

INDICE

| | |
|--|----|
| 1. Introducción | 4 |
| 1.1 Interacción de la radiación ionizante con la materia | 4 |
| 1.2 Rayos gamma a través de la materia..... | 4 |
| 1.3 interacción de partículas cargadas con la materia | 6 |
| 2. Radioterapia | 10 |
| 2.1 Tipos de radioterapia..... | 11 |
| 2.1.1 Radioterapia externa..... | 12 |
| 2.1.2 Radioterapia interna | 13 |
| 2.1.3 Radioterapia sistemática..... | 14 |
| 3. Dosimetría | 15 |
| 3.1 Concepto de tolerancia | 16 |
| 3.2 Magnitudes y unidades | 17 |
| 3.2.1 Exposición. Kerma | 17 |
| 3.2.2 Dosis absorbida..... | 19 |
| 3.2.2 Efectos biológicos | 20 |
| 3.3 Medidas dosimétricas | 22 |
| 3.3.1 Interpretación de datos | 22 |
| 3.3.2 Factor de calibración | 25 |
| 3.4 Haces de fotones | 26 |
| 3.5 Haces de electrones | 27 |
| 3.6 Métodos de Montecarlo..... | 28 |
| 3.6.1 Algoritmo de MC..... | 30 |
| 4. Software | 33 |
| 4.1 DPM..... | 37 |
| 4.1.1 Transporte de electrones en DPM | 37 |
| 4.1.2 Mecanismo de transporte | 38 |

| | |
|--------------------------------------|-----------|
| 4.1.2 Descripción del programa | 38 |
| 4.2 Resultados..... | 41 |
| 5. Conclusiones | 58 |
| Bibliografía y Referencias | 59 |

OBJETIVOS Y PROPÓSITO

Con este trabajo se pretende explorar el problema del cálculo de dosis recibida por ejemplo por pacientes de radioterapia. En los primeros tiempos, la dosis recibida por los distintos órganos se ha calculado mediante aproximaciones, entre ellas y más notablemente, el considerar que los tejidos del cuerpo humano pueden ser fielmente representados, en cuanto al cálculo de dosis recibida, como agua. En los últimos años, con el desarrollo de los ordenadores, se ha ido generalizando el cálculo de dosis mediante programas que son capaces de tener en cuenta la diferente composición de los órganos en el cálculo de dosis. En este trabajo revisaremos cuál es el avance que representa la utilización de estos programas.

En primer lugar resumiremos los procesos de interacción radiación-materia relevantes en dosimetría, para después revisar muy brevemente el software existente en el mercado, sus principales características, ventajas e inconvenientes.

El programa con el que presentaremos más resultados es DPM, y uno de los objetivos de este trabajo es estimar la importancia del cálculo detallado de dosis cuando el volumen que recibe la radiación tiene composición compleja, para varios tipos de interfases entre materiales y para diversas partículas. Trataremos de ver con algunos ejemplos las diferencias que ocasiona el considerar la distinta composición de los materiales en la evaluación de la dosis, frente al caso en que se consideran todos los tejidos como agua.

En antiguos estudios en los que los programas de cálculos de dosis eran menos sofisticados que los que existen ahora, se hacían cálculos de dosis sobre superficies homogéneas, considerando todos los tejidos por los que la radiación pasaba hasta llegar al tumor como agua. Por ello, es interesante observar qué tipo de error se comete al considerar dichos tejidos como agua y si es relevante o no a la hora de la planificación de los tratamientos.

Esto lo haremos con el programa DPM. También trataremos de dar una idea del tiempo necesario para el cálculo de dosis con estos programas y ordenadores actuales.

Hemos evaluado el programa FLUKA, aunque al final los ejemplos que presentamos los hemos hecho con DPM.

1. INTRODUCCIÓN

1.1 INTERACCIÓN DE LA RADIACIÓN IONIZANTE CON LA MATERIA

Cuando un material recibe radiación, se producen una serie de fenómenos que dependen tanto del tipo de radiación y su energía como del tipo de material y su estado. Podemos hablar de radiación primaria y radiación secundaria cuando la energía de radiación incidente es lo suficientemente alta como para ionizar el material, arrancando electrones que a su vez pueden seguir ionizando. La radiación ionizante se puede clasificar en:

- Partículas con masa
 - o Cargadas: radiación alfa - núcleos de He con carga +2
radiación Beta - e^- o positrones,
protones, muones y piones.
 - o Neutras: neutrones
- Radiación electromagnética ($m=0$)
 - o Rayos Gamma: producidos por desexcitación de un nucleón y en las desintegraciones de isótopos radiactivos. Rango de energías [10^5 - 10^8 eV].
 - o Rayos X: A diferencia de los gamma, surge de fenómenos en la corteza atómica. Rango de energías [0.1 - 10^5 eV].

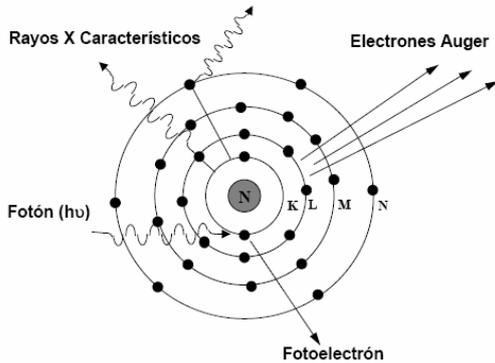
En el estudio de la dosimetría existen algunos parámetros característicos de la interacción de la radiación con la materia de gran importancia. Consideramos un haz paralelo de partículas que se mueve a través de un medio absorbente. La energía perdida por unidad de longitud es la **pérdida específica de energía** y su valor promedio el **poder de frenado**. El número de pares de iones producidos por unidad de longitud es la **ionización específica**. La curva que da la ionización específica en función del alcance es la llamada **curva de Bragg**.

1.2 PASO DE RAYOS GAMMA A TRAVÉS DE LA MATERIA

Cuando los fotones atraviesan un material, al no tener carga no experimentan interacción Coulombiana. Así al chocar contra electrones o núcleos la energía es transferida total o parcialmente a éstos por medio de diferentes procesos, y la intensidad de la radiación se va atenuando exponencialmente conforme aumenta el espesor del material atravesado, pero sin llegar nunca a anularse.

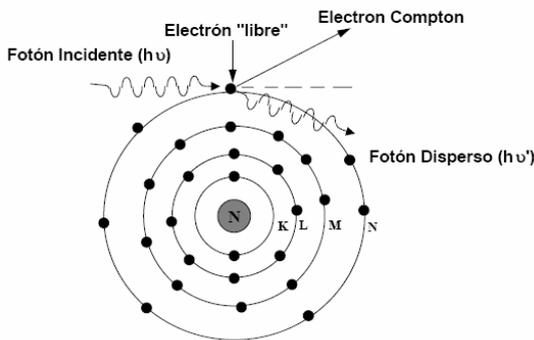
Para radiación ionizante ($E > 10 \text{ MeV}$), los principales procesos de transferencia de energía son:

Efecto Fotoeléctrico



El fotón es absorbido completamente y transmite toda su energía cinética al material. No hay radiación dispersa por lo que tiene un alto contraste en la imagen radiológica.

Efecto Compton



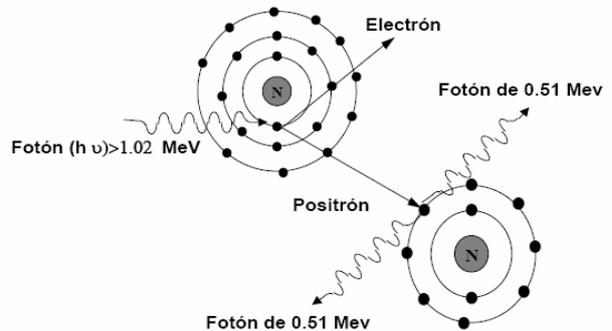
El fotón sufre una colisión inelástica con un electrón cediéndole parte de su energía. El electrón se desvía de su trayectoria y aparece una radiación dispersa.

Esta radiación dispersa provoca ruido de fondo y deteriora el contraste en las imágenes radiológicas.

Producción de pares

El fotón desaparece y cede toda su energía produciendo un par electrón-positrón. El positrón se aniquila produciendo dos fotones secundarios.

Esta producción se produce sólo a altas energías (>1.02 MeV en agua)



Reacciones nucleares

Los fotones con energía superior a 10MeV pueden inducir reacciones nucleares en la materia, que a efectos prácticos significa que habrá que considerar el efecto de los neutrones secundarios originados en estas reacciones.

Un concepto importante en la dosimetría para la radioterapia es el **coeficiente de atenuación total**, μ/ρ (en cm^2g^{-1}).

Para cada efecto el coeficiente de atenuación es diverso, como se puede observar en la figura 1. Dicho coeficiente es alto para fotones de baja energía donde predomina el efecto fotoeléctrico.

Para fotones de altas energías, el proceso dominante es la producción de pares.
 En el rango de energías usado en radioterapia (por encima de unos pocos MeV), el efecto dominante es el efecto Compton.

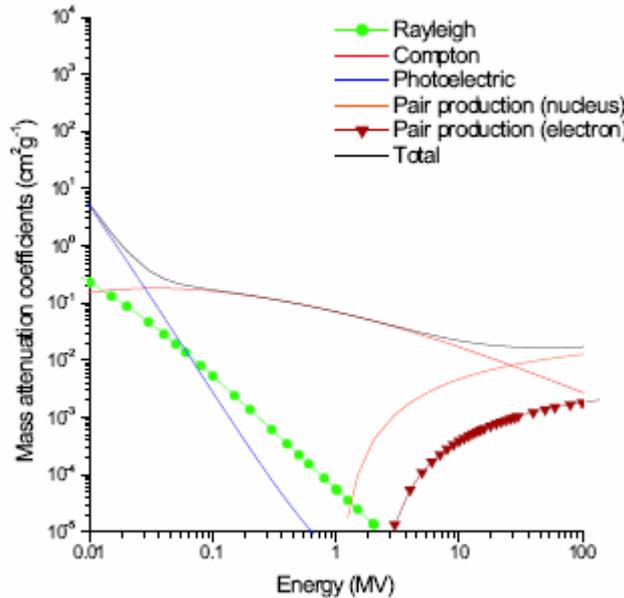
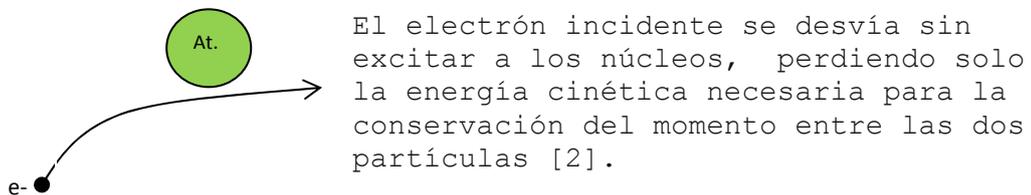


Figura 1. Coeficiente de atenuación de los diferentes efectos al incidir un haz de fotones en agua.

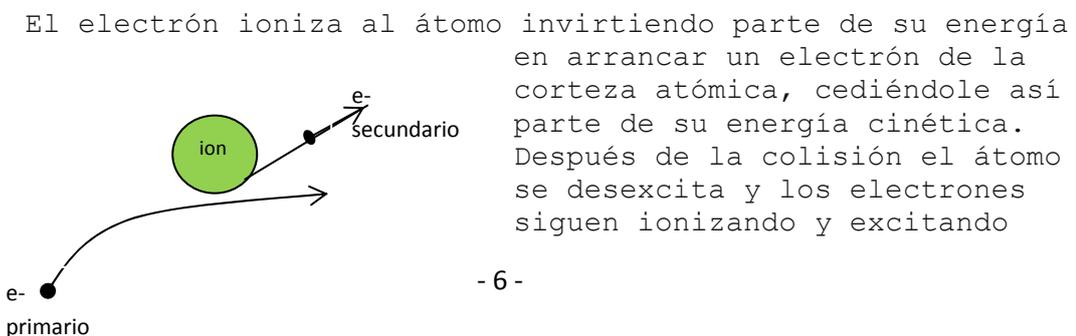
1.3 INTERACCIÓN DE PARTÍCULAS CARGADAS CON LA MATERIA

Las partículas cargadas, en particular los electrones, interactúan de forma mucho más intensa con la materia que los fotones debido a su masa y carga. Cuando los electrones inciden sobre la materia pierden progresivamente su energía cinética a lo largo de la trayectoria; las colisiones son la razón de esta pérdida de energía y del desvío de su trayectoria [1].

Colisiones elásticas

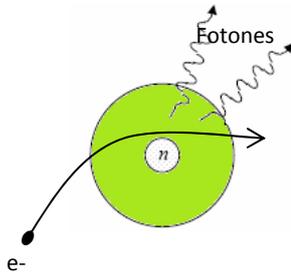


Colisiones inelásticas



otros átomos en un efecto cascada.

Colisiones radiativas



Cuando un electrón pasa lo suficientemente cerca de otro electrón de la corteza o del núcleo del átomo, sufre una gran pérdida de energía cinética que se emite en forma de radiación electromagnética (fotones), llamada radiación de frenado.

Como el electrón incidente puede tener diferentes energías cinéticas, los fotones emitidos también tendrán

diferentes energías.

Poder de frenado

Como se ha visto, la causa principal de pérdida de energía por un electrón muy rápido ($E \gg mc^2$) que atraviesa la materia, es la radiación electromagnética que emite. En cambio, a baja energía ($E \ll mc^2$), esta pérdida carece de importancia comparada con la pérdida por ionización.

La penetración de un haz de electrones en un medio puede ser descrita suponiendo una pérdida de energía lineal y continua a medida que avanza en profundidad (*continuous slowing down approximation*). Así se puede trabajar con la cantidad de energía perdida por partícula a lo largo de su trayectoria, llamado **poder de frenado**, que se define como la energía perdida por unidad de camino recorrido:

$$S = \frac{-dE}{dx} \quad [S] = \text{MeV/cm}^2 \text{g}^{-1}$$

donde S es el poder de frenado y E es la energía cinética de la partícula.

En la figura 2 se puede observar la radiación de frenado en agua y diferentes sustancias de interés radioterapéutico.

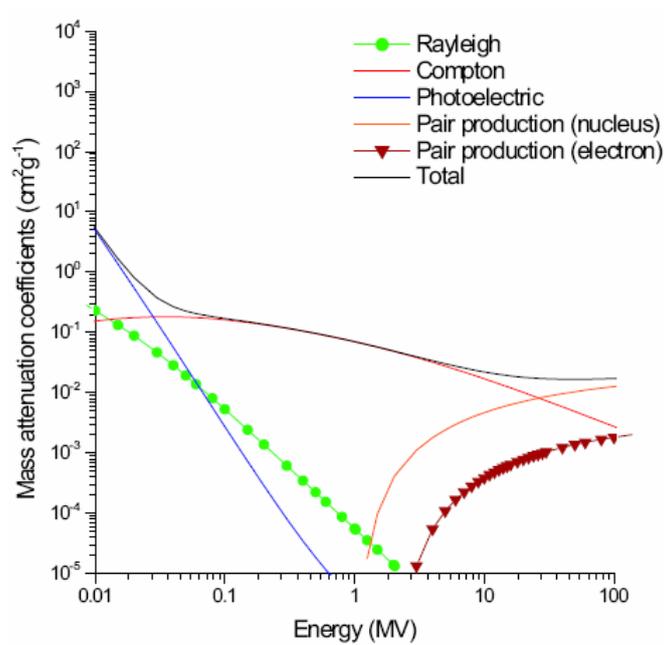


Figura 2. Radiación de frenado medio para agua y diversas sustancias de interés médico.

El cociente S/ρ , llamado **poder de frenado de la masa**, reduce notablemente sin eliminar, la dependencia en la densidad ρ del medio [3], incluyendo la pérdida de energía por ionización y por colisiones radiativas.

$$\left(\frac{S}{\rho}\right) = \frac{S}{\rho} \text{ col} + \frac{S}{\rho} \text{ rad}$$

Esta distinción [4], entre las pérdidas es importante ya que la dosis absorbida en el medio será diferente: la energía es depositada a lo largo del área que rodea la trayectoria de ionización del electrón debido a las colisiones inelásticas, mientras que la energía irradiada no contribuye a localmente la dosis.

La figura 3 muestra que la razón del poder de frenado de la masa, de aire a agua, es fuertemente dependiente de la energía por encima de 0.5 MeV. Esta región es precisamente la región relevante para los haces usados en radioterapia.

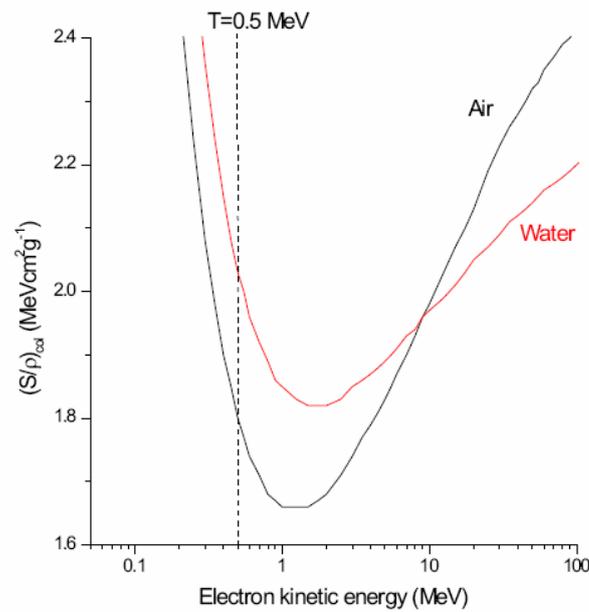


Figura 3. Poder de frenado de masa frente a la energía cinética de los electrones para aire y agua.

Como el poder de frenado varía con la velocidad de la partícula resulta necesario considerar una sustancia patrón cuyo poder de frenado sirva de referencia para las demás sustancias.

Por ejemplo, en general para una partícula alfa se toma como sustancia patrón el aire a 15°C y 760 mm de Hg, definiéndose el poder relativo de frenado de una sustancia como:

$$PRF = \frac{\text{alcance de la partícula } \alpha \text{ en aire}}{\text{alcance de la partícula } \alpha \text{ en la sustancia}}$$

2. RADIOTERAPIA

Un tumor maligno se origina y crece en un tejido normal, invadiendo y sustituyendo progresivamente las células normales por células tumorales y, a largo plazo, metastizando e invadiendo tejidos y órganos.

Los tumores, cuyo crecimiento depende de la tasa de división de las células que proliferan, de la fracción de crecimiento y del grado de pérdida de células por el tumor, se clasifican en 4 grandes categorías según la ubicación, los tejidos, y las células que lo forman:

- Leucemias: Grupo de enfermedades de la médula ósea que implican un aumento incontrolado de glóbulos blancos (leucocitos).
- Linfomas: es un cáncer de una parte del sistema inmunológico (sistema linfático). Lo que ocurre a grandes rasgos, es que un tipo de glóbulos blancos, células B, se vuelven anormales y pueden diseminarse a casi todas las demás partes del cuerpo.
- Sarcomas: son tumores malignos que se originan en los tejidos conectivos como huesos, músculos, cartílagos, tejido fibroso o grasa.
- Carcinomas: son tumor maligno que se originan en los tejidos que recubren los órganos del cuerpo. El 80% de los cánceres son carcinomas.

