hacer un análisis de sensibilidad de la distribución radial en un rango de 1.1 a 1.5 mm de radio. Se escoge la distribución radial con la que coincida mejor el perfil de dosis simulado con los datos del perfil de dosis medido.

## B. Bremsstrahlung splitting

En la simulación del cabezal se cuenta con la opción bremsstrahlung splitting, la cual es una técnica de reducción de varianza que mejora la estadística de los fotones bremsstrahlung. BEAMnrc cuenta con tres tipos de bremsstrahlung splitting, los cuales son el uniforme, selectivo y direccional. El manual del usuario sugiere el uso de bremsstrahlung direccional, ya que puede ser hasta 26 veces más eficiente.

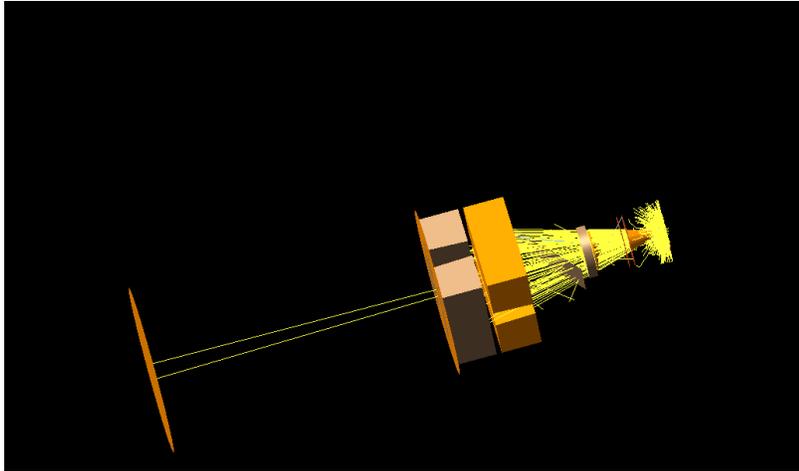


Figura 40: Bremsstrahlung splitting uniforme =20

La Figura 40 muestra las trayectorias de las partículas simuladas usando el bremsstrahlung que se usó, que es el uniforme con splitting 20 . Se simularon 100 historias para la salida gráfica en 3D. Se puede ver como pocos haces llegan a la superficie del maniquí, es decir al final del espacio de aire. Además se puede ver saturado de trayectorias que no son de interés las componentes del cabezal.

En la Figura 41 se aumentó el número de partición (splitting) a 50 y se puede ver que aumentó el número de haces que llegan a la superficie del maniquí. Sin embargo las partes del cabezal se ven sobrecargadas. Es difícil ver las componentes del acelerador arriba de las mandíbulas, ya que las trayectorias de los fotones las tapan. Los fotones están siendo producidos en todas las direcciones de forma uniforme y se siguen las trayectorias de todas las partículas sin importar su destino.

En la Figura 42 se presenta la simulación de las 100 historias, pero ahora usando bremsstrahlung direccional y con splitting 50. La filosofía detrás es que los fotones dirigidos al campo de interés son partidos al tiempo de la creación, mientras que los que no están dirigidos a la región que abarca el campo de tratamiento no son partidos. Por esto es posible ver que no se ve cargada la parte con las componentes del cabezal, de hecho es posible verlas y ver el haz a través de ellas.

