

Bases Físicas e Instrumentación en Radioterapia

Ángel del Castillo Belmonte
Hospital Universitario de Valladolid
acastillo@hcvv.insalud.es

1. Radiaciones Ionizantes

1.1 Radiaciones Ionizantes

Son partículas cargadas (electrones, protones) o neutras (fotones, neutrones) capaces de producir ionizaciones mediante procesos primarios o secundarios; y con ello desequilibrios físicos, químicos o biológicos.

1.2 Interacción de la Radiación con la Materia

1.2.1 Partículas Cargadas

a.- Procesos de Interacción

Ionización

Si en el choque inelástico¹ de una partícula cargada se libera un electrón del átomo creando un par iónico

Excitación

En la interacción uno de los electrones pasa a un estado más energético con lo que el átomo queda en un estado excitado, la transición a su estado fundamental se produce por emisión electromagnética.

Radiación de Frenado

Cuando la partícula cargada penetra en el campo eléctrico del núcleo atómico emite radiación. Este fenómeno es más importante para núcleos pesados y partículas ligeras (electrones).

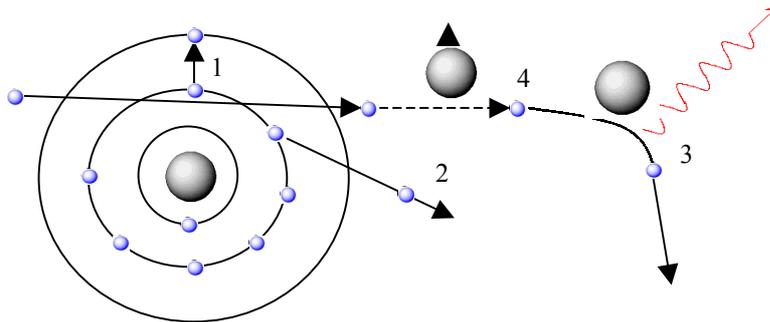


Figura que muestra los distintos procesos que puede sufrir una partícula cargada: 1.-excitación, 2.- ionización, 3.-radiación de frenado, 4.- colisión elástica entre partículas (entre electrones y bajas energías)

b.- Poder de Frenado

Cuantifica la pérdida de energía de la partícula incidente, así: $S_{tot}=S_{rad}+S_{col}=(dE_{col}/dl)+(dE_{rad}/dl)$ donde S_{col} es la pérdida energética por unidad de longitud debida a las colisiones y análogamente S_{rad} para las pérdidas por radiación, ésta será nula en partículas pesadas.

c.- Transferencia Lineal de Energía (LET:Linear Energy Transfer)

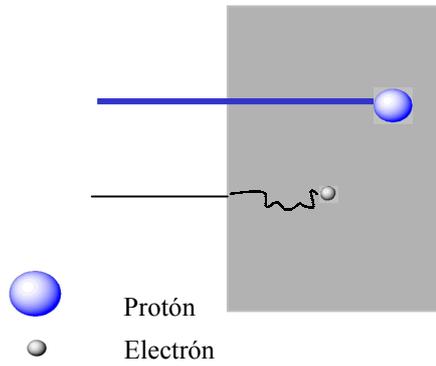
Energía transferida localmente por la partícula al medio por unidad de longitud de su recorrido $L= -(\Delta E_{\Delta}/\Delta x)_{ionización/excitación}$, está asociada a la energía de ionización y de excitación hasta un valor de corte.

d.- Alcance

Distancia máxima de una partícula al incidir sobre un medio, depende de la energía.

Las partículas pesadas siguen trayectorias prácticamente rectilíneas, pero los electrones sufren desviaciones importantes y sus trayectorias no son rectilíneas por lo que su recorrido es mayor que su alcance.

¹ En colisiones elásticas (ver figura) no hay intercambio de energía entre partículas.



En la figura se muestra un ejemplo del alcance dentro de un material de un protón (partícula pesada) que sigue una trayectoria rectilínea, mientras que el electrón sufre cambios en su trayectoria.

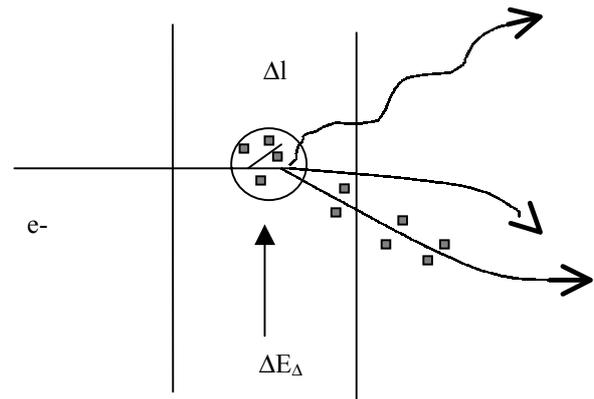


Ilustración del concepto de LET, $L = -(\Delta E_{\Delta} / \Delta x)_{ion/exc}$ donde se excluyen aquellas radiaciones que viajan fuera de Δ aunque hayan sido producidas allí.

1.2.2 Fotones

a.- Procesos de Interacción

Los fotones, que no tienen carga, ionizan indirectamente por los electrones liberados en sus interacciones.

Efecto Fotoeléctrico

En este proceso el fotón es absorbido liberando un electrón, dentro del átomo se produce una reordenación de los electrones que provoca una emisión secundaria en forma de rayos X. El efecto fotoeléctrico es importante a bajas energías cuando interacciona con elementos pesados.

Efecto Compton

La interacción de un fotón con un electrón libre, da lugar a un fotón con una energía y trayectoria distintas según la energía comunicada al electrón. Predomina para energías de 0.5-10 MeV, valores energéticos intermedios.

Producción de Pares Electrón-Positrón

En su interacción con el núcleo un fotón se materializa en un par positrón (e^+) electrón (e^-). La energía cinética del par se disipa por los mecanismos usuales de partículas cargadas. El positrón que es una partícula "muy inestable" interactuará con un electrón aniquilándose, y dando lugar a dos fotones. Predomina a partir de 10 MeV, la aniquilación aumenta la población de fotones de baja energía.

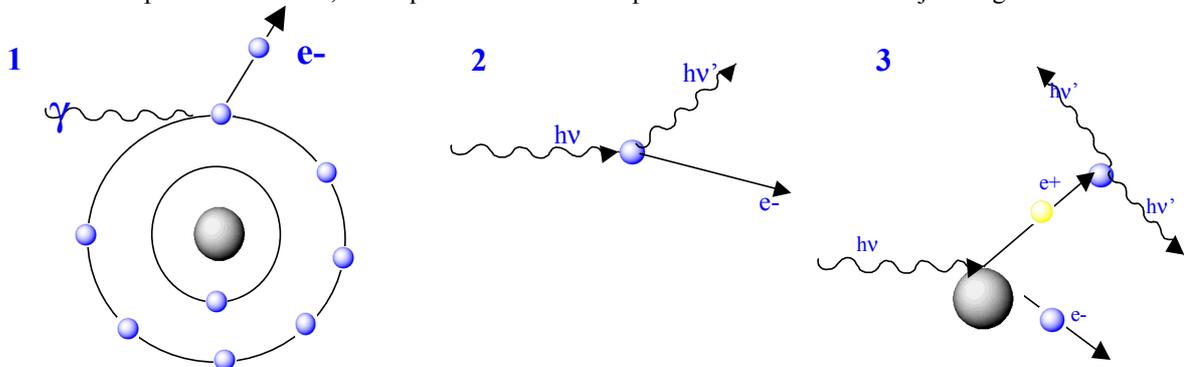


Figura que describe: 1.- Efecto Fotoeléctrico, 2.- Efecto Compton, 3.- Producción de Pares / Aniquilación

b.-Atenuación y Absorción de la Radiación Electromagnética

Cuando un haz de fotones monoenergéticos incide sobre una superficie de espesor Δx la fracción de fotones que interacciona puede expresarse como: $dN = -\mu N dx$ donde μ es el coeficiente de atenuación, que expresa la probabilidad de interacción por unidad de recorrido, ésta será la suma de las probabilidades de los distintos efectos.

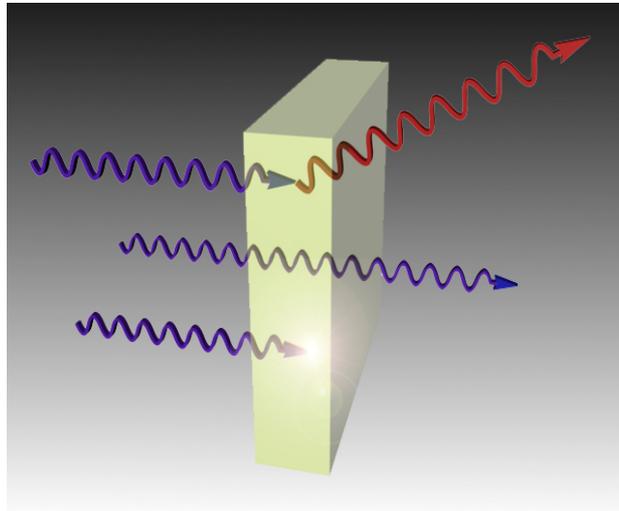


Figura que ilustra el proceso de atenuación de los fotones al atravesar un material de espesor dx. A él llegan N fotones, algunos lo atraviesan sin interactuar y una fracción μN es absorbida o dispersada.

