



APUNTES DE RADIOTERAPIA: ASPECTOS FÍSICOS Y TÉCNICOS





Prefacio

La calidad de un tratamiento de radioterapia depende, en gran medida, de la sofisticación y precisión de las unidades de radiación, de las técnicas de tratamiento disponibles y del material complementario utilizado. Pero también es indispensable contar con buenos profesionales con experiencia y formación suficiente en sus respectivas especialidades. En este contexto, la responsabilidad de los **Técnicos Superiores de Radioterapia y Dosimetría (TERT)** se centra tanto en la ejecución precisa de la terapia, como en la correcta realización de las labores de dosimetría física (medidas de dosis de radiación y controles de calidad de las unidades de radioterapia) y de dosimetría clínica (diseño técnico del tratamiento y cálculo individualizado de la dosis en el tumor y en los órganos críticos y tejido sano), siguiendo en todo momento las directrices que les son dadas por los oncólogos radioterápicos y los radiofísicos, bajo cuya supervisión realizan los trabajos encomendados.

Este libro se centra en los aspectos más puramente físicos y técnicos de la radioterapia, con especial hincapié en la Simulación y en la Dosimetría, sin descuidar las cuestiones de Protección Radiológica específicamente ligadas a la práctica radioterápica. Se ha elaborado con el objetivo de proporcionar material didáctico al personal docente encargado de formar a los futuros TERT, aunque igualmente puede ser de gran ayuda para todo aquel que esté interesado en adquirir o ampliar conocimientos en la materia, o como instrumento de Formación Continuada de profesionales.

El texto constituye la 8ª versión, revisada, actualizada y mejorada, del contenido original del libro **"Física de las Radiaciones Ionizantes en Radioterapia"**, de junio de 2005. En las sucesivas revisiones del libro se mantuvo el título original del mismo, pero en esta última versión se ha decidido cambiarlo y rebautizarlo como **"Apuntes de Radioterapia: aspectos físicos y técnicos"**. Ello se debe a que la intención inicial, que era simplemente la de introducir al lector en la física de las radiaciones utilizadas en radioterapia, se ha ampliado bastante, incluyendo además otros temas de índole técnico y práctico no relacionados directamente con la física de las radiaciones ionizantes.

La información contenida en estos apuntes dista mucho de ser completa, no contemplando, por ejemplo, los aspectos puramente clínicos. El lector deberá consultar otras fuentes de información para tener una visión más completa de la radioterapia que incluya también dichos aspectos clínicos.

Estos apuntes han sido realizados sin ningún ánimo de lucro y con el único fin de utilizarlos en un contexto local para la enseñanza de los fundamentos básicos de las técnicas radioterápicas. La copia total o parcial de este documento con otra finalidad que la anteriormente expuesta podría vulnerar derechos de autor, tanto del texto como de las fotografías e ilustraciones que contiene.

El texto se puede descargar libremente de la web del Centro Oncológico de Galicia:

<https://www.cog.es/publicaciones-cientificas/>



Aunque el contenido ha sido exhaustivamente revisado, el autor no puede asegurar que esté exento de erratas. De la misma manera, el autor no se hace responsable de las consecuencias que pueda tener la utilización de la información en él contenida para otros fines distintos para el que fue creado, que es la docencia en el campo de la radioterapia.



Carlos Fernández Fernández
A Coruña, septiembre de 2026.



Contenido

1. Introducción a la Radioterapia.
2. Estructura de la Materia.
3. Radiación Electromagnética y Radiación de Partículas.
4. Interacción Radiación-Materia.
5. Ley del Inverso del Cuadrado de la Distancia.
6. Radiactividad.
7. Magnitudes y Unidades Radiológicas.
8. Detectores de Radiación Ionizante.
9. Fundamentos de Radiobiología.
10. Equipamiento y Fuentes de Radiación en Radioterapia Externa.
11. Equipamiento y Fuentes de Radiación en Braquiterapia.
12. Características de los Haces de Radiación en Radioterapia Externa.
13. Dosimetría Clínica en Radioterapia Externa I: Conceptos Básicos y Cálculo de Tiempos y UM.
14. Dosimetría Clínica en Radioterapia Externa II: Planificación del Tratamiento y Diseño de Haces.
15. Dosimetría Clínica en Braquiterapia.
16. Procedimiento Radioterápico (Etapas Clínicas).
17. Dosimetría Física y Control de Calidad.
18. Técnicas Modernas de Radioterapia.
19. Simuladores de Radioterapia Externa.
20. Sistemas de Imagen en los Aceleradores Lineales.
21. Tomografía Computarizada (TC) para Planificación..
22. Planificadores.
23. Simulación 3D en Radioterapia Externa.
24. Simulación 3D en Braquiterapia.
25. Sistemas de Inmovilización en Radioterapia Externa.
26. Protección Radiológica (Conceptos Generales).
27. Protección Radiológica Específica (Área de Radioterapia).
28. Diseño de una Instalación de Radioterapia Externa.
29. Legislación.

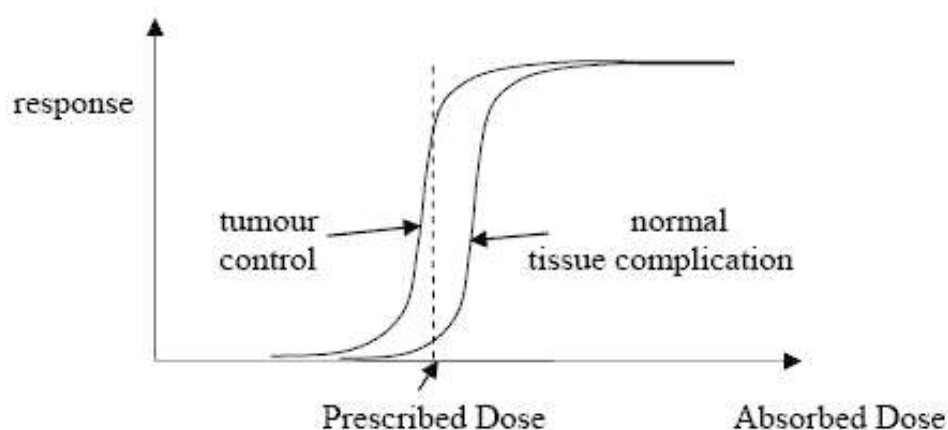


1. INTRODUCCIÓN A LA RADIOTERAPIA

Junto con la Cirugía y la Quimioterapia, la Radioterapia es una de las principales modalidades de tratamiento médico en las enfermedades de tipo oncológico, bien sea con intención curativa o con intención paliativa. La Radioterapia hace uso de las **radiaciones ionizantes** emitidas por las sustancias radiactivas o por aparatos capaces de generarlas.

Es bien conocido que la interacción de las radiaciones ionizantes con las células del tejido vivo provoca alteraciones en ellas, ya sea provocando su muerte o bien alterando su normal funcionamiento. En el caso de las células tumorales se puede conseguir su destrucción si se suministran niveles altos de radiación. Con tal propósito, la Radioterapia intenta depositar una "dosis" de radiación determinada en el tejido tumoral que propicie la curación o la paliación de la enfermedad. Sin embargo, las técnicas utilizadas para suministrar esta dosis en el volumen tumoral (también llamado **volumen "blanco"** o "diana") no pueden evitar que esta misma radiación afecte también a otros tejidos u órganos, pudiendo generar en ellos efectos secundarios indeseables, y en muchos casos inadmisibles. Las limitaciones inherentes a la técnica suponen que para irradiar el volumen tumoral haya que irradiar inevitablemente también, en mayor o menor medida, otras zonas corporales sanas.

El objetivo de la Radioterapia es conseguir una dosis de radiación suficiente en el volumen tumoral, limitando al máximo la dosis que puedan recibir otros tejidos u órganos sanos. Todo tratamiento de Radioterapia está individualizado según las características de cada paciente y su enfermedad. Se realiza siempre una planificación previa en la que se intenta que la diferencia entre la **Probabilidad de Control Tumoral (TCP)** y la **Probabilidad de Complicaciones en Tejidos No Tumorales (NTCP)** sea la máxima posible.



Dose-Response Curves for tumour and normal tissues

Fig. 1.1.: Dependencia de la TCP y de la NTCP con la dosis suministrada.

La Radioterapia juega, por tanto, con el concepto de balance riesgo-beneficio: el tratamiento con Radioterapia debe estar siempre justificado en el sentido de que, a priori, el beneficio potencial para el paciente sea siempre mayor que el detrimento que provoquen los posibles efectos secundarios en los tejidos sanos no tumorales.



Como parte de este tratamiento individualizado, se requiere de una fase previa para establecer las condiciones óptimas de la irradiación, que serán particulares para cada caso, y conseguir así el objetivo de la radioterapia anteriormente mencionado. Además de la definición de los volúmenes tumorales y órganos críticos por parte del médico oncólogo responsable, se hace necesaria una **simulación** previa del tratamiento en la que se establezcan los parámetros técnicos y geométricos más apropiados para la irradiación. Una vez realizada la simulación, se procede al cálculo de la distribución de dosis y de los tiempos de tratamiento en base a los parámetros obtenidos.

1.1. Tipos de Radioterapia.

Dentro de las técnicas radioterápicas se distinguen dos categorías fundamentales: Radioterapia Externa y Braquiterapia:

La **Radioterapia Externa**, también llamada **Teleterapia**, consiste en irradiar "a distancia" los volúmenes tumorales o volúmenes "blanco". Es decir, el foco de radiación se sitúa en un punto exterior al paciente. Se emplean para ello máquinas generadoras de radiación de alta energía (muy penetrante), como son los aceleradores de electrones o ciertos equipos de rayos X, aunque también se utilizan fuentes radiactivas como el cobalto-60. Las técnicas modernas de Teleterapia consisten en dirigir hacia el paciente uno o varios haces de radiación en diferentes direcciones, manteniéndose inmóvil el paciente. Para ello la unidad de radiación debe ser lo suficientemente versátil mecánicamente para poder dirigir con gran precisión cada uno de los haces en la orientación correcta. El gran inconveniente de la Radioterapia Externa es que, para poder depositar una dosis alta de radiación en el tumor, se han de irradiar también los tejidos sanos circundantes.

La **Braquiterapia** ("Braqui" significa "cerca" en griego) consiste en irradiar los volúmenes blanco mediante fuentes radiactivas que se colocan dentro del propio tejido tumoral, o al menos en contacto o adyacentes a él. Esto requiere normalmente de una intervención quirúrgica, más o menos invasiva, dependiendo de la técnica concreta y de la localización del tumor. En cambio, tiene como ventaja respecto a la Teleterapia que la dosis de radiación queda concentrada en el volumen blanco, recibiendo el resto de tejidos una dosis considerablemente menor de la que recibirían con la aplicación de Radioterapia Externa. A la Braquiterapia se la conoce también como **Radioterapia Interna**.



Fig. 1.2.: Tratamiento de Teleterapia con varios haces de radiación generados por un acelerador lineal de electrones.



Fig. 1.3.: Tratamiento de Braquiterapia con un proyector automático de fuentes radiactivas.



1.2. El papel de la Física de las Radiaciones en Radioterapia.

Los tratamientos con Radioterapia tienen ya una larga historia, ya que poco después del descubrimiento de los rayos X y del radio a finales del siglo XIX se constató el potencial que tenían las radiaciones ionizantes para el tratamiento de tumores. Actualmente las técnicas empleadas para la aplicación de las radiaciones han evolucionado bastante, de modo que la Radioterapia se ha convertido en una disciplina médica compleja que necesita de especialistas bien formados en la Física de las Radiaciones para asegurar la calidad de los tratamientos. Es fundamental también la Protección Radiológica de los trabajadores implicados y del público en general. El conocimiento en temas tales como la estructura atómica y nuclear de los elementos, la interacción entre radiación y materia, el funcionamiento de los aparatos generadores de radiación o las leyes de desintegración radiactiva, es crucial a la hora de administrar radioterapia con seguridad y eficacia.

La legislación española, mediante el Real Decreto 391/2025, de 13 de mayo, por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de radioterapia, obliga a la contratación de **especialistas en Radiofísica Hospitalaria** que se responsabilicen de tareas específicas relacionadas con el uso eficiente y seguro de las radiaciones ionizantes en Radioterapia. Estos profesionales suelen desempeñar también las labores propias de la Protección Radiológica. Lo habitual es la existencia de un Servicio de Radiofísica y Protección Radiológica, con todo el personal que sea necesario, que proporcione servicio a todas aquellas áreas del hospital que trabajan con radiaciones ionizantes (entre ellas, el Servicio de Oncología Radioterápica).

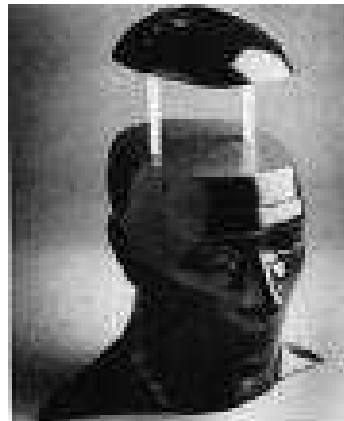
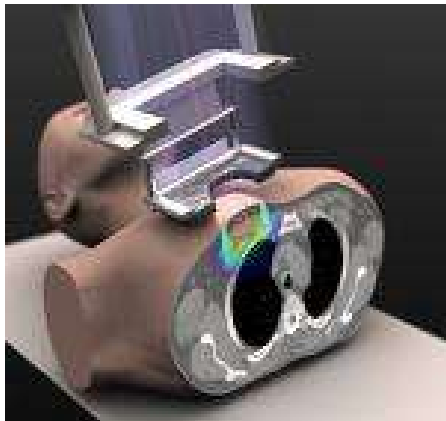


Fig. 1.4.: Maniqués antropomórficos utilizados por los especialistas en Radiofísica Hospitalaria para simular la interacción de la radiación en los diferentes tejidos del cuerpo humano.

Las labores propias de un **Servicio de Radiofísica** en relación con la Radioterapia comprenden las siguientes:

- Diseño de instalaciones.
- Estudio y aceptación de nuevos equipos o de nuevas técnicas de tratamiento en Radioterapia.



- Control de calidad de todos los aparatos y materiales radiactivos utilizados en el Servicio de Oncología Radioterápica.
- Medida de todos aquellos parámetros físicos necesarios para llevar a cabo los tratamientos a pacientes con la debida seguridad y calidad médica.
- Diseño y planificación de tratamientos.
- Cálculo de dosis de radiación absorbidas por los pacientes.
- Diseño y elaboración de protecciones.
- Gestión de los posibles residuos radiactivos que se generen en la instalación.
- Docencia y asesoramiento a los profesionales implicados en cuestiones relativas al uso seguro y efectivo de las radiaciones ionizantes.

Adicionalmente, el especialista en Radiofísica suele tener encomendadas otras labores al margen de la Radioterapia, relacionadas con otros servicios dentro del mismo hospital, como el de Radiodiagnóstico y el de Medicina Nuclear, así como las propias de la Protección Radiológica.

Se puede encontrar información más exhaustiva y detallada acerca de las labores de un Servicio de Radiofísica Hospitalaria en la página web del Centro Oncológico de Galicia:

<https://www.cog.es/radiofisica-y-proteccion-radiologica/>



2. ESTRUCTURA DE LA MATERIA

La correcta aplicación de la Física de las Radiaciones a la Radioterapia está basada en un conocimiento profundo de la materia a nivel atómico y nuclear, y de los posibles modos de interacción entre ella y las radiaciones ionizantes que veremos en los próximos capítulos. Se puede decir que el Universo está compuesto de materia y radiación. Los átomos no constituyen ya, como se creía hace apenas un siglo, los mínimos constituyentes de la materia, sino que están compuestos de partículas todavía más pequeñas. A continuación se repasará la estructura interna del átomo.

2.1. Átomos y moléculas.

La materia está compuesta por conjuntos de moléculas y puede presentarse fundamentalmente en tres estados (sólido, líquido o gaseoso). Las moléculas son uniones de átomos de igual o distinto tipo. Las sustancias compuestas de átomos del mismo tipo se denominan **elementos** y existen del orden de cien (los elementos de la Tabla Periódica). Las sustancias compuestas de átomos de distinto tipo se denominan **compuestos**, y existen millones de ellos. Por ejemplo, una molécula de agua (compuesto) está formada por un átomo de oxígeno y dos de hidrógeno (H_2O); una molécula de oxígeno (elemento) está formada por dos átomos de oxígeno (O_2), y un material como el hielo está formado por agua y pequeñas cantidades de otras moléculas.

Cuando se produce una reacción química, las moléculas iniciales se rompen y los átomos se combinan de manera distinta, originando sustancias diferentes con propiedades físicas y químicas diferentes. Se produce la ruptura de las moléculas pero no de los átomos, que permanecen inalterados. Como veremos más adelante, la estructura interna de un átomo solo se puede alterar mediante reacciones nucleares o por la desintegración radiactiva espontánea de los mismos.

2.2. Estructura atómica.

Los átomos tienen una estructura compleja, aunque se puede considerar, de forma simplificada, que están constituidos por una parte central muy pequeña en donde se concentra casi toda la masa atómica, denominada **núcleo atómico** y de la que dependen las propiedades nucleares del átomo, y por una envoltura externa de la que dependen las propiedades químicas, denominada **corteza atómica**.

El núcleo atómico está formado por unas partículas llamadas **nucleones**. Existen dos tipos, **protones** y **neutrones**. Ambas tienen prácticamente la misma masa, pero los protones tienen carga eléctrica positiva mientras que los neutrones no están cargados. Todos los protones tienen la misma carga.

