

RT-2.- SISTEMAS DE MEDIDA Y DOSIMETRÍA DE RADIOTERAPIA. **DOSIMETRÍA FÍSICA Y CLÍNICA. SIMULADORES Y PLANIFICADORES.**

1. LA RADIOTERAPIA

La Radioterapia es una forma de tratamiento basada en el empleo de radiaciones ionizantes que tratan de eliminar las células tumorales de la parte del organismo donde se aplica.

Se estima que más del 50% de los pacientes con cáncer precisarán tratamiento con Radioterapia, para el control tumoral o como terapia paliativa, en algún momento de la evolución de la enfermedad.

Para garantizar la correcta administración del tratamiento prescrito, tanto a nivel de dosis como de localización, se requiere de un amplio trabajo, parte del cual se desarrolla en el momento de la puesta en marcha de la máquina de tratamiento.

2. INTRODUCCIÓN

Los efectos biológicos de la radiación pueden relacionarse con el valor de la magnitud física conocida como *dosis absorbida* (ICRU,1980;NCRP,1985;). Es por lo tanto necesario, dentro del ámbito radioterápico y tanto a nivel clínico como de protección radiológica, un profundo conocimiento de dicha magnitud, así como de las diferentes formas de medirla o calcularla.

La *dosis absorbida* es una magnitud puntual definida como:

$$Dosis = D = \frac{dE}{dm}$$

es decir, energía impartida por unidad de masa del tejido que recibe la irradiación.

Se expresa, por lo tanto, en J/Kg, unidad denominada como Gy en honor del Dr. L.H. Gray, uno de los pioneros del campo.

Esta definición es rigurosa y estrictamente se refiere a *dosis absorbida* en un punto de la materia irradiada. Para poder determinar su valor, es decir, medirla, se requiere colocar un sensor o detector de “pequeño” volumen, con lo que se obtiene un valor promedio sobre una masa finita.

El valor de la dosis en un punto depende tanto del tipo y energía de la radiación como del medio, y no sólo en el punto de cálculo sino también en sus alrededores.

Otra magnitud de referencia es la *kerma* (Kinetic Energy Released to Matter) y queda definida por la energía cinética de las partículas cargadas producidas en el material por la radiación fotónica:

$$Kerma = K = \frac{dE_k}{dm}$$

La relación entre kerma y dosis es compleja. Ambas magnitudes coinciden en la medida en que la energía impartida por la radiación fotónica a la materia se transforme en energía cinética de las partículas cargadas. Esta condición se alcanza en el equilibrio electrónico, descrito en la teoría de Bragg-Gray (como veremos más adelante) como la situación en la cual la energía cinética de los electrones que entran

en un volumen infinitesimal de un medio irradiado es igual a la energía cinética de los electrones que emergen de dicho volumen.

Dentro de las responsabilidades de un Servicio de Radiofísica y P.R. está el control de la dosis que reciben pacientes, profesionales y público en general, y para ello el campo genérico de la dosimetría se divide, en función del ámbito de aplicación, en:

- Dosimetría física y clínica en Radioterapia.
- Dosimetría personal y de área para la P.R.

3. DETECCIÓN DE LA RADIACIÓN. DOSIMETRÍA.

La *Dosimetría* es la ciencia de la medida de la dosis. Este campo es complejo y exige unos conocimientos teóricos elevados para una correcta interpretación de la medida, ya que en la mayor parte de los casos los equipos detectores no dan una respuesta física con la magnitud buscada.

Por lo descrito en anterior párrafo, los detectores se diseñan en función de la técnica que se quiera medir (RT externa, braquiterapia), de la energía, tasa y/o precisión.

En radioterapia podemos distinguir dos campos dentro de la dosimetría: *dosimetría física* y *dosimetría clínica*.

Aunque los principios generales subyacentes son los mismos para RT externa y braquiterapia, de momento vamos a centrarnos en la primera debido a las peculiaridades que presenta la segunda.

3.1 Como *dosimetría física* podemos entender el campo que abarca toda la medida experimental, gran parte de la cual se efectúa en el acondicionamiento o calibración del equipo o para ser más precisos, de cada haz de un LINAC o del haz de un Cobalto.

Es importante dejar bien claro aquí que cada haz de un dispositivo de radiación es único, aunque nominalmente tenga una energía igual que otro. Realmente, un haz queda definido por sus consecuencias dosimétricas en agua (que es el elemento más abundante en el cuerpo humano).

Entre otras muchas, cuando se calibra un haz se hacen las siguientes medidas:

- Porcentaje de dosis en profundidad (PDD's) con diferentes distancias fuente-superficie (DFS) y diferentes tamaños de campo. Esta medida se efectúa variando la profundidad del punto de medida, pero manteniendo $DFS = cte$.
- TPR's (tissue-phantom ratios), que se miden para una distancia fuente-cámara constante ($DFC=cte$), pero variando la profundidad al cambiar la DFS.
- TAR (tissue-air ratio) se media antiguamente en el Cobalto, pero no se miden con las energías de los LINAC. La razón es que se debe efectuar una medida de dosis en aire, y para ello la cámara debe estar en condiciones de equilibrio electrónico. La falta de medio se compensa con una caperuza de equilibrio, con un diámetro que crece con la energía del haz.
- ROF (relative output ratios) que relacionan la dosis en un punto con la dosis en ese mismo punto, pero con otro tamaño de campo. Es importante entender que existen dos contribuciones a los ROF; al cambiar el tamaño de campo, las colisiones que tienen lugar tanto en la

cabeza de la propia máquina como en el medio irradiado varían, dando lugar a una tasa de irradiación diferente en el punto de medida o referencia. Aunque cuando se miden los ROF se tiene en cuenta ambas contribuciones de forma global, el origen de cada una es bien diferente. Podríamos estimar la variación debida únicamente a las dispersiones en la máquina (factor de campo/área) si efectuamos medidas sin medio, con la cámara en aire (y por lo tanto, con la caperuza de de equilibrio). Teniendo las dos medidas (ROF y F_{campo}) se puede obtener la contribución del medio, F_{dif} .

- Perfiles; medidas a lo largo de las diferentes direcciones de cada campo.
- Medidas de transmisión de cuña, bandejas, láminas,...

Dentro de la dosimetría física es habitual diferenciar entre *absoluta* y *relativa*. Se conoce como dosimetría absoluta aquella efectuada con un sistema de detección calibrado para dosis absorbida; las cámaras de ionización son con mucho los detectores más utilizados con este fin.

Por otro lado, hablamos de dosimetría relativa cuando trabajamos con detectores cuya señal de respuesta no está experimentalmente relacionada con la dosis, y solo es proporcional a ella. Para fotones, todas las medidas anteriormente enumeradas podrían efectuarse con dispositivos de dosimetría relativa, ya que solo son factores que relacionan la dosis entre dos puntos.

Quizás, conceptualmente, la diferencia entre *dosimetría absoluta* y *relativa* no presente dificultades, pero a nivel práctico la medida de la dosis absoluta implica un esfuerzo mayor.

Para la medida de la dosis absoluta (cGy) todos los servicios de RF dedicados a RT deben de disponer de, al menos, una cámara de ionización (habitualmente tipo Farmer de $0,6 \text{ cm}^3$) junto con un electrómetro que recoge la carga generada en la cavidad de la cámara, calibrados en unidades de dosis en agua o kerma en aire. El laboratorio de metrología de referencia para las calidades de radioterapia es el CIEMAT, que a su vez está trazado a un patrón primario (BIMP).

Una cámara de ionización es básicamente una cavidad rodeada de una pared conductora externa junto con un electrodo central. La pared y el electrodo central recolector de la carga están separados por un medio aislante para reducir las fugas cuando se aplica la tensión de polarización a la cámara. Además, un electrodo de guarda recoge parte de esta señal de fugas para derivarla a tierra, sin que pase por el electrodo central. Conectado a la cámara tendremos un electrómetro, que se encarga no solo de suministrar la tensión a la cámara, sino de medir mediante un circuito RC, la carga o intensidad generada.

Para la medida de dosis en haces de fotones se recomiendan cámaras cilíndricas tipo "thimbel" de volúmenes entre $0.1-1 \text{ cm}^3$, mientras que para electrones o medidas superficiales se recomiendan cámaras plano-paralelas.

En un proceso de calibración, la cámara se colocará en un punto y en unas condiciones en las que se conozca, gracias al patrón del laboratorio, la dosis. El CIEMAT expedirá un certificado de calibración en el que aparecerán como elementos fundamentales el coeficiente (cGy/nC), las condiciones de medida y las correcciones efectuadas a la medida debido a las magnitudes

de influencia (condiciones ambientales y de medida). Es importante comprender bien el significado que tiene las correcciones efectuadas en el propio coeficiente de calibración, y por lo tanto las correcciones que deben aplicarse posteriormente en el momento de la medida del usuario en el ámbito hospitalario.

A partir de este conjunto de referencia podremos hacer calibraciones internas con otros conjuntos de medida, ya sean con cámaras de ionización u otros dispositivos físicos, con los que desde ese momento podremos también medir dosis absoluta.

Para dosimetría con cámara de ionización, tanto para haces de alta energía (MeV) de fotones como electrones se manejan actualmente en España dos protocolos: el de la SEFM basado en el TRS-381 de la IAEA y más actualmente el TRS-398 de la IAEA. Desde luego, ambos protocolos están conectados por la realidad física, pero presentan diferencias y la más importante de todas es que el primero parte de un coeficiente de calibración de kerma en aire, mientras que el segundo lo hace de la dosis absorbida en agua. La principal razón de esta evolución es el intento de reducir la incertidumbre en la medida, ya que se agrupan más factores (como veremos) dentro del coeficiente de calibración.

- TRS-381:

la determinación de la dosis absorbida según este protocolo descansa en el conocido principio de *Bragg-Gray*, que permite relacionar la dosis en un punto p del medio m con la dosis absorbida en un gas situado en una cavidad alrededor del mismo punto p del medio m , es decir, con un detector de dimensiones razonables.

Como cualquier detector que determina una magnitud puntual es necesario que la fluencia de electrones sea aproximadamente constante en las zonas próximas a la cavidad, y en el caso de fotones esto implica la existencia de *equilibrio electrónico* en esa zona.