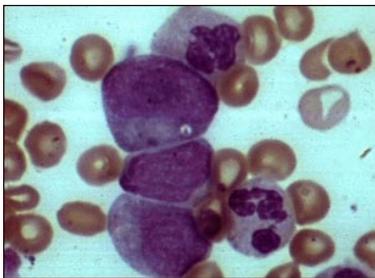


Figura 4. Leucemia linfocítica aguda: muestra las células linfáticas teñidas de oscuro que aparecen en la leucemia

Figura 5. Sarcoma de la vena cava inferior

Figura 6. Carcinoma de pulmón

El tratamiento de estos tumores con radiación supone la administración de altas dosis durante un cierto periodo de tiempo a la zona localizada del organismo donde se encuentra el tumor. A pesar de las grandes cantidades de radiación que se recibe, del orden de 4000 a 6000 rads, cómo la zona irradiada es pequeña y localizada ('volumen de tratamiento') y la dosis total se va administrando en pequeñas dosis diarias, no se producen síndromes de radiación ni muertes.

Las altas dosis suministradas son necesarias para cumplir el objetivo de la radioterapia, que es la destrucción o

esterilización del tumor dañando lo menos posible el tejido sano que lo rodea. La finalidad de un tratamiento radioterapéutico puede ser diversa al objetivo general que la radioterapia tiene en sí, dependiendo del estado en que se encuentre el tumor.

Las terapias se diferencian según su función:

- *Radical*: la radiación se utiliza para la eliminación completa del tumor.
- *Complementaria*: utiliza otros métodos terapéuticos, como la cirugía o la quimioterapia como complemento a la radioterapia.
- *Paliativa*: su intención es mejorar la calidad de vida del paciente.

El principal problema que la radioterapia encuentra es que el volumen de tratamiento abarca no solo el tumor, sino también el tejido normal que lo rodea. Además, la radiación administrada a través de fuentes externas al organismo, es absorbida por los tejidos que se encuentran en su recorrido hasta el tumor.



Figura. La radiación mata células sanas adyacentes a los tumores.

Como la probabilidad de que la radiación interaccione con las células tumorales es la misma que la probabilidad de que la interacción se produzca en células normales, se producirán lesiones en los tejidos sanos al igual que se producen en el tumor; Todos los tejidos sanos tienen un límite en cuanto a la cantidad de radiación que pueden recibir manteniendo al mismo tiempo su función. Por esta razón la radiación que se utiliza para tratar un determinado tumor está limitada por la tolerancia del tejido normal que lo rodea.

El inconveniente es que las diferencias entre un tejido normal y un tumor que se origine a partir de él no son de suficiente magnitud como para tratarlos con radiaciones diferentes. Hay que utilizar técnicas que obtengan ventajas notables de esas diferencias, como la técnica de fraccionamiento de dosis.

2.1 TIPOS DE RADIOTERAPIA

La efectividad de un tratamiento radica en depositar en la zona afectada la cantidad de energía suficiente para destruir las células tumorales. Para lograr los mejores resultados

existen diferentes tipos de administración de las radiaciones que depende del tipo, la extensión y el lugar del cáncer.

La radiación puede provenir de una maquina colocada fuera del cuerpo (radiación externa), puede colocarse dentro del cuerpo (radiación interna) o pueden usarse materiales radiactivos no sellados que viajan por el cuerpo (radioterapia sistémica).

2.1.1 Radioterapia externa

En este tipo de terapia la fuente de irradiación está a cierta distancia del paciente en equipos de grandes dimensiones; a lo largo de los años se han utilizado distintas fuentes de radiación, como equipos de Rayos X, unidades de Cs-137, unidades de Co-60, ciclotrones y aceleradores lineales. En la actualidad, los más utilizados son los Rayos X de terapia, las unidades de Cobalto y los aceleradores lineales de electrones.

La administración de dicha radiación se hace con diversos métodos:

- **Radioterapia intraoperatoria** (*intraoperative radiation therapy, IORT*). Es una forma de radiación externa que se administra durante la cirugía. Esta radioterapia se usa para tratar cánceres localizados que no se pueden extirpar completamente o que tienen una alta probabilidad de que regresen (recurran) en tejidos cercanos. Durante la cirugía una gran dosis de radiación de alta energía se administra directamente al tumor, protegiendo el tejido sano colindante con blindajes especiales.
 - o La **IORT externa con electrones** (*IOERT*) (figura 7). Se realiza con un acelerador lineal. Sus ventajas frente a la IORT con braquiterapia son el menor tiempo de tratamiento, la posibilidad de emplear diferentes energías con diferentes rendimientos en profundidad y que no requiere habitaciones especiales blindadas.



Figura 7. IOERT

El objetivo básico de la IORT es mejorar el índice terapéutico al incrementar la relación dosis tumoral/dosis en tejidos normales.

Al administrarse de forma única, maximiza el efecto biológico de la dosis, con una bioequivalencia entre 2 y 3 veces mayor que la dosis administrada con fraccionamiento convencional. Las bioequivalencias establecidas son:

- 1200 Rads: 2500-3000 Rads en fraccionamiento convencional
- 1500 Rads: 3000-3750 Rads
- 2000 Rads: 4000-5000 Rads

Siguiendo los principios de radiobiología, la IORT aporta la ventaja de disminuir el riesgo de repoblación tumoral que se puede producir, tras el tratamiento quirúrgico; Aunque la aparición de efectos secundarios tardíos a partir de dosis de 1500-1700 Rads, hacen recomendable no sobrepasar dosis de 2000 Rads para evitar que la neurotoxicidad y las alteraciones vasculares se disparen.

- **Irradiación craneal profiláctica** (*prophylactic cranial radiation, PCI*). Es radiación externa aplicada al cerebro cuando hay un riesgo elevado de que el cáncer primario (por ejemplo, cáncer de pulmón de células pequeñas) se disemine al cerebro



Figura 8. Tratamiento con el colimador helmet (Elekta).

La radioterapia externa convencional es la radioterapia conformada en tres dimensiones (RT3D). También pertenecen a este tipo de radioterapia, la radiocirugía, la radioterapia estereotáctica y la Radioterapia con Intensidad Modulada (IMRT) que usa haces de radiación (generalmente rayos X) de distintas intensidades para administrar simultáneamente dosis diferentes de radiación en zonas pequeñas de tejido.

2.1.2 Radioterapia interna o braquiterapia

Usa radiación que se coloca muy cerca del tumor o dentro del mismo. La fuente de radiación está ordinariamente sellada en un portador pequeño llamado implante que pueden ser alambres, tubos de plástico llamados catéteres, cintas, cápsulas o semillas, y se insertan directamente en el cuerpo. La ventaja fundamental es que los implantes radiactivos ofrecen la posibilidad de administrar una dosis alta al tumor, en un tiempo reducido y a un volumen bien delimitado alrededor del mismo, con exposición reducida de las estructuras o tejidos adyacentes normales.

- La **braquiterapia** con alta tasa de dosis (*HDR-IORT*) (figura 9) aplicada con dispositivos especiales como el aplicador de Harrison-Anderson-Mick (HAM), cargados con iridio 192. Sus ventajas frente a la IOERT son la mejor adaptación a superficies curvas y a cavidades estrechas inaccesibles para IOERT, la irradiación de volúmenes muy limitados y la posibilidad de irradiar la piel y el tejido subcutáneo. La dosis se prescribe habitualmente a un centímetro del plano de los catéteres o a 0'5 cm de la superficie del aplicador.



Figura 9. HDR-IORT

2.1.3 Radioterapia sistémica

Este tipo de radioterapia usa materiales como el yodo 131 o el estroncio 89 que pueden tomarse por la boca o inyectarse en el cuerpo siendo así más fácil que la radiación llegue al tumor. Actualmente se están investigando otro tipo de sustancias

3. DOSIMETRIA

En las zonas a tratar, la dosis total se administra fraccionada. La dosis total, la dosis de cada fracción, el número de fracciones y el tiempo a lo largo del cual se administra el tratamiento se determinan en función del tipo del tumor tratado y de la tolerancia del tejido normal que lo rodea.

Biológicamente, las dosis fraccionadas son menos eficaces que las dosis únicas en cuanto a producción de muerte celular; a pesar de esto se ha comprobado que aunque parezca que permiten el crecimiento del tumor al administrarlas así, son más eficaces que la misma cantidad de dosis administrada en una sola vez, causando además un daño mínimo en los tejidos cercanos.

Como se ha comentado anteriormente, en la radioterapia, la determinación precisa de la dosis administrada al tumor y la los tejidos sanos alrededor de la lesión es primordial para el resultado de un buen tratamiento. Por ello es importante conocer como la cantidad de dosis absorbida por un tumor influye en la probabilidad de control tumoral (TCP). La respuesta del tumor a la dosis (TCP) se relaciona [5] con los niveles de dosis absorbida (D) por:

$$DRG = \frac{\Delta(TCP)}{\Delta D/D}$$

Donde DRG es el gradiente normalizado de dosis-respuesta extraído de una curva de respuesta a la dosis administrada, para controlar un tumor utilizando un modelo sigmoideal.

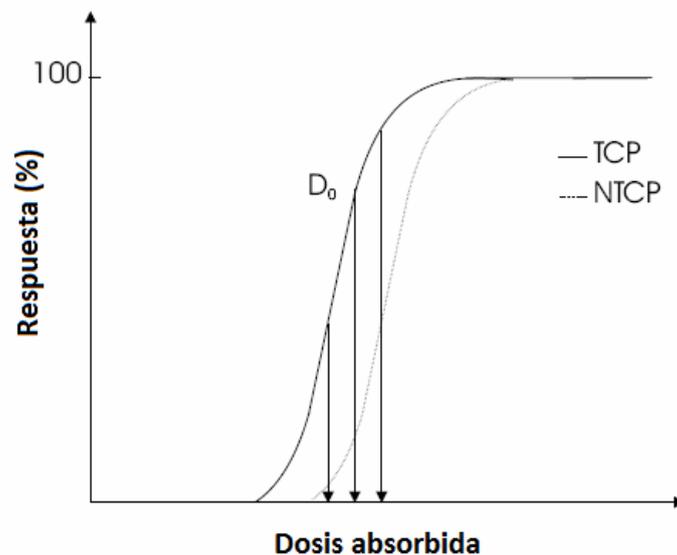


Figura 10: Ejemplo de la forma sigmoidea de las curvas dosis-respuesta para la probabilidad de control tumoral (TCP) y la probabilidad de complicación del tejido normal (NCTP).

La figura también muestra la influencia del error en la administración de la dosis D_0 en NTCP: dosis altas pueden producir efectos secundarios en los tejidos sanos.

Una cura libre de complicaciones es el objetivo deseado del tratamiento, es decir, una dosis óptima para el tratamiento será producir una TCP máxima con una incidencia bastante baja de NTCP [6]. El error en la dosis absorbida está fijado en el 5% [7].

3.1 EL CONCEPTO DE TOLERANCIA

En los primeros años de tratamiento se utilizaron diferentes programas de fraccionamiento de dosis, con distintas dosis totales, que por entonces se llamaban relaciones tiempo-dosis. Con la intención de relacionar distintos resultados, Strandqvist estudió diversos casos de cáncer con un seguimiento de 5 años. Representando la dosis total y el tiempo de tratamiento global, obtuvo una serie de líneas, denominadas *curvas de isoefectos*, que relacionan el programa de tratamiento con los resultados clínicos. Observó que ciertas relaciones tiempo-dosis, aunque curaban la enfermedad, también producían complicaciones tardías graves, mientras que otras no producían daños graves pero no controlaban el tumor.

El resultado de estas curvas fue el establecimiento de programas que no superaban la TOLERANCIA de los tejidos normales pero que tenían gran probabilidad de controlar el tumor. Con esto se vio que para determinar la tolerancia son más importantes el número y el tamaño de las fracciones que el tiempo global de tratamiento.

Para expresar la idea de tolerancia, se ha propuesto el concepto de 'dosis de tolerancia', que predice las tasas de daños mínimos y máximos producidos en distintos órganos por distintas relaciones tiempo-dosis, y que permite predecir el riesgo de inducir complicaciones graves en pacientes.

En la figura 11 se presenta la dosis de tolerancia de distintos órganos. En ciertos casos, los órganos de tolerancia baja se consideran también radiosensibles. Sin embargo, otros órganos como el pulmón, el hígado o el riñón se han considerado radioresistentes a pesar de ser solo moderadamente tolerantes.

| Dosis Total | Órganos que presentan complicaciones |
|---------------------------------|---|
| Baja: 1000-2000 rads | Ovarios y testículos |
| | Mamas, huesos y cartílagos |
| | Médula ósea |
| | Cristalino |
| Moderada: 2000-4500 rads | Estomago, intestino, colon |
| | Hígado (3500-4500) |
| | Riñón (>2500) |
| | Pulmón (>2500) |
| | Corazón (>4500) |
| | Glándulas tiroides y pituitaria |
| Alta: 5000-7000 rads | Músculos en desarrollo |
| | Ganglios linfáticos |
| | Estructuras epiteliales (piel) |
| | Cavidad oral, esófago, recto, glándulas salivales, páncreas, vejiga |
| | Huesos y cartílagos adultos |
| | Ojo, oído |
| | SNC (cerebro y médula espinal) |
| Glándulas suprarrenales | |
| Muy alta:>7500 rads | Uréteres, vagina, uretra |
| | Mamas adultas |
| | Músculo, sangre, conductos biliares |

Figura 11. Clasificación de las dosis de tolerancia de los órganos.

3.2 MAGNITUDES Y UNIDADES

Para caracterizar de forma cualitativa y cuantitativa la radiación y sus efectos, se definen una serie de magnitudes con sus correspondientes unidades. Los organismos que definen estas unidades son la Oficina Internacional de Pesas y Medidas, la Comisión Internacional en Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU) y la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP).

3.2.1 Exposición. Kerma

En radioterapia, a la variación temporal de cualquier magnitud se llama 'tasa' de dicha magnitud, no lo definiremos pero existen tasas de exposición, de dosis absorbida y de kerma.

→ Exposición

Caracteriza el poder ionizante en aire de fotones X o gamma.

Viene dada por la expresión $X = \frac{dQ}{dm}$ y relaciona la carga total de los iones producidos en el aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones en un elemento de volumen, se encuentren en equilibrio electrónico.

Se puede corregir el fenómeno de atenuación de la radiación añadiendo el factor de atenuación (A), y obteniendo como expresión general:

$$X = \frac{dQ}{dmA} \quad \text{''} \quad [X] = \frac{C}{kg} = 2.58 \cdot 10^4 \text{Roentgen}$$

El Roentgen, R, se define según [8] como la exposición de radiación necesaria para producir una unidad de carga en un cm³ de aire en condiciones normales.

El espesor necesario para alcanzar la condición de equilibrio electrónico depende de la energía del haz de fotones y de la densidad del material. En dosimetría se suele normalizar el espesor multiplicando por la densidad del material, lo que se conoce como **espesor másico**.

| E (MeV) | Espesor (g/cm ²) |
|---------|------------------------------|
| 0.02 | 0.0008 |
| 0.05 | 0.0042 |
| 0.1 | 0.014 |
| 0.2 | 0.044 |
| 0.5 | 0.17 |
| 1 | 0.43 |
| 2 | 0.96 |
| 5 | 2.5 |
| 10 | 4.9 |

Figura 12. Espesores másicos necesarios para alcanzar el equilibrio electrónico para fotones de diferentes energías.

→ **Kerma**

Se define cómo la energía cinética transferida al medio (principalmente electrones) por la radiación (fotones o neutrones) por unidad de masa en un punto.

Es una magnitud que no se puede medir directamente y al contrario de la exposición sirve para cualquier haz de partículas sin carga y para cualquier medio absorbente. Se expresa como:

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad [K] = \left[\frac{J}{kg} \right] = \text{Gray (Gy)}$$

La figura 13 muestra el concepto de Kerma, donde un fotón interactúa con el medio en el punto P, transfiriendo parte de su energía al electrón como energía cinética. El electrón, a su vez, transfiere su energía al medio mediante pequeñas colisiones entre P y P'. La energía transferida por unidad de masa en P, es lo que llamamos Kerma.

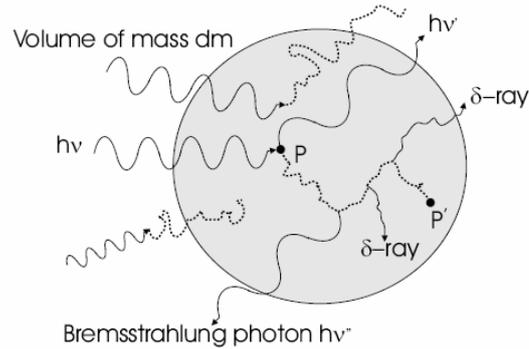


Figura 13 Energía transferida por un fotón de energía $h\nu$ a un medio de masa dm .

3.2.2 Dosis absorbida

Debemos tener en cuenta que es una magnitud puntual. Cuando se habla de dosis absorbida en un órgano o tumor es en realidad el valor promedio.

Es la magnitud más importante en dosimetría, y es definida por el ICRU como:

$$D = \frac{dE_{ab}}{dm} \quad [D] = Gy$$

Donde E_{ab} es la energía media absorbida por un elemento de masa ' dm '.

Observando la figura 13, la dosis absorbida será la energía cedida al medio por los electrones secundarios a lo largo de la trayectoria $P-P'$, excluyendo todas las energías que se escapan del volumen, como el fotón $h\nu'$, $h\nu''$ y parte de la energía de los rayos- δ que escapan del volumen.

La medida de dm debe ser lo suficientemente pequeña para representar el valor de la dosis en un punto, y lo suficientemente grande como para evitar fluctuaciones estadísticas importantes del proceso de deposición de energía. Es decir, si dm es demasiado pequeño, las fluctuaciones serán tan grandes que el proceso de deposición de energía se volverá estocástico y no se podría definir por la ecuación anterior.

→ Dosis absorbida y exposición

La dosis absorbida en un material expuesto a un haz de fotones se puede determinar a partir de la exposición.

La relación entre exposición y Kerma en aire es:

$$K = K_{aire} \cdot \left(\frac{e}{W}\right) = \frac{K_{aire}}{33.97}$$

Cuando se alcanza el equilibrio electrónico, la dosis absorbida iguala al Kerma. Así, conocida la exposición en aire de un punto de un medio, puede calcularse la dosis en el medio en ese punto [9]:

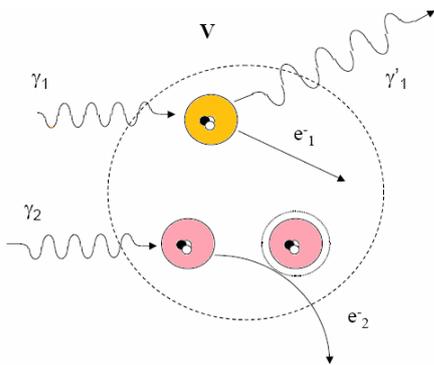
$$D = fX$$

Donde f es un factor que depende del medio, de la energía del fotón y del detector.