El núcleo del átomo ocupa la parte central del mismo y tiene unas dimensiones reducidísimas en comparación con el tamaño total del átomo. Así, si el tamaño medio de un átomo puede ser del orden de 10^{-9} metros, su núcleo es 10000 veces más pequeño, del orden de 10^{-14} metros.



El número de protones de un átomo se conoce como **número atómico** y se denota con la letra **Z**; al número de neutrones del núcleo se le denota con la letra **N**; y la suma de protones y neutrones se denomina **número másico**, o **masa** o **peso atómico** (**A**). Se cumple entonces que: $A=Z+N$

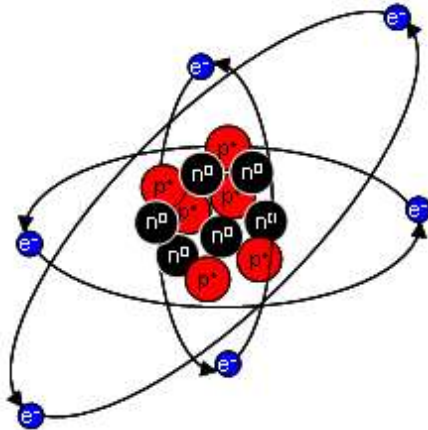


Fig. 2.1.: Representación esquemática de un átomo de carbono ($Z=6$), mostrando en el núcleo los protones (p^+) y los neutrones (n^0), mientras que los electrones (e^-) orbitan alrededor de él.

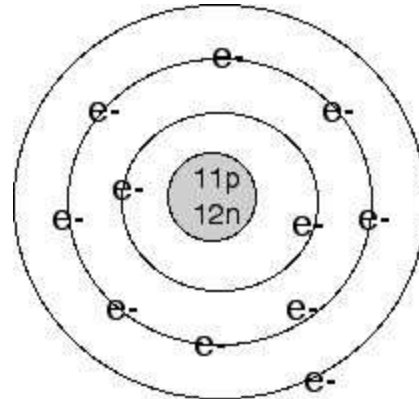


Fig. 2.2.: Representación esquemática de un átomo de sodio ($Z=11$), mostrando las tres capas atómicas más internas, en donde se distribuyen los 11 electrones del átomo según la regla $2n^2$.

Ejemplos:

- un átomo de cobalto-60 (^{60}Co) tiene 27 protones ($Z=27$) y 33 neutrones ($N=33$), de modo que su número másico es $A=60$.
- Un átomo de oxígeno-16 (^{16}O) tiene 8 protones ($Z=8$) y 8 neutrones ($N=8$), siendo su número másico $A=16$.

Al nº total de nucleones contenidos en el núcleo del átomo se le denomina número másico o peso atómico porque constituye una medida muy exacta de la masa del átomo, ya que las otras partículas constituyentes del mismo, los electrones de la corteza, tienen una masa mucho menor. Es decir, se puede considerar que la masa total del átomo es prácticamente igual a la masa del núcleo (protones + neutrones).

La corteza está formada por **electrones**, que tienen una masa muy pequeña (despreciable frente a la masa total del átomo) y carga eléctrica negativa. La magnitud de la carga de un electrón es exactamente igual a la de un protón del núcleo, pero de sentido contrario. Los electrones se disponen alrededor del núcleo en distintas **capas atómicas**, cuya disposición depende del átomo en cuestión. La energía necesaria para arrancar un electrón a un átomo depende de la capa en que esté situado. El nº máximo de electrones permitido en cada capa atómica es $2n^2$, siendo n el número de capa ($n=1$ es la capa más interna, $n=2$ es la siguiente más externa, y así sucesivamente). A esta regla, debida a las leyes de la Mecánica Cuántica, se la denomina **principio de exclusión**.

En un **átomo neutro** (carga eléctrica total nula) existen igual número de protones que de electrones. Cuando en un átomo no es igual el número de electrones que de protones, éste está cargado eléctricamente, positiva o negativamente, y se denomina **ión**.

Se puede decir que cuanto mayor sea A , mayor será el átomo (habrá un mayor nº de capas electrónicas en la corteza) y también será más pesado.



Periodo	Grupo																18	
	1															2		
1	1 H Hidrógeno															2 He Helio		
2	3 Li Litio	4 Be Berilio											5 B Boro	6 C Carbono	7 N Nitrógeno	8 O Oxígeno	9 F Flúor	10 Ne Neón
3	11 Na Sodio	12 Mg Magnesio											13 Al Aluminio	14 Si Silicio	15 P Fósforo	16 S Azufre	17 Cl Cloro	18 Ar Argón
4	19 K Potasio	20 Ca Calcio	21 Sc Escandio	22 Ti Titanio	23 V Vanadio	24 Cr Cromo	25 Mn Manganeso	26 Fe Hierro	27 Co Cobalto	28 Ni Níquel	29 Cu Cobre	30 Zn Zinc	31 Ga Gallio	32 Ge Germanio	33 As Arsénico	34 Se Selenio	35 Br Bromo	36 Kr Criptón
5	37 Rb Rubidio	38 Sr Estroncio	39 Y Itrio	40 Zr Circonio	41 Nb Niobio	42 Mo Molibdeno	43 Tc Tecnecio	44 Ru Rutenio	45 Rh Rodio	46 Pd Paladio	47 Ag Plata	48 Cd Cadmio	49 In Indio	50 Sn Estañio	51 Sb Antimonio	52 Te Teluro	53 I Yodo	54 Xe Xenón
6	55 Cs Cesio	56 Ba Bario	57 La Lantano	72 Hf Hafnio	73 Ta Tántalo	74 W Volframio	75 Re Renio	76 Os Osmio	77 Ir Iridio	78 Pt Platino	79 Au Oro	80 Hg Mercurio	81 Tl Talio	82 Pb Plomo	83 Bi Bismuto	84 Po Polonio	85 At Astatio	86 Rn Radón
7	87 Fr Francio	88 Ra Radio	89 Ac Actinio	104 Rf Rutherfordio	105 Db Dubnio	106 Sg Seaborgio	107 Bh Bohrio	108 Hs Hassio	109 Mt Meitnerio	110 Uun Ununnilio	111 Uuu Unununio	112 Uub Ununbio		114 Uuq Ununquadio		116 Uuh Ununhexio		118 Uuo Ununoctio

Lantánidos

Actínidos

6	58 Ce Cerio	59 Pr Praseodimio	60 Nd Neodimio	61 Pm Promecio	62 Sm Samario	63 Eu Europio	64 Gd Gadolinio	65 Tb Terbio	66 Dy Disprobio	67 Ho Holmio	68 Er Erbio	69 Tm Tulio	70 Yb Iterbio	71 Lu Lutecio
7	90 Th Torio	91 Pa Protactinio	92 U Uranio	93 Np Neptunio	94 Pu Plutonio	95 Am Americio	96 Cm Curio	97 Bk Berkelio	98 Cf Californio	99 Es Einsteinio	100 Fm Fermio	101 Md Mendelevio	102 No Nobelio	103 Lr Laurencio

Notas:

Metales

Metaloides

No metales

Gases nobles

(1) Base en peso atómico carbono de 12 () indica el más estable o el de isótopo más conocido.

Fig. 2.3.: Tabla Periódica de los Elementos.

En la fig. 2.3. se muestra la **Tabla Periódica de los Elementos**, en donde se ordenan éstos atendiendo a sus propiedades químicas. El número que aparece en cada casilla es el número atómico (Z), característico de cada elemento. Los elementos se ordenan según el nº atómico de izquierda a derecha y de arriba abajo, de manera que queden agrupados en una misma columna aquellos que poseen propiedades químicas parecidas. De esta manera, empezamos con el elemento más sencillo, el hidrógeno H, cuyos átomos solo poseen un protón en el núcleo (Z=1), hasta elementos más pesados como el oxígeno O (Z=8 protones en su núcleo), el hierro Fe (Z=26), el plomo Pb (Z=82), etc.

Existe una nomenclatura especial utilizada para representar cada tipo de átomo en particular, y es la siguiente:



Siendo X el símbolo químico del elemento, A el nº másico, y Z el nº atómico.



Un átomo representado de esta manera, es decir, caracterizando la composición de su núcleo mediante Z y A , se denomina **núclido** o **nucleido**.

Por ejemplo: $^{60}\text{Co}_{27}$, $^{137}\text{Cs}_{55}$, $^{125}\text{I}_{53}$, es la nomenclatura estándar para los nucleidos cobalto-60, cesio-137 y yodo-125, de frecuente uso en Radioterapia.

Como el símbolo químico y el n° atómico Z son redundantes, es decir, a cada elemento de la tabla periódica le corresponde un valor único de Z , se suele omitir el subíndice Z , de tal manera que es más frecuente escribir los anteriores nucleidos como:

^{60}Co , ^{137}Cs , ^{125}I (ó también Co-60, Cs-137, I-125)

Dicho de otra manera, sabiendo el elemento químico sabemos automáticamente su n° atómico Z .

Dos átomos (o nucleidos), llamémosles (1) y (2), si pertenecen a un mismo elemento de la tabla periódica tendrán siempre el mismo n° de protones (Z), aunque es posible que tengan diferente número de neutrones (N). En este caso se denominan **isótopos** de un mismo elemento, siendo sus propiedades químicas exactamente iguales (por ejemplo, forman las mismas moléculas o compuestos con otros elementos).

$Z(1) = Z(2)$: isótopos

Ejemplo: ^{235}U , ^{236}U , ^{238}U son todos isótopos de uranio ($Z=92$)

Si ocurre que dos átomos tienen igual n° de neutrones pero diferente n° de protones, entonces pertenecen a elementos distintos y, por lo tanto, tienen propiedades químicas distintas. Se dice que estos átomos son **isótonos**.

$N(1) = N(2)$: isótonos

Ejemplo: $^{15}\text{N}_7$ y $^{14}\text{C}_6$ son isótonos ($N=8$)

Si ocurre que dos átomos tienen diferente n° de protones y de neutrones, pero la suma de ambos (n° másico A) es el mismo, entonces tienen unas propiedades a nivel nuclear muy parecidas, denominándose **isóbaros** ("pesan lo mismo").

$A(1) = A(2)$: isóbaros

Ejemplo: $^{125}\text{I}_{53}$ y $^{125}\text{Te}_{52}$ son isóbaros ($A=125$)



3. RADIACIÓN ELECTROMAGNÉTICA Y RADIACIÓN DE PARTÍCULAS

3.1. Radiación electromagnética.

La radiación electromagnética es una propagación de energía a través del espacio sin necesidad de soporte material. Posee características típicas del movimiento ondulatorio, como la reflexión, la refracción o la difracción, y características propias del movimiento de partículas, como ocurre en el efecto fotoeléctrico o en el efecto Compton, que se verán posteriormente. Esto se conoce como la naturaleza dual (onda-partícula) de la radiación electromagnética. Las "partículas" componentes de la radiación electromagnética se denominan **fotones**.

Todas las ondas, independientemente de su naturaleza, se caracterizan por su amplitud, longitud de onda y frecuencia. Del mismo modo, el movimiento de una partícula se caracteriza por su energía cinética y su cantidad de movimiento. Al referirnos a la radiación electromagnética utilizaremos ambos conjuntos de magnitudes.

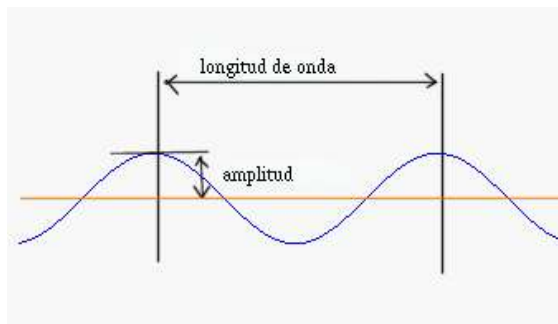


Fig. 3.1.: Representación de una onda genérica, mediante la definición de su longitud de onda y su amplitud.

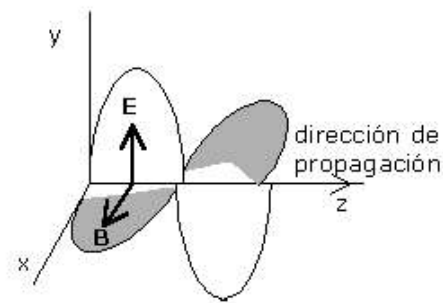


Fig. 3.2.: Representación de una onda electromagnética, consistente en la variación espacial y temporal armónica de campos eléctricos y magnéticos.

En una onda electromagnética, la magnitud que oscila en el espacio y en el tiempo es el valor del campo eléctrico (E) y magnético (B) en cada punto. La onda se desplaza en una o en varias direcciones definidas, de modo que el valor del campo eléctrico y magnético en cada punto oscila entre un valor máximo y uno mínimo de forma periódica.

La altura de la cresta de la onda se denomina **amplitud**. La amplitud de una onda está relacionada con la potencia (energía/tiempo) que se propaga en el espacio. La **longitud de onda** (λ) es la distancia entre crestas, es decir, entre dos puntos del espacio que tienen el mismo valor del campo electromagnético para un mismo instante; mientras que la **frecuencia** (ν) es el nº de oscilaciones por unidad de tiempo.

El **período de la onda** (T) se define como el intervalo de tiempo de una oscilación, es decir, el tiempo que transcurre entre dos instantes consecutivos en los que el valor del campo electromagnético vuelve a ser el mismo en cada punto del espacio. Nótese que el valor de T es justo el inverso de la frecuencia (ν).



Evidentemente, la onda recorrerá una longitud de onda en un tiempo igual al período de onda. La velocidad de la onda es pues:

$$v = \lambda / T = \lambda \cdot \nu$$

La velocidad de las ondas electromagnéticas en el vacío es siempre la misma, independientemente del estado de movimiento del observador (Teoría Especial de la Relatividad). Esta velocidad es:

$$c = 3 \times 10^8 \text{ m/s}$$

Si la radiación electromagnética se propaga en un medio material, su velocidad será distinta de c , y en todo caso será característica del medio de propagación.

Las radiaciones electromagnéticas ionizantes utilizadas en Radioterapia son radiaciones de muy alta frecuencia, y se comportan más como radiación de partículas que como ondas, sin dejar de ser radiaciones electromagnéticas. Se puede considerar que un haz de radiación electromagnética ionizante está formado por infinitud de "partículas electromagnéticas" llamadas **fotones**, que no tienen ni masa ni carga eléctrica, pero que transportan una energía que es proporcional a la frecuencia ν de la onda asociada a ellas:

$$\text{Energía de un fotón: } E = h \cdot \nu \text{ (h: constante de Planck)}$$

La unidad de medida de la frecuencia es el **hertzio (Hz)**, que es igual a un ciclo por segundo. La unidad de medida de la energía en la escala atómica es el **electrón-voltio (eV)**, que es igual a la energía cinética adquirida por un electrón al ser acelerado por un campo eléctrico entre dos puntos con una diferencia de potencial entre ellos de un voltio. Se suelen utilizar los múltiplos "kilo" (mil) y "mega" (un millón) para ambas magnitudes:

$$\begin{array}{ll} 1 \text{ KeV} = 1.000 \text{ eV} & 1 \text{ KHz} = 1.000 \text{ Hz} \\ 1 \text{ MeV} = 1.000.000 \text{ eV} & 1 \text{ MHz} = 1.000.000 \text{ Hz} \end{array}$$

El uso de múltiplos y submúltiplos es muy frecuente en la Física Atómica y Nuclear. En la tabla 3.1. se presenta la nomenclatura de los más utilizados:

Nomenclatura y prefijos de los múltiplos y submúltiplos empleados frecuentemente en la física de las radiaciones:

Tera (T):	10^{12}	mili (m):	10^{-3}
Giga (G):	10^9	micro (μ):	10^{-6}
Mega (M):	10^6	nano (n):	10^{-9}
Kilo (K):	10^3	pico (p):	10^{-12}
		femto (f):	10^{-15}

Tabla 3.1.: Nomenclatura de múltiplos y submúltiplos de unidades.

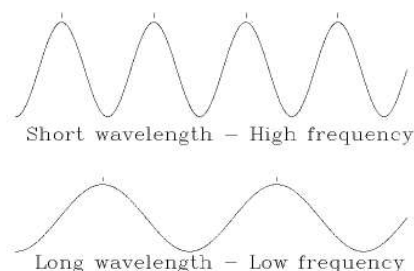


Fig. 3.3.: Relación entre longitud de onda y frecuencia.

Las radiaciones electromagnéticas se diferencian unas de otras fundamentalmente en la frecuencia (ν), que es proporcional a la energía que transporta cada fotón de radiación. De este



modo se dice que las ondas de mayor frecuencia son las de mayor energía. Al ser la longitud de onda inversamente proporcional a la frecuencia, las ondas de mayor energía son las de menor longitud de onda.

En la fig. 3.3. la onda superior tiene una frecuencia, y por tanto una energía, mayor que la onda inferior, siendo más corta su longitud de onda.

Solo las radiaciones electromagnéticas con una energía superior a cierto umbral (a partir del ultravioleta) tienen capacidad ionizante, es decir, son capaces de arrancar electrones de los átomos al interactuar con ellos, produciendo iones. Se las denomina **radiaciones ionizantes** y son las que tienen interés en Radioterapia.

Existe otro tipo de radiaciones ionizantes que no son electromagnéticas, sino compuestas de partículas con masa y carga, como electrones o protones; esta clase de radiaciones se denomina **radiación corpuscular de partículas cargadas** y se estudiará en la próxima sección.