1.3. Magnitudes y Unidades

a.- Kerma

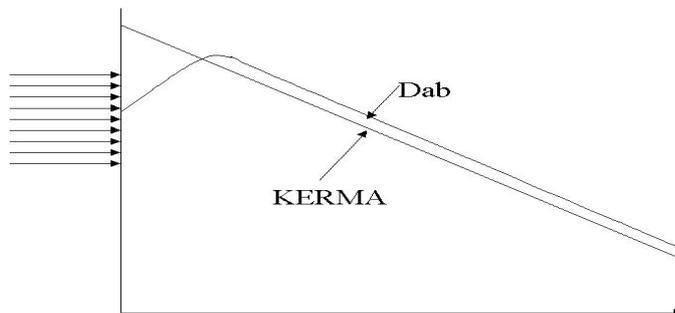
La transferencia de energía de un fotón se realiza en dos pasos: el fotón interacciona con un átomo y libera un electrón, la energía se transfiere al medio. El kerma, $K = dE_{tr} / dm$, donde dE_{tr} es la suma de las energías cinéticas iniciales de todas las partículas ionizantes cargadas liberadas por las partículas ionizantes no cargadas en un material de masa dm. (**KERMA: Kinetic Energy Released in Material**)

b.-Dosis Absorbida

Energía media impartida por la radiación a la materia $D_{ab} = dE_{ab} / dm$. Su unidad es el J/Kg que se denomina Gray (Gy).

c.- Relación Dosis-Kerma

Como la absorción de la energía (dosis) no se produce en el mismo lugar que se produce (kerma) llegará un momento en que la relación entre ambas magnitudes sea constante lo que se denomina equilibrio electrónico.¹



¹ Ver zona de acumulación (build-up) en “dosimetría de los haces de radiación”

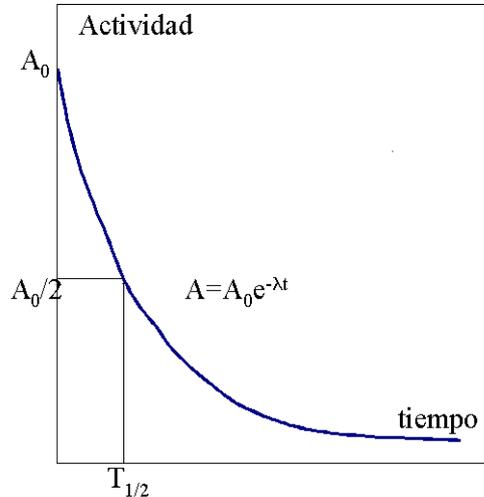
d.-Actividad

Para el caso de materiales radiactivos, se introduce el concepto de **Actividad**, que es el número de desintegraciones por unidad de tiempo, cuya expresión $A = \lambda N$, es proporcional al número de partículas N y λ **constante de desintegración** que es la probabilidad de que se produzca una transición nuclear por unidad de tiempo.

La unidad en el Sistema Internacional es el Becquerelio (Bq), aunque también se utiliza el Curio (Ci).

Otra magnitud relacionada, que caracteriza las sustancias radiactivas, es el **periodo de semidesintegración $T_{1/2}$** .

La gráfica muestra la variación de la actividad con el tiempo. T el periodo de semidesintegración $T_{1/2}$ como el tiempo para el cual $A=A_0/2$



2 Medida de las Radiaciones Ionizantes

Los detectores de radiación ionizante poseen un volumen sensible, que absorbe la energía de la radiación que la atraviesa, lo que se traduce en efectos físicos y químicos medibles. Los dispositivos pueden aportar distinta información: detectarla, contarla (número de partículas), medir la cantidad de energía o la dosis depositada.

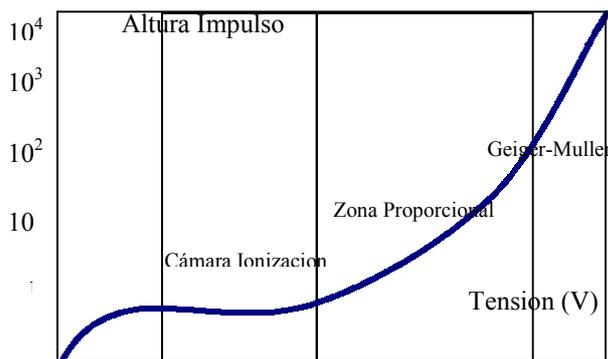
2.1 Cámaras de ionización

Las cámaras de ionización miden exactamente la ionización producida por el paso de la radiación al atravesar un gas, para ello se colectan las cargas mediante dos electrodos encerrados en un gas, sobre los que se aplica una alta tensión.

Los detectores de ionización fueron los primeros dispositivos desarrollados para medir de la radiación.. Es el más recomendado por los protocolos de dosimetría, su uso es muy común, por su precisión y reproductibilidad.

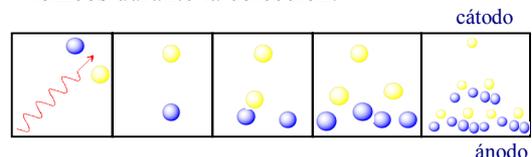
En los gases la energía de la partícula será proporcional al número de ionizaciones ya que la energía media para producir una ionización sólo depende del tipo de gas.

La tensión que se aplica a los electrodos hace que podamos obtener distinta información, distinto nivel de la señal hace que tengamos distintos instrumentos trabajando con el mismo principio. Distinguimos básicamente tres zonas: cámara de ionización zona donde se recoge exactamente lo que se produce, contador proporcional se aumenta la señal creando más ionizaciones, zona de Geiger-Müller en la que se provocan fuertes avalanchas de iones, sólo con fines de detección.



Gráfica que muestra las distintas regiones en que puede funcionar un detector de ionización gaseoso según varía la tensión de colección.

Ilustración del proceso de formación de avalanchas en la que se forman nuevos pares iónicos durante la colección.



2.2 Detectores de termoluminiscencia

El volumen sensible de este tipo de detectores consta de un material dieléctrico que contiene activadores que crean dos clases de centros, defectos en la red cristalina, que crean niveles electrónicos dentro de una banda prohibida: trampas para huecos y electrones y centros de luminiscencia, en estos últimos se recombinan los huecos y los electrones.

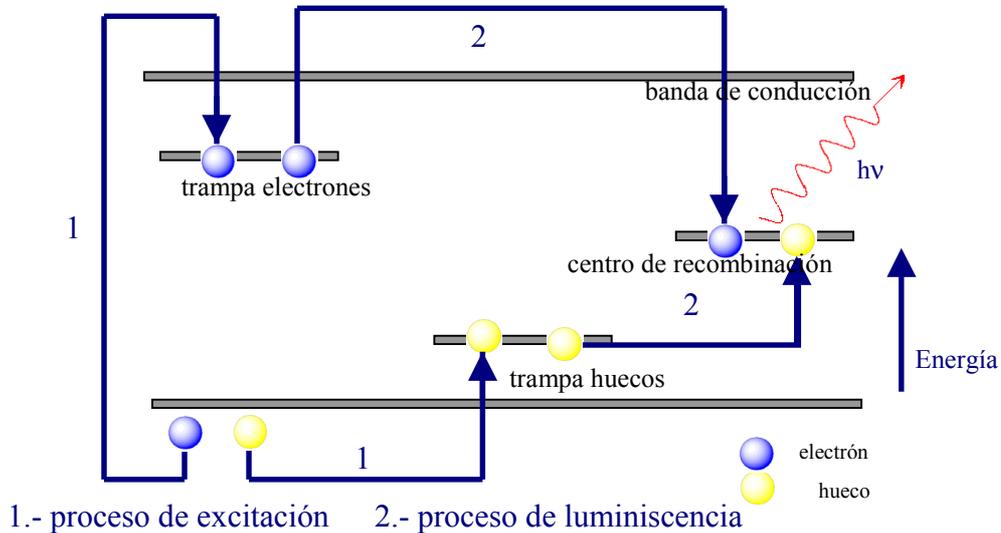


Figura que ilustra el proceso de termoluminiscencia: el material al ser atravesado por radiación se producen ionizaciones, el electrón pasa a la banda de conducción y de ahí a una trampa, el hueco que deja también pasa a una trampa. La situación es estable, almacena parte de la energía de la radiación. Hasta que por un proceso de estimulación térmica huecos y electrones se recombinan, emitiendo luz dentro del espectro visible.

2.3 Dosimetría por emulsión fotográfica

La película es una dispersión de AgBr en una capa de gelatina sobre un material con acetato de celulosa o vidrio. Los granos de AgBr son ionizados y dan lugar a la formación de plata metálica. El “grano” constituye la imagen latente. Tras el revelado se reduce la plata metálica mientras los no ionizados permanecen intactos. Estos son eliminados mediante un fijador. Mediante la densitometría se cuantifica el grado de ennegrecimiento de la película por la absorción de un haz luminoso.

2.4 Semiconductores

El principio operacional es análogo al detector de gas, salvo que ahora el medio es sólido, el paso de radiación ionizante crea pares electrón hueco que son recogidos por un campo eléctrico. Debido a su alta densidad ($\rho = 3.2 \text{ g.cm}^{-3}$) y la baja energía para producir un par iónico 3.6 eV (frente a 30 eV del gas) será cientos de veces más sensible que una cámara del mismo volumen, lo que permite tamaños compactos. Los electrones y huecos son muy móviles por lo que su respuesta es rápida.

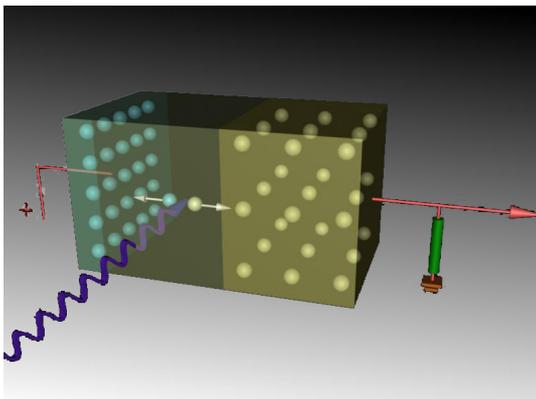


Figura en la que se presenta un detector (unión p-n). Donde los electrones (izquierda) y los huecos (derecha) dejan una zona libre de carga (zona de depleción), esta zona constituye el volumen sensible y al atravesarlo la radiación las cargas que genera son captadas por el campo eléctrico provocando una señal susceptible de ser detectada

3. Fuentes de Radiación

Podemos distinguir dos tipos de modalidades de tratamiento: externa y braquiterapia

En radioterapia externa la fuente de la radiación está en el exterior del paciente penetrando a través de los tejidos.