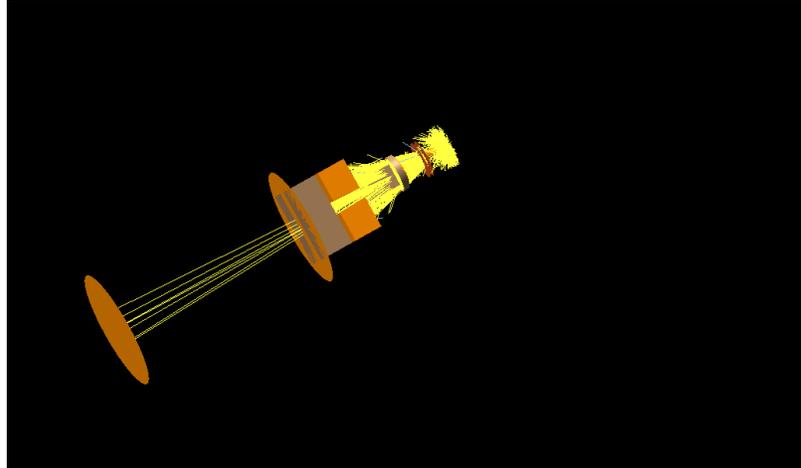


Figura 41: Bremsstrahlung splitting uniforme =50

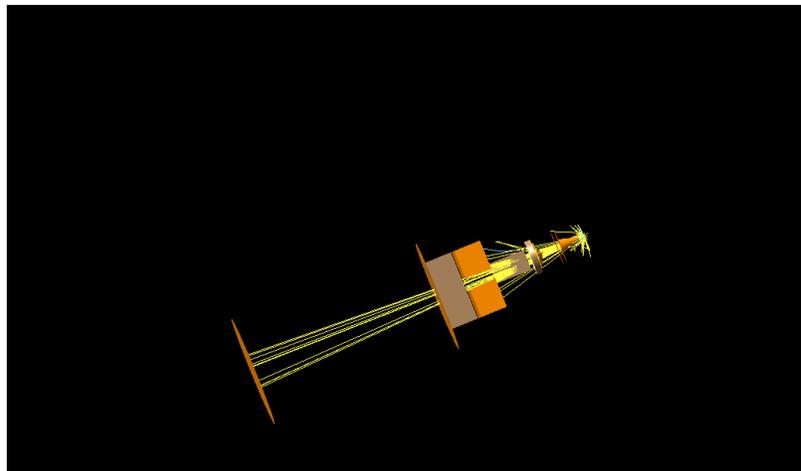


Figura 42: Bremsstrahlung splitting direccional =50

Se trató usar el bremsstrahlung direccional como lo sugiere el manual, pero los espacios de fase aumentaban su tamaño bastante rápido, incluso llegando al tamaño de la memoria de la computadora usada. Sería recomendable probar realizar la simulación con el tipo de partición direccional, usando números en el orden de 100 y no de 1000 como es sugerido, para empezar y sin usar electron splitting. Si la memoria no crece como lo estaba haciendo, se puede seguir aumentando el número de partición y llegar hasta 1000 que es el que se ha reportado dando mayor eficiencia.

## C. Filtro

Una de las componentes que influencia de gran forma los perfiles de dosis es el filtro aplanador. Tanto su geometría como la posición donde se encuentra en el cabezal deben de estar lo más exactamente posible, ya que si está desplazado algunos milímetros, puede causar efectos en el perfil.

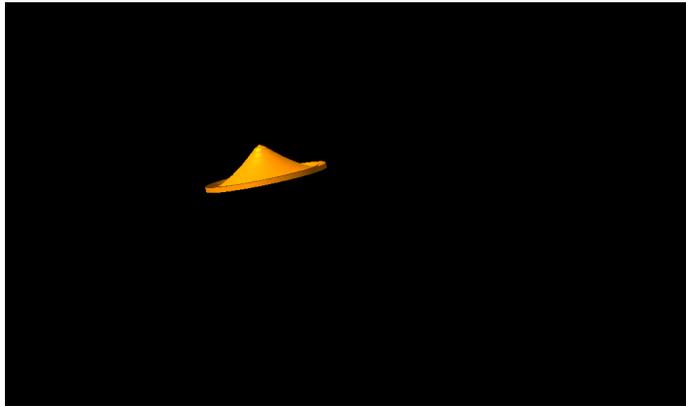


Figura 43: Filtro vista 3D

La Figura 43 muestra la geometría del filtro en 3D, donde se percibe que la geometría está como se esperaba. Al girar el filtro y verlo desde otro ángulo, la Figura 44 muestra como hay una especie de cavidad. Si se supone que debe existir un desnivel entre esos aros, pero debería de existir una capa delgada de cobre abajo. Sería de interés investigar un poco más esto y ver si es solamente la escala o realmente no se construyó de forma que tuviera la capa de cobre hasta abajo.