La clasificación de las ondas electromagnéticas en función de su frecuencia-energía-longitud de onda se conoce como **espectro electromagnético** (fig. 3.4. y tabla 3.2.):

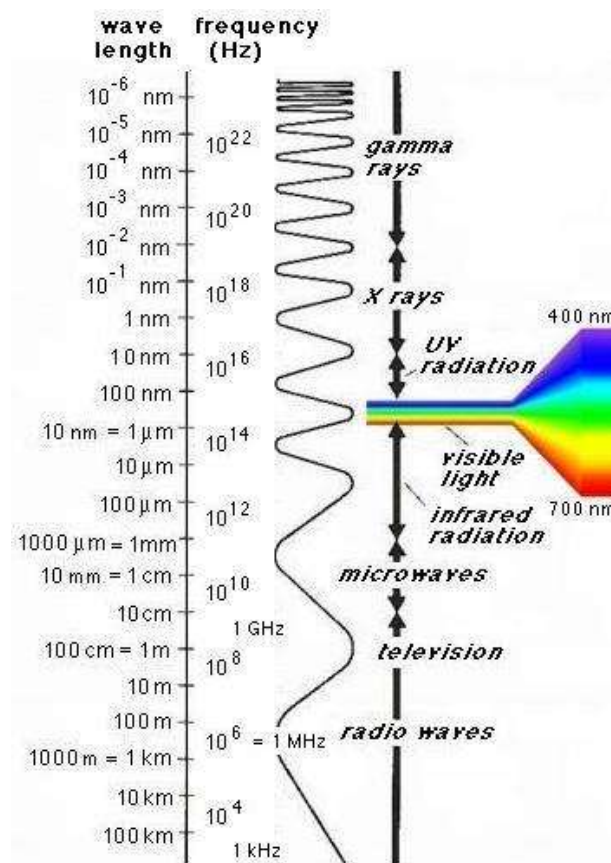


Fig. 3.4.: El espectro electromagnético.



ESPECTRO ELECTROMAGNÉTICO

Frecuencia (Hz)	Longitud de onda	Energía	Propiedades
1.0×10^5	3 Km	413 peV	Ondas de radio. Desde la onda larga hasta la ultracorta de Radar. Se producen en las oscilaciones eléctricas y se detectan por equipos electrónicos (antenas). Pasan a través de los aislantes y son reflejadas por los conductores eléctricos.
3.0×10^{10}	0.01 m	124 μ eV	
3.0×10^{12}	100 μ m	12.4 meV	Radiación infrarroja. Se produce por las vibraciones moleculares y por las excitaciones de los electrones más externos de los átomos. Se detectan con dispositivos de calor y película. La mayor parte de los sólidos son opacos a esta radiación.
3.0×10^{14}	1 μ m	1.24 eV	
4.3×10^{14}	700 nm	1.77 eV	Luz visible desde el rojo al violeta. Producida por los electrones más externos de un átomo. Generada por lámparas y descargas eléctricas en tubos de gas. Detectada por película, células fotoeléctricas y por el ojo.
7.5×10^{14}	400 nm	3.1 eV	
7.5×10^{14}	400 nm	3.1 eV	Luz ultravioleta. Producida por los electrones más externos del átomo. Detectada por película, contadores Geiger y cámaras de ionización. Produce eritema en la piel, mata microorganismos y es agente en la producción de la vitamina D.
3.0×10^{16}	10 nm	124 eV	
3.0×10^{16}	10 nm	124 eV	Rayos X blandos. Producidos por los electrones internos del átomo. Detectados por película, contadores Geiger y cámaras de ionización. No utilizados en radiología por su escaso poder de penetración.
3.0×10^{18}	100 pm	12.4 KeV	
3.0×10^{18}	100 pm	12.4 KeV	Rayos X de diagnóstico y terapia superficial.
3.0×10^{19}	10 pm	124 KeV	
3.0×10^{19}	10 pm	124 KeV	Rayos X de terapia profunda y Rayos gamma de procesos radiactivos.
3.0×10^{20}	1 pm	1.24 MeV	
3.0×10^{21}	100 fm	12.4 MeV	Radiación de aceleradores lineales o betatrones pequeños.
3.0×10^{22}	10 fm	124 MeV	Radiación de acelerador lineal grande (investigación).
3.0×10^{23}	1 fm	1.24 GeV	Producida por sincrotrones de protones o aceleradores lineales grandes y por las estrellas (rayos cósmicos).

Tabla 3.2.: El espectro electromagnético.

Obsérvese como el producto (frecuencia x longitud de onda) es igual a la velocidad de la luz en el vacío: $c = 3 \times 10^8$ m/s, y como la energía del fotón es proporcional a la frecuencia e inversamente proporcional a la longitud de onda.



3.2. Radiación ionizante de partículas cargadas.

Existe otro tipo de radiación que no es de origen electromagnético y que también puede dar lugar a ionización. Se trata de las radiaciones de partículas cargadas de alta energía. Esta radiación se compone de partículas con masa y carga eléctrica (positiva o negativa), y con una energía cinética bastante elevada, de manera que son capaces de producir ionización en los átomos de la materia que se encuentren a su paso. Nótese la diferencia con la electromagnética, que podía considerarse como una oscilación ondulatoria de los campos eléctrico y magnético o bien como radiación de partículas sin masa ni carga (fotones).

Ejemplos de radiación de partículas cargadas son:

- haces de electrones provenientes de un acelerador lineal de electrones.
- radiación beta (β) (electrones o positrones) provenientes de la desintegración radiactiva de ciertos isótopos.
- haces de protones o de iones ligeros producidos en grandes aceleradores lineales.
- radiación cósmica de partículas cargadas (iones, mesones, etc).
- radiación alfa (α) (núcleos de helio) producidos en ciertas desintegraciones y reacciones nucleares.

En la tabla 3.3. se resumen las principales diferencias entre la radiación ionizante electromagnética y la radiación ionizante de partículas cargadas:

	radiación ionizante electromagnética	radiación ionizante de partículas cargadas
masa	NO	SI
carga	NO	SI
energía	$E = hu$	$E = mc^2$
tipos	UV, X, γ	e^- , e^+ , p^+ , π , α , ...

Tabla 3.3.: Principales diferencias entre la radiación electromagnética ionizante y la radiación ionizante de partículas cargadas.

A efectos de representación gráfica, a las trayectorias seguidas en el espacio por las partículas cargadas se las suele representar mediante líneas rectilíneas acabadas en flecha, mientras que las trayectorias de los fotones se representan como líneas onduladas, haciendo así referencia al carácter ondulatorio de la radiación electromagnética:

trayectoria partícula cargada:



trayectoria fotón:





3.3. Radiación de neutrones.

Muy pocos centros en todo el mundo disponen de equipamiento para la aplicación de radiación de neutrones en radioterapia externa, de modo que se puede considerar que su uso se encuentra todavía en fase de investigación. A diferencia de las anteriores, está compuesta por unas partículas, los neutrones, que tienen masa pero no tienen carga eléctrica. Si disponen de la energía cinética apropiada, los neutrones son capaces de interactuar con los núcleos de los átomos de la materia, liberando en ella partículas cargadas como protones, a los cuales ceden parte de su energía. Estos protones actúan como la radiación ionizante efectiva, en el sentido expuesto en el apartado anterior para la radiación ionizante de partículas cargadas.

Además, y desde un punto de vista de Protección Radiológica, los fotones producidos por los aceleradores lineales convencionales pueden inducir reacciones nucleares, bien con el paciente o bien con los materiales de la cabeza del propio acelerador, resultando en la liberación de neutrones en la materia. Esta radiación de neutrones es indeseable desde un punto de vista de la Protección Radiológica del personal de la instalación, de manera que las salas de tratamiento que albergan aceleradores lineales han de estar diseñadas no solo para blindar la radiación original de fotones o de electrones, sino también la radiación secundaria de neutrones.

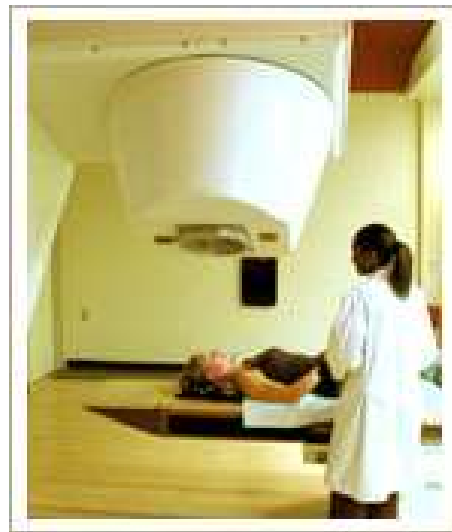


Fig. 3.5.: Radioterapia con radiación de neutrones.

3.4. Ionización y excitación.

Los electrones en un átomo tienden a ocupar las capas más cercanas al núcleo, siempre cumpliendo el principio de exclusión (no puede haber más de $2n^2$ electrones en la capa n). Esta configuración de las capas electrónicas es la de mínima energía y se denomina estado o **nivel fundamental del átomo**. Si por cualquier motivo uno o varios electrones absorben energía de manera que ascienden a capas superiores, el átomo se dice que pasa de su estado fundamental a un **estado excitado**. En esta situación los átomos tienden a volver a su estado fundamental



(desexcitación); es decir, los electrones tienden a caer otra vez a las capas más profundas que permita el principio de exclusión.

Debido al principio de conservación de la energía, como en el proceso de desexcitación los electrones pierden energía al caer a capas más internas (menos energéticas), la energía que pierden suele aparecer como emisión espontánea de fotones. Cada fotón tendrá una energía igual a la diferencia de energía entre las capas en las que ha transitado el electrón. Cuanto más separadas estén las capas, mayor energía tendrá el fotón emitido. Como existen muchas capas en la corteza atómica, los fotones emitidos pueden ser de múltiples energías. El conjunto de energías de transición posibles para un átomo particular constituye el llamado **espectro de radiación característica** de ese átomo.

La energía típica de los fotones en los procesos de desexcitación atómica va del visible a los rayos X. En general, a los fotones emitidos como consecuencia de la desexcitación atómica que se produce entre las capas más profundas se les llama **rayos X característicos**. El apelativo "característicos" hace referencia a que en cada material las energías posibles para estos fotones dependen de las capas electrónicas características de los átomos de este material.

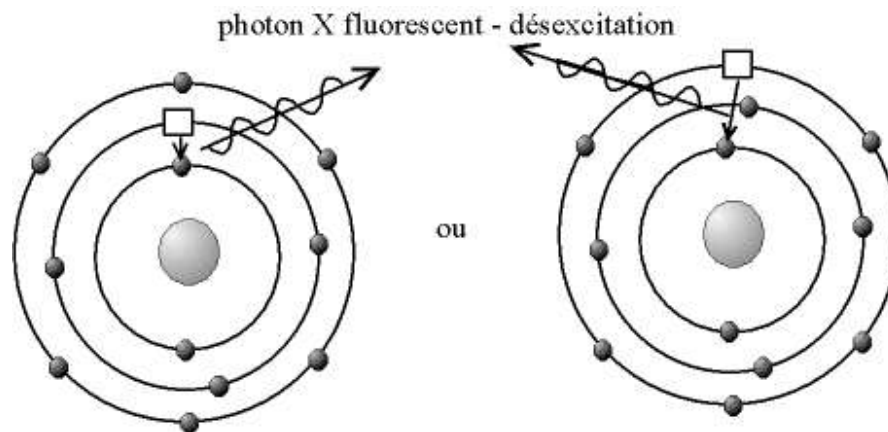


Fig. 3.6.: Ejemplos de desexcitación atómica con emisión de rayos X característicos.

Los rayos X característicos son diferentes de los rayos X continuos de frenado que se producen en la interacción de partículas cargadas de alta energía con un núcleo atómico, en donde la pérdida de energía de la partícula se convierte en un fotón que, en principio, no tiene limitada su energía a ningún valor característico del material. Este tipo de radiación X continua se verá en el capítulo siguiente al hablar de interacción de partículas cargadas con la materia.

Aunque su naturaleza electromagnética es la misma, se denomina **rayos gamma (γ)** y no rayos X a los fotones producidos en interacciones nucleares, no atómicas, como las desintegraciones radiactivas.

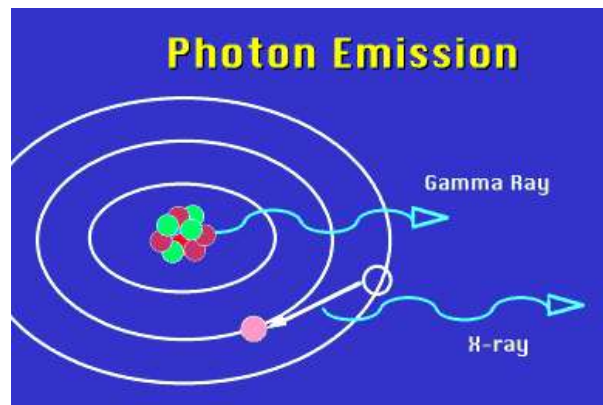


Fig. 3.7.: Diferencia entre fotones de rayos X y fotones de rayos gamma.

Si se suministra suficiente energía a un electrón orbital, éste puede alejarse tanto del núcleo que llegue a escapar de él, quedando el átomo cargado positivamente. Este proceso se conoce como **ionización**. Los electrones de las capas profundas (cercanas al núcleo) necesitan más energía para ser arrancados que los de las capas superficiales. Esta energía puede ser proporcionada por radiación incidente sobre el átomo (fotones o partículas cargadas). La ionización de los átomos del tejido vivo es el fundamento de la Radioterapia.

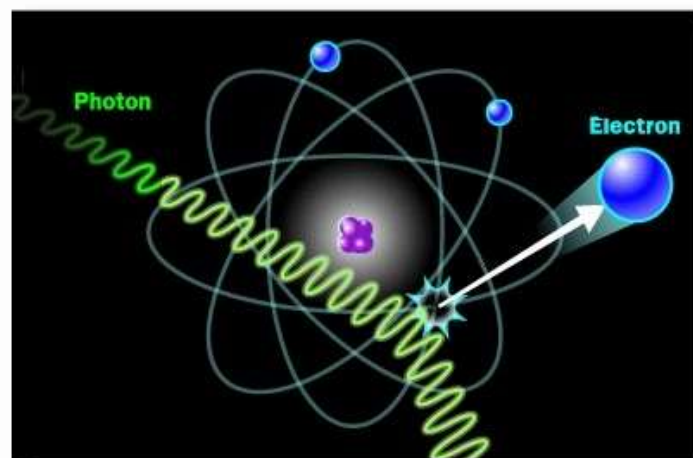


Fig. 3.8.: Proceso de ionización de un átomo debido a la interacción con un fotón incidente.



4. INTERACCIÓN RADIACIÓN-MATERIA

Cuando la radiación incide sobre un material se producen una serie de fenómenos que dependen del tipo de radiación (fotones, electrones, neutrones, ...), de la energía con la que inciden, del tipo de material y de su estado (densidad, estado físico, ...). Si la energía de la radiación incidente es suficientemente elevada producirá ionización en el material, es decir, arrancará electrones a los átomos. Estos electrones, a su vez, pueden seguir ionizando. Se habla así de **radiación primaria** (incidente) y **secundaria** (electrones arrancados). Gran parte de los efectos de la radiación ionizante (ionización, excitación, disociación de moléculas, ...) se deben a la radiación secundaria.

4.1. Interacción de los fotones con la materia.

Los fotones, al atravesar la materia, interaccionan tanto con los electrones como con los núcleos atómicos de la misma. En cada interacción se produce la absorción del fotón (desaparición) o la dispersión del mismo en otra dirección y con una energía menor (véase fig. 4.1.). El número de fotones por unidad de área y de tiempo (**intensidad de la radiación**) se atenúa exponencialmente conforme aumenta el espesor atravesado, pero sin llegar nunca a anularse por completo. La atenuación por unidad de espesor depende de la energía de los fotones y del tipo de material (peso atómico, densidad electrónica, densidad másica).

Para determinar el poder de penetración de un haz de fotones se utiliza el concepto de **capa hemirreductora HVL** ("Half Value Layer") o $d_{1/2}$, que se define como el espesor de material necesario para reducir la intensidad de la radiación incidente a la mitad. Por tanto, para un haz de fotones de una energía determinada, la capa hemirreductora depende del material considerado. Por ejemplo, para los fotones emitidos en la desintegración del Co-60, que tienen una energía de 1,25 MeV, la capa hemirreductora en hormigón es 6,6 cm y en plomo 1,24 cm. De la misma forma se define el espesor decimorreductor o **capa decimorreductora TVL** ("Tenth Value Layer") o $d_{1/10}$, como el espesor de material que reduce a un décimo la intensidad de la radiación incidente.

La definición de las capas hemirreductora y decimorreductora se aplica estrictamente para haces de fotones suficientemente estrechos y colimados (para minimizar la radiación dispersa en la materia) y monoenergéticos (todos los fotones incidentes sobre el material tienen la misma energía). Sin embargo, las características de los haces reales distan mucho de las ideales en la mayoría de los casos.

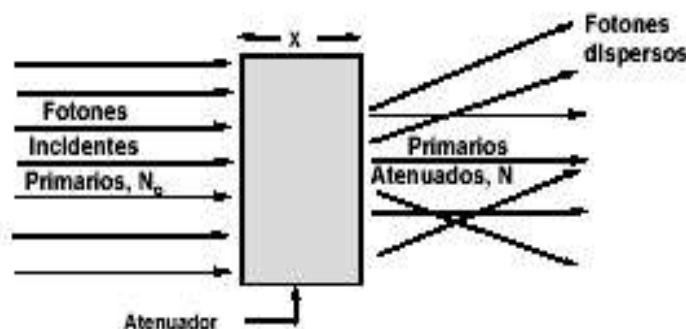


Fig. 4.1.: Atenuación de un haz de fotones al atravesar un medio material de espesor x.