En braquiterapia las fuentes se insertan directamente en el tejido o se depositan en cavidades anatómicas.

3.1 Fuentes de Braquiterapia

Al principio solamente eran utilizables los radioisótopos presentes en la naturaleza (^{226}Ra), los reactores nucleares permitieron la síntesis de otros radioisótopos con características más adecuadas, como:

- Emisión de energía de efectos terapéuticos deseables (bajo efecto fotoeléctrico y baja energía dispersa)
- Baja o nula producción de partículas no útiles, o fácil eliminación de las mismas.
- Semiperiodo despreciable frente al tiempo de tratamiento.
- Características químicas: insolubilidad, atóxicidad, maleabilidad y que no deben generar polvo.

Las fuentes se componen del material radiactivo, con distintas configuraciones, protegido por un encapsulamiento, poseen distinta actividad y forma según el tipo de tratamiento.

A continuación se describen algunas de las fuentes más utilizadas.

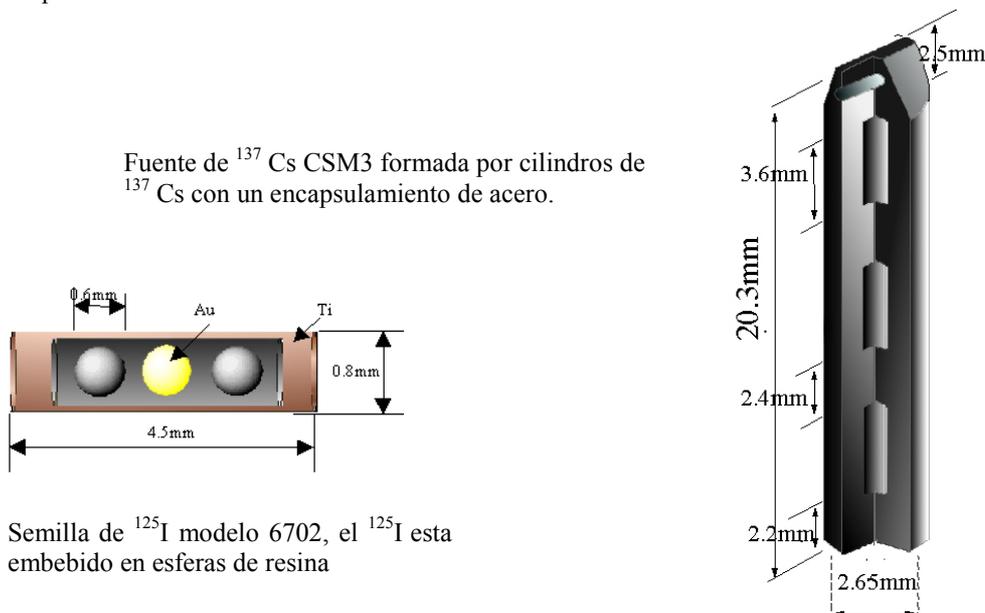
3.1.1 Fuentes de emisores Gamma

Las fuentes de ^{137}Cs tienen un semiperiodo de aproximadamente 30 años y la energía de su emisión es 0.6 MeV. Estas fuentes se construyen con un compuesto insoluble de Cesio en un encapsulado doble de acero. Pueden tener forma de agujas, tubos y esferas.

Las fuentes de ^{192}Ir pueden alcanzar una actividad específica muy elevada, tienen un semiperiodo de 74 días y una energía media de 0.38 MeV con un complejo espectro de emisión.

Las fuentes de ^{125}I tienen un semiperiodo de 60 días y energía del orden de 30 KeV, se utilizan principalmente en forma de semillas.

Algunas presentaciones de estas fuentes:



3.1.2 Fuentes Beta

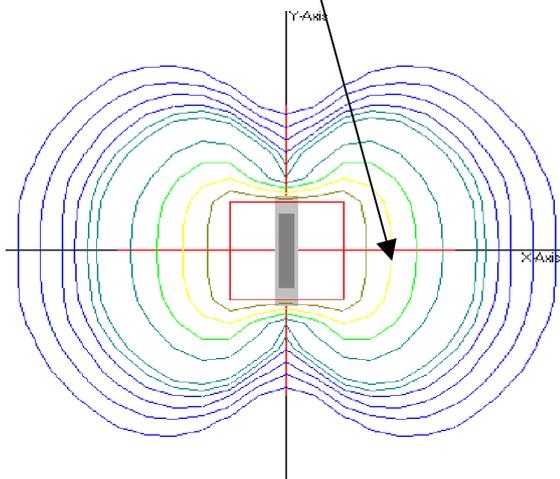
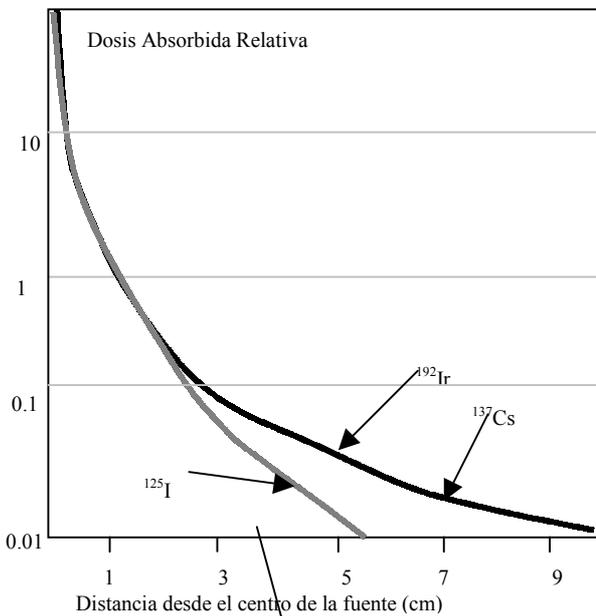
Las fuentes de ^{32}P se desintegran con un periodo de 14 días, con una energía máxima de 1.71 MeV, se utilizan en lesiones cutáneas y tratamientos para evitar la reestenosis intracoronaria.

3.1.3 Características de las Fuentes

Como fuentes radiactivas que son, se describen por su **actividad**, y como están encapsuladas se expresan como en términos de **actividad aparente** que la asimila a una fuente sin filtración y con los mismos “efectos”.

La actividad, además del tipo de fuente (calidad de la radiación), está directamente relacionada con la cantidad de radiación que pueden administrar en un determinado tiempo (tasa de dosis). Según la tasa de dosis que suministran las fuentes se clasifican en : Baja, Media y Alta Tasa.

En la siguiente figura se muestran las distribuciones de dosis a lo largo del eje transversal de la fuente. El ^{137}Cs y el ^{192}Ir apenas se distinguen entre sí, las diferencias principal entre estos dos radioisótopos son que en el ^{192}Ir se puede conseguir una alta actividad en unas dimensiones muy reducidas, lo que puede ser una ventaja según la aplicación, frente al ^{137}Cs que requiere mayores tamaños. El ^{125}I es claramente menos penetrante. Y aún menos la energía beta del ^{32}P en la que pasaríamos en la dimensión radial del rango de centímetros a milímetros.



Mapa de Isodosis de una fuente de ^{125}I .
Obsérvese el efecto de autoabsorción en los extremos de la fuente.

3.2 Radioterapia con Haces Externos

Los equipos más comunes en radioterapia externa son las unidades de cobaltoterapia y los aceleradores lineales.

3.2.1 Haces Externos producidos por radionúclidos

El más común es el equipo de cobaltoterapia en el que se emplean rayos gamma de alta energía emitida por el radioisotopo (Co^{60}) que posee un largo periodo de desintegración (5.65 años), con una elevada actividad específica lo que permite que el tamaño de la fuente sea pequeño, emite rayos gamma de energías de 1.17 y 1.33 MeV. En la cabeza de la unidad, que tiene características isocéntricas para facilitar el tratamiento de pacientes, se aloja una fuente radioactiva que pasa de una posición de parada a una posición de exposición.

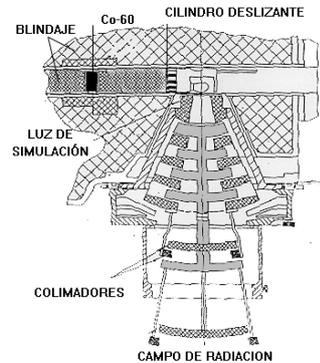


Imagen de un cabezal de Co^{60} (Theratron 780) donde se observa la pastilla de Co^{60} en el interior de un blindaje, y como a través del cilindro deslizante puede pasar a una posición de irradiación.

3.2.2 Aceleradores de Electrones

Son los aparatos más comunes en radioterapia externa ya que pueden tener un tamaño pequeño, con lo que se logran dispositivos isocéntricos, adecuados para la irradiación de pacientes, permite el uso de distintas energías y tipos de radiación (fotones y electrones).

El fundamento de los aceleradores consiste en: la obtención de partículas (electrones), el empleo de una fuente energética como las microondas (MO), ambos se inyectando en un tubo "resonante". Al final del proceso se obtiene un haz de electrones, que ha de llevarse al plano del paciente, mediante un campo electromagnético, y convertirlo en un haz extenso con la incorporación de láminas.