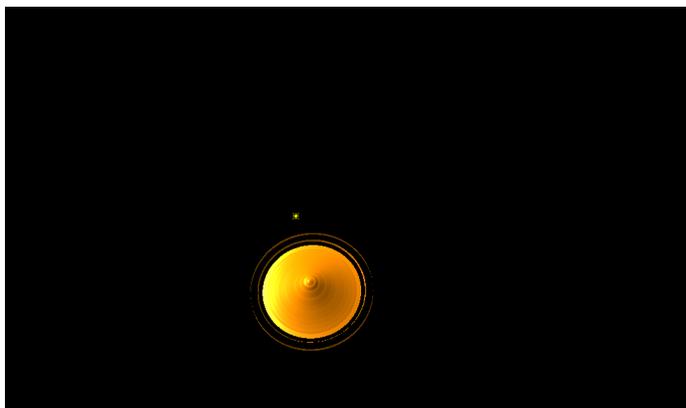


Figura 44: Filtro vista 3D desde otro ángulo

Adicionalmente, como se comentó en la discusión, la posición dentro del cabezal donde se colocó el filtro fue suponiendo que la medida que daba el fabricante era hacía referencia al centro del filtro. Sin embargo, esta medida podría referirse a la punta, a la base o a la

parte donde empiezan las secciones cónicas más anchas. Es recomendable verificar con el fabricante esta distancia a qué parte del filtro hace referencia, o hacer la simulación con las tres posibilidades y observar el efecto que causa esta medida en los resultados.



- Adaptive Computing. *TORQUE Administrator Guide*. version 2.5.9. 239 págs.
- Attix, Frank Herbert. 1986. *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*. WILEY-VCH. 633 págs.
- Currie, Bryn. 2007. *Monte Carlo Investigation into Superficial Cancer Treatments of the Head and Neck*. Tesis University of Canterbury, New Zeland. 131 págs
- Ding, George X. 2002. *Energy spectra, angular spread, fluence profiles and dose distributions of 6 and 18 MV photon beams: results of Monte Carlo simulations for a Varian 2100EX accerelator*. *Physics in Medicine and Biology*. 47 (7): 1025-1046
- Doetinchem von, Philip. 2009. *ROOT- A Data Analysis Framework*. RWTH Aachen University. 33 págs.
- Haffty, Bruce; Lynn, W. 2009. *Handbook of Radiation Oncology: Basic Principles and Clinical Protocols*. Mississauga, Ontario: Jones and Barlett Publishers. 808 págs.
- Hedin, E. , *et al.* 2010. *Monte Carlo simulation of linear accelerator Varian Clinac iX*. Sahlgrenska University Hospital, Gothenburg, Sweden. 27 págs.
- Internationa Atomic Energy Agency. 2005. *Determinación de la dosis absorbida en radioterapia con haces externos. Colección de informes técnicos No. 398*. Vienna: OIEA. 279 págs.
- INTERACTIONS.ORG, Particle Physics News And Resources. *Particle Physics Glossary*. <http://www.interactions.org/cms/?pid=1002289#c> [Fecha de consulta: 27 de Febrero 2013]
- Kahn, Faiz M. 2010. *The Physics of Radiation Therapy*. 4<sup>a</sup> ed. Baltimore. 531 págs.
- Kawrakow, I. , *et al.* 2011. *The EGSnrc Code Ststem: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*. Ottawa: National Research Council of Canada. 6<sup>a</sup> ed. 317 págs.