Supongamos las siguientes condiciones ideales para un haz de fotones incidiendo sobre un material atenuador de espesor x (véase fig. 4.1.):

- haz estrecho perfectamente colimado, con todos los fotones incidiendo en la misma dirección (no divergencia del haz, es decir, no atenuación por distancia).
- haz monoenergético (todos los fotones con la misma energía).

Entonces, la atenuación que sufre el nº de fotones del haz al atravesar el material se puede describir mediante:

$$N = N_0 \exp(-\mu x) = N_0 e^{-\mu x}$$

N_0 : nº de fotones incidentes.

N : nº de fotones transmitidos (aquellos que han conseguido atravesar el espesor x sin absorberse o desviarse, es decir, sin interaccionar con el material).

μ : **coeficiente de atenuación lineal** (depende del material y de la energía de los fotones).

x : espesor atravesado.

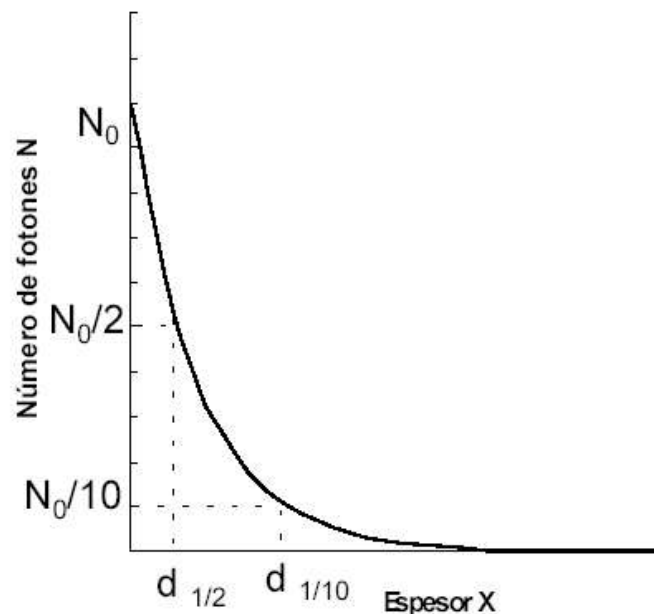


Fig. 4.2.: Atenuación exponencial de un haz de fotones.

μ tiene unidades de mm^{-1} o cm^{-1} , y es un parámetro que depende del material atenuador y de la energía del haz incidente.

La ley de decaimiento exponencial de la intensidad de fotones es una consecuencia lógica del **carácter probabilístico de la interacción de los fotones con la materia**: cada fotón tiene una probabilidad constante (μ) de ser atenuado cuando atraviesa una unidad de longitud en el material (por ejemplo, un centímetro), y esta probabilidad es la misma para todos los fotones del haz (suponiendo el haz monoenergético).



En general, para un determinado material, la capa hemirreductora o HVL aumenta al aumentar la energía de la radiación incidente. Es decir, cuanto más energéticos sean los fotones, más penetrantes resultan y mayor espesor se necesitará para reducir su intensidad a la mitad.

Para una determinada energía, la HVL disminuye al aumentar el peso atómico y la densidad del material. Esto se debe a que a mayor densidad y mayor peso atómico (A) hay más electrones y nucleones en un mismo volumen de materia, y por tanto, mayor probabilidad hay de que un fotón dado interaccione con ellos. Así, materiales pesados como el plomo o el tungsteno son buenos atenuadores para la radiación de fotones.

La energía de los fotones que han conseguido atravesar el material se mantiene invariable, ya que ninguno de estos fotones ha sufrido interacción ninguna (considerando que los fotones dispersados por el material no forman parte del haz transmitido). En esto se diferencian de los haces de partículas cargadas que veremos posteriormente, en los que éstas van perdiendo gradualmente energía a medida que atraviesan el material, ya que continuamente están sufriendo interacciones.

A continuación se describen los tipos de interacción entre fotones y materia. Dependiendo del material y de la energía de los fotones incidentes tenderán a producirse unos procesos u otros. Incluso son posibles varios para una misma situación, con diferente probabilidad para cada uno de ellos. Para la radiación electromagnética ionizante (fotones con $E > 10 \text{ KeV}$), estos procesos son básicamente los siguientes:

a) Dispersión coherente o Thomson.

El fotón solo sufre **dispersión** (cambio de dirección), no hay ionización ni excitación. El átomo queda inalterado. Este efecto es importante (más probable) a muy bajas energías de los fotones incidentes.

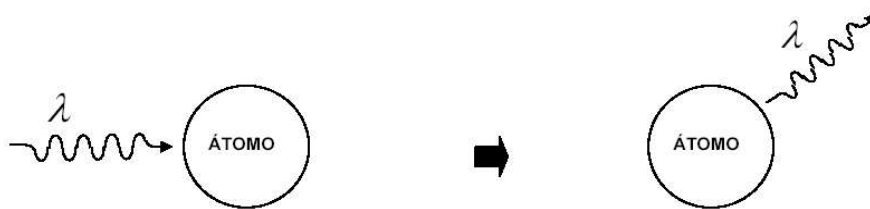


Fig. 4.3.: Dispersión “coherente” de un fotón.

b) Efecto Fotoeléctrico.

El fotón interacciona con un electrón de las capas internas del átomo, desapareciendo (**absorción**). No hay radiación dispersa, por lo tanto. La energía del fotón desaparecido pasa al electrón, que consigue así salir del átomo (**ionización del átomo**). A este electrón se le conoce como **fotoelectrón**, y transporta la suficiente energía como para provocar cascadas de ionización en los átomos que encuentra posteriormente a su paso.

El hueco que ha dejado vacante en la capa interna del átomo se rellena automáticamente por otro electrón atómico más externo, el cual deja a su vez otra vacante que rellenar. Se produce así, de



forma paralela a la producción de un fotoelectrón libre, una cascada de desexcitaciones en el átomo que dan lugar a la emisión de **rayos X característicos** y **electrones Auger** (Electrones Auger: electrones que escapan del átomo al adquirir la energía puesta en juego en las desexcitaciones).

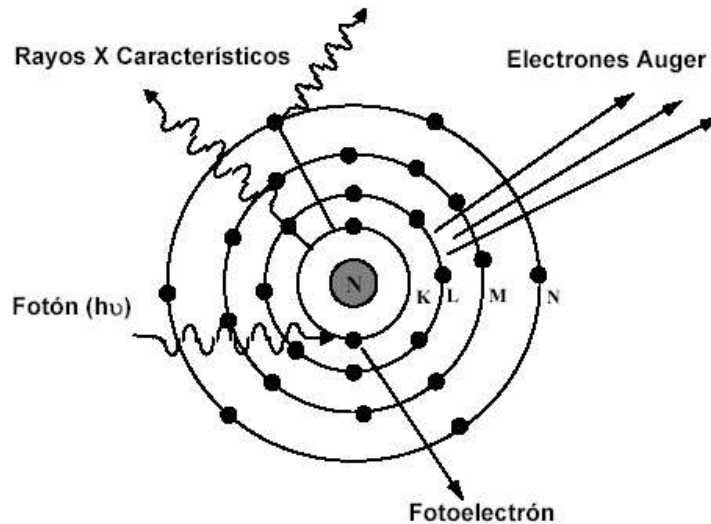


Fig. 4.4.: Efecto Fotoeléctrico.

Este fenómeno es importante (más probable) para energías de fotones típicas de Radiodiagnóstico y para medios materiales densos. A ello se debe el alto contraste en las imágenes radiológicas, ya que el hueso (más denso) absorbe la radiación por efecto fotoeléctrico en mayor medida que el tejido blando.

En energías de radioterapia el efecto fotoeléctrico es poco probable. La atenuación de haces de fotones por el paciente o por un medio material cualquiera suele ser debida en este caso a los fenómenos de efecto Compton y de producción de pares que se verán a continuación.

c) Efecto Compton.

El fotón se dispersa, pero cede parte de su energía a uno de los electrones externos ("libres") del átomo, que consigue escapar de él, quedando el átomo ionizado.

Nótese que el fotón no se absorbe en el material, sino que sale dispersado en otra dirección con una energía menor. Esto provoca un deterioro del contraste radiológico (ruido de fondo) en las imágenes radiológicas. Este proceso es predominante a energías algo más altas que para el efecto fotoeléctrico.

En energías típicas de radioterapia (del orden de MeV), el efecto Compton es el fenómeno predominante. Por ello, las imágenes radiológicas obtenidas utilizando fotones de estas energías no logran captar tanto contraste entre hueso y tejido blando, además de sufrir una pérdida de nitidez.

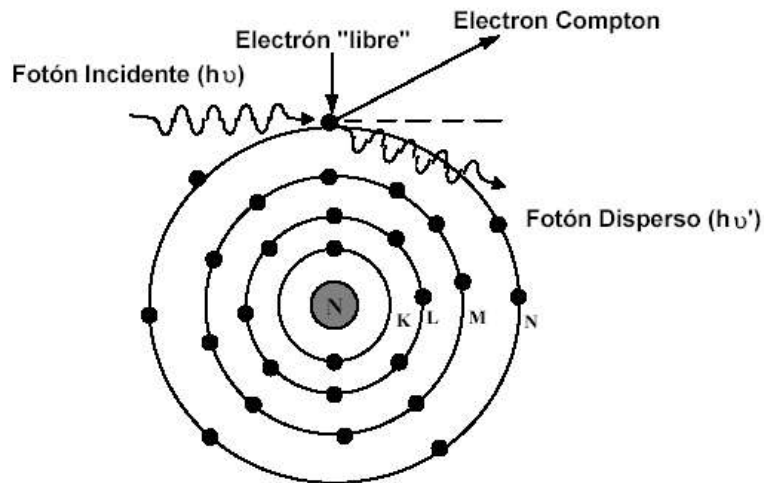


Fig. 4.5.: Efecto Compton.

d) Producción de pares.

El fotón incidente interacciona, más que con los electrones orbitales, con el núcleo atómico mismo, desapareciendo y cediendo toda su energía. Esta energía se emplea en la creación de un positrón y un electrón, que salen despedidos del átomo. El **positrón** es una partícula idéntica al electrón pero con carga positiva. Cuando el positrón interacciona con los átomos que encuentra en su camino va cediendo energía hasta frenarse; entonces, al encontrarse con un electrón del medio desaparecen los dos, transformándose sus masas en energía pura, en la forma de dos fotones que salen en direcciones opuestas. Estos fotones, a su vez, pueden seguir interaccionado con la materia de la forma que acabamos de ver en los procesos anteriores.

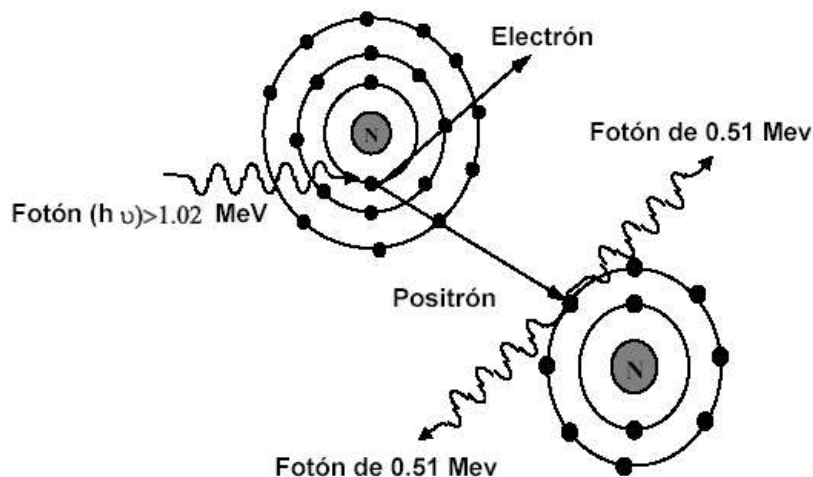


Fig. 4.6.: Producción de pares.



En el proceso de producción de pares se ve claramente la equivalencia entre masa y energía, puesta de manifiesto por la relación:

$$E = m c^2$$

La producción de pares solo es posible para fotones de energía superior a 1,02 MeV, y empieza a ser realmente importante por encima de los 10 MeV.

A excepción de la dispersión Thomson, todos estos procesos implican, directa o indirectamente, la ionización de multitud de átomos. Si se trata de tejidos vivos, esta ionización puede dar lugar a reacciones químicas que desemboquen a su vez en alteraciones biológicas en las células. Estas alteraciones serán de interés en Radioterapia si se trata de tejido tumoral, o en Protección Radiológica si es tejido sano.

En la siguiente gráfica (fig. 4.7.) se muestran las zonas donde es más probable que se produzca uno u otro proceso en función del tipo de material y de la energía de los fotones incidentes. La línea horizontal continua representa el agua y las verticales discontinuas el rango energético típico en Radioterapia. Las líneas curvas continuas representan puntos en los que se iguala la probabilidad de ocurrencia de dos de los fenómenos de interacción.

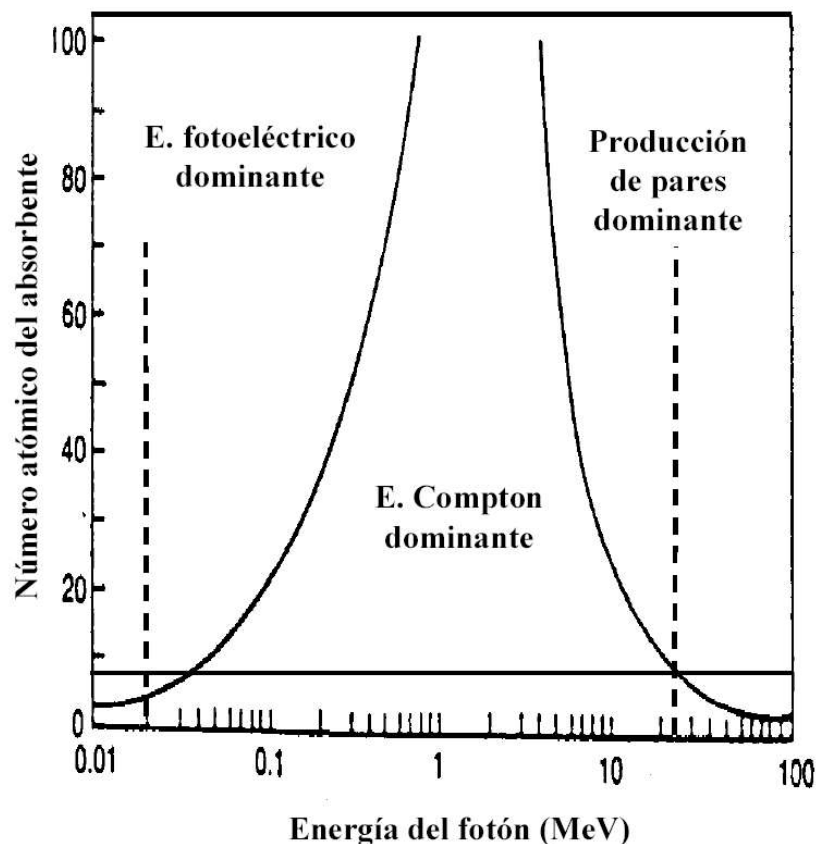


Fig. 4.7.: Zonas de predominio de cada uno de los procesos de interacción de fotones con la materia.



4.2. Interacción de las partículas cargadas con la materia.

Las partículas cargadas interactúan de una forma más intensa con la materia que los fotones debido a que poseen masa y carga eléctrica. Las interacciones son de tipo **culombiano** (es decir, de acuerdo con la ley de Coulomb de interacción entre cargas) con los electrones y núcleos de los átomos cercanos.

Cuando partículas cargadas, como los electrones, inciden contra un medio material, pierden progresivamente su energía cinética a lo largo de su trayectoria debido a las sucesivas interacciones que van sufriendo con las partículas cargadas del medio (electrones y núcleos). Esto contrasta con la interacción de los fotones que veíamos anteriormente, para los cuales bastaba una sola interacción para, o bien desaparecer absorbidos por el medio (efecto fotoeléctrico y producción de pares), o bien ser dispersados fuera del haz primario (efecto Compton).

Las partículas cargadas tienen un alcance finito en el medio en el que inciden, ya que las sucesivas interacciones hacen que pierdan completamente su energía. En esto también se diferencian de la radiación de fotones, en la que, debido al carácter probabilístico de la interacción, la intensidad decaía exponencialmente con el espesor de material atravesado, pero nunca llegaba a hacerse cero.

En lo que sigue consideraremos únicamente la interacción de electrones con la materia, ya que es el tipo de radiación de partículas cargadas que se utiliza habitualmente en Radioterapia, bien sea producida en las desintegraciones β de ciertos isótopos radiactivos o por los aceleradores lineales de electrones.

La interacción de un electrón en un medio material se denomina **colisión** y supone una transferencia de energía a la materia. Éste es el origen último de todos los efectos producidos por las radiaciones ionizantes sobre la materia.

Las colisiones pueden ser elásticas, inelásticas y radiativas:

a) Colisión elástica.

El electrón incidente, al colisionar con un átomo, desvía su trayectoria pero apenas pierde energía.

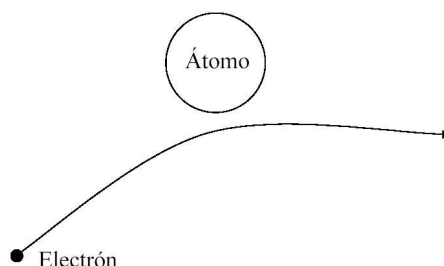


Fig. 4.8.: Colisión elástica de un electrón sobre un átomo.



b) Colisión inelástica.