Las condiciones que deben cumplirse para la existencia del mencionado *equilibrio* en un punto en el medio irradiado por fotones son que, en un radio r igual al máximo rango de los electrones secundarios:

- a) el campo fotónico debe ser uniforme en intensidad, calidad y distribución angular
- b) el medio debe ser homogéneo

Bajo estas condiciones el principio de Bragg-Gray puede definirse como:

$$D_{med}(p) = \bar{D}_{air}(p) \cdot \bar{S}_{air}^{med}$$

donde $D_{med}(p)$ es la dosis en el punto p del medio m , $\bar{D}_{air}(p)$ es la dosis promedio en la cavidad de aire alrededor del punto p y \bar{S}_{air}^{med} es el coeficiente entre los poderes másicos por colisión promediados en el medio y en la cavidad. El valor de \bar{S}_{air}^{med} en la teoría de BG estaba basado en el concepto erróneo de que todos los electrones depositaban la energía en el mismo punto de la interacción, por lo que no cabe el concepto de electrón secundario, asociado con el transporte de energía.

$$\bar{S}_{air}^{med} = \frac{\int_{E_{min}}^{E_{max}} \mathbf{f}_E^{med} \cdot (S(E)/\mathbf{r})_{med} \cdot dE}{\int_{E_{min}}^{E_{max}} \mathbf{f}_E^{air} \cdot (S(E)/\mathbf{r})_{air} \cdot dE}$$

donde \mathbf{f}_E^{med} representa el espectro de electrones primarios y $(S(E)/\mathbf{r})$ es el poder de frenado másico por colisiones.



Debido a que la dosis en una magnitud puntual, la fluencia de electrones debe ser uniforme en la cavidad para que el principio sea válido. Además, la teoría como tal asume que la cavidad (cámara de ionización) no perturba ni la fluencia de electrones ni de fotones primarios y que la interacción de esos fotones con el gas es despreciable, por lo que la dosis absorbida en la cámara es debida a los electrones liberados fuera de la cavidad.

Como se ha comentado la formulación de Bragg-Gray simplifica en exceso la realidad, por lo que una evolución natural de ésta fue la teoría de Spencer-Atixx, que actualmente se considera, con alguna pequeña modificación, como el modelo teórico de mayor precisión.

Introduce la distinción entre electrones primarios y secundarios, asumiendo que los electrones secundarios con energía superior a un cierto umbral Δ depositan su energía fuera de la cavidad, ya que Δ representa aproximadamente la energía necesaria para que un electrón atraviese la cavidad y por lo tanto, es un valor dependiente del detector ($\Delta=10$ KeV es una buena aproximación para los tamaños usuales).

Como consecuencia de lo anterior, podemos deducir:

- los electrones secundarios con energía superior a Δ no depositarán su energía en la cavidad, con lo que se introduce el concepto de poder de frenado másico por colisión para pérdidas inferiores a ese valor umbral $L_{\Delta}(E)/\mathbf{r}$ para tenerlo en cuenta.

- solo los electrones con una energía superior a Δ deben contabilizarse en el espectro electrónico presente en la cavidad, para promediar el poder de frenado.

$$D_{med}(p) = \bar{D}_{det}(p) \cdot \frac{\int_{\Delta}^{E_{max}} (\mathbf{f}_E)_{med}^p \cdot (L_{\Delta}(E)/\mathbf{r})_{med} \cdot dE + "track-end"_{med}^p}{\int_{\Delta}^{E_{max}} (\bar{\mathbf{f}}_E)_{det}^p \cdot (L_{\Delta}(E)/\mathbf{r})_{det} \cdot dE + "track-end"_{det}^p}$$

$(\mathbf{f}_E)_{med}^p$ es la fluencia electrónica (primarios y secundarios).

*la contribución “track-end” es una corrección debida Nahum, y nos da aproximadamente la energía disipada al final de la trayectoria.

Como vemos, no se asume que el campo electrónico (fluencia) en el punto p del medio y en la cavidad detectora sean iguales, pero si que es habitual, teniendo en cuenta su pequeño tamaño, tratar esta desviación como un factor de corrección:

$$(\mathbf{f}_E)_{med}^p = \mathbf{g}(p, E) \cdot (\bar{\mathbf{f}}_E)_{det}^p \approx \mathbf{g}(p) \cdot (\bar{\mathbf{f}}_E)_{det}^p$$

$$D_{med}(p) \approx \bar{D}_{det}(p) \cdot \mathbf{g}(p) \cdot \frac{\int_{\Delta}^{E_{max}} (\mathbf{f}_E)_{med}^p \cdot (L_{\Delta}(E)/\mathbf{r})_{med} \cdot dE + "track-end"_{med}^p}{\int_{\Delta}^{E_{max}} (\mathbf{f}_E)_{med}^p \cdot (L_{\Delta}(E)/\mathbf{r})_{det} \cdot dE + "track-end"_{det}^p} = \bar{D}_{det}(p) \cdot \bar{S}^{SA} \cdot \mathbf{g}(p)$$

Dentro de este factor $\mathbf{g}(p)$ tenemos diferentes contribuciones:

- ✓ factor de fluencia P_f : cambios en la fluencia de los electrones alrededor del punto de medida al sustituir el medio m por el gas. Esta corrección es importante para haces de electrones y mayor cuanto menor es su energía
- ✓ factor de desplazamiento P_d : la fluencia en la cavidad no es realmente constante sino que existe un cierto gradiente positivo hacia la fuente , por lo que el centro de la cámara no es representativo de la dosis que se mide. Más sencillo que aplicar el factor de corrección es colocar dónde se quiera medir el punto efectivo p_{eff} (o representativo de la cavidad) de la cámara.
- ✓ factor de pared P_{wall} : la pared es una interfase no prevista en la formulación, a menos que la pared sea equivalente al medio o al gas. La dosis absorbida en la cavidad procede tanto de los electrones generados en el medio como en la pared, pero la fracción de éstos generados en la pared es diferente a la que produciría en el medio a la que la pared reemplaza.

$$D_{med}(p) = \bar{D}_{detector}(p) \cdot \bar{S}^{SA} \cdot \mathbf{g}(p) = M^*(nC) \cdot N_{Dair}(cGy/nC) \cdot \bar{S}^{SA} \cdot \mathbf{g}(p)$$

donde M^* es la señal electrónica en nC corregida por las condiciones ambientales y las condiciones del momento de la medida respecto de las condiciones de calibración o a unas condiciones estándar si fueron también corregidas en la calibración

- ✓ k_{pol} : elimina la dependencia de la medida con el signo de la tensión aplicada al electrodo recolector de carga de la cámara.
- ✓ k_{sat} : elimina la dependencia de la medida con el valor de la tensión aplicada a la cámara.
- ✓ $f(P,T)$: elimina la dependencia de la medida, en el caso de cámaras abiertas, con las condiciones ambientales

$$M^*(nC) = M^{raw}(nC) \cdot k_{pol} \cdot k_{sat} \cdot f(P,T)$$

- TRS-398:

Este nuevo protocolo de medida, basado en estándares de dosis en agua, obtiene, para las mismas condiciones de medida, dosis alrededor de 1% mayores que con el protocolo anterior.

En la Asamblea General de la SEFM de 2002 se aprobó la adopción del protocolo y se fijó que debería estar funcionando en los servicios de Radiofísica en el mes de julio de ese mismo año.

$$D_{w,Q}(p_{eff}) = M^* N_{D,w,Q} k_{Q,Q_0}$$

k_{Q,Q_0} son factores que están tabulados para cada tipo de cámara y permiten el paso de la energía de calibración a la de medida. Incluye además los factores de corrección.

N_{D,w,Q_0} es el coeficiente de calibración de dosis en agua para la energía del cobalto, por lo que evitamos la incertidumbre en el paso del medio detector a agua a través de los poderes de frenado.

Hasta aquí hemos resumido la cadena que comprende la dosimetría absoluta con cámara de ionización, pero, como ya ha sido comentado, a través de procesos de intercalibración podemos efectuar una medida dosimétrica un amplio conjunto de detectores.

Un detector ideal debería ser idéntico, en términos de número atómico efectivo y densidad, al medio en el que se quiere medir la dosis. Sin embargo, en general, esto no se cumple. Las diferentes teorías de la cavidad se suelen aplicar a cámaras de ionización, en las que la pequeña masa de aire presente es tan pequeña que apenas perturba la fluencia de la radiación. Por otro lado, con los dosímetros de estado sólido la masa es considerablemente mayor, por lo que si se aplica una teoría de este tipo, debe extremarse la precaución.

Los detectores de estado sólido presentan numerosas ventajas sobre la cámara de ionización, destacando entre ellas su alta sensibilidad, lo que permite diseñarlos con un volumen muy reducido, por lo que son ideales para medidas en las que se requiere una alta resolución espacial. Sin embargo, una de las grandes desventajas frente a la cámara es una mayor dependencia de la respuesta con el tamaño de campo.

La respuesta de un detector puede depender de numerosas variables y para una correcta interpretación de la señal debemos conocer su linealidad (respuesta con la propia dosis), dependencia con la tasa de dosis, dependencia con la energía o dependencia direccional.

➤ Diodos:

Un diodo para RT consiste en un chip de silicio y de un capuchón, que no solo protege detector sino que además permite que opere en condiciones de equilibrio electrónico. Su sensibilidad (nC/cGy) es cientos de veces mayor que en una cámara de ionización, por lo que la ganancia del electrómetro puede ser bastante menor en este caso.

La dosimetría con estos dispositivos se basa en la creación de pares electrón-hueco del volumen efectivo de detección de la unión del diodo.

Debido a su pequeño tamaño los diodos son muy adecuados para medidas de pequeños campos tanto de fotones como de electrones. Además, el ratio de poderes de frenado del diodo frente al agua es prácticamente constante para todo el rango de las energías de la radioterapia, por lo que pueden utilizarse, por ejemplo, directamente sin correcciones dependientes de la profundidad para medidas relativas tanto para fotones como para electrones. Esto no ocurría en el caso de los electrones y la dosimetría ionométrica, ya que los ratios de los poderes de frenado agua-aire son dependientes de la energía (y por lo tanto de la profundidad).

Debido a su respuesta casi inmediata se utilizan habitualmente para dispositivos de barrido (Schuster, BMS).