- Ma, C.M. y Rogers, D.W.O. 2013. *BEAMDP as a General-Purpose Utility*. Ottawa: National Research Council of Canada. 6<sup>a</sup> ed. 20 págs.
- McCoy, Airlie. 2004. *Liking likelihood*. <http://journals.iucr.org/d/issues/2004/12/01/ba5064/ba5064fig2.html>
- Pham, Thuc M. 2009. *Simulation of the Transmitted Dose in an EPID Using a Monte Carlo Method*. Tesis University of Adelaide, Australia. 131 págs.
- Piparo, Danilo; Quast, G. y Zeise M. 2012. *A ROOT Guide For Students. "Divind Into ROOT"*. Institute für Experimentelle Kernphysik. 59 págs.
- Podgorsak, E.B. 2005. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Vienna: International Atomic Energy Agency. 696 págs.
- Rogers, D.W.O; Bielajew, A.F. 1990. *Monte Carlo Techniques of Electron and Photon Transport for Radiation Dosimetry*. Ottawa: National Research Council of Canada. 118 págs.
- Rogers, D.W.O, et al. 1994. *BEAM: A Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units*. Ottawa: National Research Council of Canada. 22 págs.
- Rogers, D.W.O. 2003. *Fundamentals of Dosimetry Based on Absorbed- Dose Standards*. Ottawa: National Research Council of Canada. 27 págs.
- Rogers, D.W.O. 2009. *Accelerator modelling with BEAMnrc*. AIFM Workshop Rome. 20 págs.
- Rogers, D.W.O; Walters, B. y Kawrajow, I. 2011. *BEAMnrc Users Manual*. Ottawa: National Research Council of Canada. 268 págs.
- Sheikh-Bagheri, Daryoush, et al. 2000. *Comparison of measured and Monte Carlo Calculated dose distributions from the NRC linac*. Ottawa: National Research Council of Canada. 11 págs.
- Sheikh-Bagheri, Daryoush y Rogers, D.W.O. 2002. *Monte Carlo calculation of nine megavoltage photon beam spectra using the BEAM code*. Ottawa: National Research Council of Canada. 12 págs.
- Sheikh-Bagheri, Daryoush. 2006. *Monte Carlo Methods for accelerators Simulation and Photon Beam Modeling*. AAPM Summer Shool. Windsor, ON. 71 págs.
- Vargas Castrillón, Silvia y Cutanda Henríquez, Francisco. 2009. *Comparison of IPSM 1990 photon dosimetry coda of practice with IAEA TRS-398 and AAPM*. Journal of Applied Clinical Medical Physics[North America], 10 (1)
- Varian Medical Systems. *Monte Carlo Data Package. High Energy Accelerator*. 64 págs.
- Vazquez-Quino, Luis Alberto, et al. 2012. *Monte Carlo modeling of a Novalis TX Varian 6MV with HD-120 multileaf collimator*. Journal od Applied Clinical Medical Physics [North America]. 13 (5):300-313.
- Walters, B.; Kawrakow, I. y Rogers, D.W.O. 2011. *DOSXYZnrc User Manual*. National Research Council of Canada Ottawa. 109 págs.

### A. Programa que grafica dosis a profundidad (pdd.py)

```
#####
# Este programa lee los datos de una simulacion de Monte Carlo y
# de un archivo con los datos experimentales para crear las graficas
# de dosis a profundidad (PDD)
# Por: Maria Guadalupe Barrios Sazo
#####
import numpy as np
#para graficar
from ROOT import TCanvas, TGraph, TMultiGraph
from ROOT import gROOT
from array import array

#Leyendo datos MC-----
L=[]
f=open('dosisPddfial6.3ddose','r')
for line in f:
    L.append(line.strip())
f.close()

# L[0] tiene cuantos voxels se usaron, L[1],L[2] y L[3] tienen las coordenadas
# L[4] tiene las dosis
# L[5] tiene los errores

#Quitar los espacios y separar los datos de dosis
O=L[4].split()
O=np.asarray(O)
```

```

    #Guardar los datos en una matriz de tres dimensiones
a=O.reshape(93,121,121)
#Formato—a[z][x][y]

n=63

#Tabla para Grafica de DOSIS VRS PROFUNDIDAD (MC)
z,dosis= array('d'), array('d')
for i in range(1,n):
#las dosis se normalizan con respecto al maximo
    dosis.append(float(a[i][60][60])*99.9/float(a[3][60][60]))
    z.append(0.32+(i-1)*0.5)
#Leyendo datos medidos—————
L=[]
z2,dosis2 =array('d'), array('d')
f = open('curve-depth-10-10.txt','r')
for line in f:
    L.append(line.strip())
f.close()
for i in range(11,len(L)-1):
    L[i]=L[i].rstrip('<')
    L[i]=L[i].replace('>','')
    O=L[i].split()
#Tabla para Grafica de DOSIS VRS PROFUNDIDAD (Medido)
    z2.append(float(O[0])/10)
    dosis2.append(float(O[1]))

#GRAFICAR—————
gROOT.Reset()
c1=TCanvas('c1','Dosis vrs Profundidad', 200, 10, 600, 400)
c1.SetFillColor(0)
c1.SetGrid()
#grafica de PDD por Monte Carlo
gr= TGraph (62,z,dosis)
gr.SetName("gr")