El electrón incidente (**electrón primario**), además de desviarse, invierte parte de su energía en arrancar un electrón (**electrón secundario**) de la corteza atómica del átomo con el que colisiona (ionización), cediéndole parte o toda su energía cinética. Suele ocurrir que el electrón incidente no ceda suficiente energía para provocar la ionización, pero sí para excitar el átomo. Posteriormente el átomo se desexcitará emitiendo rayos X característicos.

Tanto el electrón primario como el secundario podrán seguir ionizando y excitando otros átomos que se encuentren en su trayectoria, hasta que agoten su energía cinética y sean absorbidos por el medio.

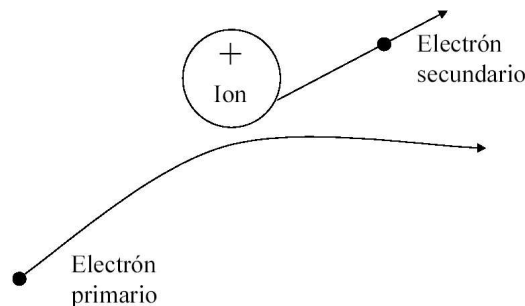


Fig. 4.9.: Colisión inelástica (ionización) de un electrón sobre un átomo.

c) Colisión radiativa.

Si el electrón incidente pasa lo suficientemente cerca del núcleo atómico sufrirá una gran pérdida de su energía cinética, que se emite en forma de radiación electromagnética (fotones de rayos X) que se denomina **radiación de frenado** o de **Bremsstrahlung**. Estos fotones pueden tener, en principio, cualquier energía en un rango continuo entre cero y un máximo, y que depende de la energía cinética del electrón primario y de la distancia a la que pase del núcleo. Es decir, el espectro de energías posibles es continuo, no discreto, a diferencia del espectro de la radiación X característica vista en el capítulo anterior.

Cuanto mayor sea el número atómico Z del material, es decir, cuanto mayor sea el nº de protones en el núcleo, mayor probabilidad habrá de que un electrón incidente interaccione con el núcleo y no con los electrones orbitales. Es por ello que la colisión radiativa es más probable en materiales pesados como el plomo.

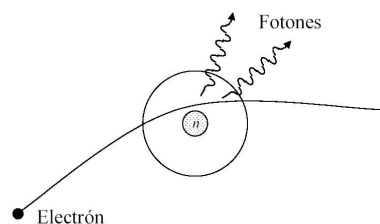


Fig. 4.10.: Colisión radiativa de un electrón sobre un átomo.



El fenómeno de la colisión radiativa y emisión de radiación de frenado es la base física de la producción de rayos X con fines médicos o industriales, donde se hace incidir un haz de electrones sobre un material de alto número atómico.

Alcance:

La energía cinética de una partícula cargada que incide sobre un medio material va disminuyendo progresivamente debido a las sucesivas interacciones que va sufriendo, hasta que prácticamente se anula y la partícula es absorbida. La trayectoria probablemente no será rectilínea. Cuando se considera un haz de electrones se puede definir el alcance como la profundidad máxima (en línea recta) que alcanzan. Existen otras definiciones como el alcance terapéutico y el alcance efectivo. El alcance depende de la energía de los electrones incidentes y del tipo de material.

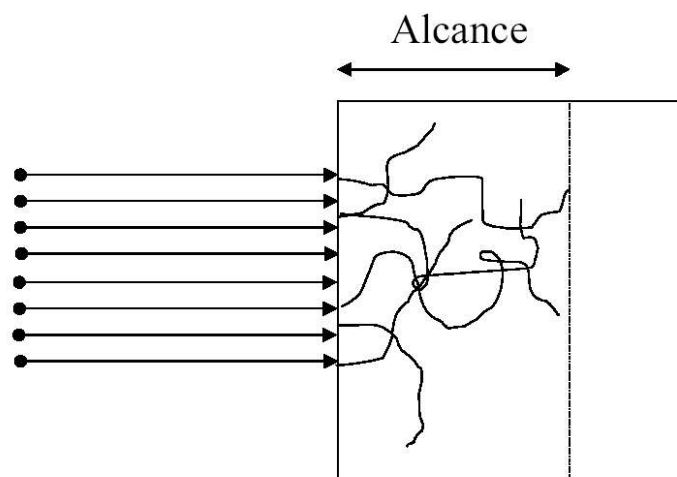


Fig. 4.11.: Definición de alcance para radiación de electrones.

Se define la **Transferencia Lineal de Energía (LET)** como la cantidad de energía cinética que pierde la partícula cargada por unidad de longitud recorrida en el material. La LET depende de la energía de la partícula y de la densidad del medio.

Los conceptos vistos para radiación de electrones también son aplicables al resto de partículas cargadas, como las partículas alfa, protones, etc. Como éstas tienen una mayor masa y carga, sus interacciones con el material serán más fuertes y perderán antes su energía cinética. El alcance en la materia de este tipo de partículas (**partículas cargadas pesadas**) es bastante menor que para los electrones (**partículas cargadas ligeras**).



4.3. Interacción de neutrones con la materia.

Los neutrones tienen masa muy superior a los electrones (~ 2000 veces) pero no están cargados, y debido a esto recorren largas distancias en la materia sin interaccionar antes de ser absorbidos (tienen un gran poder de penetración, al igual que los fotones). La interacción que sufren (de tipo no coulombiano) es con los componentes del núcleo (protones y neutrones), pudiendo expulsarlos del átomo, lo que hace que la mayor parte de las sustancias irradiadas con neutrones se vuelvan radiactivas, sobre todo si los neutrones son de baja energía (térmicos).

El efecto de los neutrones sobre la materia viva es muy importante, produciendo incluso más de 20 veces el daño que producen los fotones de la misma energía. El blindaje contra los neutrones tiene varias fases. Primero se tiene que disminuir su energía cinética mediante colisiones elásticas con átomos de hidrógeno (de masa similar al neutrón incidente). Los neutrones de baja energía deben hacerse reaccionar con átomos adecuados. Por último, la radiación resultante de las reacciones nucleares y de la radiactividad inducida (α , β y γ) debe frenarse utilizando materiales pesados. Por ejemplo, la puerta del recinto de un acelerador de electrones de alta energía contiene parafina (material hidrogenado) para blindar los neutrones, y plomo para blindar los fotones. En las paredes, el espesor de hormigón necesario para blindar los fotones es suficiente para frenar los neutrones.

La radiación de neutrones con fines terapéuticos está en fase experimental todavía, existiendo muy pocos centros en el mundo donde se aplique esta técnica de Radioterapia (véase fig. 4.12.).



Fig. 4.12.: Tratamiento de radioterapia con haces de neutrones.



5. LEY DEL INVERSO DEL CUADRADO DE LA DISTANCIA

Cuanto más nos alejamos de un foco de radiación, menor será la intensidad de radiación recibida, incluso en el caso de que no se produzca atenuación de la misma por ningún medio material.

Consideremos las siguientes hipótesis ideales:

- Fuente de radiación **puntual**, es decir, de tamaño casi nulo ("puntual" equivale a que la distancia a ella es lo suficientemente grande para que se "vea" como un punto).
- No atenuación de la radiación en el medio.

Entonces, **la intensidad de la radiación en un punto del espacio será inversamente proporcional al cuadrado de la distancia de dicho punto a la fuente**. Es decir, si se dobla la distancia, la intensidad se reduce en cuatro veces (1/4); si la distancia se triplica, la intensidad se reduce a la novena parte (1/9); si se cuadruplica, a la dieciseisava parte (1/16); y así sucesivamente.

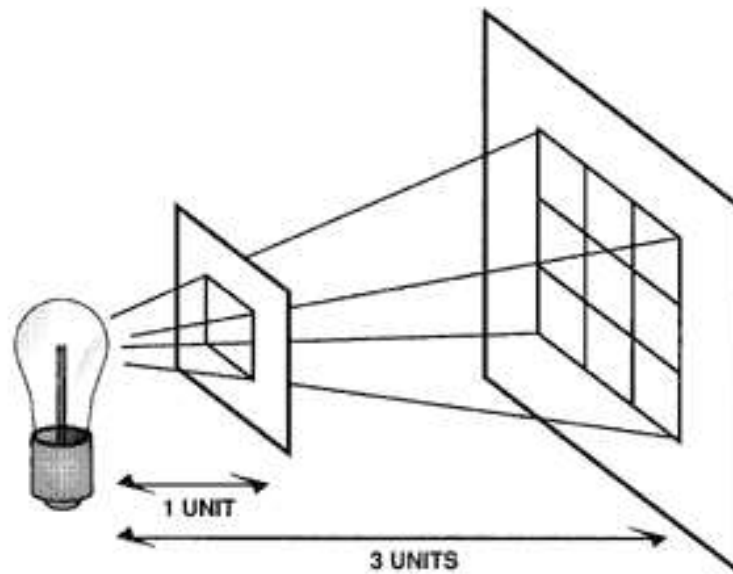


Fig. 5.1.: Disminución de la intensidad (I) de la radiación con el inverso del cuadrado de la distancia.

Matemáticamente, la ley del inverso del cuadrado de la distancia se formula así:

$$I_1 / I_2 = (d_2 / d_1)^2$$

Siendo I_1 e I_2 las intensidades de la radiación en dos puntos situados a distancias respectivas d_1 y d_2 del foco de radiación puntual.

Esta ley del inverso del cuadrado de la distancia no se deriva de ninguna propiedad especial de los campos de radiación, sino que es una relación puramente geométrica.



Ya que suponemos que no hay atenuación por ningún medio material, las partículas emitidas por el foco no desaparecen, pero la "densidad" de las mismas se hace cada vez menor a medida que alcanza "capas esféricas" más alejadas (véase fig. 5.2.).

El inverso del cuadrado de la distancia se deduce de la relación que hay entre las áreas de las capas esféricas de radios d_1 y d_2 :

$$[4 \pi (d_2)^2] / [4 \pi (d_1)^2] = (d_2 / d_1)^2$$

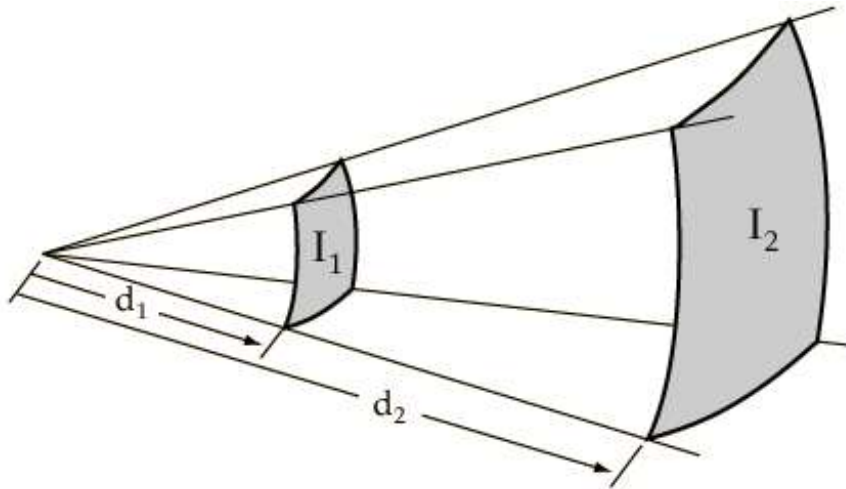


Fig. 5.2.: El mismo número de partículas atraviesa cada superficie. La intensidad (nº de partículas / superficie x tiempo) disminuye con el cuadrado de la distancia.

En los casos reales, difícilmente se pueden considerar las fuentes de radiación perfectamente puntuales. Además, si la fuente irradia sobre un medio material (el aire o el agua, por ejemplo), siempre habrá alguna atenuación de la intensidad de la radiación debida a la interacción con el medio. Por lo tanto, la disminución de la intensidad de la radiación con la distancia a la fuente tiene dos componentes: la puramente geométrica (inverso del cuadrado de la distancia para fuentes puntuales) y la debida a la atenuación por el medio.

En buena parte de los casos, sobre todo a cortas distancias de la fuente como sucede en Braquiterapia, la atenuación por distancia es más importante que la atenuación que provoca la propia interacción de la radiación con el medio.

La ley del inverso del cuadrado de la distancia también es aplicable a otras magnitudes que son proporcionales a la intensidad de la radiación, como la Exposición, el Kerma o la Dosis Absorbida, que se definirán más adelante en el capítulo correspondiente a Magnitudes y Unidades Radiológicas.



6. RADIATIVIDAD

La Radiactividad es un fenómeno natural por el que algunos átomos sufren cambios espontáneos en su núcleo atómico que les lleva a transformarse en átomos distintos, emitiendo en el proceso diferentes tipos de radiaciones. Para poder explicar este fenómeno tenemos que conocer, aunque sea someramente, qué fuerzas fundamentales actúan entre las partículas constituyentes del núcleo atómico.

6.1. Fuerzas fundamentales de la Naturaleza.

Existen 4 fuerzas fundamentales en la Naturaleza. De la más débil a la más fuerte son:

- **Fuerza gravitatoria:** actúa entre masas, es siempre atractiva, y actúa a cualquier distancia.
- **Fuerza electromagnética:** actúa entre cargas eléctricas, es atractiva o repulsiva según el signo de las cargas, y actúa a cualquier distancia.
- **Fuerza débil:** está presente solo en determinados procesos de desintegración radiactiva.
- **Fuerza fuerte:** actúa solo entre nucleones dentro del núcleo atómico, es siempre atractiva, y actúa solo en distancias del orden del tamaño del núcleo atómico. No distingue si los nucleones son protones o neutrones.

En el núcleo atómico se encuentran presentes la fuerza electromagnética (responsable de la repulsión entre protones, cargas del mismo signo) y la fuerza fuerte (responsable de la atracción entre nucleones en general). La fuerza gravitatoria es de una magnitud, a escala atómica, totalmente despreciable frente a las dos anteriores.

Un **núcleo estable** será aquel en el que la configuración de protones y de neutrones sea tal que se equilibre la repulsión eléctrica entre protones con la atracción entre nucleones, permaneciendo de este modo estable e invariable en el tiempo.

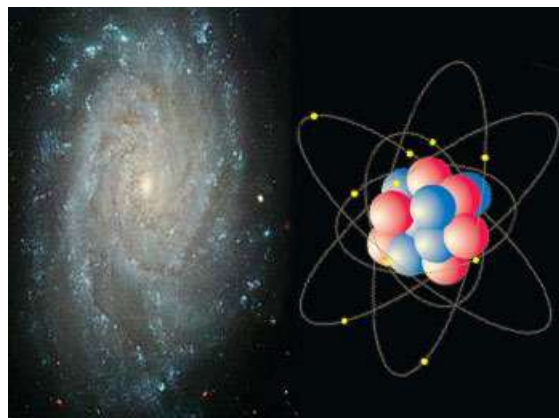


Fig. 6.1.: La fuerza gravitatoria actúa fundamentalmente en las grandes escalas del Cosmos, mientras que la fuerza fuerte actúa únicamente dentro del núcleo atómico, en las escalas más pequeñas del Universo.



6.2. Átomos radiactivos.

Los átomos que son radiactivos (**radionucleidos o radioisótopos**) lo son porque la configuración de protones y neutrones en el núcleo no es estable, es decir, existe una descompensación entre fuerzas. Un núcleo de este tipo tiende a cambiar transcurrido un tiempo, intentando alcanzar una nueva configuración que sea estable. Cuando este cambio se produce, se habla de la **desintegración** del átomo (más exactamente, del núcleo atómico).

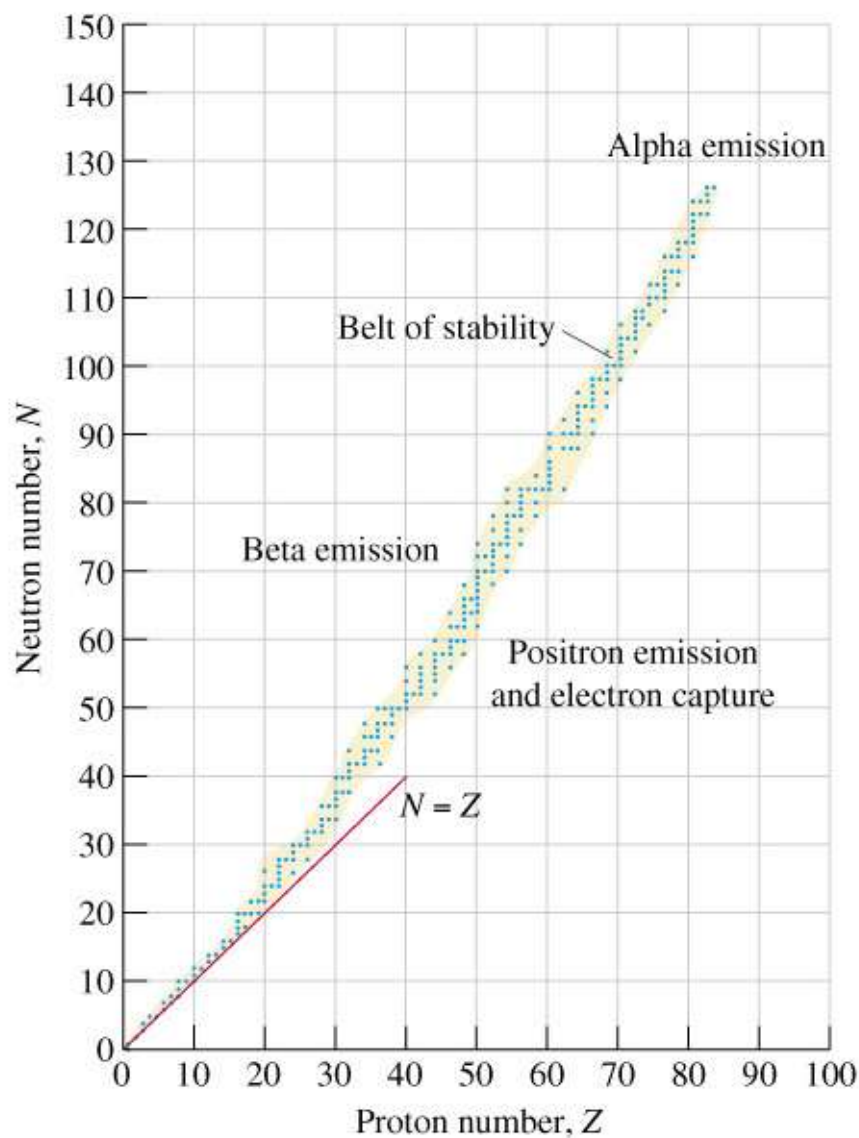


Fig. 6.2.: Zona de estabilidad. La zona sombreada corresponde a isótopos estables (no radiactivos).