Imagen de un acelerador lineal de electrones en el que puede observarse como está distribuida la estructura para poder conseguir un dispositivo isocéntrico (unidad de radiación y mesa de tratamiento rotan respecto a un mismo punto). La estructura aceleradora se encuentra en la parte superior de la cabeza, al final de la misma se encuentra el sistema de deflexión del haz, colimación y control. La guía de ondas alimenta a la guía aceleradora con MO.

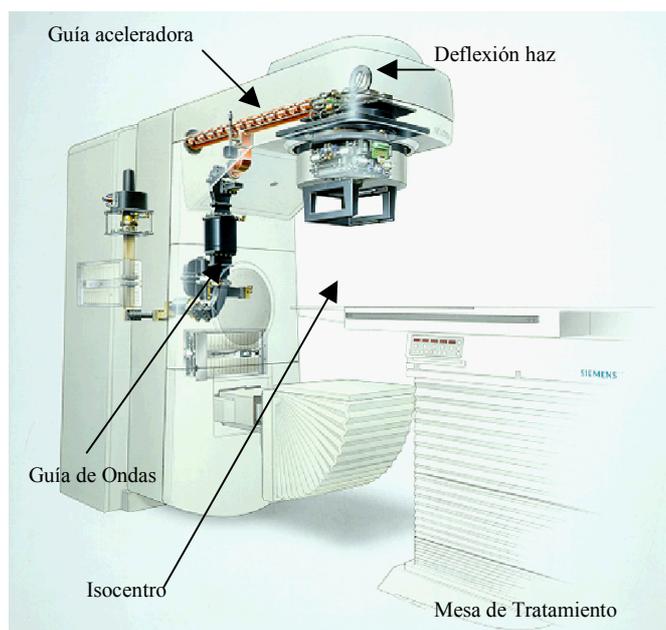
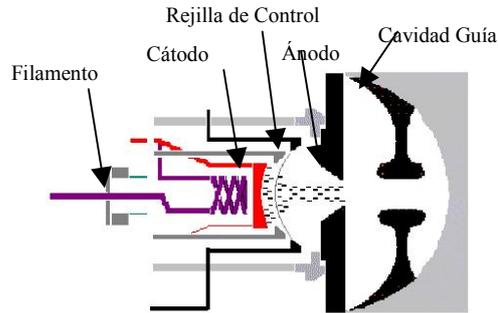


Imagen por cortesía de Siemens

a.- La fuente de electrones (cañón)

Los electrones se emiten por efecto termoiónico, son acelerados y se focalizan mediante un campo eléctrico. El ánodo suele operar a temperaturas de 800 °C con intensidades de 1 A/cm². Algunos de los más típicos son los cátodos de “tungsteno” con una matriz impregnada de óxidos de bario, aluminio y calcio que por las altas temperaturas emite electrones de su superficie. El voltaje de inyección oscila entre 80 y 150 kV.



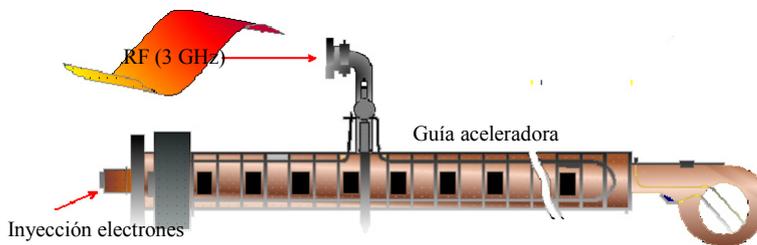
Cañón de electrones enfocando sobre las primeras cavidades de la guía. La rejilla de control sincroniza la inyección.

b.- La fuente de potencia

La aceleración de electrones se lleva a cabo mediante la absorción de la energía transportada por una microonda altamente amplificada. Se genera en los tubos de microondas (MO) que puede ser de dos tipos: Magnetron y Klistron. El Magnetron es un productor de MO amplificada, mientras que el segundo es un amplificador que necesita que se genere una microonda de baja intensidad para posteriormente ser amplificada en el dispositivo.

c.- Transporte de la Microonda

Las MO producidas suelen estar en torno a los 3GHz y se utilizan guías de onda convencionales para su transporte hasta donde su energía será absorbida por los electrones. Para el transporte de la MO las guías suelen estar rellenas con gas.



Sección aceleradora alimentada por la guía de ondas que transporta la MO hasta la guía. La MO en sincronía con la inyección de electrones.

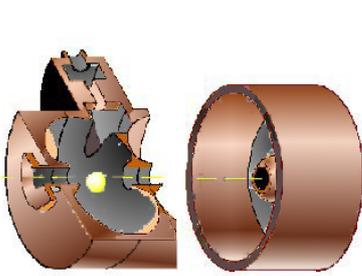
d.- Modulador de Pulsos

Consta de un circuito que almacena la energía electromagnética y un circuito conmutador que permite la descarga alimentando a los dispositivos de MO. Genera pulsos de tensión que modulan la MO.

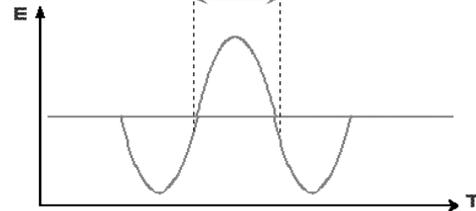
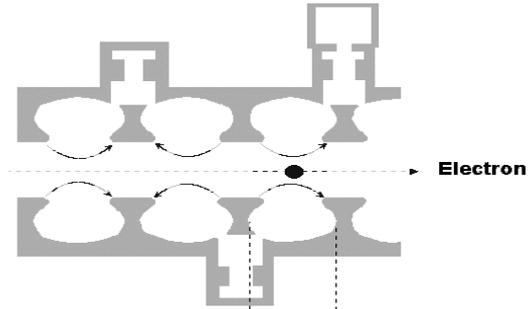
e.- Guía de Onda: Estructura Aceleradora

El haz pulsado emerge del cañón en pulsos de electrones concentrados. En la primera parte de la guía los electrones “capturados” son agrupados cerca de los picos de la onda, esto ocurre en las cavidades de agrupamiento así se consigue adecuar la velocidad y la fase de los paquetes. Los electrones entran en fase con la onda e incrementan su energía, una vez alcanzadas velocidades próximas a las de la luz, mediante un aumento relativista de masa.

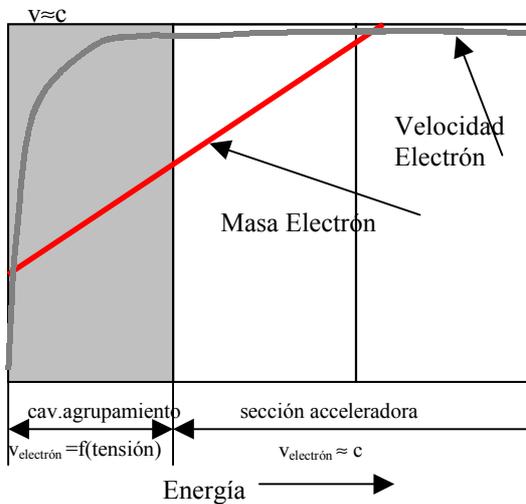
En la cavidad aceleradora la onda se refleja creando una onda estacionaria. Algunas cavidades ejercen como nodos en su interior el campo será nulo por lo que pueden adoptar una posición excéntrica. Para evitar cualquier desviación del haz de electrones durante la aceleración se aplica un campo magnético estático mediante espiras focalizadas y situadas a intervalos.



Detalle de una cavidad de la sección aceleradora donde se representa la trayectoria que sigue un electrón, obsérvese la posición excéntrica de la cavidad de acoplamiento.



Sección longitudinal de la guía aceleradora donde se observa la trayectoria el electrón (grupo de electrones) y su sincronía con los máximos de la onda.

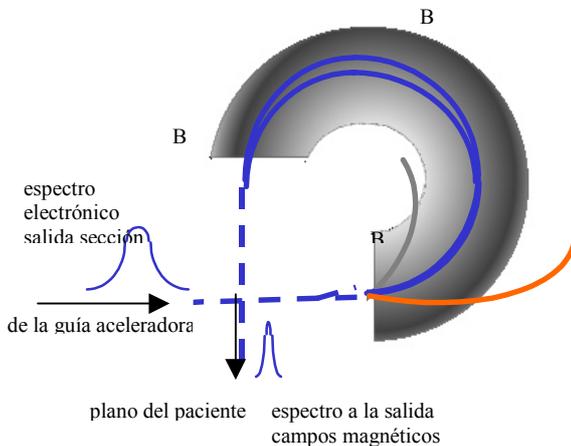


Gráfica de la evolución de la velocidad del electrón en función de la energía en la guía aceleradora. En la primera cavidad crece rápidamente la velocidad hasta $v \approx c$ (zona de agrupamiento), a partir de ahí la ganancia energética se “transforma” en masa del electrón ($m = E/c^2$).

f.-Deflexión del Haz

Los electrones emergen de la ventana de la estructura aceleradora como un pincel de 3 mm de diámetro. Para dar uso terapéutico al haz se curvan los electrones mediante campos magnéticos.

Éstos harán que los electrones sigan distintas trayectorias según su energía, se reagruparán mediante un campo inhomogéneo y con un tercer campo se proyectarán en un punto.



Representación de la deflexión mediante imanes del haz electrónico. B1 primer campo magnético produce distintas trayectorias. B2 (inhomogéneo las reagrupa) y B3 las focaliza. Además aparece la variación en el espectro (selección energética).

g.- Aplicación terapéutica

Posteriormente el pincel de electrones deberá ensancharse para conseguir un haz extenso. Normalmente mediante la dispersión por una lámina metálica delgada dando al haz una forma útil mediante una segunda lámina. El campo se limita con un sistema de colimadores móviles.