Uno de sus mayores inconvenientes es que su respuesta es dependiente de la angulación con que incide la radiación sobre el diodo.

Desde hace relativamente poco se vienen utilizando también la tecnología de los transistores MOSFET (transistor de efecto campo Metal-Óxido-Semiconductor). Son de menor tamaño incluso que los diodos, por lo que es mínima la atenuación que provocan en el haz cuando se utilizan para dosimetría in-vivo.

➤ Detectores TL:

Algunas sustancias cristalinas, cuando se calientan, emiten luz en una cantidad proporcional a la cantidad de radiación recibida previamente. La emisión de luz por la aplicación de calor se conoce como termoluminiscencia. En los sólidos, los niveles energéticos de los electrones menos ligados se agrupan formando bandas (valencia y conducción) existiendo un gap de energías entre las bandas en el que no puede situarse electrón alguno. Sin embargo, la presencia de impurezas en el sólido se traduce en la aparición de estados intermedios presentes en el gap, debido a la diferente intensidad de las interacciones electromagnéticas presentes.

Cuando un material termoluminiscente es irradiado, parte de los electrones adquieren energía suficiente para alcanzar la banda de conducción, volviendo, rápidamente la mayor parte de ellos, al estado anterior, pero quedando parte de ellos atrapados en los niveles intermedios (trampas).

Cuando se produce un pequeño aporte de energía (mediante calor) estos electrones vuelven al estado fundamental a través de un proceso radiativo (emisión de luz).

La cantidad de luz emitida es proporcional a la cantidad de electrones atrapados, que a su vez, son proporcionales a la dosis absorbida por el TLD.

La señal luminosa es transformada a señal electrónica a través de un tubo fotomultiplicador, pero manteniendo la proporcionalidad antes mencionada.

Para una correcta cuantificación de la dosis, debemos fijar unas condiciones de calentamiento, ya que la emisión vs tiempo (“glow curve”) depende de esas condiciones. Por lo tanto, para un determinado proceso de calentamiento, el área de una parte de la curva puede relacionarse con la dosis absorbida mediante un proceso de intercomparación.

Presentan una respuesta poco dependiente de la energía y la tasa, un número efectivo cercano al tejido y un tamaño reducido. Debido a estas características y sobre todo, a la posibilidad de “acumular” la dosis son muy utilizados como dosímetros personales, tanto a nivel de PR como a nivel clínico.

$$Dosis = (TL - TL_{fondo}) \cdot f_{linealidad} \cdot S_{cal}$$

El factor de linealidad se debe a que la respuesta (TL/cGy) depende precisamente de la dosis acumulada para niveles superiores aproximadamente a 10^3 Gy.

➤ Dosimetría fotográfica:

La dosimetría fotográfica ha sido y es ampliamente utilizada para el estudio de distribuciones planares de dosis.

Cuando la radiación incide en la emulsión, se produce un daño químico en el cristal, que sólo será visible una vez efectuado el revelado. La dosis en un punto de la película se puede definir como:

$$Dosis = F(OD) \cdot (OD - OD_{fondo}) = F(OD) \cdot OD_{neta}$$

donde OD es la densidad óptica o cuantificación del ennegrecimiento.

La densidad óptica depende tanto de la irradiación (exposición) como del proceso de revelado, por lo que son críticas sus condiciones (P,T, concentraciones, tiempo, ...).

$F(OD)$ se obtiene de un proceso de calibración y permite obtener la curva dosimétrica o sensitométrica propia de cada película. La dependencia de la OD con la dosis es aproximadamente lineal, hasta un determinado nivel de irradiación, llegando poco a poco a la saturación,

por lo que es fundamental mantenerse alejado de esta zona, en la que ya es imposible relacionar dosis con densidad óptica.

La película puede situarse indistintamente paralela o perpendicular al eje de radiación, pero para medidas con disposición paralela se debe tener especial cuidado con el alineamiento de la película en el maniquí, así como con los gaps de aire que pueden quedar entre el maniquí y la película. Parece que estos volúmenes de aire son los máximos responsables de la diferente respuesta de la película con la profundidad y no los efectos espectrales como se creía (Natalia Suchowerska *et al* 2001 *Phys. Med. Biol.* **46** 1391-1397 “Directional dependence in film dosimetry: radiographic and radiochromic film”)

La película radiocrómica es un nuevo tipo de película para dosimetría en radioterapia. Tiene una composición química similar al tejido y no necesita un proceso de revelado.

3.2 Podemos definir la *dosimetría clínica* como la elección de la técnica más adecuada para cada caso individualizado, así como el cálculo de la distribución dosimétrica que dicha técnica crea en el paciente.

El ICRU 50 define que se debe tratar de conseguir, en el caso de radioterapia externa con haces de fotones, una uniformidad en el “volumen blanco” de +7% y -5% de los valores de dosis que va a recibir respecto al valor prescrito, por lo que todo el proceso debe estar enfocado a cumplir este requisito y para ello debemos asegurar precisión de cálculo y precisión geométrica.

La dosimetría clínica es una parte fundamental de lo que podríamos llamar *el proceso radioterápico*, en el que incluiríamos la dosimetría física, la dosimetría clínica y la comprobación geométrica del tratamiento o simulación.