La medida de la dosis se suele hacer generalmente con una cámara de ionización y, a nivel dosimétrico lo que interesa saber es que bajo las condiciones de equilibrio electrónico, la carga recogida en la cámara será proporcional a la dosis.

→ *Dosis absorbida y Kerma*

Hay que tener en cuenta que no toda la energía transferida en un volumen V es absorbida en dicho volumen.



El fotón γ_1 transfiere parte de su energía al electrón e_1 . Toda esta energía transferida se absorbe en V .

En cambio, el fotón γ_2 transfiere toda su energía al electrón e_2 , que cede solo parte a V .

3.2.3 Efectos biológicos: Dosis equivalente y efectiva

El efecto biológico sobre un tejido irradiado depende del tipo y energía de la radiación y del tejido considerado.

Es necesario definir un factor que pondere los efectos en función de la radiación, ya que por ejemplo, 1 Gy de partículas α produce unos efectos biológicos 20 veces superiores a los producidos por 1 Gy de RX.

Así, la **dosis equivalente** (H_T) expresa en una escala común el daño producido a personas expuestas a distintas radiaciones, y se define sobre un tejido T , como el producto de la dosis absorbida por dicho tejido y el factor de calidad ω_R de la radiación incidente:

$$H_T = D_{T,R} \cdot \omega_R \qquad [H_T] = \frac{J}{kg} = \text{Sivert (Sv)}$$

El factor de calidad se normaliza para R-X y R- γ tomando el valor 1, (figura 14). Si la radiación no es de un único tipo, entonces la dosis efectiva resultante será la dosis debida a cada uno de los tipos de radiaciones incidentes.

| Tipo de radiación | w_R |
|---|-------|
| Fotones de todas las energías | 1 |
| Electrones y muones de todas las energías | 1 |
| Neutrones: | |
| Energía < 10 keV | 5 |
| De 10 keV 100keV | 10 |
| De 100 keV a 2 MeV | 20 |
| De 2 MeV a 20 MeV | 10 |
| Energía > 20 MeV | 5 |
| Protones de energía < 2MeV | 10 |
| Partículas α , s, fragmentos de fisión y núcleos pesados | 20 |

Figura 14. Factor de calidad de diferentes radiaciones ionizantes [KNO00].

El factor ω_R depende de la energía depositada por unidad de longitud (*Linear Energy Transfer, LET*). Cuanto mayor es la LET, mayor es el daño biológico causado.

La radiación incidente no es de lo único de lo que depende el efecto biológico, influye de igual forma el tipo de tejido en el que incide. La **dosis efectiva** (E), sirve para comparar el riesgo total por una radiación no uniforme del cuerpo con el riesgo producido por una irradiación uniforme, y es la suma ponderada de las dosis equivalentes medias recibidas en los distintos órganos o tejidos.

$$H_e = \sum w_T H_T \qquad [H_e] = Sv$$

Donde H_T es la dosis equivalente en el órgano T y w_T el factor de ponderación de ese órgano (figura 15).

Lo que nos dice este factor, es la proporción de riesgo debida al órgano T, cuando se sufre una irradiación uniforme.

| Tipo de tejido | w_T |
|----------------------------|-------|
| Gónadas | 0.20 |
| Médula ósea | 0.12 |
| Colon | 0.12 |
| Pulmón | 0.12 |
| Estómago | 0.12 |
| Vejiga | 0.05 |
| Mama | 0.05 |
| Hígado | 0.05 |
| Esófago | 0.05 |
| Tiroides | 0.05 |
| Piel | 0.01 |
| Superficie ósea | 0.01 |
| Resto de órganos y tejidos | 0.05 |

Figura 15. Factor de ponderación de diferentes tejidos [ORT96b].

3.3 MEDIDAS DOSIMÉTRICAS

3.3.1 Interpretación de los datos

Antes de medir la dosis absorbida, es necesario definir algunas cantidades básicas que serán necesarias para la introducción de datos a la hora de planificar un tratamiento. La dosimetría básica consiste en obtener una gran cantidad de distribuciones de dosis modificando los haces y utilizando todas las energías posibles del acelerador para poder obtener las mejores combinaciones.

Las distribuciones de dosis son obtenidas usando una cámara de ionización sobre un *maniquí* de agua. Todas las medidas de distribución de dosis son relativas, y el paso de distribuciones relativas a absolutas se hace usando factores de campo relativos a las condiciones de referencia.

La primera cantidad básica que definiremos será el **porcentaje de la dosis en profundidad**, *Percent Depth Dose (PDD)*, definido como:

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

Donde $D(z)$ es la dosis medida a lo largo del eje central del haz a una profundidad z , y $D(z_{ref})$ es la medida de la dosis a lo largo del eje central del haz en un punto considerado como referencia, como muestra la figura 16.

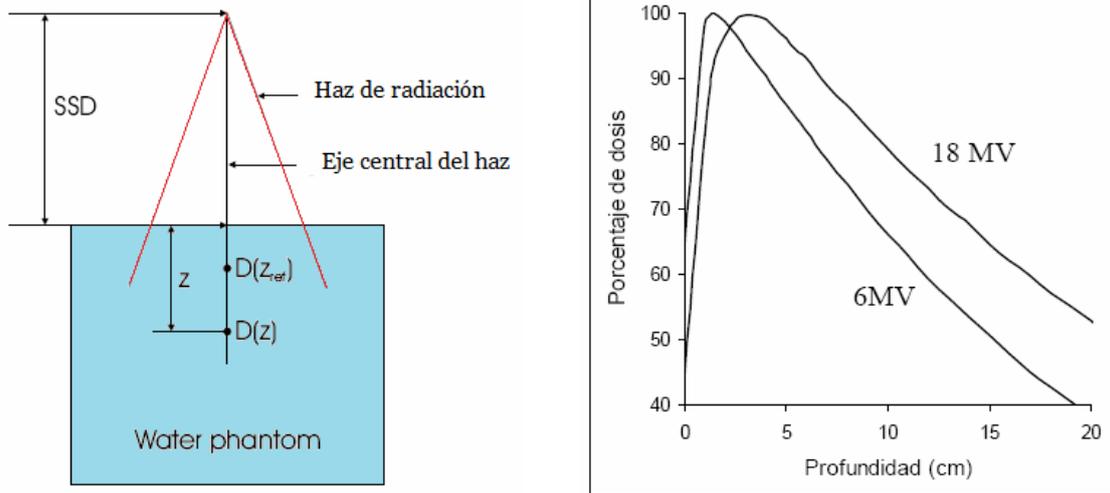


Figura 16 a) Ilustración de la medida experimental de PDD. B) Representación gráfica del PDD frente a la profundidad para RX de dos energías distintas de un acelerador lineal Varian Clinac 2100C.

La **distancia, SSD**, es la distancia entre la fuente de radiación y la superficie del paciente, o en este caso del agua.

La representación en 1D de todos los puntos del PDD es llamada **curva de dosis en profundidad, Depth Dose Curve (DDC)**, Figura 16b.

El **Off-Axis Ratio (OAR)**, es definido como la razón entre la medida de dosis en un punto localizado en un plano perpendicular al eje central del haz, y la dosis en un punto escogido como referencia en el mismo plano, como muestra la figura 17. Se define como:

$$OAR(r,z) = \frac{D(r,z)}{D(r_{ref},z_{ref})} 100\%$$

La representación en 1D de todos los puntos en una determinada dirección en un plano perpendicular al eje central del haz, es llamada Perfil de dosis.

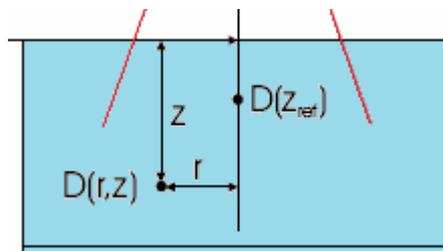


Figura 17 Definición de off-axis ratio en agua.

La **razón tejido-máximo, Tissue-Phantom Ratio (TRP)**, se define como el cociente de la dosis en un punto dado a lo largo del eje central del haz, y la dosis en el mismo punto con una referencia diferente.

Como se ve el figura 18, la distancia fuente-eje, **Source-Axis-Distance (SAD)** es la distancia entre la fuente de rayos y el isocentro del acelerador lineal.

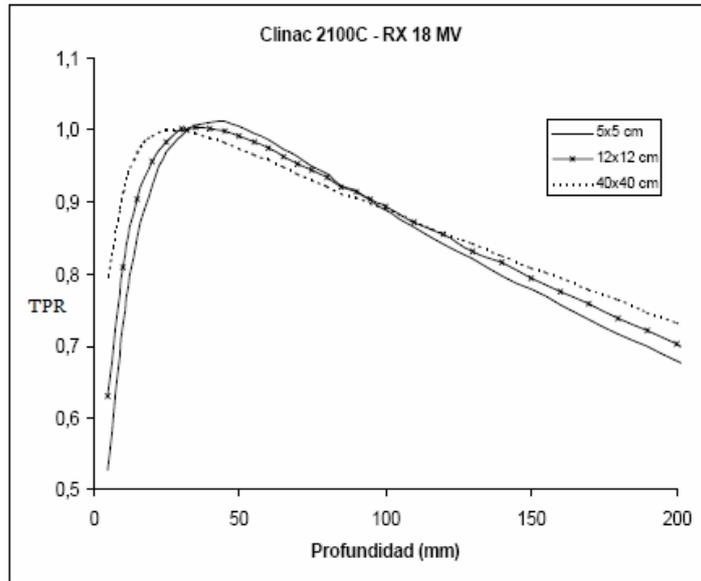


Figura 18. Dependencia de TPR con la profundidad para un haz de RX de 18MeV. Cómo $SAD = SSD_z + z = SSD_{ref} + z_{ref}$, tenemos que TPR viene dada por:

$$TPR(z) = \frac{D(z)}{D(z_{ref})}$$

Donde z_{ref} es la profundidad donde se encuentra el máximo de dosis.

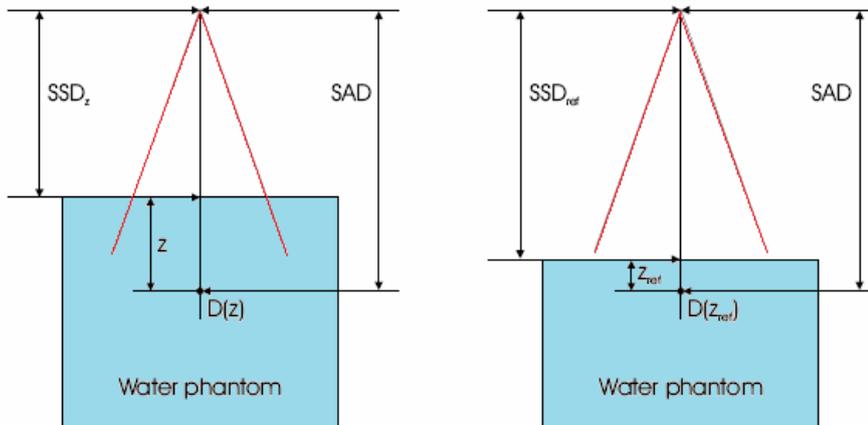


Figura 19. Definición de Tissue-Phantom ratio y SAD

Por último, una de las cantidades más importantes y usadas en dosimetría, es el **factor de calidad Q**. Está relacionado directamente con la energía del haz, y por definición se expresa como [IAE00]:

$$Q = \frac{TPR(20)}{TPR(10)}$$

Donde TPR(20) y TPR(10) son las medidas TPRs a 10 y 20 cm de profundidad en un tanque de agua para un campo de radiación 10x10cm². Este valor se utiliza para seleccionar los factores de

corrección más apropiados en los protocolos de dosimetría. La característica más importante de esta cantidad, es la independencia del haz incidente con la contaminación electrónica.

Para una interpretación general de los datos obtenidos en un plano de interés, es necesario representar las **curvas de isodosis** de la zona a estudiar. Estas curvas son líneas que unen puntos de igual dosis y habitualmente se representan en algún plano paralelo al haz y que pase por su eje.

Un conjunto de curvas de isodosis se denomina distribución de dosis, donde el valor asignado a cada curva suele ser un porcentaje con respecto al valor de referencia (figura 20)

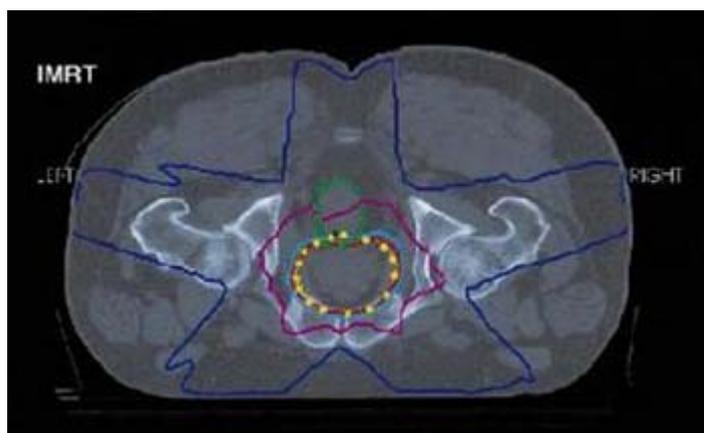


Figura 20. Curvas de isodosis en una planeación de intensidad modulada.

3.3.2 Factor de calibración y factor de Campo.

Llamamos **factor de calibración** a la tasa de dosis en el punto de referencia.

Las unidades de baja energía pueden calibrarse en aire, en cambio para alta energía no es recomendable calibrar en aire y se hace en agua.

El **factor de campo** (*Output Factor, OF*) [10] da la relación entre la tasa de dosis en agua a una determinada profundidad para un tamaño de campo dado, dividida por la tasa de dosis en agua en el mismo punto a la misma profundidad para un de campo de referencia ($10 \times 10 \text{ cm}^2$).

$$OF = \frac{D(z, c)}{D(z, 10 \times 10 \text{ cm}^2)}$$

Donde $D(z, c)$ es la dosis a la profundidad z para un colimador c , y $D(z, 10 \times 10)$ es la dosis a la profundidad z para el campo de referencia $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

Esto nos permite ver la variación en la salida al variar el tamaño del campo.

En la figura 21 se muestra una gráfica con la variación del factor de campo con el tamaño de éste.

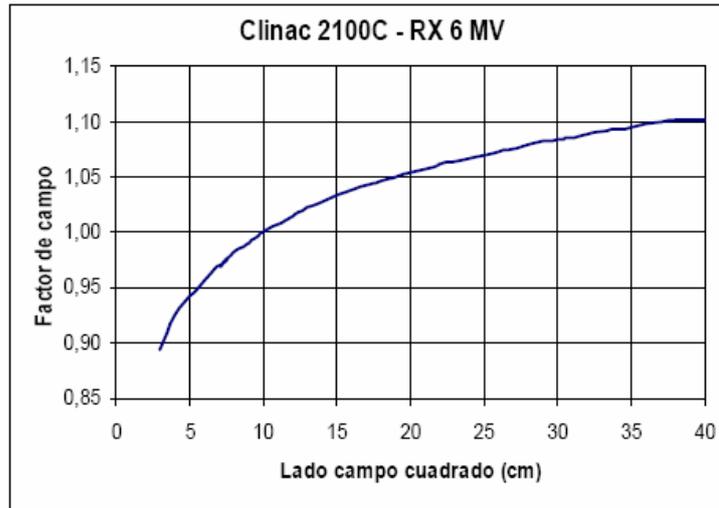


Figura 21. Variación del factor de campo con el tamaño del campo [11].

El factor de campo depende básicamente de la energía del haz. Su variación (la pendiente de la curva) es mayor para campos pequeños que para grandes. Es decir, una pequeña modificación en un campo pequeño produce un gran cambio en el tiempo de tratamiento para suministrar una determinada dosis, sin embargo una variación mayor en un campo grande no produce modificación en el tiempo de tratamiento. Es evidente, que para un campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (referencia) el factor de campo es la unidad.

3.4 HACES DE FOTONES

Como ya sabemos, los efectos de los haces de fotones sobre la materia se deben principalmente a los electrones secundarios que generan. Si consideramos las primeras capas de tejido, los fotones generan electrones de distintas energías que se frenan a distintas profundidades

La profundidad del máximo aumenta con la energía (véase figura realizada con el programa *DPM*) como estudiaremos más adelante.

En las irradiaciones con fotones de alta energía el máximo se encuentra por debajo de la superficie, esto hace que la dosis en la piel sea una fracción pequeña del máximo, infradosificándola. También se puede reducir la infradosificación de la piel cuando la radiación no incide perpendicularmente, como se observa en la figura 22.

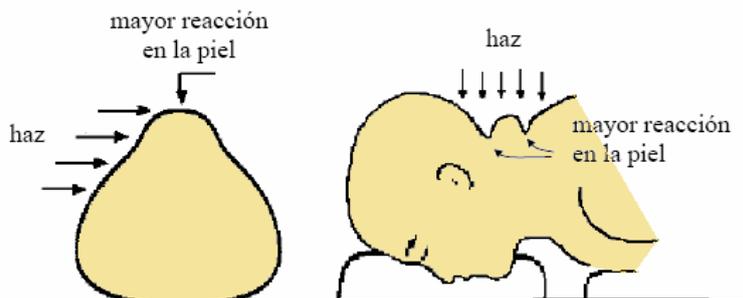


Figura 22. Radiación incidente a) no perpendicular en la sección del cuello, b) perpendicular en los pliegues del tejido.

→ *Tratamientos*

Los tratamientos con haces de fotones pueden hacerse con un único haz o con varios haces, normalmente coplanares (sus ejes están en un mismo plano).

La dosis suele prescribirse en un determinado punto, considerando que un volumen está bien irradiado si está incluido dentro de dos isodosis (p.e. 107 % y 95 %). Cada haz contribuye a la dosis con un determinado peso que se determina en la planificación del tratamiento.

Para irradiaciones con haces de fotones existen fundamentalmente dos técnicas: técnica a *distancia fuente-piel fija*, y la técnica *isocéntrica*. En ambas lo que se pretende es calcular el tiempo de irradiación con las condiciones del tratamiento (tamaño de campo, profundidad,...) a partir del factor de calibración, PDP para una determinada distancia fuente - piel y para un rango de profundidades y tamaños de campo que abarque todos los casos prácticos.

3.5 HACES DE ELECTRONES

Existe una gran diferencia entre la absorción de electrones y la de fotones, ya que cuando un haz de fotones penetra en un medio absorbente lo hace a todas las profundidades a pesar de que el número de fotones que lo hacen vaya disminuyendo. Para los electrones en cambio, existe un *rango máximo*, es decir, penetran hasta cierta profundidad.

Así, las ventajas del uso de haces de electrones son obvias si se quiere tratar un volumen a una profundidad determinada con un órgano de riesgo inmediatamente debajo.

Conforme aumenta la energía de los electrones y el tamaño del campo, la dosis en piel aumenta. El máximo se va acercando a la superficie y por ejemplo, para un campo pequeño (6x6 cm) de 6 MeV la dosis en piel es aproximadamente del 70%, mientras que para un campo grande (20x20 cm) está sobre el 80%. La profundidad del máximo aumenta con la energía, pero no lo hace de forma directa.