Para producir fotones, intercalamos una pieza de alto número atómico a fin de producirlos mediante frenado, tras éste el haz, que es lobulado, se homogeneiza mediante un filtro aplanador.

La cantidad y calidad de radiación se controla mediante un sistema de cámaras de ionización.

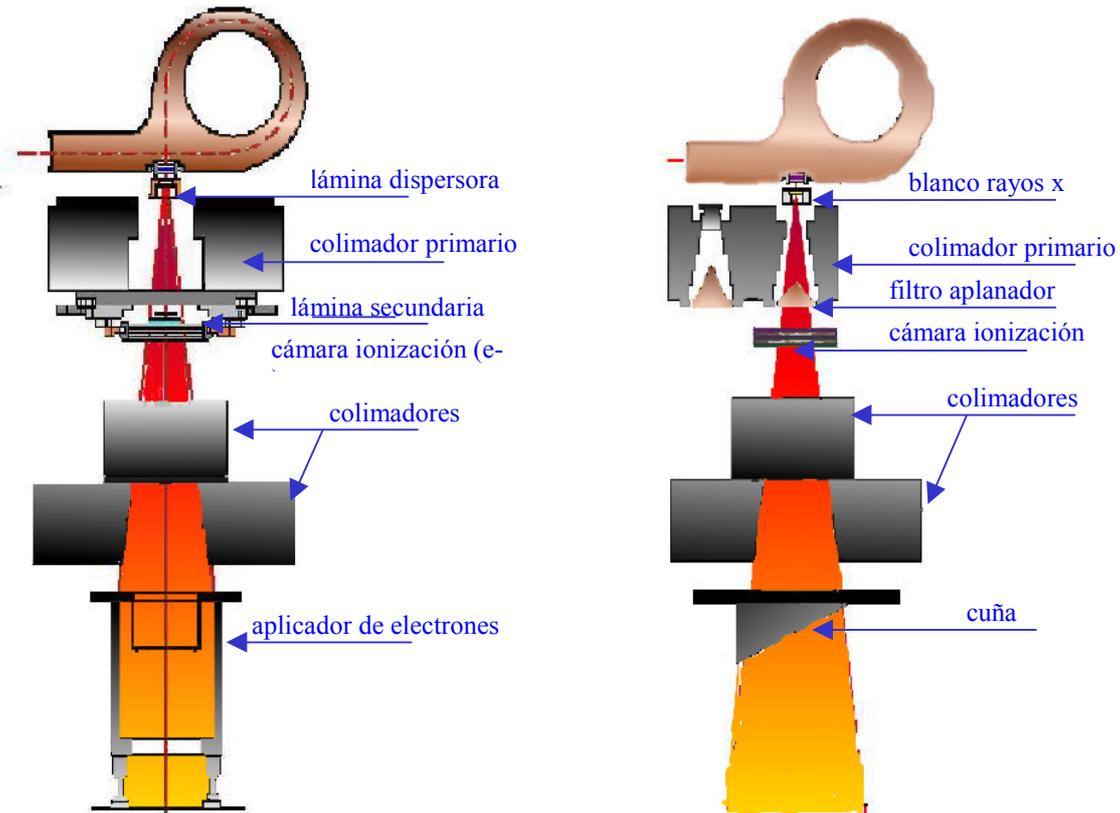


Imagen de la Izquierda es un haz de electrones y todos los componentes que interviene para su generación y control. Análogamente la imagen de la derecha con un haz de fotones

3.2.3 Dosimetría física de los haces de radiación

Los haces de radiación se describen mediante relaciones obtenidas experimentalmente, empleando dosímetros (detectores calibrados en unidades de dosis), en el seno de un maniquí de geometría conocida y propiedades radiológicas similares al tejido humano (agua o compuestos acrílicos).

a.- Rendimiento de Dosis en Profundidad

Cualquier haz polienergético puede describirse a través del rendimiento de dosis en profundidad. Las medidas se realizarán en un maniquí de superficie plana y bajo condiciones de referencia (distancia fuente superficie, tamaño de campo, etc.) y con el detector a distintas profundidades en el eje del haz, que se relacionan con la dosis máxima medida $PDP(d)=Dd/D_{max}$ (%).

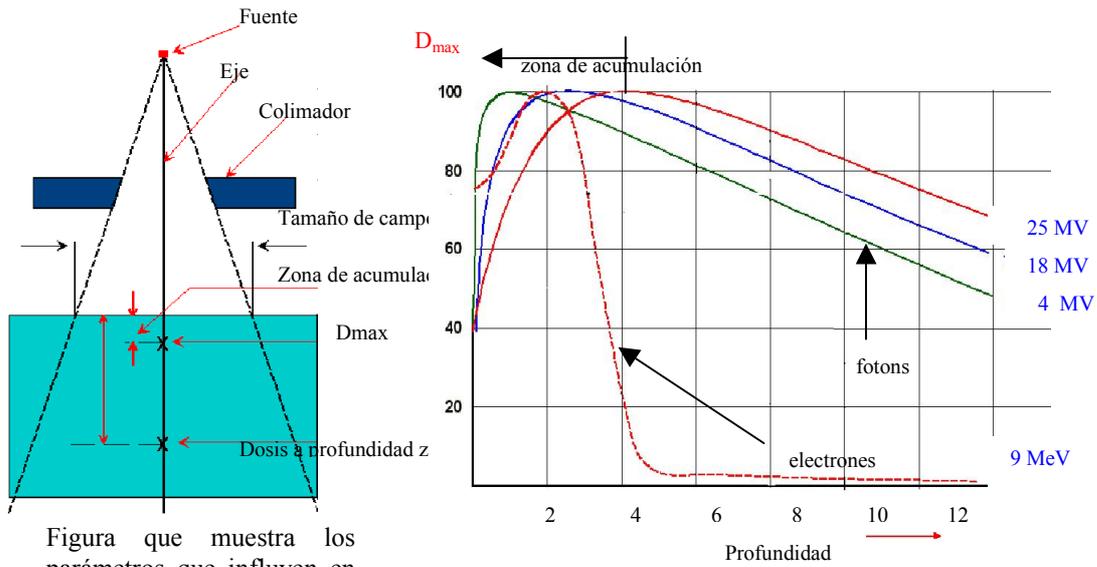


Figura que muestra los parámetros que influyen en un rendimiento en profundidad y donde están situados los puntos de medida.

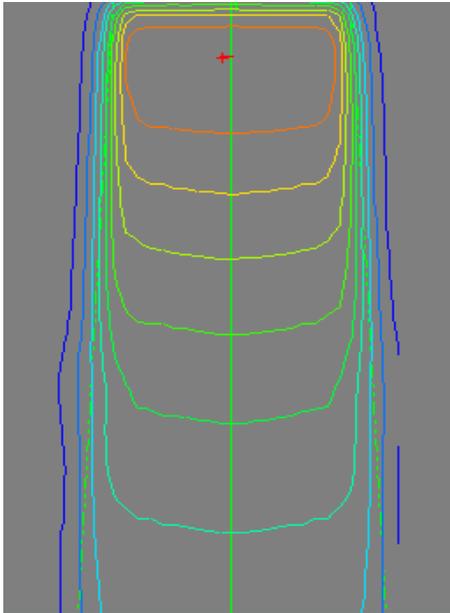
PDP para distintas partículas y energías.

Las curvas de fotones poseen una zona de acumulación previa a alcanzar la zona de máxima dosis y tras ésta hay un suave decrecimiento con distinta pendiente según su energía.

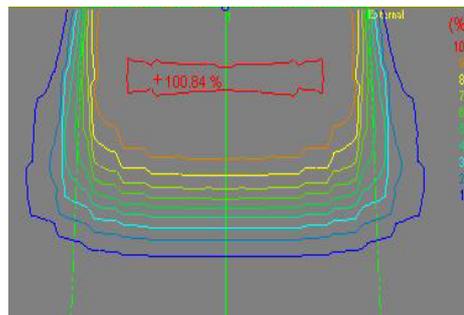
En el caso de los electrones poseen una caída brusca tras el máximo de dosis y un alcance limitado.

b.- Mapas de Isodosis

La distribución de dosis en un plano la dan las curvas de isodosis.



Curvas de isodosis de un haz de fotones los bordes muestran un alto gradiente y la variación con la profundidad es suave.



Curvas de isodosis de un haz de electrones se observa la menor penetración de la radiación, una penumbra mayor y un ensanchamiento del haz debido a la dispersión en las isodosis más bajas (menor energía)

c.- Determinación de la dosis absorbida

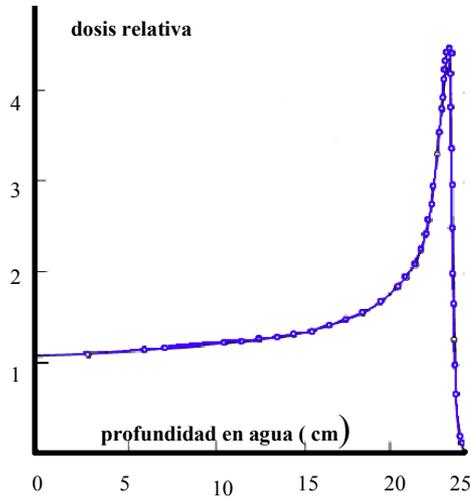
Una magnitud de interés es la dosis absorbida absoluta. En el maniquí se sustituye parte del mismo por un material sensible a la radiación (dosímetro), que se recomienda sea una cámara de ionización.