```

```

    gr.SetLineColor(0)
gr.SetLineWidth(0)
gr.SetMarkerColor(4)
gr.SetMarkerStyle(7)
gr.SetTitle('Dosis vrs Profundidad')
gr.GetAxis().SetTitle('z')
gr.GetAxis().SetTitle('Dosis normalizada')
gr.SetTitle('Monte Carlo')

#grafica de PDD de datos medidos
gr2=TGraph(63,z2,dosis2)
gr2.SetName("gr2")
gr2.SetLineColor(0)
gr2.SetLineWidth(0)
gr2.SetMarkerColor(2)
gr2.SetMarkerStyle(7)
gr2.SetTitle('Experimental')

mg= TMultiGraph()
mg.Add(gr)
mg.Add(gr2)

mg.SetTitle('Dosis a profundidad')
mg.Draw("AP")
mg.GetAxis().SetTitle('z (cm)')
mg.GetAxis().SetTitle('Dosis Normalizada')
c1.BuildLegend()
c1.Update()

#-----

#para que no desaparezca el grafico

var = raw_input("Enter something: ")

```

## B. Programa que grafica perfiles de dosis en x, y (Perfiles.py)

```
#####  
# Este programa lee los datos de una simulacion de Monte Carlo para  
# crear las graficas de perfiles de dosis en x y en y a una  
# profundidad dada  
# Por: Maria Guadalupe Barrios Sazo  
#####  
import numpy as np  
#para graficar  
from ROOT import TCanvas, TGraph, TMultiGraph  
from ROOT import gROOT  
from array import array  
  
L=[]  
  
f = open('dosisPddfial6.3ddose','r')  
for line in f:  
    L.append(line.strip())  
f.close()  
  
# L[0] tiene cuantos voxels se usaron, L[1],L[2] y L[3] tienen las coordenadas  
# L[4] tiene las dosis  
# L[5] tiene los errores  
  
#Quitar los espacios y separar los datos de dosis  
O=L[4].split()  
  
#Guardar las dosis en una matriz de 3 dimensiones  
O=np.asarray(O)  
a=O.reshape(93,121,121)  
  
#Formato—a[z][x][y]
```

```

#GRAFICAR
gROOT.Reset()
c1=TCanvas('c1','Perfil de dosis', 200, 10, 700, 500)
c1.SetFillColor(0)
c1.SetGrid()

n=121
#Tabla para Graficar perfil de dosis en x y en y
x,dosisy,dosisx= array('d'), array('d'), array('d')

#Dependiendo de la profundidad se cambia la primer componente
for i in range(0,n):
#Las dosis se normalizan respecto al maximo
    dosisy.append(float(a[30][60][i])/float(a[3][60][60]))
    dosisx.append(float(a[30][i][60])/float(a[3][60][60]))
    x.append(-15+(i*0.25))

#grafica de perfil en x
gr= TGraph (121,x,dosisx)
gr.SetLineColor(21)
gr.SetLineWidth(0)
gr.SetMarkerColor(4)
gr.SetMarkerStyle(7)
gr.SetTitle('y')

#grafica de perfil en y
gr2=TGraph(121,x,dosisy)
gr2.SetLineColor(21)
gr2.SetLineWidth(0)
gr2.SetMarkerColor(2)
gr2.SetMarkerStyle(7)
gr2.SetTitle('x')

mg=TMultiGraph()
mg.Add(gr)
mg.Add(gr2)