El Oncólogo Radioterapeuta debe definir con máxima precisión los volúmenes anatómicos que quiere tratar y preservar, junto con la prescripción dosimétrica de cada uno. El método más habitual consiste en la definición de órganos o volúmenes en los diferentes cortes de un TC creando de esta forma elementos tridimensionales.

La definición de volúmenes es un requisito para la planificación de un tratamiento 3D, así como para la emisión de un informe dosimétrico completo y preciso. Se deben definir, en cada caso (ICRU 50,62):

- GTV (enfermedad demostrada)
- CTV (enfermedad demostrada y/o sospechada)
- PTV (volumen de planificación)
- OAR's (volúmenes de riesgo)

Desde el punto de vista del físico, solo parte del PTV es de su responsabilidad; debido a las incertidumbres del proceso, debemos dar un margen de seguridad para asegurar que la zona patológica reciba la dosis en todas las circunstancias. Parte de esas incertidumbres se deben a procesos fisiológicos (movimientos de órganos debido al ritmo cardíaco, respiración,...) y deben tenerse en cuenta en el

margen interno, que debe ser cuantificado por el Oncólogo Radioterapeuta (OR) para cada patología. El resto de incertidumbres, como mecánicas, de cálculo, de repetibilidad de la inmovilización,...., se tienen en cuenta en el *margen de set-up*, que debe ser evaluado por el Radiofísico.

Una vez definidos los volúmenes de interés, el OR deberá definir una prescripción dosimétrica relativa a cada uno de estos volúmenes. La planificación del tratamiento tratará de ajustarse lo más posible a estos criterios, además del de uniformidad.

Estudiando las características anatómicas (geometría) y físicas (profundidades de tratamiento, tejidos,..) se elegirá la técnica más apropiada, teniendo en cuenta, entre otra muchas las siguientes características

- Los fotones (^{60}Co , 6-18MV) presentan un porcentaje de dosis en profundidad pequeño de la dosis en el máximo (entre 1.5 y 3 cm). A medida que crece la energía del haz menos es el PDD en superficie, pero más capacidad de penetración tiene el haz.
Otro aspecto a tener en cuenta podría ser la penumbra, como característica de la unidad de tratamiento.
- Los electrones (4-20MeV) presentan PDD's superficiales mayores, pero además crece con la energía del haz. Presentan un rango de penetración definido, como partículas cargadas que son, en función de su energía.
- Campos conformados, moldes, IMRT,...
- Campos estáticos o arcos; los arcos reparten más las dosis bajas, pero irradian más tejido
- Modificadores del haz (cuñas, bolus,...)

Una vez decidida la técnica de irradiación, deberemos calcular la distribución de dosis que se creará en el paciente.

La dosis absorbida en un punto depende estrictamente del coeficiente de atenuación y del campo de radiación en "ese punto"; el coeficiente de atenuación se define como (si asumimos que todas las interacciones radiación-materia tienen lugar con los electrones del medio):

$$\mu(\text{cm}^{-1}) = \rho(\text{g/cm}^3) \cdot \frac{N_{av} \cdot Z}{A(\text{g})} \cdot \sum_{i=\text{tipode interaccion}} s_i(\text{cm}^2)$$

$$\frac{N_{av} \cdot Z}{A(\text{g})} = \text{electrones/g}$$

$$\rho(\text{g/cm}^3) \cdot \frac{N_{av} \cdot Z}{A(\text{g})} = \text{electrones/cm}^3 = \text{densidad electrónica}$$

$$s_i = \text{sección eficaz por electrón}$$

por lo que, la densidad electrónica se convierte en la magnitud física que define al medio desde un punto de vista dosimétrico, ya que las secciones eficaces por electrón se encuentran tabuladas para un amplio rango de energías y para cada tipo de interacción.

No obstante, de una adquisición de TC no podemos inferir la densidad electrónica de cada voxel, ya las secciones eficaces también dependen del

medio, y es por esto que se recurre a una calibración que relacione *valor Hounsfield* con la densidad electrónica; esta calibración se obtiene si se adquiere un maniquí con diferentes medios de composición perfectamente conocida.

De este modo, siempre que tengamos una imagen de TC podemos relacionarla con una imagen de densidades electrónicas y por lo tanto, efectuar cálculos de dosis absorbida sobre ella. El cálculo sobre imágenes de TC representa la mayor parte de los casos, pero también se podría asumir, y de hecho se asume, una equivalencia total del paciente con el agua, es decir, no se tienen en cuenta las heterogeneidades del paciente. Dentro de la labor de Radiofísico está, desde luego, la delimitación de las situaciones en que podrá asumirse dicha aproximación.

Vemos, por lo tanto, que las imágenes de TC son, en la mayor parte de los casos, no solo el soporte diagnóstico sino también de cálculo. En este sentido debemos destacar que si se quiere efectuar un cálculo preciso siempre debemos disponer de estas imágenes, pero para fines diagnósticos es una herramienta común la fusión o correlación de imágenes.