Para conocer la dosis en el punto reemplazado se recurre a la teoría de Bragg-Gray $D_m = D_g \cdot s_{m,g}$, donde D_m es la dosis impartida en el material, D_g es la de la cámara de ionización y $s_{m,g}$ es la razón de poderes de frenado entre ambos materiales. Un análisis más profundo deberían incluir factores de corrección por las condiciones ambientales del aire de la cavidad, la perturbación que supone la cámara y la dependencia de éstas con el tipo de radiación

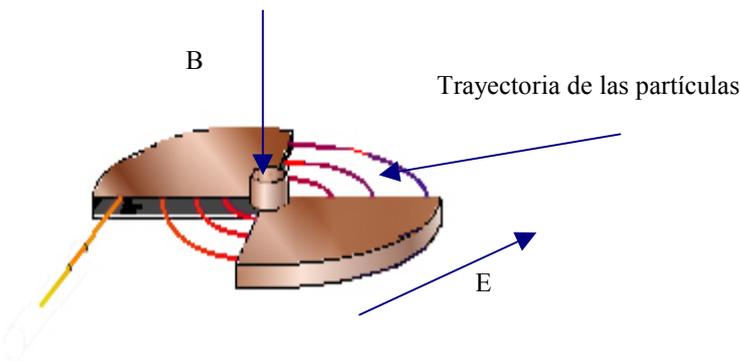
3.2.3 Partículas pesadas (Protones)

En el caso de partículas cargadas y pesadas como los protones, las características son distintas.

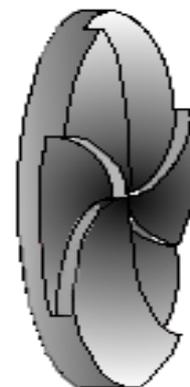
En el rendimiento en profundidad la tasa de pérdida de energía crece según disminuye la velocidad de la partícula hasta alcanzar un máximo próximo a su fin, **Pico de Bragg**.



Rendimiento en profundidad, con el característico pico de Bragg para un haz de protones de 200 MeV.



Esquema de un ciclotrón donde el campo magnético B, curva la trayectoria de los protones y el campo eléctrico cambia el ciclo según la posición de las partículas.



Aspecto de un modulador que se coloca a la salida del haz y modifica el rendimiento en profundidad del pico de Bragg para así adaptarse al tumor.

Su producción se realiza en **ciclotrones** en los que las partículas se aceleran mediante campos eléctricos y se curvan mediante campos magnéticos permitiendo así la reentrada en sucesivos ciclos de aceleración.

Cuando es necesario producir una irradiación uniforme de un volumen cuyo “espesor” es mayor que el pico de Bragg, el haz suele modularse para difundir la región de parada de la partícula cargada.

4.La planificación

4.1 El objetivo de la radioterapia

La planificación del tratamiento puede reducirse a solucionar un problema de optimización con una serie de restricciones. La distribución de dosis debería concentrarse en el tumor, dejando intactos los tejidos adyacentes, pero esto no es posible por que la radiación atraviesa del tejido sano¹ y deposita parte de su energía allí. Dependiendo del nivel de exposición y sensibilidad a la radiación, lo que crea la posibilidad de dañar el tejido sano. Así los dos objetivos en conflicto son el control del tumor y evitar la complicación en el tejido normal.

Todo el proceso radioterápico se realiza a través de una cadena compuesta de múltiples pasos: adquisición de datos, cálculo de la dosis, análisis, y verificación; hasta llegar a la irradiación del paciente.

4.2 Adquisición de los datos anatómicos del paciente

Una vez realizados los estudios clínicos sobre el paciente que han conducido a su estadificación, se necesita información sobre el tumor y su disposición anatómica, con el fin de cumplir las restricciones que el tejido sano y los órganos imponen.

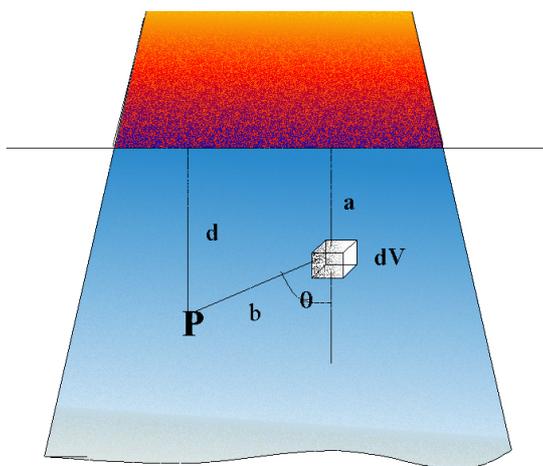
La fuente principal de información la constituye la Tomografía Axial Computada (TAC), cuyo valor principal es su resolución geométrica y la información que aporta con los números ct. Otros estudios como la Tomografía por Emisión de Positrones (TEP), la Resonancia Magnética Nuclear (RMN) o los Ultrasonidos (US) aportan información adicional para una mejorar la localización del tumor o para diferenciar tejidos u órganos de interés, para ello se realiza un proceso de unión/fusión de imágenes, mediante algoritmos de correlación.

Las imágenes se someten a un proceso de segmentación por el cual se trazan los contornos externos de los volúmenes de interés o el propio contorno externo del paciente. Datos que son empleados en las técnicas de visualización de imagen (algoritmos de trazado del rayo) y análisis de distribución de dosis.

4.3 Algoritmos para el cálculo de la dosis²

4.3.1 El problema del cálculo de la dosis

Los fotones que producen los aceleradores lineales tienen un espectro ancho dominado por el efecto Compton. La radiación que llega en un punto, en el seno de un maniquí, no llega de modo directo sino que puede alcanzar hasta 30% en una primera dispersión y un 10% para la dispersión múltiple.



La figura ilustra el camino de la radiación primaria y dispersa que alcanzan el punto P. La radiación primaria llegaría al punto P a través del camino d. Pero también llega radiación procedente de dV desde el que se produce dispersión siguiendo "b" y el ángulo θ al punto P. Deberíamos integrar en todo el volumen irradiado ya que contribuye a la dosis en P, y considerar el cálculo sobre cada energía del espectro.

¹ En Braquiterapia(Bq) las fuentes están en contacto con el tumor.

² Aunque de forma no expresa se refiere al cálculo en RT externa, en Bq el proceso de cálculo es diferente.

El cálculo analítico¹ para el caso descrito en la figura anterior, teniendo en cuenta la radiación primaria y primeras dispersiones, es posible. Pero deja de serlo con dispersiones múltiples.

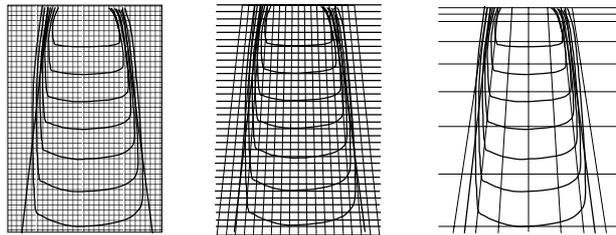
La solución completa sería la ecuación de transporte de Boltzmann ($dn/dt = \text{producción} - \text{absorción} - \text{fugas}$) que incluye el transporte de fotones y de electrones pero no se ha encontrado solución para haces finitos ni siquiera en medios homogéneos.

4.3.2 Métodos de Cálculo

Los algoritmos empleados en planificación son de cuatro tipos: Matriciales, Analíticos, Semiempíricos y Físicos. Son un reflejo de la evolución para que el cálculo sea más exacto y rápido.

a.- Métodos Matriciales

En la figura se representan mapas de isodosis de un haz de fotones y matrices de distintos tipos superpuestas que almacenan el valor de la dosis en formato de tablas para que puedan ser tratadas en el ordenador.



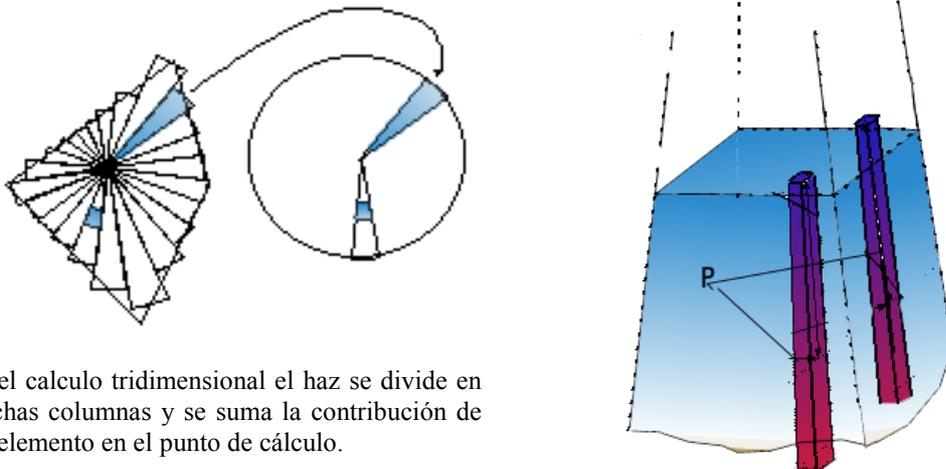
b.- Métodos Analíticos

Con el fin de aumentar la rapidez en los cálculos se implementaron las isodosis ajustándolas a funciones que reflejaban las variaciones con la profundidad (PDD) y la forma transversal de estas (perfil).

c.- Métodos Semiempíricos

Combina datos derivados de medidas experimentales con los modelos físicos. El fundamento del método es dividir la radiación en una componente primaria y otra dispersa.

Para el tratamiento de la radiación dispersa se divide el haz en sectores circulares y estos a su vez en elementos radiales



Para el cálculo tridimensional el haz se divide en estrechas columnas y se suma la contribución de cada elemento en el punto de cálculo.