```

```

    mg.SetTitle('Perfiles de dosis en x y en y a 20 cm')
mg.Draw('.ap")
mg.GetAxis().SetTitle('cm')
mg.GetAxis().SetTitle('Dosis Normalizada')
c1.BuildLegend()
c1.Update()
#-----
#para que no desaparezca el grafico
var = raw_input("Enter something: ")

```

### C. Programa que grafica perfil de dosis (Perfiles.py)

```

#####
# Este programa lee los datos de una simulacion de Monte Carlo y
# de un archivo con los datos experimentales para crear las graficas
# de perfiles de dosis a profundidad de 10cm
# Por: Maria Guadalupe Barrios Sazo
#####
import numpy as np
#para graficar
from ROOT import TCanvas, TGraph, TMultiGraph
from ROOT import gROOT
from array import array

#Leyendo datos MC-----
L=[]
f = open('dosisPddfina6.3ddose','r')
for line in f:
    L.append(line.strip())
f.close()

# L[0] tiene cuantos voxels se usaron, L[1],L[2] y L[3] tienen las coordenadas
# L[4] tiene las dosis
# L[5] tiene los errores

#Quitar los espacios y separar los datos de dosis
O=L[4].split()
O=np.asarray(O)
#guardar los datos en matriz de 3 dimensiones
a=O.reshape(93,121,121)
#Formato---a[z][x][y]

n=121

```

```

#Tabla para graficar perfil de dosis(MC)
x,dosis= array('d'), array('d')
for i in range(0,n):
#Las dosis se normalizan respecto al maximo
    dosis.append(float(a[20][60][i])/float(a[20][60][60])*100)
    x.append(-15+(i*0.25))

#Leyendo datos medidos-----
L=[]
z2,dosis2 =array('d'), array('d')
f = open('curve-profile-10cm.txt','r')
for line in f:
    L.append(line.strip())
f.close()
for i in range(11,len(L)-1):
    L[i]=L[i].rstrip('<')
    L[i]=L[i].replace('>','')
    O=L[i].split()
#Tabla para graficar perfil de dosis(datos medidos)
    z2.append(float(O[0])/10)
    dosis2.append(float(O[1]))

#GRAFICAR-----
gROOT.Reset()
c1=TCanvas('c1','Perfil de dosis', 200, 10, 700, 500)
c1.SetFillColor(0)
c1.SetGrid()

#grafica perfil (MC)
gr= TGraph (121,x,dosis)
gr.SetLineColor(0)
gr.SetLineWidth(0)
gr.SetMarkerColor(4)
gr.SetMarkerStyle(7)
gr.SetTitle('Monte Carlo')

```

```

    #grafica perfil(medidos)
gr2=TGraph(121,z2,dosis2)
gr2.SetName("gr2")
gr2.SetLineColor(0)
gr2.SetLineWidth(0)
gr2.SetMarkerColor(2)
gr2.SetMarkerStyle(7)
gr2.SetTitle('Medida')

mg= TMultiGraph()
mg.Add(gr)
mg.Add(gr2)

mg.SetTitle('Perfiles de dosis en x a 10 cm')
mg.Draw("acp")
mg.GetAxis().SetTitle('x (cm)')
mg.GetAxis().SetTitle('Dosis Normalizada')
c1.BuildLegend()
c1.Update()

#-----

#para que no desaparezca el grafico

var = raw_input(.Enter something: ")

```

## D. Razón entre datos medidos y resultados de Monte Carlo con barras de error

A continuación se muestran los resultados con barras de error de la razón entre los datos medidos y los obtenidos con Monte Carlo para la gráfica de dosis a profundidad y para la gráfica de perfil de dosis a 10 cm de profundidad.