La dosis, como ya vimos, es una magnitud puntual pero la información necesaria es volumétrica. Aunque podamos efectuar cálculos manuales a partir de medidas ya realizadas, solo los equipos informáticos de gran rapidez son capaces de realizar un cálculo más o menos preciso tridimensional en un tiempo razonable; estos equipos se conocen con el nombre de *planificadores* o *TPS (Treatment Planning System)*. Además de una CPU de especiales características, estos equipos disponen de conexión con equipos digitalizadores, con equipos digitales de imagen, con los LINAC y con el exterior, así como un entorno gráfico de altas prestaciones, ya que en éstos se simula y calcula el tratamiento.

La conexión entre la dosimetría física y la clínica radica en que la información que se reúne en la calibración de la máquina es la que realmente es cargada en el TPS o planificador, con lo que los cálculos están basados en datos totalmente reales de cada uno de los haces disponibles.

Los algoritmos de cálculo de dosis son el componente más crítico del software de un TPS, ya que estos módulos son los responsables de la correcta representación de la dosis en el paciente y así como del tiempo o unidades de monitor necesarias para obtener la dosimetría planificada.

Los algoritmos han avanzado cronológicamente para incluir métodos analíticos, semiempíricos y de integración tridimensional.

- La técnica de cálculo analítico fue desarrollada por Sterling como producto de dos ecuaciones, una que modelaba el PDD y la otra la componente de desplazamiento del eje central.
- Los métodos de cálculo semi-empíricos modelan la dosis en cada punto considerando la contribución de la radiación primaria y secundaria por separado. Están basados en la técnica de integración de la dispersión de Clarkson, pero han sido refinados para tener en cuenta efectos como la penumbra, transmisiones, filtros aplanadores,...

La dosis en un punto (x,y,d) del plano (x,y) a la profundidad d , se calcula como suma de una contribución de la radiación primaria y de la secundaria:

$$D(x,y,d) = \Phi(x,y) \{ TAR(0,d_{eff}) + SAR(x,y;d_{eff}) \}$$

De este modo, el algoritmo tiene en cuenta los efectos de las inhomogeneidades del tejido en d_{eff} , pero no modela sus efectos en el cálculo del SAR.

En este sentido, no podemos decir que sea un modelo de cálculo 2D, que asume el mismo contorno en todo el volumen, pero tampoco se puede catalogar como 3D.

- Los métodos de integración tridimensionales representan el transporte de fotones y electrones desde el lugar de la primera interacción, por lo que realizan una descripción más precisa de la energía depositada, ya que consideran toda la geometría y composición del volumen irradiado. Dentro de este grupo se encuentran los métodos de convolución/superposición, pencil beam y Monte Carlo. El método de convolución/superposición para cálculo de dosis con fotones tiene como ingredientes el *TERMA* (Total Energy Released per unit Mass) y los *kernels* de deposición de energía, de modo que la dosis en un punto no es más que la convolución de ambas cantidades. El *TERMA* suele computarse en cada voxel antes de efectuar el cálculo de dosis, y para ello el algoritmo necesita el espectro del haz incidente. No se suele disponer de tal información, por lo que se modela para obtener una serie de resultados experimentales, como los PDD's. Básicamente, el cálculo consiste en conocer la energía que se transfiere en cada voxel y, conociendo la distribución de esa energía transferida (*kernels*), sumar la contribución de todos los puntos al de cálculo.

$$D(\vec{r}) = \iint T(\vec{r}', E) \frac{\bar{\rho}(\vec{r}')}{\bar{\rho}} K(\bar{\rho}l(\vec{r} - \vec{r}'), \vec{r} - \vec{r}', E) d\vec{r}' dE$$

r' representa el punto de interacción

$\bar{\rho}$ es la densidad promedio a lo largo del camino entre el punto de interacción y los puntos de depósito.

Estos kernels, calculados por Monte Carlo, tienen en cuenta las posibles inhomogeneidades del medio mediante una “deformación” 3D en función de la distancia radiológica $\bar{\rho}l(\vec{r} - \vec{r}')$ desde el punto de interacción.

Como los efectos de la radiación secundaria se tienen en cuenta en los kernels, el Terma será recomputado solo en términos de la fluencia primaria, Φ .

$$T(\vec{r}', E) = \frac{\bar{m}}{\bar{\rho}}(\vec{r}', E) E \Phi(\vec{r}_0) e^{-\mu|\vec{r}' - \vec{r}_0|}$$

Por su parte, los algoritmos tipo pencil beam son muy comunes para el cálculo de dosis en haces de electrones. En esta técnica, los kernel de dosis puntuales se suman a lo largo de líneas en un maniquí para obtener distribuciones de dosis de un haz de tipo lineal. Posteriormente, se integra teniendo en cuenta la superficie del paciente.

Hasta ahora, el método estadístico de Monte Carlo ha sido empleado para la comprobación de la bondad de los diferentes algoritmos implementados en los TPS. Sin embargo, la evolución de la velocidad de proceso ha hecho posible su utilización directa para cálculo de tratamientos. El modelo consiste en seguir la historia de cada una de las partículas que genera un fotón o electrón incidente, siguiendo las

probabilidades de interacción físicas dadas por las secciones eficaces. Cuando la misma incidencia se repite un número suficientemente grande de veces, sabemos por las teorías probabilísticas que podemos conocer con bastante precisión la realidad que un haz provoca en un medio.