En los isótopos estables (no radiactivos) hay una relación de aproximadamente 1 a 1 entre el nº de protones y el de neutrones. Sin embargo, a medida que aumenta Z es necesario que el nº de neutrones (N) sea algo mayor que el de protones (Z) para contrarrestar la creciente repulsión eléctrica entre estos últimos.

Una configuración no estable del núcleo atómico puede ocurrir cuando esta relación entre protones y neutrones no es la adecuada, o cuando el nivel energético del núcleo atómico está en un estado excitado por encima del nivel fundamental de energía (¡¡no confundir con los niveles de energía de los electrones orbitales!!). Es entonces cuando el núcleo intenta alcanzar la estabilidad modificando la configuración y/o la energía de los nucleones.

En la fig. 6.2. se muestra una gráfica en la que se representan los isótopos estables (no radiactivos), correspondiendo a la zona sombreada (**zona o banda de estabilidad**). Obsérvese que, a bajo Z, la relación es de 1/1 aproximadamente ($N=Z$); a medida que aumenta Z se hace ligeramente mayor el nº de neutrones (N) que el de protones (Z) para conseguir mantener la estabilidad del núcleo.

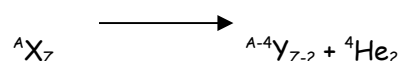
Aquellos núcleos atómicos que tienen una relación entre neutrones y protones que no cae dentro de la zona de estabilidad son núcleos radiactivos, e intentan alcanzarla modificando esta relación, bien sea transformando protones en neutrones o al revés, bien sea expulsándolos directamente del núcleo, como veremos posteriormente. Se transforman, pues, en otro elemento químico. En el proceso de transformación se emite **radiación** (de ahí el nombre de Radiactividad), que puede ser en forma de fotones y/o partículas, y es la que se aprovecha para los tratamientos de Radioterapia con isótopos radiactivos.

6.3. Tipos de desintegración radiactiva.

Aunque existen muchos tipos de desintegración radiactiva, los más importantes son la desintegración alfa (α), la desintegración beta (β) y la desintegración gamma (γ), denominadas así por el tipo de radiación que se libera en el proceso.

a) Desintegración alfa (α).

Los átomos muy pesados, con $Z > 82$, tienen demasiados nucleones en su núcleo atómico, de modo que la repulsión entre protones se hace dominante imposibilitando la estabilidad. Tienden a transformarse en átomos menos pesados expulsando nucleones. La desintegración α es el proceso predominante de desintegración para este tipo de átomos, y consiste en la expulsión de dos protones y dos neutrones, o lo que es lo mismo, de un núcleo de helio (${}^4\text{He}_2$), llamado también **partícula alfa** (α). El núcleo atómico resultante queda entonces con 2 protones y 2 neutrones menos:



Por ejemplo, el uranio (${}^{238}\text{U}$) se transforma, con un período de semidesintegración de $4,5 \times 10^9$ años, en torio (${}^{234}\text{Th}$), que constituye el núcleo "hijo". Lo hace por distintos caminos, siendo los principales tres decaimientos α . Dos de los caminos conducen a un estado excitado del torio (excitación nuclear, no atómica), decayendo a su vez al estado estable de distintas formas (por



ejemplo, mediante una desintegración gamma γ). La fig. 6.3. representa esquemáticamente todos estos procesos. A este tipo de representación esquemática del proceso de desintegración para un radionucleido particular se la denomina **esquema de desintegración**.

El ^{238}Th es a su vez inestable, y decae con un período de semidesintegración de 24,1 días. Se crea así una familia radiactiva encadenada con varios nucleidos radiactivos, que acaba en el plomo (^{206}Pb), que es estable. Las familias radiactivas, que se comentarán más adelante, son típicas de las desintegraciones alfa de elementos pesados.

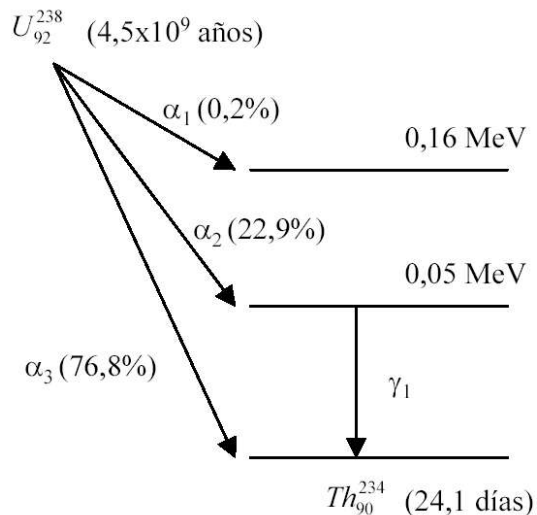


Fig. 6.3.: Desintegración alfa del uranio-238.

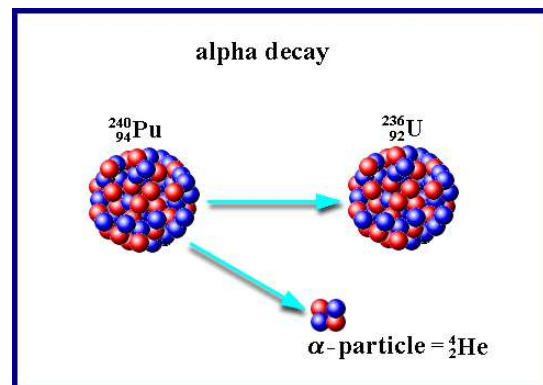


Fig. 6.4.: Desintegración alfa del plutonio-240.

Una desintegración α también puede venir acompañada posteriormente de desintegraciones β y γ en los núcleos descendientes.

Las partículas α resultantes de este tipo de procesos de desintegración constituyen una radiación de partículas cargadas pesadas muy poco penetrantes en la materia (se detienen con una simple hoja de papel). Resultan, pues, de muy escaso interés en Radioterapia, aunque resultan muy peligrosas desde el punto de vista de la Protección Radiológica si la sustancia radiactiva logra penetrar en el interior del organismo de una persona, ya que, una vez dentro, las partículas alfa pueden provocar bastante daño en las células debido a su alta LET (transferencia lineal de energía).

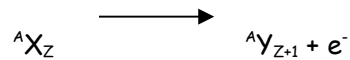
b) Desintegración beta (β).

La radiación β no es más que radiación de electrones o de positrones que se crean en el proceso de desintegración de isótopos inestables en el rango de los Z intermedios. Para estos isótopos sucede que hay demasiados neutrones respecto al nº de protones, o al revés. El átomo intenta contrabalancear este desequilibrio convirtiendo un neutrón en un protón o un protón en un neutrón, respectivamente. Conviene resaltar que las partículas emitidas (electrones o positrones) no estaban presentes en el átomo con anterioridad, sino que se crean en el proceso de desintegración a partir de la energía liberada.



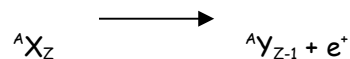
Existen tres tipos de decaimiento β :

- **desintegración β negativa (β^-):** un núcleo de número atómico Z y masa atómica A se transforma espontáneamente en otro núcleo con un protón más y un neutrón menos. Dicho de otro modo, un neutrón del núcleo se convierte en un protón. En el proceso se emite un electrón (denominado también "rayo β^- ").



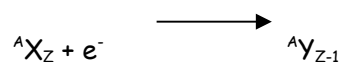
Los núcleos que se desintegran vía β^- es porque tienen un exceso de neutrones frente a protones, de manera que se sitúan a la izquierda de la zona de estabilidad en la fig. 6.2. Después de la desintegración, el núcleo hijo resultante se habrá acercado a la zona de estabilidad, o incluso habrá "caído" dentro de la misma (núcleo estable).

- **desintegración β positiva (β^+):** un núcleo de número atómico Z y masa atómica A se transforma espontáneamente en otro núcleo con un neutrón más y un protón menos. Dicho de otro modo, un protón del núcleo se convierte en un neutrón. En el proceso se emite un positrón (denominado también "rayo β^+ ");



Los núcleos que se desintegran vía β^+ es porque tienen un exceso de protones frente a neutrones, de manera que se sitúan a la derecha de la zona de estabilidad en la fig. 6.2. Después de la desintegración, el núcleo hijo resultante se habrá acercado a la zona de estabilidad, o incluso habrá "caído" dentro de la misma (núcleo estable).

- **captura electrónica (ϵ):** otra manera de reducir el exceso de protones frente a neutrones es el fenómeno de la captura electrónica, que consiste en que uno de los electrones más internos de la corteza atómica es capturado por el núcleo, provocando que uno de los protones se transforme en un neutrón. El hueco dejado por el electrón provoca una cascada de desexcitaciones atómicas con emisión de fotones característicos.



Normalmente, el núcleo resultante de una desintegración beta quedará en un estado excitado, que decae al estado nuclear fundamental mediante procesos de desintegración gamma (véase más adelante) o de conversión interna.



Por ejemplo, el tritio, que es un isótopo del hidrógeno (${}^3\text{H}_1$), es un isótopo radiactivo que, cuando se desintegra, lo hace el 100% de las ocasiones hacia el helio (${}^3\text{He}_2$) mediante desintegración β negativa (véase fig. 6.5.).

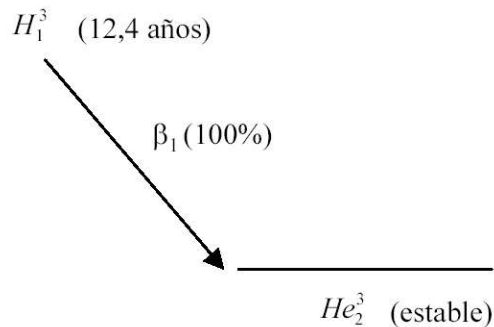


Fig. 6.5.: Desintegración beta negativa del tritio.

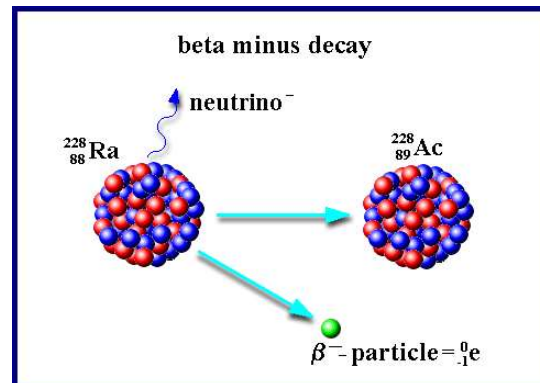


Fig. 6.6.: Desintegración beta negativa del radio-226.

c) Desintegración gamma (γ)

En el decaimiento gamma un núcleo excitado decae al estado nuclear fundamental estable emitiendo fotones de alta energía (rayos γ). Normalmente, los núcleos se hallaban excitados después de un proceso previo de desintegración α o β .

A diferencia de los otros tipos de desintegración, en la desintegración gamma no se produce un cambio en el nº de protones y/o en el nº de neutrones, sino que lo que sucede es una reordenación de los mismos en las capas nucleares (no confundir con las capas electrónicas del átomo) que conduce a una configuración nuclear de más baja energía. Precisamente es el exceso de energía lo que se convierte en un fotón gamma.

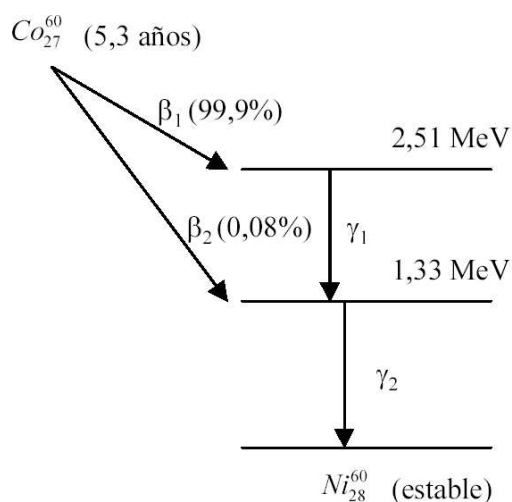


Fig. 6.7.: Desintegración beta-gamma del cobalto-60.

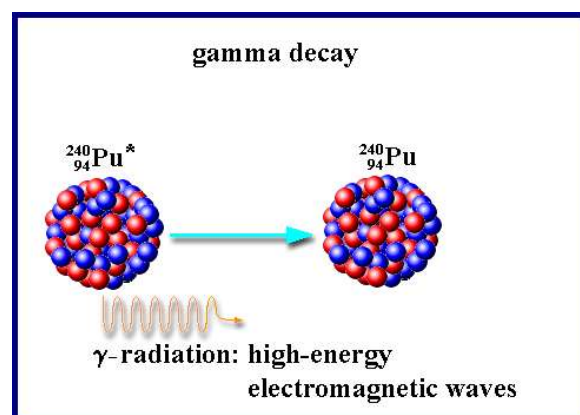


Fig. 6.8.: Desintegración gamma del plutonio-240 excitado.



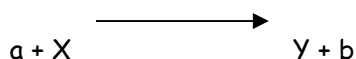
Por ejemplo, el cobalto-60 (^{60}Co) se transforma espontáneamente en níquel excitado (^{60}Ni) mediante desintegración β . Éste a su vez se desexcita emitiendo un fotón gamma de 1,17 MeV y otro de 1,33 MeV (véase fig. 6.7.).

Existen otros tipos de desintegración radiactiva en los cuales se suele expulsar uno o varios nucleones del núcleo para alcanzar la estabilidad del mismo. Así, ciertos radioisótopos, al desintegrarse, emiten un protón o un neutrón, dependiendo de la configuración nuclear inicial.

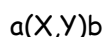
6.4. Reacciones Nucleares. Radiactividad artificial.

La desintegración espontánea sufrida por radionucleidos naturales hizo pensar, a principios del siglo XX, en la posibilidad de convertir nucleidos estables en radiactivos mediante bombardeo nuclear con partículas de alta energía. Efectivamente, se puede fabricar artificialmente un radioisótopo a partir de núcleos atómicos estables si hacemos colisionar sobre éstos ciertas partículas (protones, neutrones, fotones, ...) de determinada energía. El nuevo núcleo atómico obtenido es, por lo general, no estable, por lo que tenderá a desintegrarse espontáneamente al cabo de cierto tiempo de la misma manera que lo hacen los radionucleidos naturales.

En toda reacción nuclear se puede definir una partícula "**proyectil**" (a), que es la que impacta con el núcleo estable original o núcleo "**blanco**" (X), obteniendo tras la colisión un núcleo "**final**" (Y) y una partícula "**emergente**" (b):



Una notación más abreviada (y más utilizada) es la siguiente:



Las partículas utilizadas como proyectiles suelen obtenerse de aceleradores de partículas, para el caso de partículas cargadas (protones, partículas alfa, ...), o de reactores nucleares de fisión en el caso de neutrones.

Seguidamente se describen brevemente alguno de los principales tipos de reacciones nucleares:

Fisión:

Tiene lugar cuando sobre ciertos radioisótopos pesados inciden partículas como neutrones, dentro de un determinado rango de energías, dando lugar a la escisión del núcleo en dos o más núcleos (rotura del núcleo). En el proceso se libera gran cantidad de energía. Es el fenómeno que sirve de base para la producción de energía eléctrica en los reactores de las centrales nucleares. Como partículas emergentes se liberan de uno a tres neutrones del núcleo original, que a su vez pueden seguir provocando reacciones de fisión en otros átomos (reacción en cadena).

Por lo tanto, un reactor nuclear de fisión constituye además una fuente intensa de flujo de neutrones que se pueden utilizar para provocar reacciones de activación neutrónica en ciertos materiales (véase más adelante) y fabricar así isótopos radiactivos.

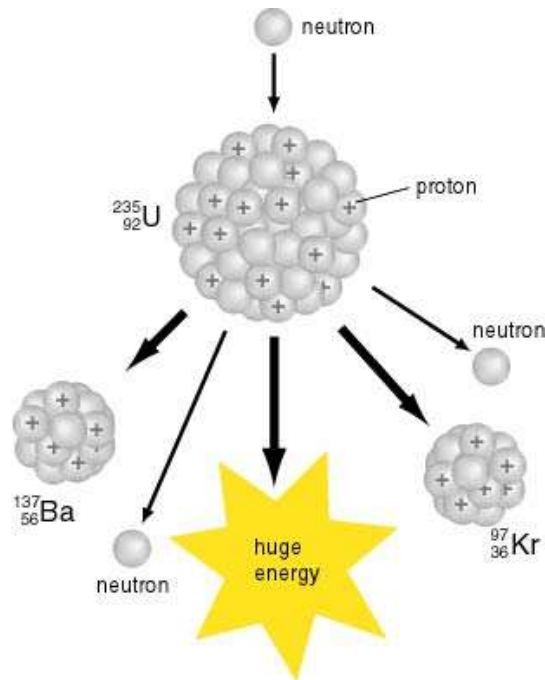


Fig. 6.9.: Fisión de un núcleo de U-235 en dos núcleos de Ba-137 y Kr-97.