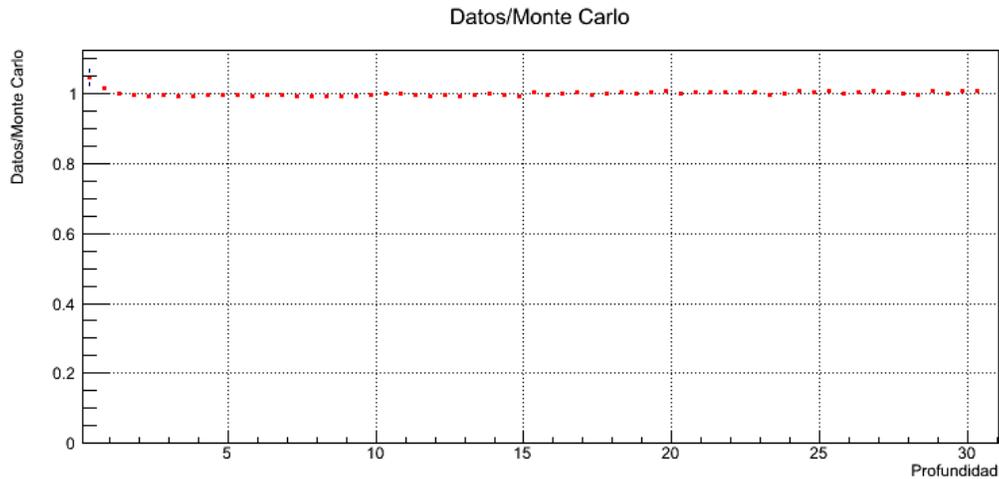


Figura 45: razón datos/MC con errores para pdd

DOSXYZnrc tenía como salida el error relativo asociado a cada dosis en cada voxel. Suponiendo que la dosis en un voxel cualquiera es  $z$ , entonces el error relativo asociado a esta dosis, el cual da el programa es  $\frac{\Delta z}{z}$ . Los resultados para graficar se normalizaron con respecto a una dosis (la máxima). Supóngase que la dosis con la que se normaliza es  $z_n$  con error relativo  $\frac{\Delta z_n}{z_n}$ . El error que se presenta en estas gráficas está dado por:

$$\frac{z}{z_n} * \sqrt{\frac{\Delta z^2}{z^2} + \frac{\Delta z_n^2}{z_n^2}}$$

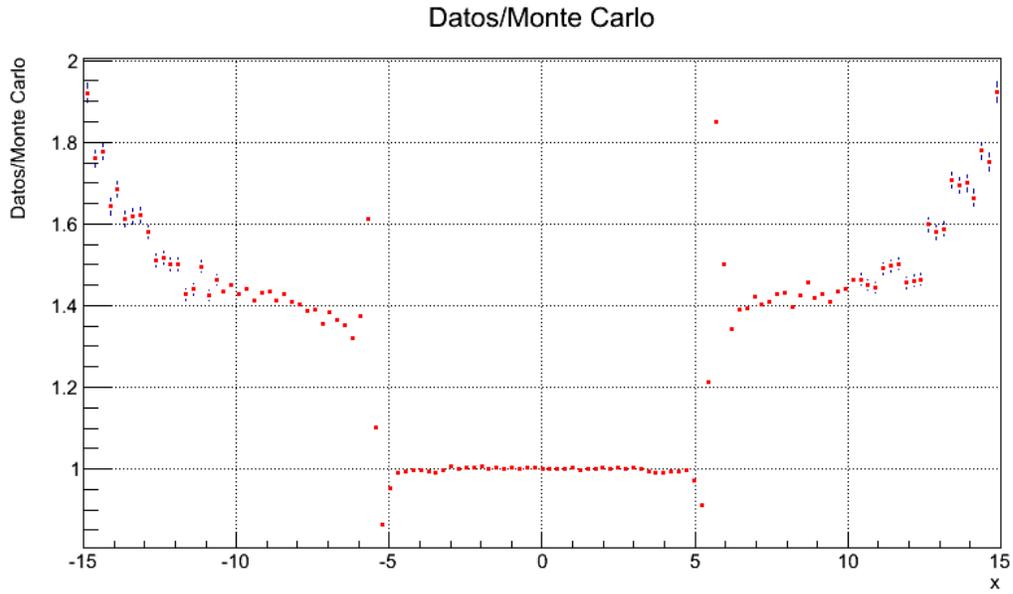


Figura 46: razón datos/MC con errores para perfil de dosis a 10 cm de profundidad