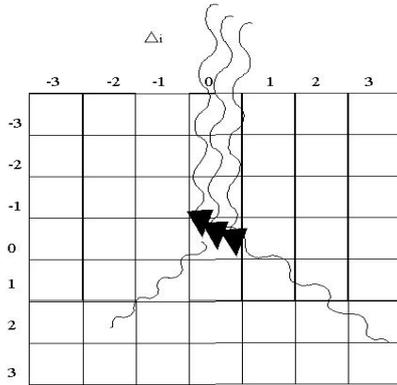
¹Sería una expresión como

$$D_p = \Phi_0 \left[e^{-\mu d} \frac{\mu}{\rho} E'_{ab} + \iiint e^{-\mu r} \frac{d\sigma(\Theta)}{d\Omega} \frac{e^{-\mu b}}{c^2} \frac{\mu}{\rho} E'_{ab} dV \right]$$

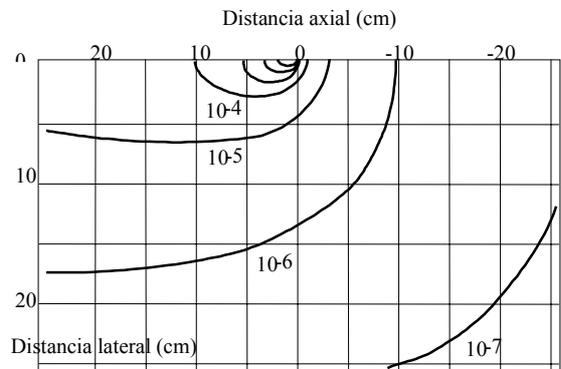
d.-Modelos Físicos ¹

Podemos considerar la dosis de radiación como la integración (convolución) de la intensidad (núcleo) con un patrón de difusión (función de distribución).

Para calcular la función de distribución, se consideran los fotones primarios que interaccionan dentro de un elemento de volumen (voxel) de material homogéneo y se calcula para cada voxel la dosis que se deposita. De este modo se puede calcular la matriz de difusión de dosis, que vendrá dada por la relación $A(i,j,k)=Dose(i,j,k)/KERMA(0,0,0)$. Y no sólo de interacciones simples sino también múltiples.



Esquema simplificado del proceso de cálculo. Visión de los voxeles en los que interaccionan fotones primarios y se computa en cada voxel la deposición de energía.



Ejemplo de una función de distribución.

Estas matrices de distribución de dosis se integran con la fluencia de fotones primarios (núcleos) dentro de cada voxel de interacción. La suma sobre todos los voxeles de interacción nos proporcionará un cálculo de la dosis en el volumen de interés.

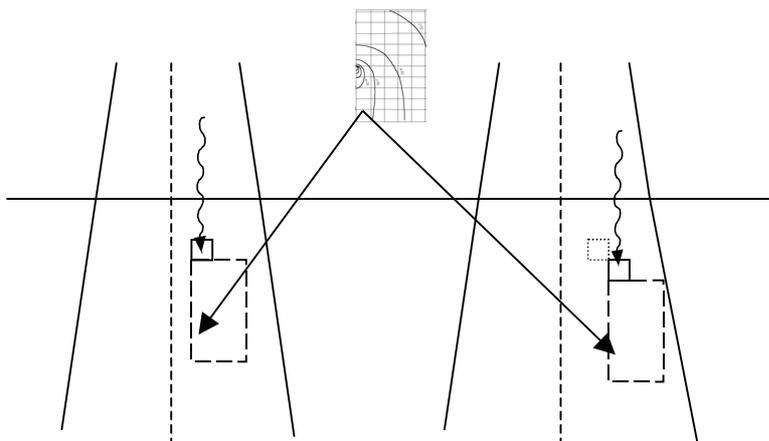


Figura que muestra como se van superponiendo las funciones para realizar el cálculo.

¹ A estos métodos se les denomina también de convolución /superposición

4.3.3 Otros Aspectos del Cálculo de Dosis

La clasificación anterior sólo tiene en cuenta las distribuciones de dosis en maniqués homogéneos y campos regulares, pero hay ciertos aspectos que modificarán la distribución de dosis en el medio:

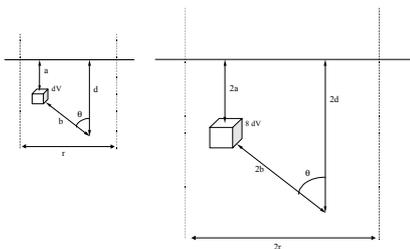
- El empleo de campos irregularmente conformados.
- El empleo de modificadores del haz (cuñas, compensadores e incluso haz modulado).
- La irregularidad en la superficie de entrada.
- La presencia de heterogeneidades en los tejidos

Generalmente existen algoritmos específicos para cada problema, que se combinan con los anteriormente descritos en un algoritmo superior, algunos modelos pueden dar cuenta simultáneamente de todos ellos.

Correcciones por inhomogeneidad

Se han desarrollado distintos modelos aquellos que sólo consideran variaciones en la radiación primaria, modelos que también incluyen las modificaciones en la componente dispersa, y por último, la generación que tiene en cuenta la forma, tamaño y posición de la inhomogeneidad.

Uno de estos modelos se implementa con el teorema de escalado. De esta manera se puede determinar un factor que considere la perturbación en la dosis absorbida frente a un maniquí de densidad la unidad.



Teorema de escalado. Se interpretan las diferencias de densidad como cambios en el volumen del voxel.

Este tipo de algoritmos consigue una precisión aceptable tras las inhomogeneidades. Pero justo en su inmediata proximidad, debido a la pérdida de equilibrio electrónico, es cuando más impreciso es el cálculo.

4.3.2 Método de Monte Carlo¹

Algunos problemas como el descrito anteriormente hacen necesaria la búsqueda de una solución completa en lugar de un tratamiento con algoritmos para problemas “parciales”.

Para la solución de problemas “complejos” cuya solución analítica no es posible, podemos recurrir al método de Monte Carlo, que es un método numérico basado en el muestreo. Para realizarlo es necesario generar números aleatorios de acuerdo a distribuciones dadas (normal, exponencial, etc.) con buenas propiedades estadísticas.

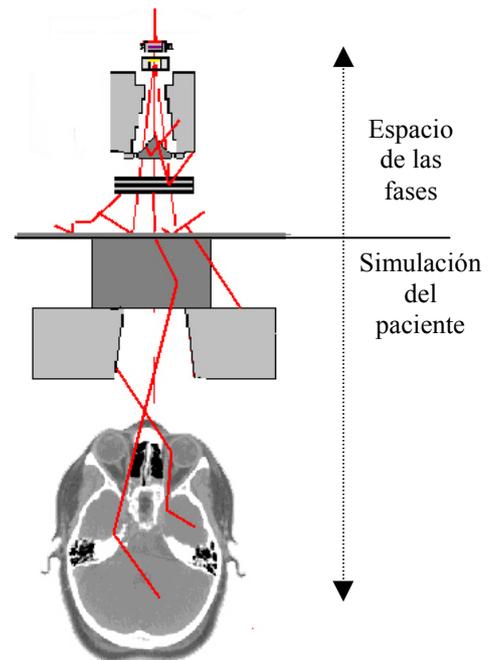
Individualmente sabemos la ocurrencia de cada interacción y los efectos de las interacciones particulares, pero no de la combinación de todos ellos durante la historia de una partícula. El medio se considera dividido en “bins” o celdas volumétricas de interacción, con la energía depositada en cada celda se suma a lo largo de un número sucesivo de simulaciones de fotones (*historias*). En una simulación generamos un gran número de historias numéricas equivalente a historias reales, a partir de las cuales podemos evaluar su resultado final. Para una precisión del 1-2% sobre voxeles de 1-2mm³, suficiente en aplicaciones clínicas, es necesario alcanzar del orden de 2.10⁸ partículas. No es más que una muestra de los 6.10¹⁴ fotones que pueden impactar en un paciente con una dosis de 70 Gy.

¹ El método de convolución sería una simplificación de este método, que también es un método físico.

Los otros métodos descritos realizan aproximaciones muy válidas para muchos problemas, pero presentan fallos en las proximidades de los cambios de fase. Aquí es donde el método de Monte Carlo es muy eficaz. Monte Carlo utiliza un nuevo conjunto de secciones de interacción, cuando hay una nueva fase y la simulación continuará en el nuevo medio.

Ejemplo, para su implementación clínica se reproduce con detalle la geometría del acelerador (cabeza), lo que mejora en la precisión, por la influencia de la geometría del acelerador en los haces producidos. A partir de ésta se genera el denominado espacio de las fases, donde se determina la partícula, su energía, dirección y posición. Desde este espacio se generan: la geometría del tratamiento modificadores del haz y la anatomía del paciente a partir de el TAC. En un futuro muy próximo será una herramienta más de los planificadores.

En la figura se representa todo lo que abarcaría el espacio de las fases y lo que sería propiamente la simulación del paciente



Mientras hace una década las estimaciones eran de cientos de horas para realizar cálculos con la precisión suficiente alejándolo de un uso clínico. Hoy en día el avance en la capacidad de cómputo (ley de Moore), el desarrollo de aplicaciones específicas y la aplicación de técnicas “inteligentes” (reducción de la varianza) se logran tiempos de cómputo del orden de minutos.

El esfuerzo para ser más precisos con los algoritmos no tendría sentido sin que tuviera relevancia clínica. Uno de los factores que limitan la dosis son los efectos secundarios producidos por sobredosificaciones “inadvertidas” al tejido sano, poseer este conocimiento permite aumentar la dosis y con ello la probabilidad de destruir las células cancerígenas.

4. 4 Herramientas en la Planificación

4.4.1 Herramientas de Análisis

a.- Visualización 3D

A partir de los contornos trazados (segmentación) en las imágenes de TAC o RMN, se crean bandas entre los contornos adyacentes, la superficie así creada se le da un aspecto tridimensional mediante la distinta reflectividad de la superficie por la disposición de luces y creación texturas.