Podemos observar la caída de la dosis (figura 23), y el hecho de que nunca llega a caer a cero, si no que mantiene un porcentaje aunque pequeño, en una región muy grande esta cola es debida a la radiación de frenado que vimos anteriormente, producida por el haz de electrones.

Las distribuciones de isodosis también divergen bastante de las de los fotones (figura 23). La distribución se deforma hacia los lados, y las curvas para energías más bajas con más planas que para las altas.

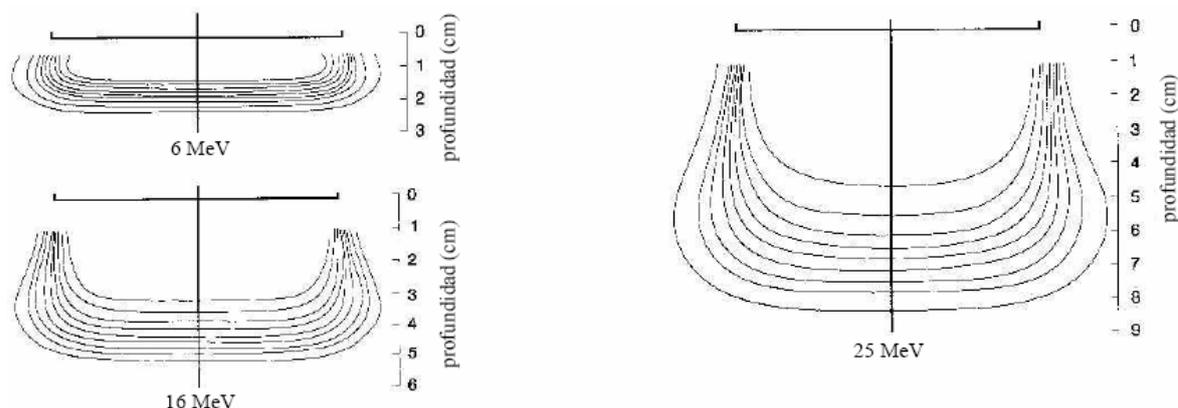


Figura 23. Distribución de isodosis en el eje para haces de electrones de diversas energías.

En este trabajo, se ha tenido en cuenta que no sólo los haces incidían sobre agua (aproximadamente músculo), sino que lo hacían sobre inhomogeneidades. La manera más sencilla de tener en cuenta dichas inhomogeneidades es considerar aire o hueso con el espesor equivalente, ya que como los electrones del haz interactúan con el medio puede decirse que dos materiales con la misma densidad de electrones son equivalentes.

De la misma manera se puede decir que el **espesor equivalente** a agua del tejido, es proporcional al cociente de su densidad de electrones con respecto a la del agua.

$$\text{Espesor equivalente}_{\text{agua}} = \text{espesor}_{\text{material}} \cdot \frac{\rho_{\text{material}}}{\rho_{\text{agua}}}$$

Así, puede utilizarse un espesor equivalente y utilizar tablas para agua.

→ Tratamientos

Debido a la escasa penetración de los electrones, los tratamientos se hacen con un solo haz, y si en un mismo paciente es necesario irradiar varios volúmenes se utilizan varios campos.

Estos tratamientos se realizan a la distancia fuente-isocentro, y se recomienda no utilizar otra distancia a no ser que sea estrictamente necesario ya que la tasa de dosis no disminuye de acuerdo con la ley del inverso del cuadrado de la distancia como en el caso de los fotones.

3.6 METODOS DE MONTECARLO

Desde que las radiaciones ionizantes se convirtieron en una aplicación terapéutica, el cálculo de distribución de dosis ha sido un problema debido a la complejidad de la planificación de tratamientos.

Para la planificación de tratamientos en radioterapia se utilizan potentes algoritmos que emplean métodos de convolución y superposición [12] de dosis, calculadas previamente con

métodos de Monte Carlo (MC) [13], y que en general son válidos para la mayoría de las circunstancias; en cambio, cuando en un tratamiento aparecen gradientes de dosis o distribuciones complejas (en IMRT o en radiocirugía) o cuando el tejido a irradiar es muy heterogéneo, estos algoritmos pueden dar valores fuera de los márgenes permitidos para la salud.

Todos los algoritmos cuentan con una gran colección de medidas experimentales realizadas en medios homogéneos equivalentes a agua para ajustar sus resultados y caracterizar a los sistemas de radiación en los que se van a utilizar. Por ello casi todos basan sus resultados en la densidad electrónica del medio que deben atravesar las radiaciones, como si todo fuese agua de diferentes densidades. Debido a esto, los mejores resultados se obtienen en medios homogéneos, bastante lejos de la realidad del sistema heterogéneo que caracteriza al paciente.

Para paliar este problema, se ha comenzado a introducir en parte de los cálculos de algunos sistemas de planificación, métodos de MC en localizaciones complejas como los pulmones (por su interfase tejido-aire), ya que hasta ahora se ha demostrado que los métodos MC aplicados al transporte de radiaciones ionizantes es el mejor método de cálculo de dosis en cualquier tipo de medio y geometrías complejas contemplando toda la física implicada en el problema.

En la figura... se puede observar la gran diferencia que se obtiene entre el método de cálculo 'Pencil Beam' y el de MC, donde algoritmo 'Pencil Beam' sobreestima la dosis en el área del pulmón irradiado.

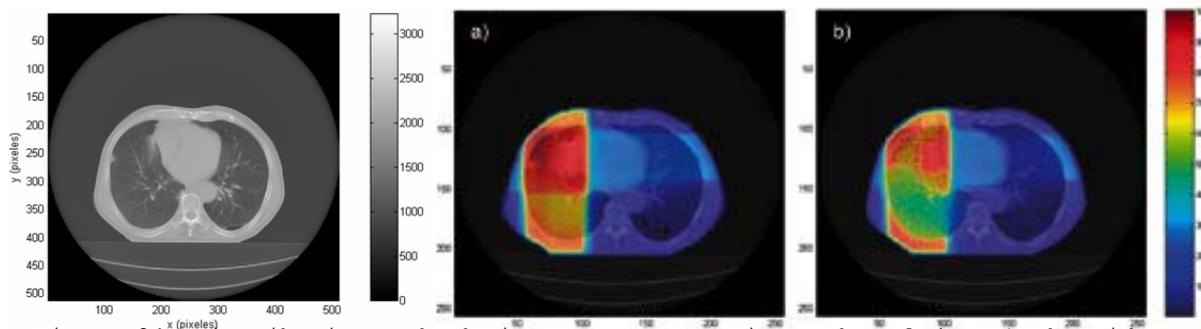


Figura 24. Distribuciones de dosis para un tratamiento de pulmón: a) Obtenida con el algoritmo de cálculo Pencil Beam empleado en un planificador convencional de radioterapia. b) Obtenida con métodos de Monte Carlo.

La parte negativa del método de MC es la gran potencia de cálculo que se necesita, lo que se traduce en un largo tiempo de computación si se quieren obtener resultados con incertidumbres relativamente pequeñas.

La solución a este problema es la instalación de Clusters (agrupaciones de PCs) o redes de distribución (GRID) en hospitales, que permitan disminuir el tiempo de cálculo.

3.6.1 Algoritmo de MC

El uso real del método de Monte Carlo como una herramienta en la investigación comenzó con el desarrollo de la bomba atómica en la Segunda Guerra Mundial. Este trabajo involucró una simulación directa de los problemas probabilísticos relacionados con la difusión de neutrones en un material.

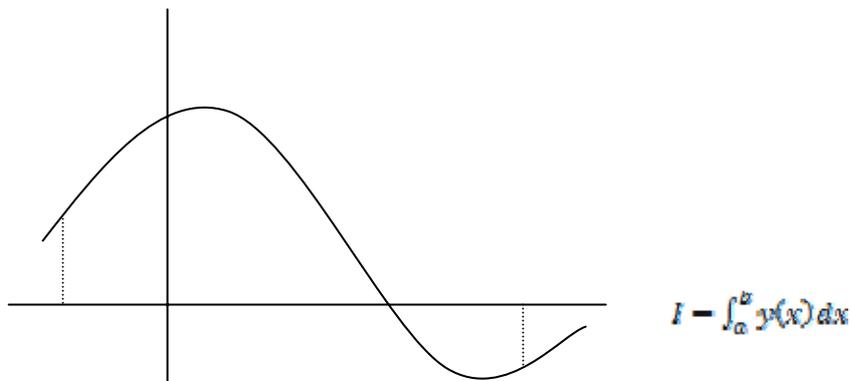
La posibilidad de aplicar el método de Monte Carlo a los problemas determinísticos fue corroborada por Fermi, Metrópoli y Ulan cuando obtuvieron estimaciones con este método para los autovalores de la ecuación de Schrödinger [14].

Actualmente, el código Monte Carlo N-Particle (MCNP), desarrollado en el laboratorio de Los Alamos, es el programa de computación más completo basado en MC. El software se utiliza en numerosas y diferentes aplicaciones como el desarrollo de reactores nucleares, cromodinámica cuántica, radioterapia, evolución estelar, predicciones económicas, flujos de tráfico o radiación en la atmosfera terrestre, entre otros.

PRINCIPIO MATEMÁTICO

De forma estrictamente matemática, el enfoque básico del método de Monte Carlo es proporcionar soluciones a problemas de probabilidad en situaciones donde las integrales necesarias son demasiado difíciles de resolver.

Veamos cómo funciona el método evaluando una integral definida entre los valores a y b :



Un método de evaluación numérica diferente a Monte Carlo, es dividir el rango desde a hasta b en n pasos iguales y después usar como estimación de la integral un sumatorio, tal que:

$$\frac{b-a}{n} \sum_{i=1}^n y(x_i)$$

Donde $x_i = a + (i - \frac{1}{2})(b-a)/n$

El método de Monte Carlo, consiste en la evaluación de la suma, pero en lugar de calcular el valor $y(x_i)$ como intervalos iguales, se escogen los puntos de forma aleatoria:

$$x_i = a + \eta_i(b - a)$$

Donde los r_i son miembros de una serie de números aleatorios distribuidos uniformemente entre 0-1.

→ Pero, ¿por qué hacer cálculos de Monte Carlo?

Si usamos n números aleatorios para obtener una estimación de la integral I , la precisión de la respuesta es proporcional a $\frac{1}{\sqrt{n}}$, mientras que con el método numérico normal, es proporcional a $\frac{1}{n^2}$.

Pero no siempre los cálculos de Monte Carlo son la mejor opción; si nos referimos a integrales bajo una sola variables, entonces raramente se usa la técnica de Monte Carlo.

En este caso, la precisión del método numérico *simple* se reduce a $n^{-2/d}$ (donde d es el número de dimensiones) y los sofisticados métodos numéricos sufren una pérdida similar de precisión. El error del cálculo de Monte Carlo, sin embargo, permanece en $n^{-1/2}$.

APLICACIÓN FÍSICA

Como bien sabemos, las soluciones numéricas de un sistema físico se basan en un modelo matemático a partir del cual se obtienen y resuelven las ecuaciones que describen un estado de dicho sistema. En general, dichos modelos son sencillos porque los sistemas no son muy complejos. El problema aparece cuando queremos estudiar sistemas como las interacciones nucleares, que no pueden ser resueltos con modelos determinísticos.

La simulación de Monte Carlo es una técnica cuantitativa que utiliza la estadística y la computación para imitar, mediante modelos matemáticos, el comportamiento aleatorio de sistemas reales; así los procesos físicos son simulados teóricamente sin necesidad de resolver completamente las ecuaciones del sistema.

En esencia, el código de MC construye un modelo estocástico (ya que no se puede prever qué tipo de interacción se producirá en cada momento y lugar, sino que solo se puede asignar una probabilidad a cada uno de los posibles sucesos), que basándose en las distribuciones de probabilidad (calculadas previamente a partir de las conocidas secciones eficaces de las diversas interacciones), modela eventos individuales de una variable aleatoria.

Para cualquier evento, el código genera un número aleatorio de funciones de densidad de probabilidad (*distribución de probabilidad de un suceso*) que definen el tipo de interacción y otros parámetros. Posteriormente se calcula el valor esperado de todos los eventos, que es equivalente al valor de una cantidad física en el sistema estudiado. Es decir, teóricamente se siguen todas las interacciones (absorción, dispersión, etc.) que sufre una partícula desde su origen hasta su condición final; Lo mismo se aplica a todas las partículas creadas en el proceso.

Todos los datos físicos que van a determinar las interacciones están incluidos en el código, de forma que mediante estas secuencias de números aleatorios se puede simular lo que ocurre en la naturaleza.

NÚMERO DE HISTORIAS

Una historia comienza calculando mediante procesos aleatorios la probabilidad de que se creó una partícula, y de forma análoga, se obtiene la energía, posición y dirección inicial de dicha partícula teniendo en cuenta que cada dato es independiente de los demás.

Después se simula la distancia libre media que recorrerá la partícula antes de interactuar, y el tipo de colisión que sufrirá. La energía y dirección de las partículas dispersadas y de las partículas secundarias, son variables aleatorias que también se tienen en cuenta en la simulación.

Este proceso continua para cada partícula que se va generando hasta que se alcanza la condición final.

Así, es evidente que el análisis será mucho más preciso a medida que aumentemos el número de historias simuladas. El límite del número de historias a considerar está determinado sobre todo por el tiempo del que se disponga para cada simulación.

En la figura 25 se muestra una historia aleatoria de eventos que sufre un fotón al incidir sobre un material.

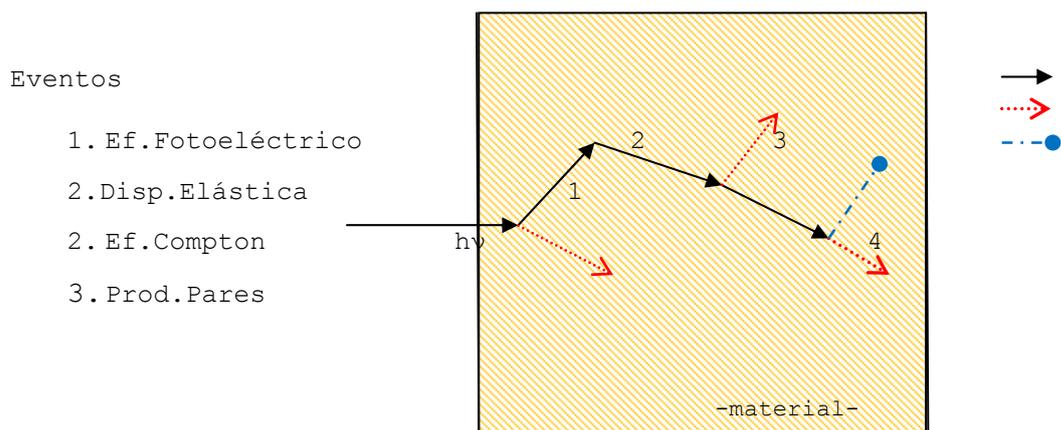


Figura 25. Simulación de una secuencia de eventos

Debido al desarrollo de la teoría cuántica, gracias a la cual se han podido conocer las distintas secciones eficaces de interacción de las partículas en diversos materiales, a los ordenadores cada vez más rápidos y potentes, y a la imposibilidad de tratar el problema de la dispersión de la radiación sin métodos estadísticos, el desarrollo y aplicación del método de Monte Carlo al estudio de la radiación ionizante en la materia se ha convertido en algo imprescindible.

4. SOFTWARE

Para el uso de métodos de MC, sólo los hospitales más nuevos y avanzados cuentan con redes de datos de alta capacidad, y los puestos de trabajo con unidades de procesamiento de última generación, donde en general la potencia de procesamiento se desaprovecha. En este punto es donde encuentran su lugar los sistemas de cálculo que aprovechan dicha potencia: programas de libre distribución que permiten la instalación de máquinas virtuales donde se puede instalar todo lo necesario sin interferir en el uso habitual del sistema.

El problema real aparece cuando se quiere realizar una planificación empleando en los cálculos sólo métodos de MC, ya que para alcanzar la potencia de cálculo necesaria habría que incrementar en gran cantidad el número de CPU en los hospitales. Una alternativa a este problema son los proyectos GRID, en los que un conjunto de instituciones ponen a servicio del resto unidades de cálculo que en suma, forman una máquina capaz de procesar la información necesaria en pocos segundos[15].

Actualmente, la integración con códigos de computación estándar de MC para radiaciones ionizantes, tiene el objetivo de poder ser usada por todos aquellos software gratuitos con licencia de libre distribución.

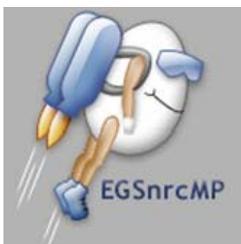
La radioterapia es un campo donde los códigos de MC como EGS4 [16], MCNP4C [12] contribuyen enormemente en la determinación de datos básicos de dosimetría.

Esto es algo necesario, ya que los algoritmos determinísticos que se utilizaban en la planificación de tratamientos, eran sistemas que se basaban en aproximaciones analíticas sin restricciones para la radioterapia, obteniendo así errores de hasta el 50% para los haces de electrones (Cygler et al 1987) y del 30% para problemas que envolvían el transporte de fotones y electrones cerca de heterogeneidades (Ma et al 1999).

En la actualidad, los métodos de MC son también la base de sofisticados métodos de planificación de tratamientos debido a la aparición de paquetes específicos de geometrías, como BEAM [17], y de paquetes como DPM [18] o VMC [19] que implementan una gran mejora en el método MC.

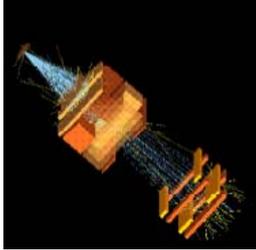
Los programas que utilizaremos a lo largo del trabajo serán DPM, Fluka y algunas características de PENÉLOPE, que se explicarán extensamente más adelante.

A continuación se muestran las características más relevantes del software más utilizado en la planificación de tratamientos y cálculo de dosis para radioterapia.



- *Nombre:* EGSnrc
- *Proveedor:* NRC Canada
- *Descarga:* Libre desde <http://www.irs.inms.nrc.ca/EGSnrc/EGSnrc.html>

- *Sistema Operativo:* Linux, Windows
- *Descripción:* Paquete para simulaciones MC de transporte de parejas electrón-fotón. Rango de energía considerado 1keV-10GeV



- Nombre: BEAMnrc
- Proveedor: NRC Canada
- Descarga: Libre desde <http://www.irs.inms.nrc.ca/BEAM/beamhome.html>
- Sistema Operativo: Linux, Windows
- Descripción: Es un sistema de simulación general de MC para modelos de radioterapia basados en el código EGSnrcMP



- Nombre: MCNP
- Proveedor: Los Alamos National Laboratory
- Distribuidores: Centre RSICC y Nuclear Energy Agency (NEA) <http://www.nea.fr>
- Descarga: a través del enlace oficial de NEA <http://mcnp-green.lanl.gov/index.html>
- Sistema Operativo: Linux, Windows
- Descripción: cómo propósito general trabaja energías continuas, geometrías generalizadas, dependencia temporal, transporte MC de parejas neutrón-fotón-electrón.