Una vez calculada y aprobada la dosimetría por el OR se emitirá un informe detallado que debe incluir, al menos (ICRU 62):

- punto de dosis representativo del tratamiento (punto ICRU); la elección de este punto es clave para su correcta interpretación. Debe ser un punto que represente la dosis en el PTV y de cálculo sencillo (fuera de gradientes o cambios de fase anatómicas)
- máxima, mínima y promedio de la dosis en el PTV/s
- geometría y técnica del tratamiento
- histogramas dosis-volumen

Para conseguir el objetivo que nos había fijado la ICRU debemos asegurar no solo un cálculo preciso sino también una disposición geométrica del tratamiento idéntica a la planificada. Para establecer las mismas condiciones que en la planificación se establece una fase previa al tratamiento conocida como *simulación*. En esta fase se debe comparar anatómicamente de algún modo cada uno de los campos planificados con los de tratamiento. Para asegurar una geometría reproducible se dispone de dispositivos inmovilizadores como son las máscaras termoplásticas, cunas, marcos estereotaxicos,...La capacidad de inmovilización es una característica fundamental para asegurar la bondad tratamiento, por lo que en función de la patología y del paciente será seleccionado uno u otro. Evidentemente, este dispositivo debe estar presente en la adquisición de imágenes del TC.

Para la localización exacta del paciente se recurre a marcas radioopacas perfectamente identificables en el TC y en el propio paciente, de modo que tengamos unas referencias externas que nos definan un punto interno, a partir del cual podamos evolucionar para encontrar cualquier otro punto del paciente.

La forma más sencilla de efectuar la simulación consiste en la adquisición de imágenes en la misma unidad de tratamiento, pero tenemos la enorme desventaja de que se utilizan los mismos haces de tratamiento, es decir, de alta energía, por lo que el efecto Compton es la interacción más probable dando lugar a imágenes de pobre calidad. Para resolver este problema han sido diseñados equipos que simulan unidades de tratamiento, pero que manejan energías de calidad diagnóstica.

- Simulador convencional: los fotones producidos por un tubo de RX se sitúan en el rango del KV por lo que son preferentemente atenuados por interacción

fotoeléctrica en el caso de materiales de alto Z, como el hueso. El resultado es una radiografía de alta calidad, con contraste de partes blandas limitado pero con una excelente visualización de marcas radioopacas. Además, disponen de un sistema de fluoroscopia que permite modificaciones de la posición del paciente respecto del haz en tiempo real. En esta fase localizaríamos el “isocentro” y comprobaríamos los límites de los campos, pero no podríamos simular la conformación de los campos. El isocentro de la máquina de simulación está definido por la confluencia de tres láseres, de modo que la localización del “isocentro” del paciente consiste en situar un punto interno seleccionado en la planificación en ese isocentro mecánico.

En el caso de no disponer de una adquisición TC, el OR también puede definir la forma de un campo de tratamiento sobre una radiografía y teniendo en cuenta la magnificación de la placa, se podría digitalizar el contorno del campo para efectuar el cálculo en un maniquí de agua, asumiendo en este caso las limitaciones del método.

- CT-simulador: cada vez es más habitual la presencia de escáneres dedicados en los servicios de radioterapia. Estos CT-simuladores tienen un diámetro de gantry superiores a 85 cm, para poder incluir en la imagen reconstruida los dispositivos de inmovilización. Además, deben disponer de un sistema de láseres que permitan el posicionamiento del paciente, así como de una mesa muy similar a la de la unidad de tratamiento, así como estaciones de trabajo que permitan la manipulación de imágenes. En estos equipos se puede definir la incidencia y conformación de los haces, basándonos en información del TC. Para obtener una visión anatómica de la incidencia del haz, estos equipos son capaces de crear radiografías digitales a partir de la adquisición (DRR's: digitally reconstructed radiography) sobre las que se sitúa la conformación del campo; este conjunto se conoce como superposición de un “beam's eye view sobre una DRR”.

Actualmente la mayor parte de los TPS generan DRR's, de modo que cada servicio presenta una cadena de planificación y comprobación particular. Por ejemplo, el simulador convencional puede utilizarse para comprobar los campos mediante una comparación visual de la imagen fluoroscópica con la DRR obtenida en el TPS.

En el campo de la braquiterapia debido a las diferentes condiciones geométricas e incluso de actividad de las diferentes fuentes, se debe disponer de un conjunto de medida propio y calibrado en función de la fuente. Lo que si es común a todas las situaciones es que los protocolos actuales recomiendan calibraciones en tasa de kerma en aire (a 1m corregida por atenuación y dispersión del aire).

SISTEMAS DE MEDIDA Y DOSIMETRÍA DE RADIOTERAPIA

Por lo que respecta al cálculo de dosis, el formalismo de la AAPM TG-43 es el más completo del que disponemos en la actualidad. Con él, podemos calcular distribuciones planares para fuentes con simetría cilíndrica, asumiendo sólo las interacciones de los fotones. La dosis en un punto se considera como suma de dosis provocadas por fuentes puntuales.

Referencias:

- ICRU 50,62
- Khan
- Protocolo SEFM para la determinación de la dosis absorbida en haces
- IAEA TRS-398, 2001
- Review of Radiaron Oncology Physics: A handbook for teachers and students; IAEA 2003