El auténtico valor de esta herramienta es la posibilidad de interacción: ya que permite la visualización conjunta o individual de los distintos órganos, permitiendo la visión a través de ellos o sin ellos, pudiendo integrar la proyección del haz incidente sobre el paciente, y permite la visión conjunta con los volúmenes de dosis. Además, con la posibilidad de movimiento y cambios de textura.

También existen proyecciones específicas para el análisis del tratamiento: punto de vista de un observador (observe eye view, OEV), desde el haz (Beam Eye View, BEV) o desde el propio tumor (Tumor Eye View, TEV).

b.- Histograma Dosis Volumen

Facilita el análisis de la información tridimensional. Para cada estructura anatómica segmentada se describe la fracción de volumen irradiado $V(D)$ frente a la dosis D , para cada segmento se utiliza $D \pm \Delta D$. Resume la información de un cálculo 3D excluyendo la información posicional.

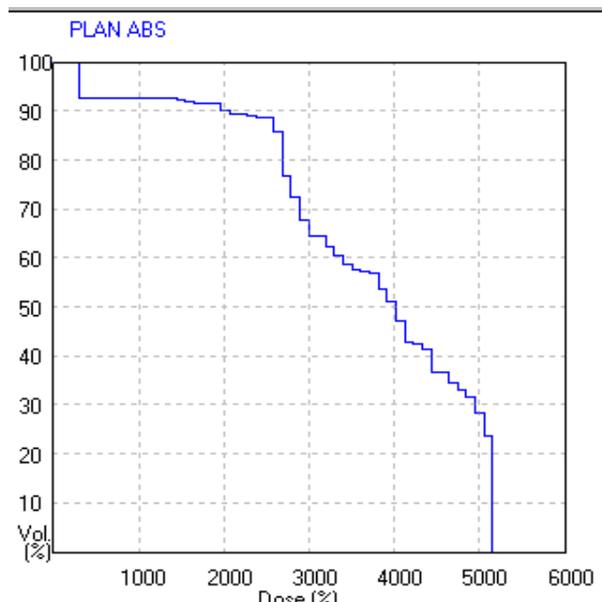


Imagen de un Histograma Dosis Volumen en el que se pueden ver el porcentaje de volumen que recibe una dosis $D \pm \Delta D$

4.4.2 Herramientas de Verificación

a.- Radiografía Digital Reconstruida (DRR)

Genera una imagen digital de la puerta de entrada¹ realizando un trazado de rayos desde la fuente, atravesando los “datos ct”, hasta el plano de la proyección. Tiene en cuenta la divergencia y la distinta atenuación que sufre al atravesar el tejido.

Para los algoritmos más simples solo se atenúa el haz primario de radiación a lo largo del camino de cada haz. Los más sofisticados incorporan técnicas para la ampliación de contraste, tomando a partir de los números ct las variaciones en las componentes fotoeléctrica y Compton. El efecto fotoeléctrico proporcionaría una imagen similar a la de radiagnóstico y el Compton se aproxima a que se obtendría en la unidad de tratamiento. Será referencia para verificar el tratamiento.

b.- Dosimetría en vivo

La dosimetría en vivo es un procedimiento para la medida de la dosis recibida por un paciente, empleando detectores en él de forma directa, durante el transcurso del tratamiento con radiaciones.

De forma ideal, la dosimetría en vivo sería situar un detector en el volumen a irradiar, lo que es imposible en la mayoría de las ocasiones, por lo que los detectores han de situarse en la superficie del cuerpo o en las cavidades accesibles, e interpretar estas medidas.

La dosimetría en vivo es un elemento de control de calidad. Y a veces el único método de conocer la dosis real suministrada a un paciente cuando el cálculo no es posible o es inexacto. De este modo frecuentemente se determina la dosis en órganos críticos y en tratamientos como en la irradiación corporal total.

Los dosímetros más empleados son los termoluminiscentes y los semiconductores.

¹ radiografía con el campo aplicado

Referencias

- Ahnesjö.A, Aspradakis.M.M. "Dose calculations for external photon beams in radiotherapy", Phys.Med.Biol.,44,R99 –R155, 1999
- Andreo P. "Monte Carlo Techniques in Medical Radiation Physics", Phys.Med.Biol.42, 1475-1489,1991
- Bröcker.B. "Atlas de Física Atómica", Alianza Editorial, Madrid, 1988
- Calatayud.J.P. "Planificación de Tratamientos en Braquiterapia. Desarrollo de un Sistema Automatizado, Cálculo de Dosis por Monte Carlo y Reconstrucción por TAC", Tesis Doctoral, Universidad de Zaragoza, 1998
- Castillo.A "Realización y Verificación de los Tratamientos, Estimación de Errores" en "Curso sobre Física Aplicada a las Radiaciones Aplicada a la Radioterapia Clínica", SEFM, Valladolid, 1997
- Cunningham.J.R "Keynote Address: Development of Computer Algorithms for Radiation Treatment Planning", Int J. Rad .Onc. Biol. Phys. Vol 16 pp-1367-1376, 1988
- Cunningham.J.R "Photons and Electrons, Pencil Beams Superpositions and Convolutions", Draft #1, Theratronics International Limited, 1997
- Dutreix.A, Marinello.G.,Wamserbie.A " Dosimétrie en Curithérapie", Masson , Paris,1982
- Gibbs.W.W . " In Focus Taking Aim at Tumors",Scientific American, May 1998
- Humphries.S."Principles of Charged Particle Acceleration",Johnn Wiley and Sons, 1999
- ICRU "Use of Computers in External Beam Radiotherapy Procedures with High-Energy Photons and Electrons", International Comission of Radiation Units, Report 42, Bethesda, 1987
- Jenkins.T.M, Nelson, W.R, Rindi.A, "Monte Carlo Transport of Electrons and Photons", Plenum Press, New York, 1988
- Johns.H.E , Cunningham J.R. "The Physics of Radiology", Charles C.Thomas, Springer, Illinois, 1969
- Karzmark.C.J, .Nunan.C.S., Tanabe.S. "Medical Electrón Accelerators" Mc Graw Hill Inc., New York, 1993
- Kase.K, Bjänrngard.B.E,Attix.F.H. "The dosimetry of Ionizing Radiation", Academic Press,Inc, London, 1990
- Knoll.G.F "Radiation Detection and Measurement", John Wiley and Sons, New York, 1979
- Lliso.V.F "Tipos de Fuentes Radiactivas en Braquiterapia Especificación. Certificados de Calibración" en Curso "Braquiterapia: Bases Físicas y Dosimetría", Sociedad Española de Física Médica, Zaragoza, 1995
- Mazal.A.S et al "La Protonthérapie: bases physiques et technologiques", Bull Cancer/Radiother, 83, 230-246, 1996
- Medical Physics Monograh nº17. "Computers in Medical Physics", American Association of Physicist in Medicine, Woodbury, 1990
- McKinlay, "Thermoluminescence Dosimetry", Medical Physics Handbooks 5, Adam Hilger Ltd, Bristol, 1981
- Nahum.A.E," Dose Computation for 3D Treatment Planning", en Libro de Ponencias del Simposium Internacional "Simulación Virtual y Planificación 3D",Instituto Galego de Medicina Técnica, Vigo, 2000

- Ortega.X, Bisbal.J.J, “Las radiaciones ionizantes. Su utilizacion y riesgos” ,Institut de Tècniques Energetiques. INTE, Edicions UPC,1994
- Siddon .R.L. “Prism representation: a 3D ray tracing algorithm for radiotherapy applications”, Phys.Med.Biol,. Vol.30, pp.817-824, 1985
- Sontag M.R. y Cunningham J.R., "The equivalent TAR method for making absorbed dose calculations in a heterogeneous medium", Radiology 129, 787-794, 1978.
- Raphael.C. “Mathematical Modelling of Objectives in Radiation Therapy”, Phys.Med.Biol, Vol 37, N°6, 1293-1311, 1982
- Salvat.F. “Introducción a los métodos de Monte Carlo para el transporte de la radiación” en “I Curso Introducción a las Técnicas de Monte Carlo para el transporte de radiación” , Sociedad Española de Física Médica, Barcelona,1997
- Santos.A, Santos.A. , Pascau.B , Desco.M., Santos.J.A, Calvo.F, Benito.C, Garcia-Barreno “Multimodality image integration for radiotherapy treatment, an easy approach” , Proc. SPIE. Feb. 2001, in press
- Theraplan Plus Technical Reference Manual, version 3.5, MDS Nordion, Ottawa, 2000
- Van Dam.J, Marinello.G. “Methods for in vivo Dosimetry in External Radiotherapy”, Physics for Clinical Radiotherapy, Booklet N°1, ESTRO, Leuven, 1994
- Vilches. M. “Modelos de Cálculo en Dosimetría Clínica 3D de Haces de Radiación Externos” en Curso “Planificación 3D”, Sociedad Española de Física Médica, Cádiz, 1997
- Webb.S, “The physics of Medical Imaging”, Medical Science Series, Institute of Physics Publishing, Bristol, 1988
- Webb.S, “The Physics of Three-Dimensional Radiation Therapy Conformal Radiotherapy, Radiosurgery and Treatment Planning”, Medical ScienceSeries, Institute of Physics Publishing, Bristol, 1993
- Webb.S, “The Physics of Conformal Radiotherapy Advances in Technology”, Medical ScienceSeries, Institute of Physics Publishing, Bristol, 1997
- Woldbrast.A.B “Physics of Radiology”, Prentice Hall International Inc, New York 1989
- Woo M.K., Cunningham J.R., Jezioranski J.J., "Extending the concept of primary and scatter separation to the condition of electronic disequilibrium", Med.Phys. 17, 588-595, 1990.