- Nombre: MCNPX
- Proveedor: Los Alamos National Laboratory
- Distribuidores: Centre RSICC <http://www-rsicc.ornl.gov> y NEA
- Descarga: <http://mcnp.x.lanl.gov>
- Sistema Operativo: Linux, Windows
- Descripción: MCNPX significa Extensión de Monte Carlo N-partículas. Aumenta las capacidades de MCNP4C3 a casi todos los tipos de partículas, a casi todas las energías, y casi todas las aplicaciones, iones pesados y transporte.



- Nombre: GEANT4
- Proveedor: CERN
- Descarga: Libre desde <http://geant4.web.cern.ch/geant4>
- Sistema Operativo: Linux, Windows
- Descripción: es un conjunto de herramientas para la simulación de paso de partículas a través de la materia. En sus aplicaciones se incluyen física de altas energías, nuclear y aceleradores.



- Nombre: PENELOPE
- Proveedor: Universidad de Barcelona
- Descarga: Desde el enlace oficial de NEA
- Sistema Operativo: Linux, Windows
- Descripción: utiliza simulaciones MC para el transporte electrones y fotes en materiales arbitrarios y geometrías cuadráticas.



- Nombre: FLUKA
- Proveedor: INFN/CERN
- Descarga: Libre con

registro <http://www.fluka.org>

- Sistema Operativo: Linux
- Descripción: Es una integración del método MC a la física de partículas. Tiene muchas aplicaciones en la física experimental de altas energías, ingeniería, estudios de rayos cósmicos y dosimetría.

Debido a que la mayoría de los programas están siendo desarrollados con lenguajes y paquetes de libre distribución, la implementación de sistemas de este tipo sería relativamente económica, ya que se podrían aprovechar los hospitales actuales y las infraestructuras dedicadas a otros tipos de proyectos de computación.

En la figura 26 [20] se puede observar la utilización de los diversos códigos en diferentes aplicaciones.

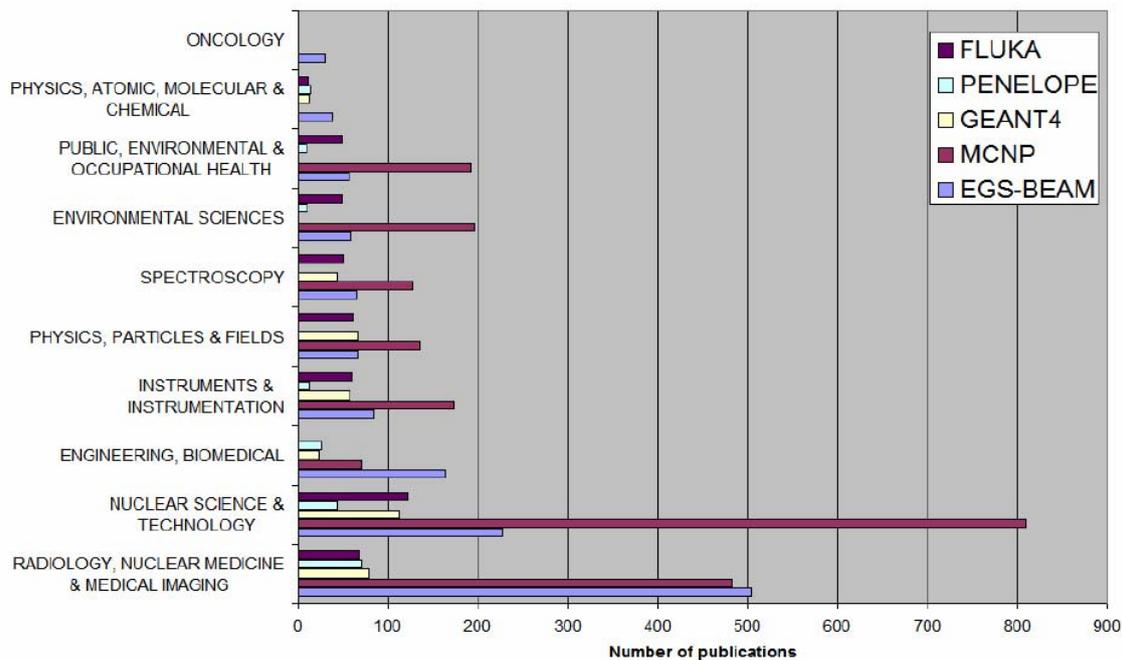


Figura 26 Códigos MC por número de publicaciones en diversas categorías [20],2008.

La diferencia entre códigos tiene que ver sobre todo en el tiempo de ejecución que llevan y el error cometido en los cálculos a través de los diferentes parámetros de entrada. En la figura 27 (Chetty et al Med Phys 2007) se puede observar que el código más antiguo, VMC++, aunque también uno de los que más modificaciones ha sufrido, es el más rápido. Algunos de estos códigos se basan en otros más sofisticados, como por ejemplo DPM, que se basa en PENELOPE

| Monte Carlo code | Time estimate (min) | % mean difference relative to ESG4/PRESTA/DOSXYZ |
|-------------------------------|---------------------|--|
| ESG4/PRESTA/DOSXYZ | 43 | 0, benchmark calculation |
| VMC++ | 0.9 | ±1 |
| XVMC | 1.1 ^a | ±1 |
| MCDOSE (modified ESG4/PRESTA) | 1.6 | ±1 |
| MCV (modified ESG4/PRESTA) | 22 | ±1 |
| DPM (modified DPM) | 7.3 ^b | ±1 |
| MCNPX | 60 ^c | Maximum difference of 8% at Al/lung interface (on average ±1% agreement) |
| PEREGRINE | 43 ^d | ±1 |
| GEANT4 (4.6.1) | 193 ^e | ±1 for homogeneous water and water/air interfaces |

Figura 27. Tiempo estimado de ejecución para cada paquete.

4.1 DPM

Dose Planning Method (DPM) es un algoritmo de simulación Monte Carlo (MC) para el cálculo de la distribución de dosis en tratamientos radioterapéuticos con haces de fotones o electrones.

Ha sido programado para optimizar el cálculo de distribuciones de dosis dadas por haces de electrones y fotones de alta energía (~1 MeV a ~20 MeV) en pacientes, cuyas geometrías son definidas como una gran cantidad de elementos de pequeño volumen (voxels). Su precisión es comparable a la de otros programas MC como EGS4, PENELOPE o MCNP, pero reduciendo el tiempo de cálculo a una fracción del empleado por éstos.

Las tablas y secciones eficaces para determinados materiales se obtienen de los datos físicos, de la librería de PENELOPE [SFB+96]. El aumento de la velocidad de la CPU, comparado con códigos más generales de MC como MCNP4C, se debe principalmente a un nuevo mecanismo de transporte que se asocia con una nueva dispersión múltiple de electrones. El transporte de partículas se realiza a través de materiales diferentes sin tener en cuenta la existencia de fronteras, como explicaremos más adelante.

4.1.1 Transporte de electrones en DPM

La innovación más importante introducida en DPM para acelerar los cálculos es el uso de un nuevo paso independiente de la dispersión en múltiples direcciones. Este método es una aplicación de la formulación de Lewis de la teoría de Goudsmit-Saunderson.

Lewis [21] introdujo la dependencia energética en la teoría de dispersión múltiple de Goudsmit-Saunderson y obtuvo una distribución angular que viene dada por la expresión:

$$F_L(\omega) = \sum_{l=0}^{\infty} \left(l + \frac{1}{2} \right) P_l(\omega) \exp \left[\int_{E-\Delta E}^E dE \frac{G_l}{S} \right]$$

Donde $G_l = g_l/\lambda$ siendo λ el recorrido libre medio de las interacciones inelásticas y g_l el coeficiente de expansión de la sección eficaz. Kawrakov [KB98], ha mostrado que esta ecuación se puede expresar en función de sólo dos variables:

$$F_L(\omega) = q(u, E) \frac{2B(1+B)}{(1+2B-m)^2}$$

Donde B es un parámetro libre, u una variable angular calculada a partir de ω .

La función $q(u, E)$ depende solo de dos variables, y ésta es precisamente la función precalculada por DPM desde la sección eficaz de Rutherford corregida.

Cómo el problema se ha reducido a la interpolación de $q(u, E)$, los cálculos con DPM son más rápidos.

4.1.2 Mecanismo de transporte

La segunda mayor innovación introducida en DPM es el uso de un nuevo mecanismo de transporte, gracias a la no dependencia de las distribuciones angulares calculadas [22].

Este nuevo modelo, *random hinge mechanism*, proporciona un excelente compromiso entre velocidad y precisión. Lo consigue dividiendo la longitud de la trayectoria (s) en dos:

$$S_A = \xi s \quad \text{y} \quad S_B = s - S_A$$

Siendo ξ un número aleatorio entre 0 y 1. El primer 'subpaso', s_A , es tomado en la dirección inicial del electrón, y el segundo de la distancia restante s_B en la nueva dirección.

Desafortunadamente, incluir las pérdidas de energía a lo largo de la trayectoria s reduce la exactitud del modelo, ya que PENELOPE sobreestima la dispersión para las longitudes muy grandes.

Para solucionar esto, DPM utilizando el mismo concepto del mecanismo, usa una variable llamada *fuerza de dispersión*, K_1 , donde se realiza el muestreo.

$$K_1^A = \xi K_1$$

El electrón es transportado hasta que se "acumula" una dispersión igual a K_1^A , donde se impone una desviación que lo hace moverse a lo largo de una determinada trayectoria, obligándolo así a agotar la 'fuerza' de dispersión.

Este formalismo corrige la sobreestimación de la dispersión, pero lo más importante es que proporciona una base para la simulación de la dispersión a través de fronteras de densidad.

En conclusión, este nuevo mecanismo de transporte permite describir con precisión las trayectorias de los electrones hasta su completa absorción con sólo 8-10 pasos (en la historia abreviada) en comparación con los múltiples pasos requeridos en el resto de códigos.

4.1.3 Descripción del programa

DPM explota el rango dinámico pequeño (en la energía y materiales) de los problemas radioterapéuticos (las energías se limitan entre 100 keV y 20 MeV).

En la mayoría de las aplicaciones clínicas sólo aparecen unos pocos materiales de bajo número atómico, por ello las secciones eficaces y ciertas funciones de distribución son determinadas por la ampliación de los datos calculados para el agua.

El código DPM está constituido por cuatro programas; el primero de ellos es una versión modificada del programa *MATERIAL*, que extrae columnas de datos de la librería de PENELOPE para construir tablas y Secciones eficaces de diversos materiales, dando también la posibilidad de añadir nuevos materiales.

El segundo programa es un pre-procesador del programa en sí, *PREDEPM*, que usa los datos de PENELOPE generados con MATERIAL para crear una serie de archivos de entrada preparados para ser leídos por DPM.

El tercero de los programas, *GENVOXEL*, utiliza los archivos de geometría de PENELOPE y crea voxel a voxel una lista de densidades en el formato requerido por DPM.

El cuarto, es el propio programa, DPM.

En cada uno de estos programas se definen diversos parámetros [23] de entrada que permiten una buena cantidad de posibilidades para trabajar con diferentes volúmenes y energías. Las operaciones son controladas por los parámetros que se muestran en la figura 28.

| Nombre | Archivo | Valor recomendado (eV) | |
|--------------------------|-----------|--|--|
| E_{min} | Predpm.in | $199.0 \cdot 10^3$ | La energía mínima de los e ⁻ en tablas [penepN.tab] |
| E_{máx} | Predpm.in | $21.0 \cdot 10^3$ | |
| E_{minph} | Predpm.in | $49.0 \cdot 10^3$ | |
| W_{cc} | Predpm.in | $200.0 \cdot 10^3$ | Energía de corte por producción de rayos delta |
| W_{cb} | Predpm.in | $50.0 \cdot 10^3$ | Energía de corte por producción de radiación de frenado |
| E_{abs} | Dpm.in | $200.0 \cdot 10^3$ | Absorción de energía para e ⁻ |
| E_{absph} | Dpm.in | $50.0 \cdot 10^3$ | Absorción de energía para fotones |
| Shigh | Predpm.in | 5.0 cm por e ⁻ 1.0 cm por fotón | Longitud de paso para energías por encima de la sección eficaz |
| Slow | Predpm.in | 1.0 cm por e ⁻ 0.5 cm por fotón | Longitud de paso para energías por debajo de la sección eficaz |
| Ecross | Predpm.in | $12.0 \cdot 10^6$ e ⁻ $5.0 \cdot 10^6$ fotones | |

Figura 28. Parámetros de entrada de DPM

GEOMETRÍA

Los archivos de geometría que utiliza DPM, tienen extensión .geo, y son archivos cuya estructura es la que utiliza PENELOPE. Cuando el archivo es voxelizado y se lanza a través de esta geometría un haz de partículas con DPM, el archivo de salida generado muestra, además de los resultados, la información que ha utilizado en el proceso. Tiene una estructura como la siguiente:

```
FILE BEGINS HERE *****

HEADER section: geometría DPM          --> Comentario

Nxvox,Nyvox,Nzvox:

61      61      150                      --> N° de voxeles en la
                                         dirección {x,y,z}

dxvox,dyvox,dzvox (cm):

5.000E-01  5.000E-01  2.000E-01          --> Tamaño de los voxeles
                                         {dx,dy,dz} (cm)

Mat#[nx,ny+,nz++] -- dens(g/cm^3):

1 1.000                                     --> La primera columna es el
                                         material numero x, siguiendo el
                                         orden en el que han sido
                                         introducidos en el archivo de
                                         entrada PREDPM.

1 1.000                                     --> La segunda columna es la
                                         densidad.

1 1.000                                     --> La primera columna esta
                                         referida al voxel con un angulo
                                         en la posición (0,0,0) y e l
                                         centro en (dx/2,dy/2,dz/2)

1 1.000                                     --> La segunda esta referida al
                                         voxel centrado en
                                         (dx/2,dy/2,3dz/2)

1 1.000

4 2.699

4 2.699

2 2.600E-01

2 2.600E-01

...etc

END OF FILE *****
```

TIEMPO Y EFICIENCIA

En DPM se incluyen archivos con puntos de referencia [24]; los archivos incluidos son:

iccr-e.ps -> punto de referencia para haces de e- 20 MeV

iccr-ph.ps -> punto de referencia para haces de fotones 18 MeV

water10m.ps -> agua homogénea, haz de e- 10 MeV

water05m.ps -> agua homogénea, haz de e- 5 MeV

ti20m.ps -> titanio homogéneo, haz de e- 20 MeV

ti-ph.ps -> titanio homogéneo, haz de fotones 18 MeV

Todos los puntos de referencia están referidos a la dosis depositada en un maniquí de 30.5x30.5x30 cm con un tamaño de vóxeles de 5x5x2 mm³.

Para observar la eficiencia del código, en la tabla... se muestra el tiempo requerido por una CPU HP C3000 para correr un millón de historias en diversos problemas.

| Descripción del problema | Tiempo(s) |
|---|-----------|
| Pencil Beam de 10MeV en plano de agua | 169.4 |
| Pencil Beam de 5MeV en plano de agua | 111.2 |
| Pencil Beam de 15MeV en plano de agua | 250.6 |
| Pencil Beam de 20MeV en plano de agua | 327.0 |
| Pencil Beam de 16MeV en otra geometría | 383.2 |

Figura 29. Tiempo CPU para un millón de historias

Con la CPU de la que he dispuesto, he realizado otras simulaciones diversas a las mostradas en la figura 29, en las que el tiempo variaba de cuarenta minutos para diez millones de historias en una geometría complicada, a aproximadamente noventa Segundos para un plano simple con un número de historias igual.

En algunas simulaciones, como en la de la imagen CT que veremos mas adelante, el tiempo se rebajó de aproximadamente 25 minutos para diez millones de historias a 3min para cien mil historias, disminuyendo bastante el número de puntos pero siendo suficiente para un estudio aproximado.

4.2 RESULTADOS

4.2.1 Comportamiento de los electrones

En las terapias curativas del cáncer, las partículas atraviesan diferentes materiales, con diversas densidades antes de llegar al tumor a tratar. En la radioterapia convencional la

irradiación del tejido intermedio puede ser de mayor o menor rango dependiendo de las partículas utilizadas y su energía. Teóricamente, podemos ver en la figura 30 [25] que los rayos gamma y los RX depositan la mayor parte de la dosis en la superficie, es decir que si por ejemplo tenemos un tumor a 12cm de profundidad, la mayor parte de la dosis se está depositando a 2-3cm por debajo de la piel.

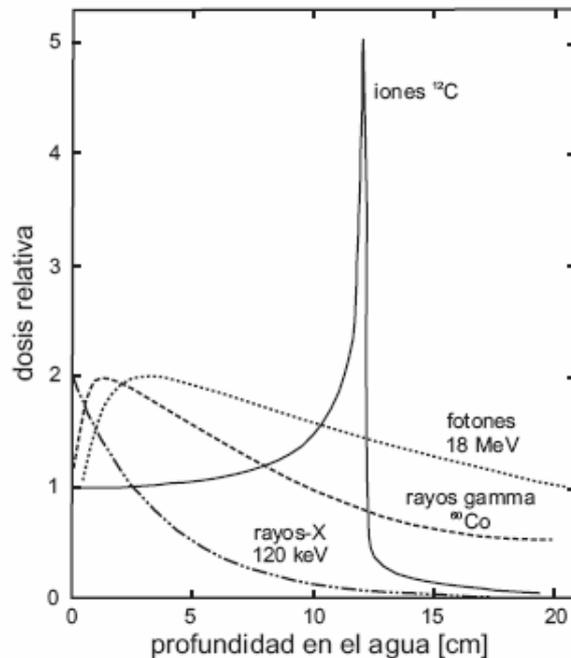


Figura 30. Comparación entre las distribuciones de dosis con profundidad de fotones e iones de carbono. En el caso de los fotones, la dosis decrece exponencialmente cuando la profundidad aumenta. Los iones de carbono poseen un perfil inverso de dosis, i.e. la dosis crece cuando la profundidad aumenta

Con la radioterapia externa de electrones, se permite administrar durante la cirugía altas dosis de radiación en el tumor, siendo su aplicación mucho más efectiva que la de los fotones.

En primer lugar, con el programa DPM se intentará comprobar las propiedades descritas de los electrones en la radioterapia y verificar que son más adecuados que los fotones en los tratamientos de diversos tipos de cáncer.

Para ello, observaremos la distribución de la dosis depositada en función de la profundidad para electrones y fotones de diversas energías en uno mismo material, figura 31.

El cálculo de la dosis depositada se ha realizado en una geometría sencilla, una superficie de 30cm de agua en el que el haz incide normalmente.

El cálculo se hace en agua porque la dosis absorbida en agua es la magnitud de mayor interés en radioterapia, debido a que está estrechamente relacionada con los efectos biológicos de las radiaciones (el 80% del cuerpo humano está compuesto de moléculas de agua).