Fusión:

En cierto modo, es el proceso opuesto a la fisión. Se hacen colisionar dos núcleos ligeros (isótopos del hidrógeno, como el deuterio o el tritio) intentando vencer la repulsión entre ellos mediante confinamiento magnético o sometiéndolos a muy altas temperaturas, de manera que se "fusionen" en un núcleo de helio estable ($Z=2$). El proceso de fusión, una vez conseguido, libera una energía muy alta. Los reactores de fusión son, hoy en día, todavía experimentales, estando muy lejos el aprovechamiento comercial de la energía liberada.

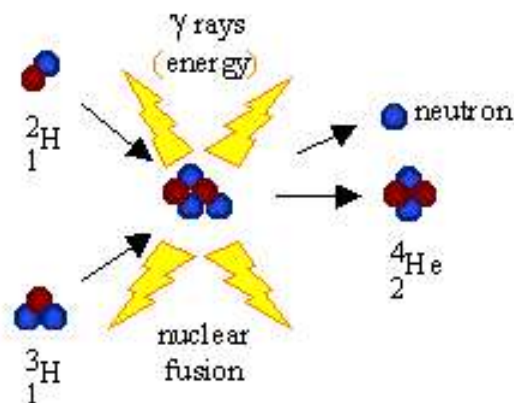


Fig. 6.10.: Fusión de un núcleo de deuterio con otro de tritio para obtener un núcleo de He-4.



Activación neutrónica:

En esta reacción se tiene como partícula proyectil un neutrón, y como partícula emergente un fotón. Normalmente se hace uso del flujo de neutrones presente en un reactor nuclear de fisión para bombardear los núcleos estables de un material dado.

El proceso de activación neutrónica se puede representar como: $n(X,Y)\gamma$

Fotodesintegración:

Las reacciones de fotodesintegración son aquellas en las que el proyectil es un fotón. La reacción puede ser tal que, dependiendo de la energía del fotón, la partícula emergente sea un neutrón o un protón.

El proceso de fotodesintegración se puede representar como: $\gamma(X,Y)n$ $\gamma(X,Y)p$

El fotón ha de tener una energía umbral mínima para que pueda tener lugar la reacción.

Los radioisótopos empleados actualmente en Radioterapia (cobalto-60, iridio-192, cesio-137, etc) se fabrican artificialmente a partir de isótopos estables recurriendo a diferentes reacciones nucleares. Por ejemplo, el iridio-192 se produce a partir del iridio-191 (estable) mediante activación neutrónica, bombardeándolo con neutrones procedentes de un reactor nuclear.

6.5. Leyes de la desintegración radiactiva.

Las leyes de la desintegración radiactiva están fundamentadas en el carácter probabilístico de la desintegración de un átomo particular y en la estadística aplicada a una muestra en la que existen millones y millones de átomos.

Sea λ la probabilidad de que un átomo de una muestra radiactiva de un radioisótopo particular se desintegre al cabo de una unidad de tiempo, por ejemplo, un segundo. Entonces, las leyes de la desintegración radiactiva nos dicen que:

- λ es constante, independientemente del tiempo transcurrido.
- λ es la misma para todos los átomos de un mismo radioisótopo.

λ es la **constante de desintegración** del radioisótopo, y tiene unidades de tiempo⁻¹ (segundo⁻¹, hora⁻¹, año⁻¹, etc).

Ejemplos:

$\lambda = 0,023 \text{ días}^{-1}$ significa que cada átomo de ese radioisótopo tiene un 2,3 % de probabilidad de desintegrarse al cabo de 1 día.



$\lambda = 0,18 \text{ s}^{-1}$ significa que el átomo tiene un 18% de probabilidad de desintegrarse al cabo de 1 segundo.

Se define la **actividad (A)** de una muestra radiactiva como el número de desintegraciones que ocurren en la muestra por unidad de tiempo:

$$A = dN/dt$$

siendo dN la variación, durante un intervalo de tiempo dt, del número N de núcleos de la muestra por causa de las desintegraciones (en el límite de hacer tender dt a cero).

La unidad de actividad en el Sistema Internacional de Unidades (SI) es el **Becquerelio (Bq)**, que equivale a 1 desintegración/segundo. Todavía se sigue utilizando la unidad antigua, el **Curio (Ci)**. Un Curio equivale a la actividad de un gramo de radio-226.

La equivalencia entre Becquerelio y Curio es la siguiente:

$$1 \text{ Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$$

El Becquerelio es una unidad de actividad demasiado pequeña, por lo que se suelen utilizar sus múltiplos: KBq, MBq o GBq.

De las leyes de desintegración radiactiva se deduce que la actividad en una muestra radiactiva es proporcional al nº de núcleos todavía no desintegrados, N, con λ como factor de proporcionalidad:

$$A = dN/dt = \lambda N$$

Integrando esta ecuación diferencial se obtiene:

$$N = N_0 \exp (-\lambda t)$$

siendo N_0 el nº inicial ($t=0$) de núcleos no desintegrados (véase fig. 6.11.).

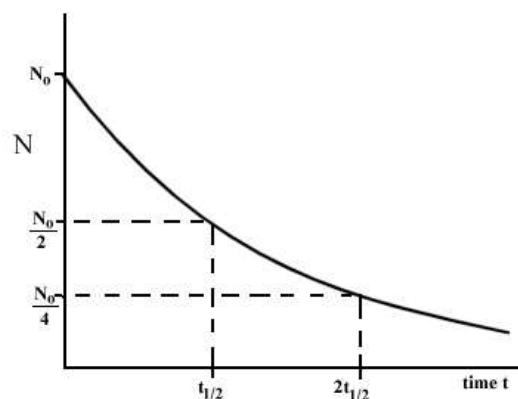


Fig. 6.11.: Decaimiento exponencial de la actividad de un isótopo radiactivo. Obsérvese como al cabo de un período de semidesintegración, la actividad se reduce a la mitad, y así sucesivamente.



Obsérvese que es el mismo tipo de comportamiento exponencial decreciente que vimos para la atenuación de un haz de fotones al atravesar un material (fig. 4.2.).

Si multiplicamos por λ ambos miembros de la anterior expresión se obtiene:

$$\lambda N = \lambda N_0 \exp(-\lambda t)$$

Por definición, λN_0 es la actividad inicial A_0 a $t=0$, por lo que:

$$A = A_0 \exp(-\lambda t)$$

Resumiendo:

"La actividad radiactiva de una muestra decae de forma exponencial con el tiempo, a un ritmo que viene marcado por la constante de desintegración λ , que es característica de cada isótopo radiactivo en particular".

Al tiempo que transcurre hasta que la actividad de una muestra radiactiva de un radioisótopo decae a la mitad se le denomina **período de semidesintegración** ($T_{1/2}$).

Al tiempo de vida de cada núcleo, promediado para todos los núcleos de la muestra, se le denomina **vida media** (τ).

Las relaciones que hay entre período de semidesintegración, vida media y constante de desintegración son:

$$\begin{aligned} T_{1/2} &= \ln 2 / \lambda \\ \lambda &= 1 / \tau \\ T_{1/2} &= \tau \ln 2 \end{aligned}$$

Ejemplo:

El cobalto-60 (^{60}Co) tiene un período de semidesintegración de 5,27 años. Ello quiere decir que al cabo de ese tiempo la actividad de una muestra de este isótopo habrá decaído a la mitad (se habrán desintegrado la mitad de los núcleos existentes inicialmente). Al cabo de otro período de semidesintegración sucederá otro tanto, y así sucesivamente (véase fig. 6.11.).

- 1 $T_{1/2}$: 1/2 de la actividad inicial
- 2 $T_{1/2}$: 1/4 de la actividad inicial
- 3 $T_{1/2}$: 1/8 de la actividad inicial
- 4 $T_{1/2}$: 1/16 de la actividad inicial

etc.

Otra forma de calcular la actividad restante al cabo del tiempo es mediante la expresión:

$$A = A_0 / 2^n$$

siendo n el nº de períodos de semidesintegración transcurridos ($n = \text{tiempo transcurrido} / T_{1/2}$).



Suele ocurrir que el producto de la desintegración de un isótopo radiactivo es a su vez también radiactivo. Hablamos entonces de **familias de desintegración radiactiva**. En este caso, los isótopos "hijos" decaerán también de acuerdo a su propia constante de desintegración.

La variación temporal neta en el número de núcleos del radioisótopo "hijo" tendrá dos componentes opuestas: por una lado se están creando continuamente a partir de la desintegración del isótopo "padre", y por otro lado están desapareciendo de acuerdo a su propia constante de desintegración.

Si la vida media del radioisótopo hijo es mucho menor que la del padre puede darse el **equilibrio radiactivo**, que consiste en que el decaimiento aparente del isótopo hijo sigue el mismo ritmo que el del isótopo padre.

Esquema de familia radiactiva:

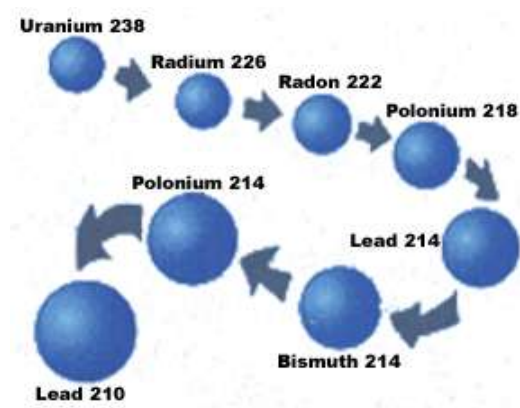
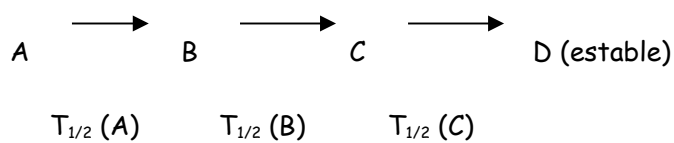


Fig. 6.12.: Familia radiactiva del uranio-238. Mediante decaimientos α y β consecutivos se alcanza el isótopo estable plomo-206.

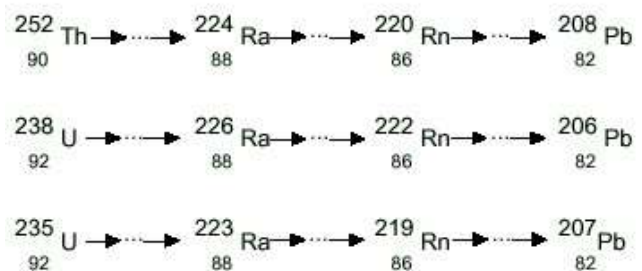


Fig. 6.13.: Familias de desintegración radiactiva de átomos pesados. Obsérvese como todas ellas pasan por la producción de radio y de radón radiactivos, y terminan en el plomo estable.



7. MAGNITUDES Y UNIDADES RADIOLÓGICAS

Para caracterizar de forma cualitativa y cuantitativa la radiación y sus efectos sobre la materia y sobre el tejido vivo en particular, es necesario definir un conjunto de magnitudes con sus correspondientes unidades. Los organismos encargados de esta materia y cuyas recomendaciones son ampliamente aceptadas en la comunidad internacional son:

- La Oficina Internacional de Pesas y Medidas (BIMP).
- La Comisión Internacional en Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU).
- La Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP).

7.1. Magnitudes de uso general.

- Exposición (X):

La Exposición caracteriza el poder ionizante de la radiación X o gamma en el aire.

Consideremos como medio el aire y una radiación de fotones incidiendo sobre él. Consideremos un pequeño volumen de ese aire, de masa dm . Entonces, por efecto de la interacción de los fotones con los átomos contenidos en ese volumen, se producirá una carga dQ . Se define la Exposición como la carga total (de un solo signo) producida por unidad de masa del aire:

$$X = dQ/dm$$

La definición exacta de Exposición es:

"Carga total, dQ , de los iones de un solo signo producidos en aire, cuando todos los electrones liberados por los fotones en un elemento de volumen de masa dm sean detenidos por completo en el seno del aire."

Como dm puede hacerse tan pequeño como se quiera, la Exposición es una magnitud de tipo **puntual**, que quiere decir que se puede definir para cada punto del medio.

Nótese que esta magnitud solo es válida para el aire como medio material en el que se absorbe la radiación, y solo para radiación de fotones. Debido a éstas y a otras limitaciones, la Exposición resulta de escaso interés actualmente para cuantificar el efecto de las radiaciones ionizantes en Radioterapia. Se sigue utilizando en el campo de la Protección Radiológica, aunque cada vez menos.

La unidad de Exposición en el Sistema Internacional de Unidades (SI) es el

Culombio/kilogramo (C/Kg)

La unidad antigua es el **Röntgen (R)**:

$$1 \text{ C/Kg} = 3876 \text{ R}$$



$$1 \text{ R} = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/Kg}$$

La Exposición, al igual que las magnitudes que veremos posteriormente, cumplen la ley del inverso del cuadrado de la distancia.

Tasa de Exposición:

En Radioterapia, a la variación temporal de cualquier magnitud se le llama **tasa** de dicha magnitud.

La Tasa de Exposición no es más que la variación temporal de la Exposición en un punto, es decir, la carga dQ que se produce en el elemento de aire dm en una unidad de tiempo:

$$X' = dX/dt$$

La unidad en el SI es el C/Kg·s; la unidad antigua es el R/s.

Como unidad de tiempo se suele utilizar más el minuto o la hora que el segundo.

- Kerma (K):

El Kerma caracteriza la energía que la radiación imparte a la materia ("Kinetic Energy Released to the Medium").

Se define para radiación X, gamma o neutrones, pero no para radiación de partículas cargadas. Además, se aplica a cualquier medio material, no solo al aire, como sucedía con la exposición.

El Kerma es la energía cinética total que la radiación ionizante transfiere a las partículas cargadas que libera en el medio (fundamentalmente electrones), por unidad de masa.

$$K = dE_{tr} / dm$$

El Kerma es una magnitud puntual, que se puede definir en cada punto del medio.

La unidad de Kerma en el Sistema Internacional de Unidades (SI) es el **Gray**:

$$\text{Gray} = \text{Julio/Kilogramo (Gy} = \text{J/Kg)}$$

La unidad antigua es el **rad** ("Radiation Absorbed Dose"):

$$1 \text{ Gy} = 100 \text{ rad}$$

$$1 \text{ rad} = 1 \text{ cGy}$$

Tasa de Kerma:

La Tasa de Kerma es la variación temporal del Kerma, es decir, la energía cinética total impartida por la radiación a la materia, por unidad de masa y por unidad de tiempo:

$$K' = dK/dt$$



siendo la unidad en el SI el Gy/s.

- Dosis Absorbida:

La Dosis Absorbida caracteriza la energía que la materia absorbe en cada punto del medio debido a la interacción con la radiación.

Es también una magnitud puntual, y se define como la energía que se absorbe en un punto del medio, por unidad de masa:

$$D = dE_{\text{abs}} / dm$$

Nótese la sutil diferencia con el Kerma: el Kerma se refiere a la energía que *transfiere* la radiación al medio en un punto, mientras que la Dosis Absorbida hace referencia a la parte de esa energía que realmente el medio *absorbe* en ese mismo punto. Puede ocurrir que la energía transferida por la radiación a partículas cargadas en un punto acabe absorbiéndose en otro punto distante, debido al transporte de estas partículas. De todas maneras, en Radioterapia se puede considerar, sobre todo a bajas energías, que Kerma y Dosis Absorbida equivalen numéricamente, aunque el fenómeno subyacente que define ambas magnitudes sea distinto.

Véase la fig. 7.1.: El fotón γ_1 transfiere parte de su energía al electrón e_1 . Toda esta energía cedida se absorbe en el volumen V. El fotón γ_2 transfiere toda su energía al electrón e_2 , que cede solo parte de ella dentro de V.

Como el recorrido de los electrones es bastante limitado, se puede considerar que la energía cedida por la radiación en un punto es absorbida por el medio en el mismo punto, es decir $K = D$.

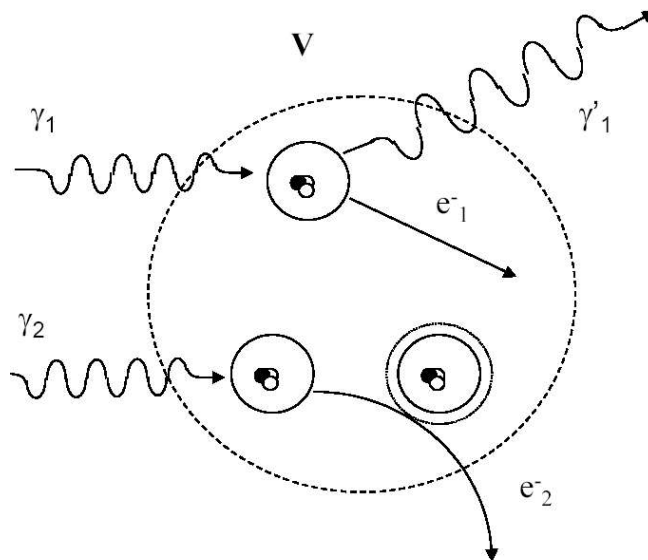


Fig. 7.1.: Diferencia entre Kerma (energía cedida por los fotones dentro de V) y Dosis Absorbida (energía absorbida por el medio dentro de V).