**Densidad de flujo de energía:** Ver Fluencia de Energía. Es la fluencia de energía en un intervalo de tiempo y está dada por

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} = \frac{d}{dt} \frac{dR}{da}$$

(Attix, 1986:10)

**Densidad de flujo:** Ver Fluencia. Es la fluencia en un intervalo de tiempo y está dada por

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} = \frac{d}{dt} \frac{dN_e}{da}$$

(Attix, 1986:8)

**Dosis absorbida:** Se define en términos de la cantidad energía impartida  $\epsilon$ . La energía impartida por radiaciones ionizantes en materia de masa  $m$  en un volumen  $V$  se define como

$$\epsilon = R_{in} - R_{out} + \Sigma Q$$

Ver definición de kerma para saber que significa cada término en esta expresión. Se define dosis absorbida  $D$  en cualquier punto  $P$  en  $V$  como

$$D = \frac{d\epsilon}{dm}$$

Entonces la dosis absorbida  $D$  es el valor esperado de energía impartida a materia por unidad de masa en un punto. (Attix, 1986:27)

**Fluencia de energía:** Sea  $R$  el valor esperado de la energía total transportada por todos los rayos  $N_e$  que golpean una esfera con área circular  $da$ , se define la fluencia de energía como

$$\Psi = \frac{dR}{da}$$

(Attix, 1986:9)

**Fluencia planar:** El número de partículas atravesando un plano fijo en alguna dirección por unidad de área del plano. (Attix, 1986:15)

**Fluencia:** Sea  $N_e$  el valor esperado del número de rayos golpeando una esfera infinitesimal con área circular de  $da$ , se define la fluencia,  $\Phi$  como

$$\Phi = \frac{dN_e}{da}$$

(Attix, 1986:8)

**KERMA:** Se puede definir en términos de energía transferida  $\epsilon_{tr}$  y la energía radiante  $R$ . La energía transferida en un volumen  $V$  es:

$$\epsilon_{tr} = R_{in} + R_{out} + \Sigma Q$$

donde  $R_{in}$  es la energía radiante de partículas sin carga entrando  $V$ ,  $R_{out}$  es la energía radiante de partículas sin carga saliendo de  $V$ , a excepción de las que fueron originadas en  $V$ ,  $\Sigma Q$  es la energía neta derivada de la masa en reposo. Kerma  $K$  se define como

$$K = \frac{d\epsilon_{tr}}{dm}$$

Entonces kerma es el valor esperado de energía transferida a partículas cargadas por unidad de masa en un punto de interés, incluyendo pérdida de energía por radiación pero excluyendo energía pasada de una partícula cargada a otra. (Attix, 1986:21)

**Sección transversal de Bhaba:** Es la sección transversal para dispersiones positrón-electrón en la energía cinética  $T$  del electrón disperso, que inicialmente está en reposo. (Kawrakow, 2011:77)

**Sección transversal de Møller:** Es la sección transversal para dispersiones electrón-electrón en la energía cinética  $T$  del electrón disperso, que inicialmente está en reposo. (Kawrakow, 2011:75)

**Sección transversal:** La sección transversal está definida en el glosario de interactions.org (Particle Physics News and Resources) como

*« una medida de probabilidad de un proceso dado que ocurre en un acelerador. La idea es que dos objetos con área de sección transversal grande son más probables de chocar uno con el otro. Por lo que sección transversal grande significa que el proceso es más probable que ocurra. La sección transversal está medida en barns,  $10^{-28}m^2$ . Un barn es una sección transversal extremadamente grande en física de partículas. Varias secciones transversales interesantes son medidas en pb (picobarns), las cuales son  $10^{-12}$  barns. »*