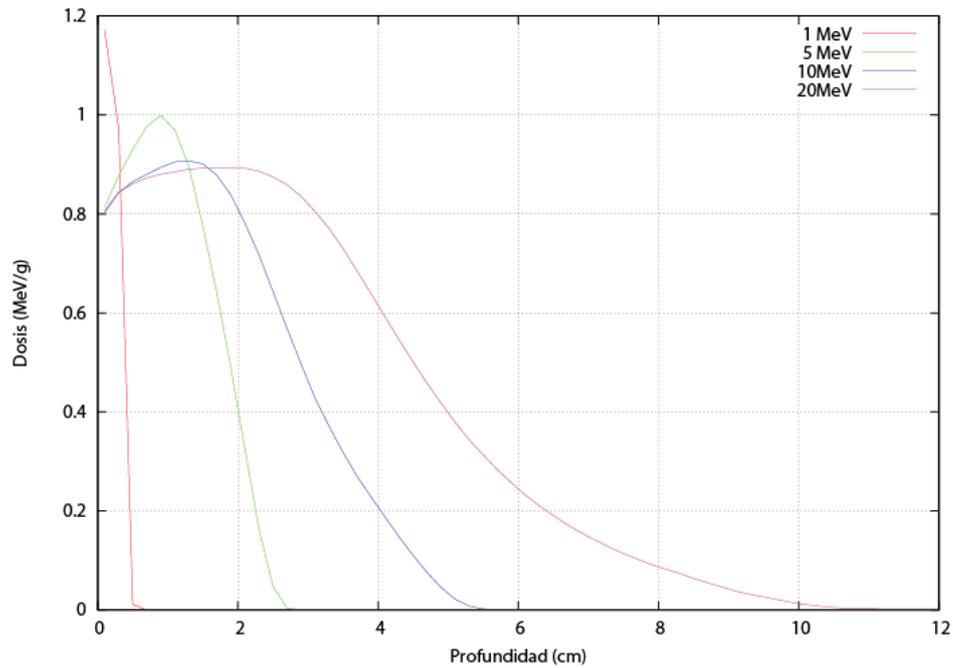


Figura 31 Dosis depositada por e^- de diferentes energías sobre un volumen de agua

Se puede observar como a medida que aumenta la energía del haz (se ha de tener en cuenta que la dosis terapéutica varía entre 6 MeV y 20 MeV), la profundidad alcanzada es mayor, pero el pico es más extenso, lo que significará que la dosis depositada en los tejidos colindantes antes de llegar al tumor es mayor. También es importante ver que la mayor profundidad alcanzada es de 10 cm, algo que hay que tener en cuenta en la planificación del tratamiento.

A diferencia de los electrones, los fotones (figura 32), nunca llegan a depositar una dosis nula, lo que provoca una mayor irradiación de los tejidos.

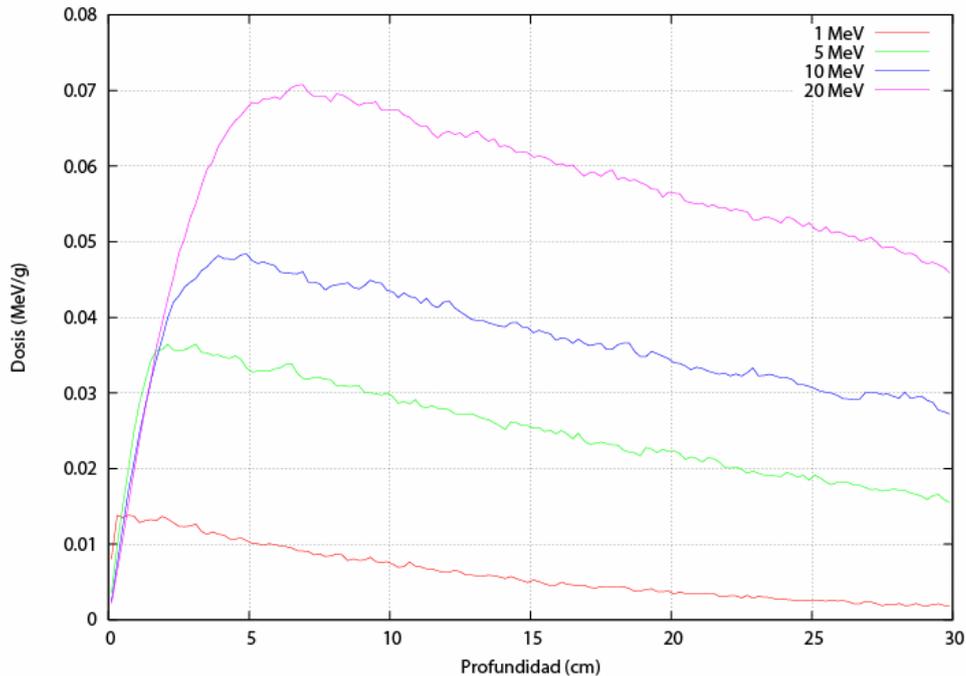


Figura 32. Dosis depositada por fotones de diferentes energías sobre un volumen de agua

Para determinar la dosis absorbida en z_{max} se debería, para un haz dado, utilizar los datos de los porcentajes de dosis en profundidad (PDD) en el eje central para una distancia de la fuente al maniquí (SDD), y de las razones tejido máximo (TMR) para distancias de la fuente al punto del maniquí donde se quiere calcular la dosis.

A pesar de que el cuerpo humano se componga en su mayor parte de agua, el tratamiento de tumores, si quiere ser realista, se debe hacer considerando las inhomogeneidades presentes. La densidad del músculo, es muy parecida a la del agua pero no ocurre lo mismo con el hueso, el tejido adiposo y otros tejidos que encontramos en el cuerpo humano.

Una vez hemos comprobado que los electrones son más adecuados para el tratamiento de tumores, nos centraremos en el estudio de éstos.

Para poder hacer un estudio final de una geometría más complicada e inhomogénea, estudiamos primero la absorción de electrones en una superficie homogénea de diversos tejidos, figura 33.

Para ello comparamos la dosis depositada por un haz de electrones de 18 MeV en agua frente a la depositada en diversos tejidos, para poder estudiar hasta qué punto los tejidos del cuerpo habituales (es decir, menos huesos y pulmones) pueden suponerse simplemente como agua.

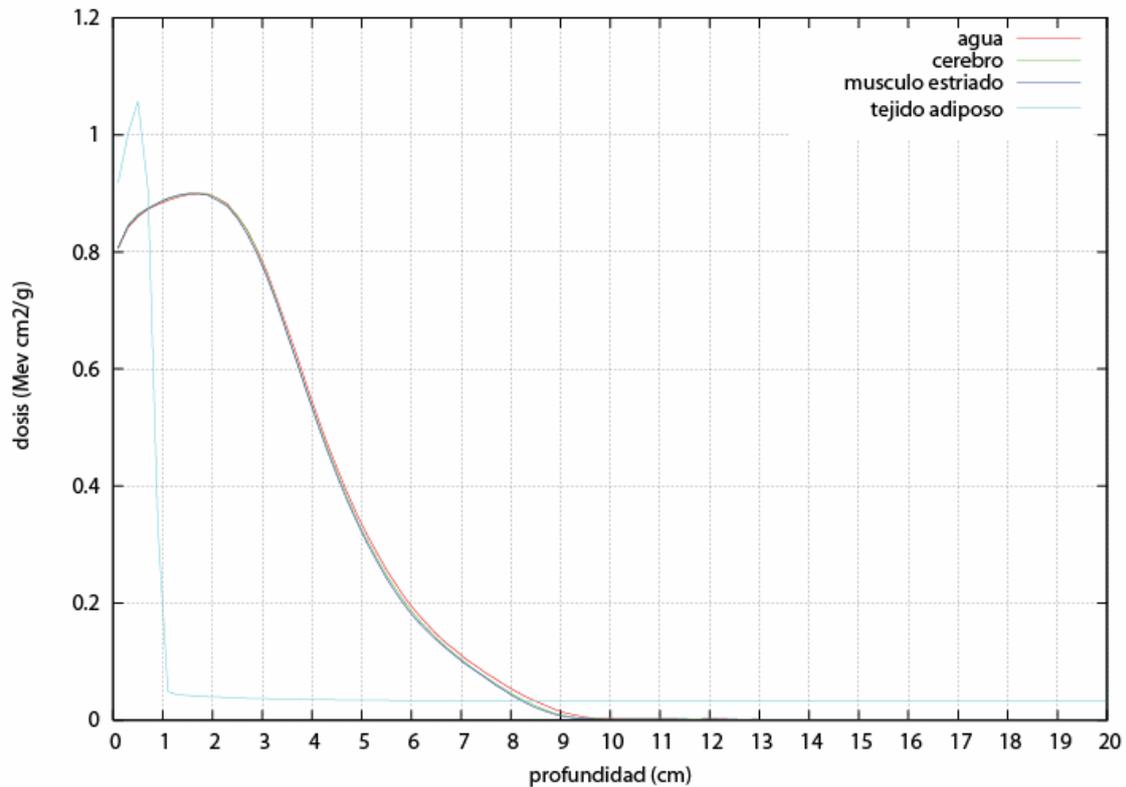


Figura 33. Dosis depositada por un haz de e⁻ de 18 MeV en diferentes superficies

El error cometido al considerar agua en lugar de músculo es aparentemente pequeño, pero como se puede ver, considerar el tejido adiposo como agua introduciría un gran error en el cálculo de la dosis a administrar.

Básicamente conviene distinguir músculo (prácticamente agua), hueso, pulmón, grasa y aire (para aire ver figura 35)

Existen tres causas por las que la dosis cambia en y cerca de una inhomogeneidad:

Primero, la atenuación de la radiación primaria es distinta.

Esto afecta a la dosis en la inhomogeneidad y debajo de ella.

Segundo, se altera el patrón de radiación dispersa. Esto afecta también al tejido por encima de la inhomogeneidad debido a la retrodispersión. Estos dos efectos se agravan con baja energía.

La tercera alteración se produce en el flujo de electrones secundarios, ya que se pierde el equilibrio electrónico en y cerca de las interfaces. Si se pasa de un tejido menos denso a otro más denso (pulmón → tumor, por ejemplo) se produce una región de acumulación (disminución de dosis) en este último.

Por el contrario, si se pasa de un tejido más denso a otro menos denso (hueso → músculo, pared costal → pulmón), la dosis en el último aumenta.

En la figura 34 podemos observar cómo a casi dos cm de profundidad se encuentra la frontera entre el hueso y el músculo.

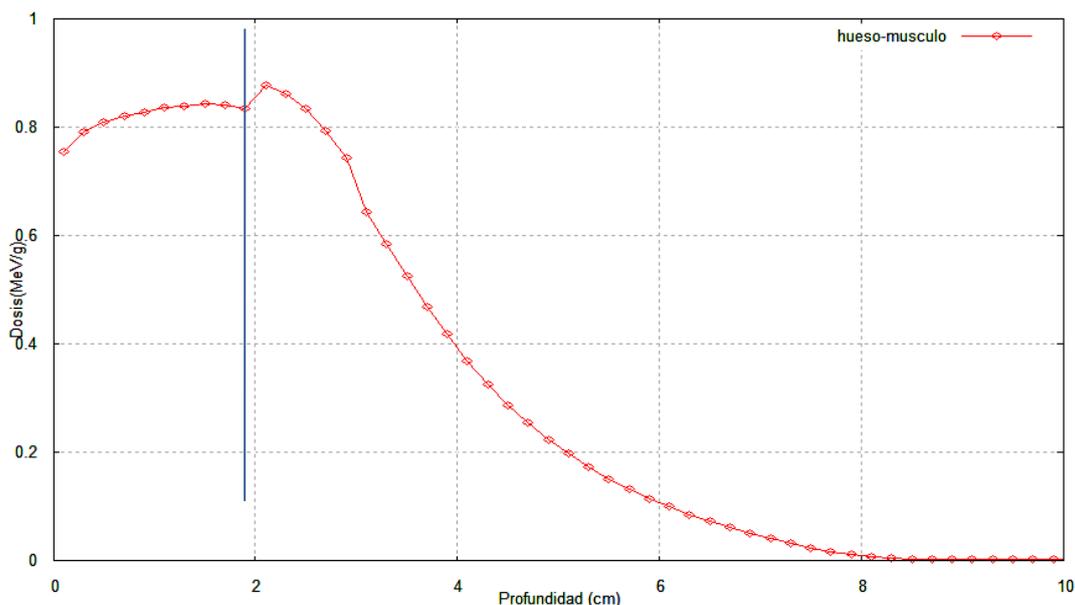


Figura 34. Dosis depositada en una superficie de hueso-musculo.

Para completar el estudio del comportamiento de los electrones al incidir en diversos medios, se crearon dos planos de agua de 11 cm de espesor separados por una capa de aire de 9 cm. El haz incidente tiene un tamaño de 2 cm y una energía de 20 MeV.

El resultado obtenido se puede ver en la figura 35, en la que podemos observar que en la capa de aire (con una densidad de 0.001 g/cm^3) la dosis depositada es prácticamente nula, lo que convierte al aire en un buen aislante del haz, creando una "ventana" en la deposición.

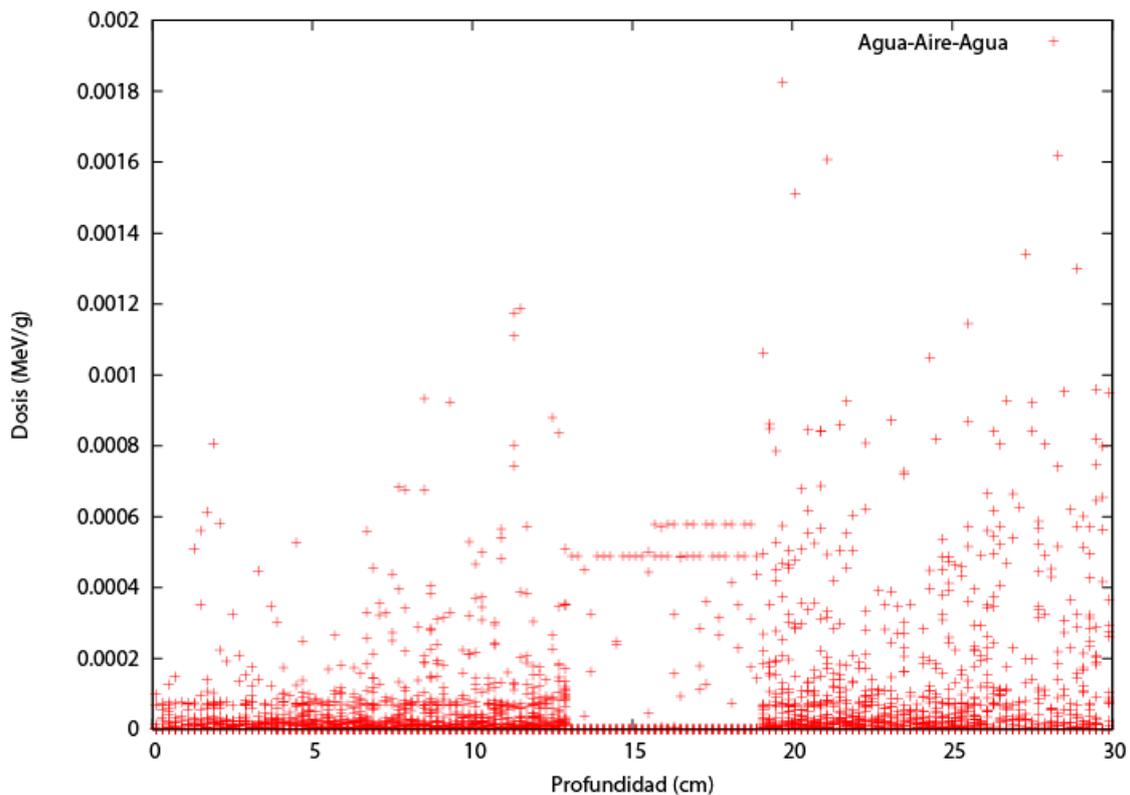


Figura 35. Haz de e- de 20 MeV sobre superficie agua-aire-agua.

4.2.2 Dispersión del haz

En esta parte del trabajo, nuestro objetivo será observar la dispersión de los electrones en el tejido al atravesarlo, para que se puedan evaluar los daños en un caso real.

La posición del haz al incidir sobre la superficie y su energía son los datos más importantes a la hora de observar el comportamiento del haz en el tejido que atraviesa. En nuestro caso, utilizaremos siempre una orientación del haz perpendicular a la superficie, haciendo que incida normalmente en la zona a observar. Las energías utilizadas, son energías terapéuticas para un estudio más real, de 20 MeV.

Lo primero será describir el método que hemos seguido, pues en esta parte hemos utilizado diferentes programas para la conversión de datos obtenidos y para la visualización de imágenes.

Es importante señalar que se modificó el código base del programa DPM, pues para geometrías más complicadas como los cilindros esféricos estudiados, entraba en un bucle infinito y no se obtenían resultados.

Una vez el programa funcionó correctamente con cualquier geometría, creamos un sencillo programa llamado *dosis2bin*. Básicamente, el programa coge los archivos de salida que han sido creados por DPM y los convierte en binarios. El único dato de entrada que se debe cambiar en este caso es el número de voxeles que contiene la imagen que ha sido utilizada en DPM.

El segundo programa creado, llamado *Image2density*, lo utilizamos para cambiar la geometría con la que queremos trabajar. Una vez escrita la geometría, al compilarlo, el programa crea un ejecutable que genera un archivo de datos que contiene la imagen voxelizada para poder ser usada en DPM.

→ Cilindros concéntricos

El primer estudio realizado, se ha hecho en dos cilindros centrados (figura 36) de diferentes materiales.



Figura 36. Cilindros concéntricos

El haz incide de forma perpendicular atravesando el primer cilindro, que será en un caso agua y en otro hueso, y después un cilindro más pequeño de agua.

El campo estudiado tiene un tamaño de 35x35x120 voxeles, y el haz incidente un tamaño de 1 cm. La región de interés considerada es (0-8,0-8,0-60) en (x,y,z).

Debido al tamaño del cilindro, hemos obtenidos unos resultados en los que la dosis no llega claramente al segundo cilindro, pero la cola que se ve en el perfil (figura 38) indica que sigue habiendo dosis que pasa de material.

En la figura 37, se puede observar la distribución de energía del haz, donde la colocación de los ejes:

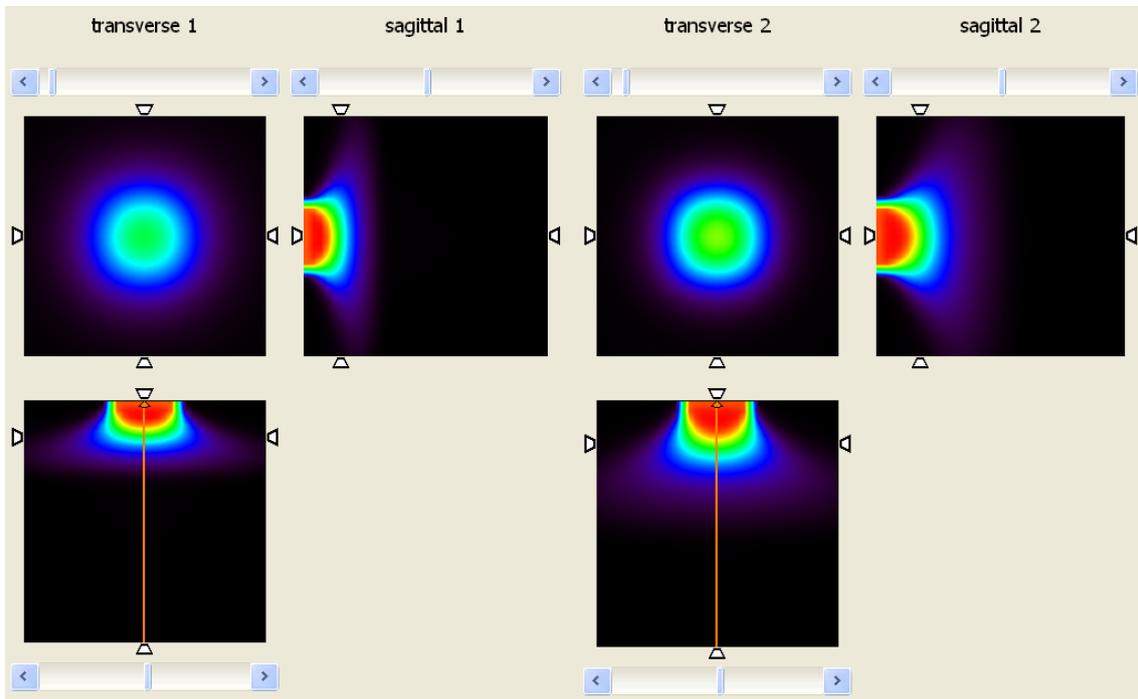
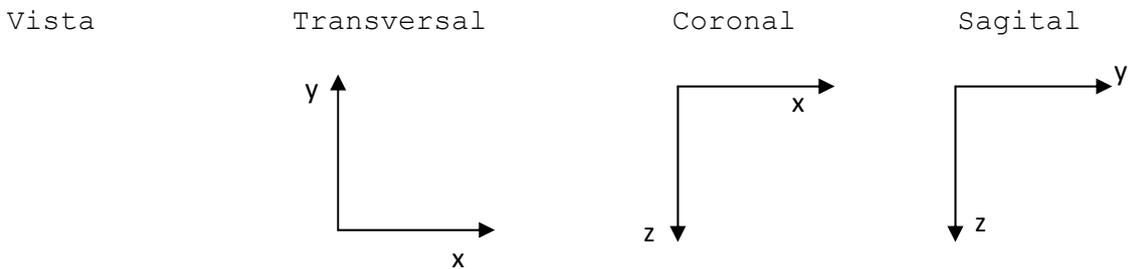
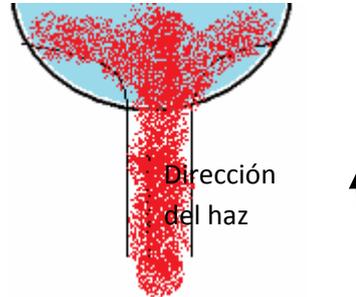


Figura 37. Distribución de energía en dos cilindros concéntricos a) hueso, b) agua.

Si observamos un mismo punto del cilindro y observamos su distribución de energía, vemos que en el caso del cilindro de hueso el haz no llega tan lejos como en el agua, estando la energía depositada en el cilindro de agua esta menos concentrada. Es un resultado esperable, ya que el hueso es más

denso que el agua y la acumulación de energía se produce en el material más denso.

La dosis de energía depositada en el cilindro se puede mostrar mas claramente con la siguiente figura:



El haz llega desde el aire sin perder energía y cuando se encuentra con el cilindro cuya densidad es mayor, se abre y deja la dosis que observamos en la figura 37.

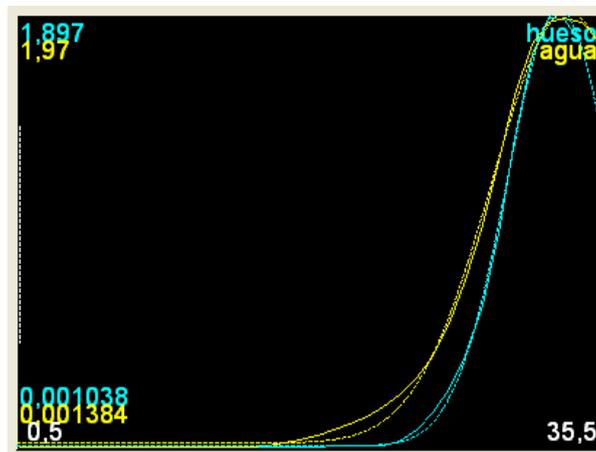


Figura 38. Perfil de dosis depositada en el cilindro de agua y de hueso

El perfil de ambos es claramente diferente, el hueso muestra más absorción y un decaimiento más brusco en la curva.

→ Plano de aire, agua y hueso

A continuación se estudia la dispersión de un haz de e⁻ de 2 cm en una superficie de aire-hueso, para poder comparar como se atenúa la llegada de electrones cuando se introduce un plano de agua, que podría actuar como un colimador, que corta la mitad del haz.

En la figura 39 se puede observar el haz que incide desde el aire hasta el hueso.

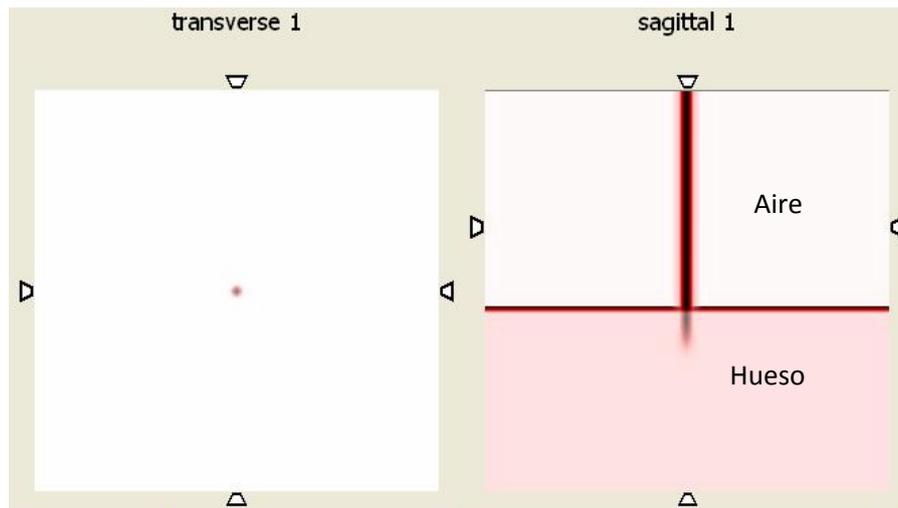


Figura 39. Haz de e⁻ incidente en una superficie de hueso

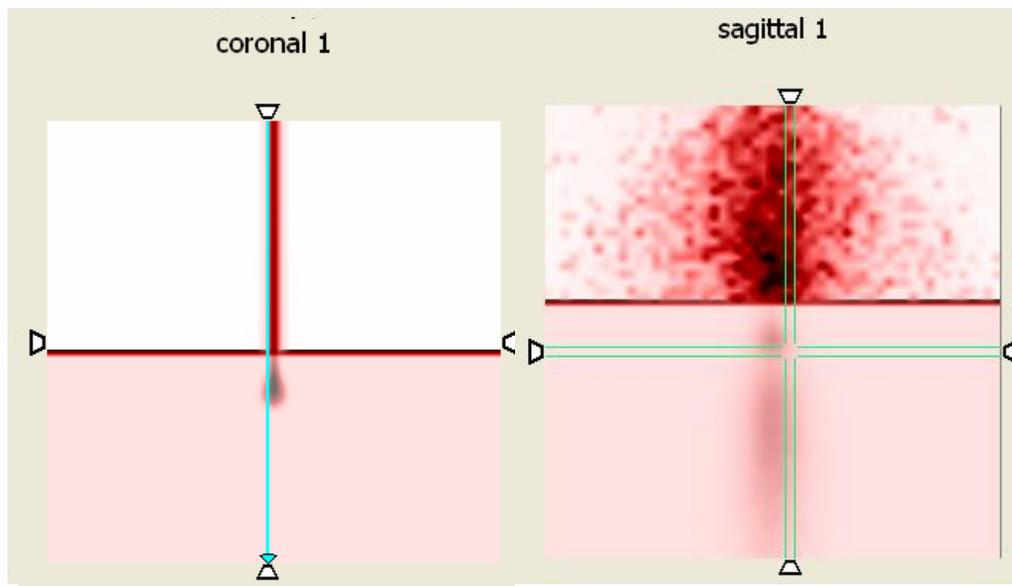


Figura 40. Dispersión del haz

La deposición de la dosis en el hueso tiene un valor máximo a pocos cm de la superficie, ya que la mayoría de la dosis se deposita en la superficie de separación.

En un punto alejado del centro del haz (punto señalado en la figura 40 b, se observa que existe una considerable dispersión de electrones, provocando un daño lateral en un supuesto tejido cercano. Las figuras no se entienden, trata de explicar bien qué es lo que se enseña, dónde está el hueso, el aire, etc.

Podemos ver el perfil de distribución en la figura 41. La absorción es uniforme en el plano de aire y cuando llega al hueso se produce una absorción total, creando un pico como el que se ve en el perfil.

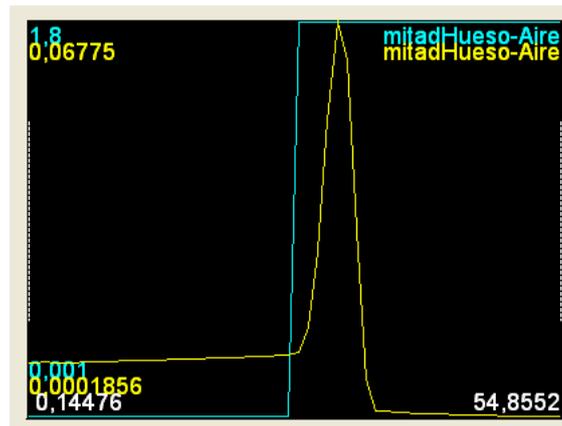


Figura 41. Perfil de dosis absorbida en una superficie de hueso

En la figura 42, se puede observar gráficamente el decaimiento de la energía de los electrones al traspasar el hueso. El 0.8 muestra el centro del haz y los puntos más bajos son los laterales, donde la intensidad de energía es menor.

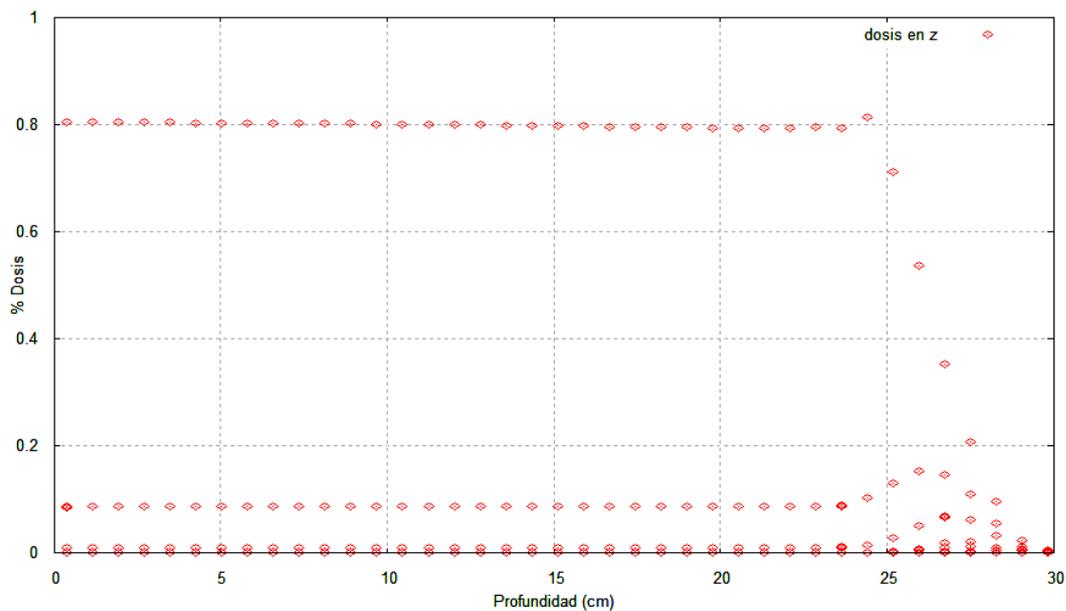


Figura 42. Representación gráfica de la dosis depositada en hueso.

Introducimos ahora una lámina de agua de 20 cm en el aire para obtener una superficie más inhomogénea. Lo que se quiere observar es qué cantidad de electrones son depositados en esta capa y si salen con la energía suficiente como para irradiar al hueso.

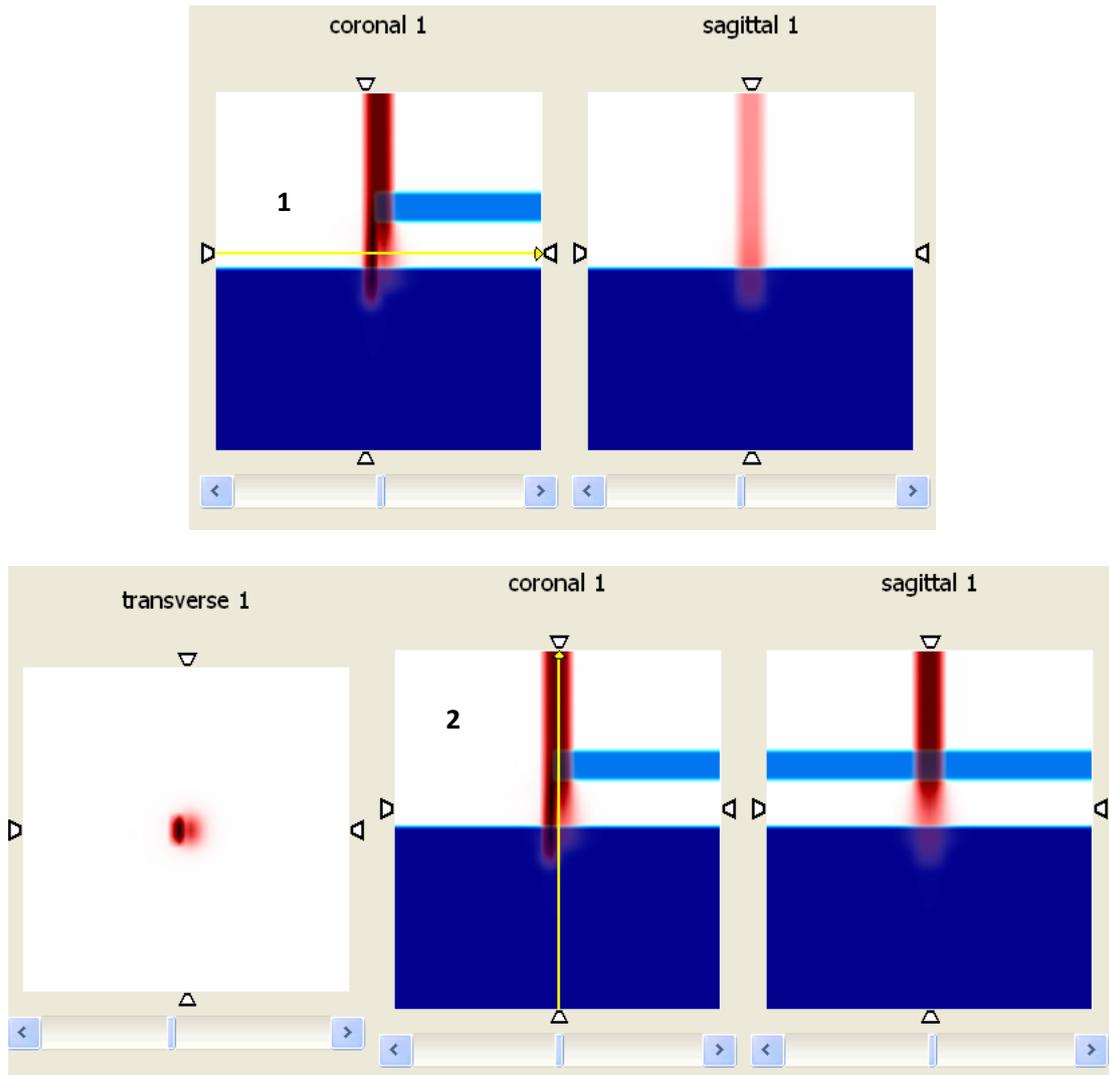
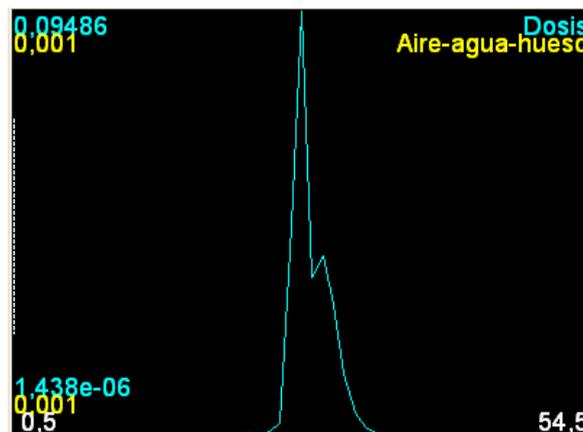


Figura 43. haz de electrones que incide en una lámina de agua depositada en aire

Como se observa, la lámina de agua 'frena' a los electrones y salen al aire con una energía insuficiente para llegar al hueso. Llega una pequeña fracción, pero no comparable con la parte del haz que no atraviesa dicha lámina, como se puede ver en el perfil de dosis, figura 44 a). Esta figura se entiende algo mejor, pero con mucha dificultad.



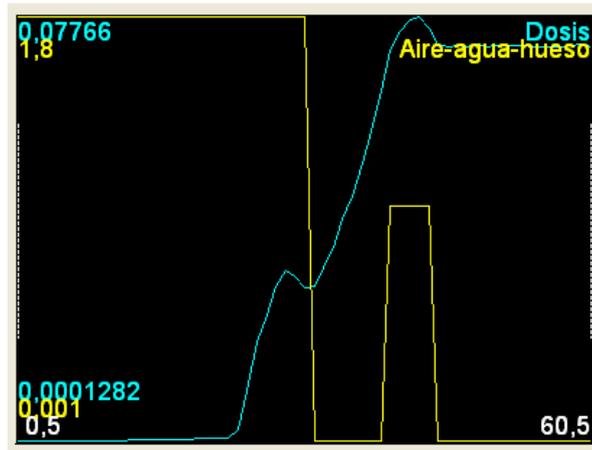


Figura 44. a) Perfil de la dosis en el punto 1 de la figura 43, b) en el punto 2.

En los perfiles se muestra que la energía de los electrones que atraviesan la lámina de agua es mucho menor, y que su dispersión afecta en cierto modo a la parte del haz que no toca el plano, ya que deja electrones residuales.

Maniquí

Por último, después de estudiar y comprobar cómo se absorben los electrones en diversas superficies y cómo se distribuye dicha dosis, vamos a hacer un estudio de una geometría más realista.

En primer lugar vamos a estudiar qué error se comete al considerar la grasa como agua, y si es o no relevante a la hora de aplicar un tratamiento.

En la figura 45 vemos un haz de e^- de 20 MeV que atraviesa un maniquí de agua con una parte de grasa, que será comparada con la figura 46, en la que el haz de electrones atraviesa el mismo maniquí compuesto solo de agua.

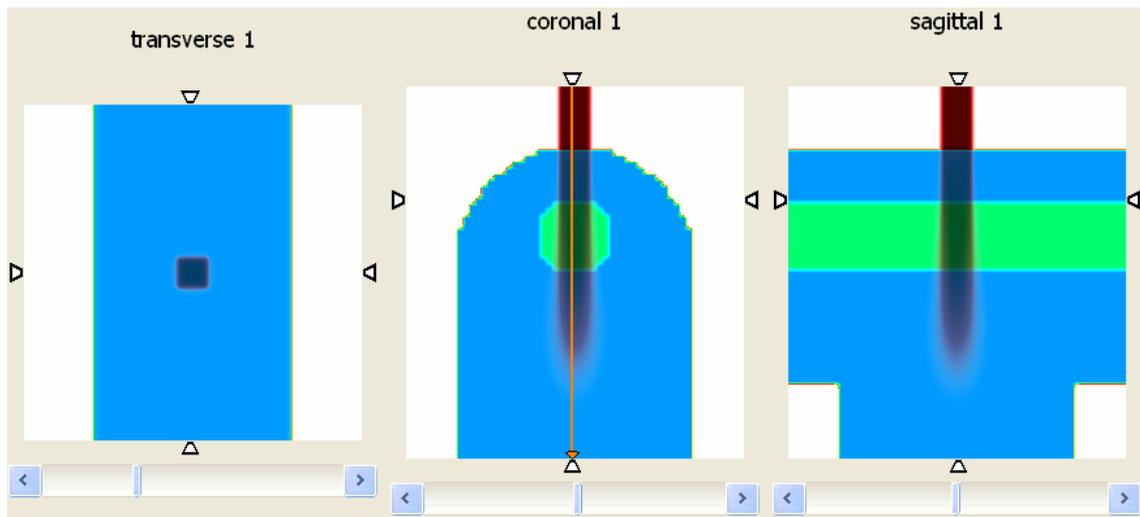


Figura 45. Maniquí de agua y grasa

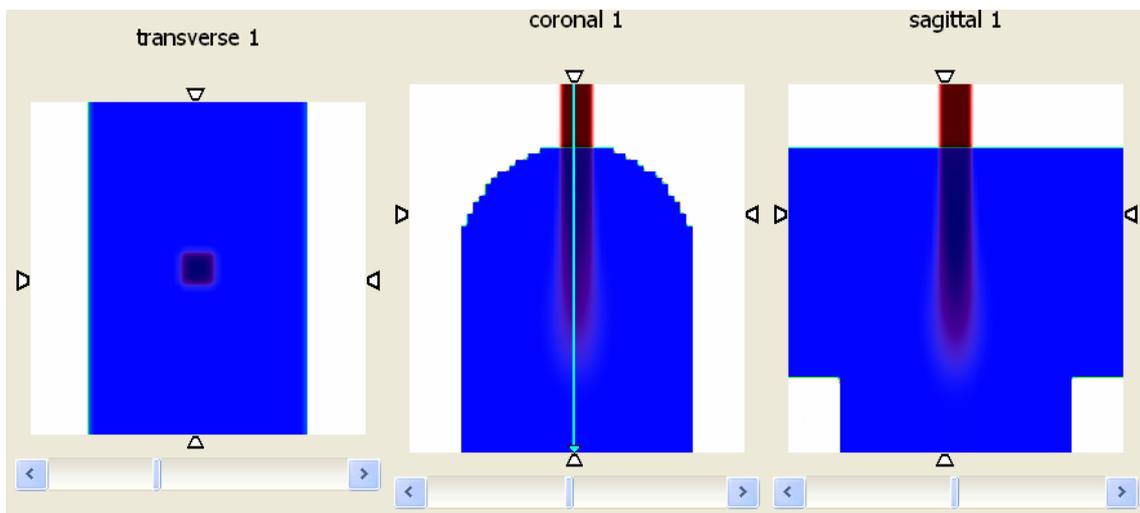


Figura 46. Maniquí de agua

Aparentemente la diferencia en la profundidad alcanzada por el haz no se aprecia, pero si observamos sus perfiles (figura 47), vemos que sí existe diferencia.

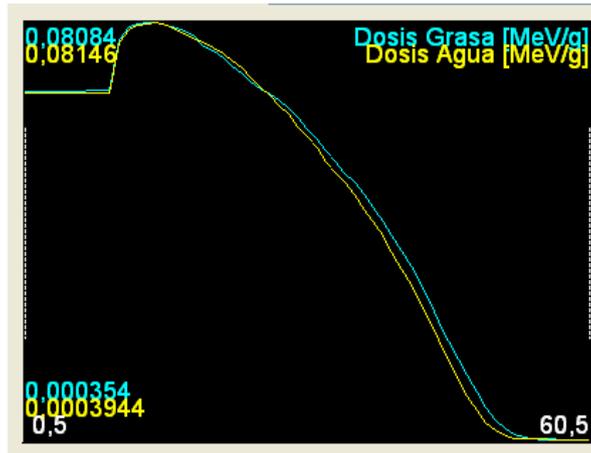


Figura 47. Perfil de dosis de maniquí de agua y grasa.

Para comprobar si el error es o no significativo, hemos hecho un estudio estadístico en la zona marcada en la figura 48 con un rectángulo.

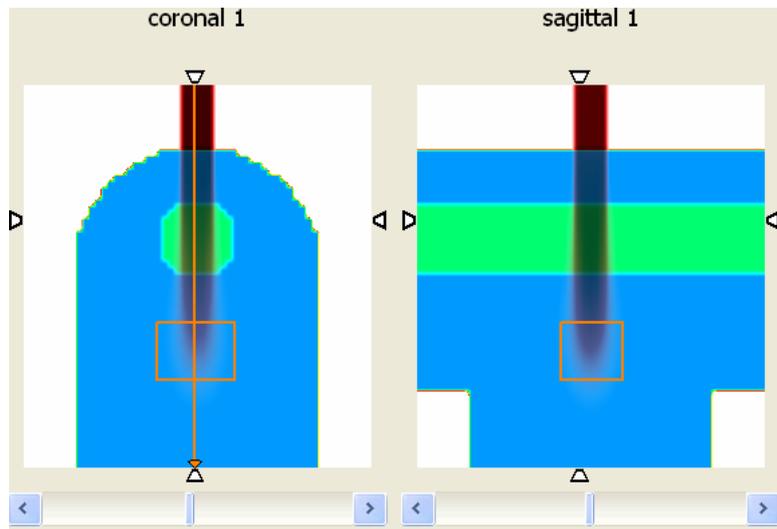


Figura 48. Estudio estadístico de dosis depositada.

Los datos obtenidos, nos dan una media de deposición de dosis de 0.0119 para el de grasa y de 0.0106 para el de agua.

| ROI | Data Set | Median | Mean | Var | Std Dev | Min | Max | Size (mm ³) | Frac. Vo: |
|-----|---------------------|-----------|-----------|-------------|-----------|-----------|---------|-------------------------|-----------|
| roi | Dosis Grasa [MeV/g] | 0,0047235 | 0,0119317 | 0,000179163 | 0,0133852 | 3,244e-05 | 0,06732 | 1156,25 | 1156,25 |
| roi | Dosis Agua [MeV/g] | 0,0040405 | 0,0105882 | 0,000149099 | 0,0122106 | 1,472e-05 | 0,06326 | 1156,25 | 1156,25 |

Esto nos muestra que la diferencia en la dosis es de aproximadamente el 15%, algo a tener en cuenta. Por último, hemos creado un maniquí más realista, con un maniquí de agua, y en su interior una región de aire y otra de hueso. Se lanza un haz de electrones de 5 cm sobre el maniquí de radio 20cm, con incisiones de 5 cm de radio cada una.

En la figura 50, se puede observar el perfil de la dosis depositada en la parte de aire, mientras que en la figura 52 el perfil observado es el de la dosis que pasa por hueso.

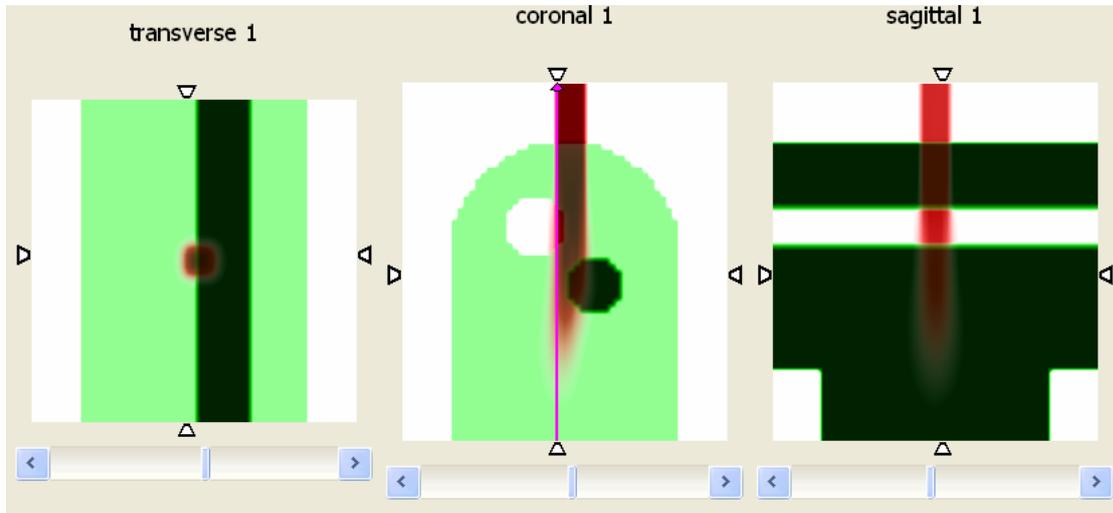


Figura 49. Maniquí con incisiones de aire y hueso. Zona de perfil

En el perfil de dosis se puede observar como los electrones que entran por el aire tienen una deposición constante de energía, y cuando pasan a la superficie de agua se observa un pico no muy pronunciado que decae de nuevo en aire. La dosis después cae pero tiene una cola que indica que la energía depositada no es nula.

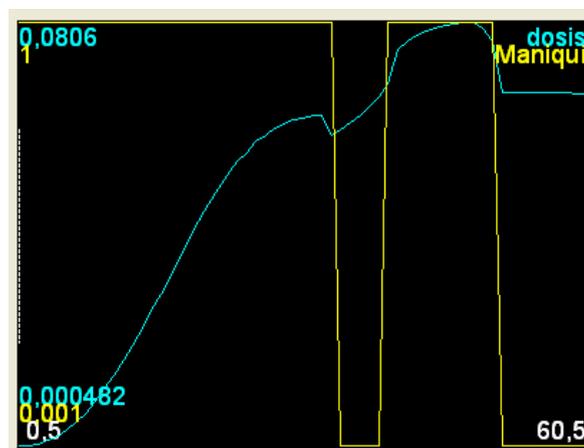


Figura 50. Perfil de dosis depositada en la zona indicada en la fiura 49.

El perfil de la siguiente figura, es algo mas complicado ya que entran en juego como se ha comentado antes los electrones residuales depositados en el agua por la interacción con el hueso.

La parte del haz que atraviesa hueso sale con menos energía como se ha explicado ya en el caso del plano aire-agua.

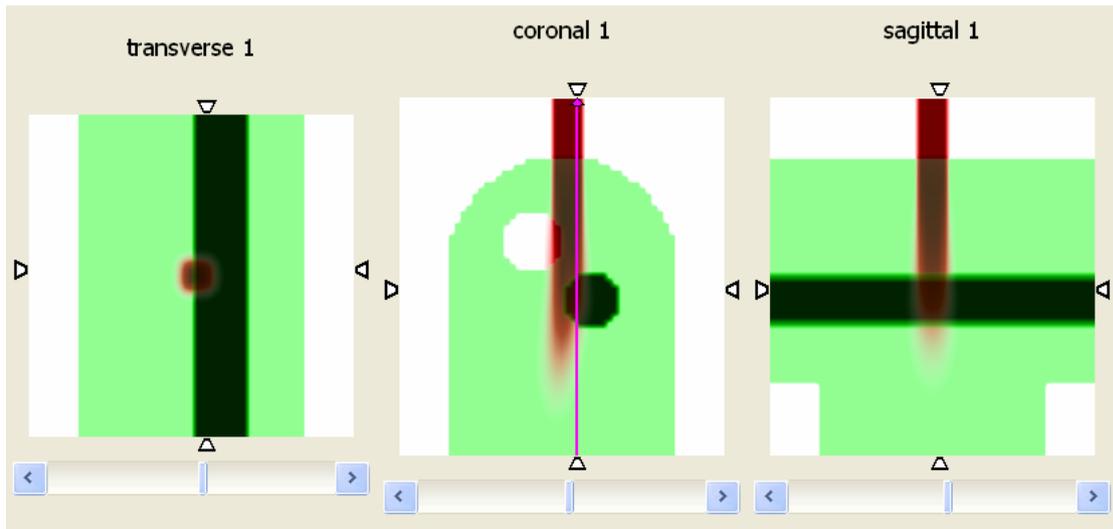


Figura 50. Maniquí con incisiones de aire y hueso. Zona de perfil

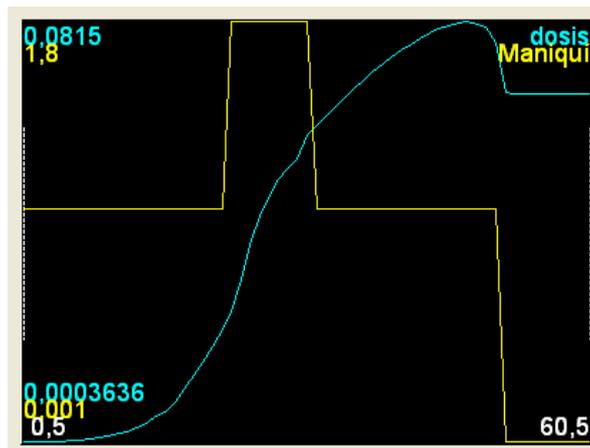


Figura 51. Perfil de dosis depositada en la zona indicada en la fiura 50.

5. CONCLUSIONES

En primer lugar decir que los objetivos propuestos antes de comenzar con el trabajo han sido cumplidos.

Hemos comprobado satisfactoriamente que DPM es muy rápido a la hora de cálculos con un número suficiente de historias, y que sería una herramienta muy útil en hospitales debido a su sencillo uso. Permite calcular dosis en diversas geometrías como hemos hecho, y su ejecución comparada con otros paquetes como PENELOPE es mucho más sencilla.

Aparte de DPM se ha aprendido a utilizar FLUKA pero no ha habido tiempo suficiente para obtener resultados.

Cómo respuesta a lo propuesto en los objetivos, se ha comprobado que el error cometido al considerar el cuerpo humano como un medio homogéneo no puede considerarse despreciable en bastantes situaciones. Si bien es cierto que considerar el músculo como agua no supone un error importante a la hora de calcular una dosis, el error aproximado del 15% que encontramos al considerar como agua la grasa, es considerable, puesto que los músculos contienen capas importantes de tejido adiposo.

BIBLIOGRAFÍA Y REFERENCIAS

Elizabeth Latorre Travis, "Radiobiología Médica", Serie AC de oncología, 1979.

W.A:Benjamin, Inc., New York. Nuclei and Particles, Editorial Reverté, S.A., 1972.

Louis Lyons, "Statistics for nuclear and particle physicists", Cambridge University, 1992.

Tesis doctoral "MC simulation applied to dosimetry of narrow High- energy photom beamns used in Radiosurgery", Aderito Barbosa Chaves, Universidad de Lisboa, 2004.

Tesis doctoral "Desarrollo de un programa de simulación basado en el método de MC para el cálculo de dosis en maniquies divididos en voxeles", Marcal Salvadó, Universidad Rovira i Virgili, 2004.

Pedro Calán Montenegro, "Incertidumbres en radioterapia" Física y Protección radiológica, Hospital de Málaga.

Tesis doctoral "Diseño de un sistema dosimétrico portátil", Miguel Angel Carvajal Rodriguez, Universidad de Granada, 2000.

- [1] F.M.Khan, "The Physics of Radiation Therapy", Edited by G. Stamathis, J. W. Pine and L. Jadlos, Williams & Wilkins, Baltimore, 1984
- [2] R.D.Evans, "The atomic nucleus", McGraw-Hill Book Company, Inc., New York, 1955
- [3] "Stopping Powers for Electrons and Positrons", ICRU Report 37, International Commission On Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1984.
- [4] "Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy", ICRU Report 62, Supplement to ICRU Report 50, International Commission On Radiation Units and Measurements, Bethesda, MD, 1999
- [5] A.Brahme, "Accuracy requirements and quality assurance of external beam therapy with photons and electrons", Acta Oncol. Suppl. 1, 1988.
- [6] G.G.Steel, "Basic Clinical Radiobiology", Second Edition, Edited by G.G.Stell, Arnold, London, 1997
- [7] "Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy", ICRU Report 50, International Commission On Radiation Units and Measurements.
- [10] M.C.Lopes, F.Sánchez-Doblado, K.Theodorou, A.Mazal, L.Nuñez, A.Chaves, C.Kappas, M.Bazioglou and P.Lassalet, "A proposed method for beam measurements in stereotactic radiotherapy", Phys. Medica 16:91-94, 2000.
- [11], [12] Sharpe, M. B. and J. J. Battista (1993). "Dose Calculations Using Convolution and Superposition Principles - the Orientation of Dose Spread Kernels in Divergent X-Ray-Beams." Medical Physics 20(6): 1685-1694.

- [13] Sóbol, I.M. "Método de Monte Carlo" Editorial MIR. Moscú. URSS
- [14] <http://www.fceco.uner.edu.ar/extinv/publicdocent/sarangur/pdf/metodomontecarlo.pdf>
- [15] <http://www.ciemat.es/portal.do?IDM=323&NM=4>
- [16], [17] D.W.O.Rogers, B.A.Faddegon, G.X.Ding, C.-M.Ma, J.We and R.Mackie, "BEAM: a Monte Carlo code to simulate radiotherapy treatment units", Med. Phys. 22:503-524, 1995
- [18] J.Sempau, S.J.Wilderma and A.F.Bielajew, "DPM, a fast, accurate Monte Carlo code optimized for photon and electron radiotherapy planning dose calculations", Phys. Med. Biol. 45:2263-2291, 2000
- [19] I.Kawrakow, M.Fippel and K.Friedrich, "3D electron dose calculation using a Voxel based Monte Carlo algorithm (VMC)", Med. Phys. 23:445- 457, 1996.
- [21] H.W.Lewis, "Multiple scattering in an infinite medium", Phys. Rev. 78:526-529, 1950
- [22] J.M.Fernández-Vare, R.Mayol, J.Baró and F.Salvat, "On the theory and simulation of multiple elastic scattering electrons", Nucl. Instrum. Methods Phys. B 73:447-473, 1993 Bethesda, MD, 1993
- [23] www.isiknowledge.com
- [24] Archivo de texto Del programa dpM.
- [25] <http://dissertations.ub.rug.nl/FILES/faculties/science/2007/f.alvarado.chacon/resumen.pdf>