La Dosis Absorbida es la magnitud de interés en Radioterapia, y se puede definir para cualquier clase de radiación ionizante (rayos X, rayos gamma, partículas cargadas, etc) y para cualquier medio material, incluido el aire.

Las unidades de Dosis Absorbida coinciden con las de Kerma:

$$\text{En el SI:} \quad 1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/Kg}$$

Tasa de Dosis Absorbida:

De manera análoga a las magnitudes vistas anteriormente, la Tasa de Dosis Absorbida se define como:

$$D' = dD/dt$$

siendo la unidad en el SI el Gy/s.

7.2. Magnitudes de uso en Protección Radiológica.

El efecto biológico sobre un tejido irradiado depende del tipo y energía de la radiación, y del tejido y efecto biológico considerado. Por ejemplo, una misma dosis absorbida no produce el mismo efecto si la radiación es de fotones o de neutrones, o si se está irradiando una parte u otra del organismo.

En Radioterapia, aunque la magnitud de referencia sigue siendo la Dosis Absorbida, hay una tendencia a evaluar la eficacia de los tratamientos y sus posibles complicaciones atendiendo a parámetros que tengan en cuenta el tipo de tumor o de tejido irradiado y el tipo de efecto esperado. Estos parámetros los estudiaremos más adelante, cuando tratemos más a fondo el tema de la Radiobiología.

Las magnitudes que se describen a continuación no son aplicables a la Radioterapia, sino que son útiles en el campo de la Protección Radiológica (niveles bajos de dosis en trabajadores y público), y consideran el diferente detrimento para el individuo en función del tipo de radiación y del tejido sano irradiado, para una misma dosis absorbida.

- Dosis Equivalente (H)

La Dosis Equivalente es una magnitud que expresa en una escala común el daño producido a personas expuestas a diferentes tipos de radiación (electrones, fotones, protones, etc). Se obtiene a partir de la Dosis Absorbida mediante la expresión:

$$H = D \cdot w_R$$

w_R es el **factor de calidad**, una constante adimensional proporcional al riesgo intrínseco de cada tipo de radiación R, y que depende del LET de la misma.

Unidad en el SI: **Sievert (Sv):** $1 \text{ Sv} = 1 \text{ J/Kg}$



Unidad antigua: **rem** (1 Sv = 100 rem)

Si la Dosis Absorbida viene expresada en Gy, la Dosis Equivalente vendrá en Sv.

Factores de calidad (según ICRP 103):

<u>Tipo de radiación</u>	<u>w_R</u>
fotones y electrones	1
electrones y muones	1
protones y piones cargados	2
neutrones	2-20 (depende de la energía)
partículas α e iones pesados	20

Por ejemplo, 10 mGy de dosis absorbida de una radiación de fotones suponen 10 mSv, pero serían 200 mSv para radiación α . Por tanto, la peligrosidad de una misma dosis absorbida de radiación α es veinte veces mayor que si fuese debida a fotones.

Para radiación de fotones o de electrones, que son el tipo de radiación que se utiliza en Radioterapia, la Dosis Equivalente coincide numéricamente con la Dosis Absorbida.

Tasa de Dosis Equivalente:

$H' = dH/dt$ Unidad SI: Sv/s

- Dosis Efectiva (E):

Esta magnitud sirve para comparar el riesgo total por una irradiación no uniforme del cuerpo (irradiación localizada) con el riesgo producido por una irradiación total uniforme. Dicho de otra manera, es una magnitud que pondera el riesgo particular de cada órgano o tejido.

$$E = \sum w_T H_T = w_1 H_1 + w_2 H_2 + w_3 H_3 + \dots$$

E es la suma ponderada de las Dosis Equivalentes medias recibidas en distintos órganos o tejidos.

H_T es la Dosis Equivalente en el órgano T, y w_T es el factor de ponderación (adimensional) de ese órgano (proporción de riesgo debida al órgano T, dentro del riesgo total, cuando se sufre una irradiación uniforme). Se cumple que $\sum w_T = 1$.

Unidad en el SI: Sievert (Sv): 1 Sv = 1 J/Kg

Factores de ponderación de tejido (según ICRP 103):

<u>Tejido</u>	<u>w_T</u>
gónadas	0,08
vejiga, esófago, hígado, tiroides	0,04
superficie de hueso, cerebro, glándulas salivales, piel	0,01
médula ósea, colon, pulmón, estómago, mama, resto de tejidos*	0,12



* Resto de tejidos: adrenales, región extra-torácica, vesícula, corazón, riñones, nódulos linfáticos, músculo, mucosa oral, páncreas, próstata, intestino delgado, bazo, timo, útero/cervix. W_T se aplica a la dosis equivalente recibida por todos ellos como conjunto, no a la dosis equivalente de cada uno por separado.

Se cumple que $\sum w_T = 1$ para todos los tejidos de la tabla.

Tasa de Dosis Efectiva:

$$E' = dE/dt$$

Unidad SI: Sv/s

7.3. Múltiplos y submúltiplos de unidades.

Frecuentemente sucede que las distintas magnitudes utilizadas, cuando se expresan numéricamente en las unidades del Sistema Internacional, resultan incómodas de manejar, ya que resultan demasiado grandes o demasiado pequeñas en relación a los valores típicos. Por ello se suelen emplear los múltiplos y submúltiplos de dichas unidades, de los cuales los más habituales se reflejan en la tabla 7.1.

Nomenclatura y prefijos de los múltiplos y submúltiplos empleados frecuentemente en la física de las radiaciones:

<i>Tera (T):</i>	10^{12}	<i>mili (m):</i>	10^{-3}
<i>Giga (G):</i>	10^9	<i>micro (μ):</i>	10^{-6}
<i>Mega (M):</i>	10^6	<i>nano (n):</i>	10^{-9}
<i>Kilo (K):</i>	10^3	<i>pico (p):</i>	10^{-12}
		<i>femto (f):</i>	10^{-15}

Tabla 7.1.: Nomenclatura de múltiplos y submúltiplos de unidades.



8. DETECTORES DE RADIACIÓN IONIZANTE

Las partículas cargadas producen perturbaciones más o menos importantes en su rápido paso a través de la materia, interactuando directamente con los componentes de la misma dotados de carga eléctrica (núcleos y electrones atómicos). Es por ello que a este tipo de radiación se la denomina **directamente ionizante**.

En cambio, la radiación electromagnética, por carecer de carga, no produce directamente tales efectos, pero en su interacción por efecto fotoeléctrico, Compton o creación de pares, se producen partículas cargadas muy energéticas que, indirectamente, producen los mismos efectos cualitativos de perturbación. Por esta razón se dice que la radiación electromagnética (y también la radiación de neutrones) es **indirectamente ionizante**.

La perturbación causada en un medio material por una radiación, ya sea directa o indirectamente, consiste principalmente en la ionización o la excitación de los átomos, aunque también puede consistir en la disociación de las moléculas.

En general, cualquiera de los procesos citados puede constituir el fundamento de un **detector**, dispositivo que permite obtener una variada información, que puede ser, por ejemplo, la mera llegada de un evento ionizante, el tipo de partícula, su energía, instante de emisión, etc.

Atendiendo al tipo de información que nos puede proporcionar un detector de radiación ionizante, nos interesarán fundamentalmente tres tipos:

- Contadores:

Informan únicamente sobre el número de **eventos** ionizantes (partículas o fotones) que alcanzan el detector. No pueden proporcionar información acerca de la energía que deposita cada interacción, y por lo tanto no nos sirven para medir magnitudes como la dosis absorbida. Su utilidad es la de meramente indicar la existencia de radiación y su intensidad (nº de eventos).

Ejemplo: el contador Geiger.

- Dosímetros:

No informan sobre el número de eventos ionizantes ni sobre la energía que deposita cada evento en la materia, pero sí dan una medida del producto de ambas magnitudes, es decir, de la energía total que la radiación deposita en la materia. Por lo tanto, son adecuados para estimar la dosis absorbida. Constituyen el tipo de detector más importante y más habitual en el campo de la Radioterapia.

Ejemplos: cámaras de ionización, películas radiográficas, dosímetros de termoluminiscencia (TLD), dosímetros de semiconductor...

- Espectrómetros:

Proporcionan información tanto del número de partículas o de fotones que interactúan con el detector como de la energía que deposita cada uno de ellos. Son capaces, pues, de informar sobre



la energía total depositada (modo dosímetro). Pero su utilidad principal es la de determinar el espectro de la radiación, es decir, la intensidad relativa que tiene cada energía.

Este tipo de detectores no se suelen utilizar en Radioterapia, ya que, o bien las energías y espectros de los haces de radiación ya se conocen de antemano, o bien se pueden determinar indirectamente mediante la medida de su penetración en la materia.

Ejemplo: contador de centelleo.

El **espectro** de la radiación es una representación cuantitativa de la variedad de energías presentes en un haz de radiación particular, ya sea proveniente de un isótopo radiactivo o de una unidad generadora de radiación ionizante. En abscisas se representan los valores de energía (canales de energía) y en ordenadas se representa la intensidad (nº de partículas o fotones) correspondiente a cada energía (véase el ejemplo de la fig. 8.1.).

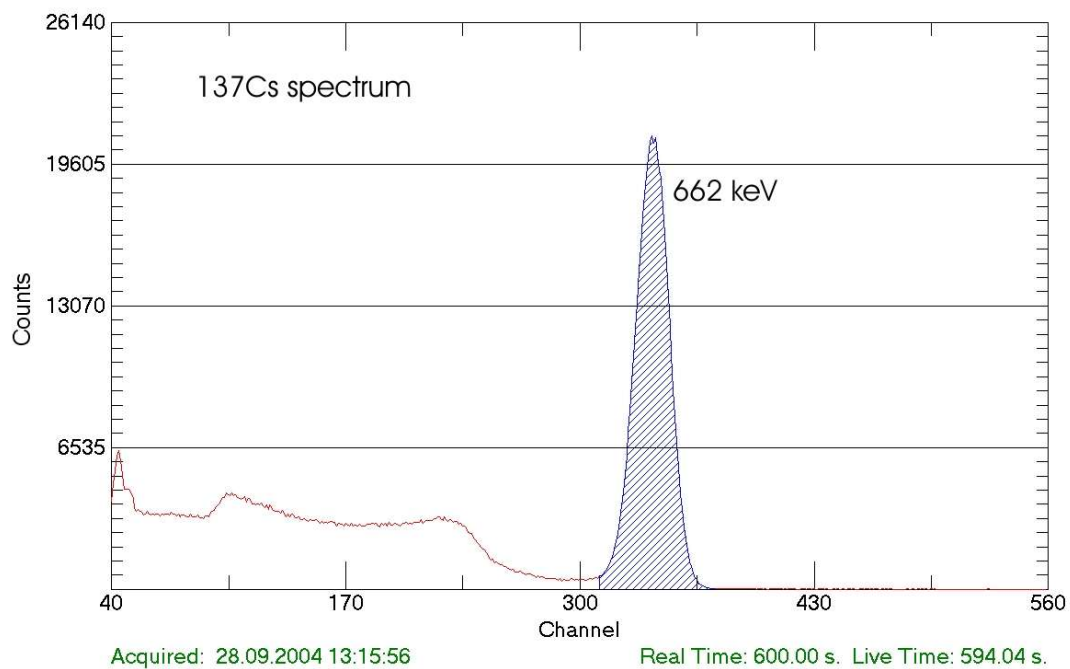


Fig. 8.1.: Espectro del Cs-137 obtenido con un contador de centelleo. Este radioisótopo emite fotones monoenergéticos de 662 KeV (zona sombreada o fotopico); sin embargo, debido a las interacciones Compton en el detector, hay fotones que no se absorben enteramente en el detector y solo depositan parte de su energía en el mismo. Debido a ello aparece un continuo (continuo Compton) en el espectro, desde 0 hasta casi 662 KeV. La anchura del fotopico se debe a la dispersión estadística del conteo.



8.1. Detectores de ionización gaseosa.

Los detectores de ionización gaseosa, o detectores de gas, están esencialmente constituidos por un recinto lleno de gas a presión conveniente, en el que se dispone de dos electrodos mutuamente aislados a los que se aplica una tensión de polarización (fig. 8.2.).

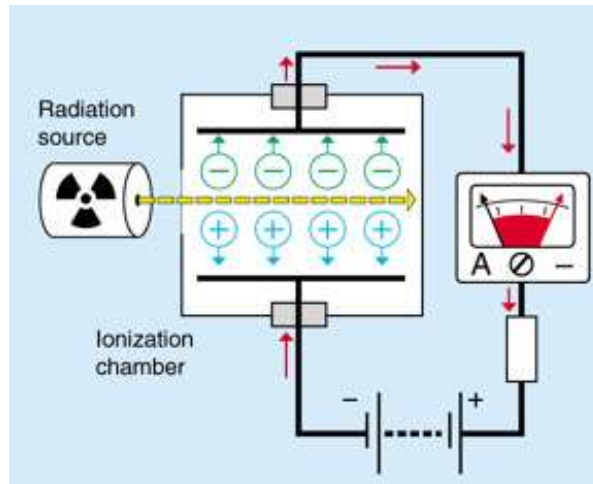


Fig. 8.2.: Fundamento de los detectores de gas.

En las circunstancias descritas, dado que los gases son aislantes, en condiciones normales no circula corriente eléctrica entre ambos electrodos. Pero si una partícula o fotón ionizante alcanza el espacio entre electrodos, el campo eléctrico existente hará que los electrones e iones liberados en la interacción se dirijan a los electrodos de carga contraria. De esta forma se origina en el circuito un breve paso de corriente o impulso que puede ser medido con un amperímetro, y, en consecuencia, revela la llegada de radiación al detector.

El flujo constante de radiación sobre el detector dará lugar así a una corriente eléctrica medible que será proporcional a la dosis absorbida por el gas del detector. Mediante factores apropiados se puede calcular, a partir de la dosis absorbida en el gas, la dosis absorbida en el medio en el que se coloca el detector.

Con el fin de globalizar el comportamiento de los detectores de ionización gaseosa se va a examinar el funcionamiento de uno de ellos al ir incrementando la tensión o voltaje V de polarización aplicado a los electrodos:

Supongamos que al detector llegan partículas alfa y beta de la misma energía. Observaremos el comportamiento de la amplitud del impulso de corriente producido por cada partícula en el detector, en función de la tensión aplicada V (véase fig. 8.3.).

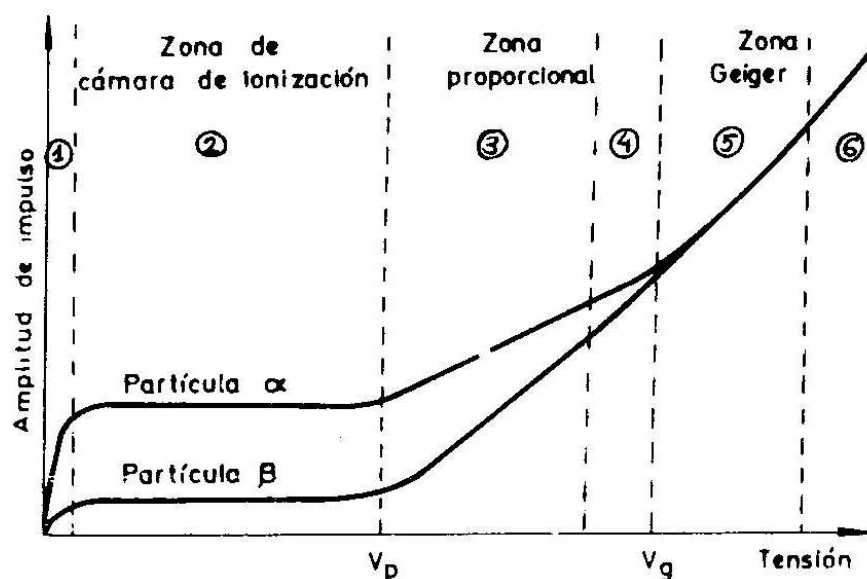


Fig. 8.3.: Variación de la amplitud del impulso de corriente en función de la tensión aplicada a un detector de ionización gaseosa.

En la zona 1 (**zona de recombinación**) se observa un incremento del impulso con la tensión. Este fenómeno es fácilmente explicable atendiendo a la acción de dos fenómenos antagónicos: por una parte, los iones y electrones formados por la interacción de las partículas ionizantes con el gas tienden a recombinarse entre sí nuevamente, pero por otra parte, el campo eléctrico existente entre electrodos tiende al arrastre de estos portadores en direcciones contrarias. Al aumentar la tensión aumentará el predominio de este último efecto, recogiendo así más carga en los electrodos (mayor impulso eléctrico).

Al llegar a la zona 2 (**zona de cámara de ionización**) se observa un fenómeno de saturación, en el que ya no existe apenas recombinación, y todos los portadores de carga creados por la ionización primaria de la partícula incidente son captados por los electrodos. Por lo tanto, un aumento en la tensión de polarización no supone un aumento del impulso eléctrico en el circuito. Eso sí, la amplitud del impulso depende de la energía primaria de la partícula incidente (a mayor energía de la partícula, mayor ionización se producirá en el gas).

Si aumenta la tensión por encima de V_p se observa de nuevo que ambas curvas comienzan a crecer (zona 3), manteniendo, como en la cámara de ionización, un curso paralelo. Este hecho es debido a que en esta zona la tensión aplicada es tan alta que los portadores eléctricos adquieren tal energía que producen por sí mismos ionización secundaria en su choque con otros átomos del gas. Por ser el tamaño del impulso proporcional a la energía disipada por la partícula inicial en el detector, se dice que en este tramo de la curva el sistema trabaja en **zona proporcional**.

La zona 4 se caracteriza, al igual que la 3, porque el tamaño del impulso sigue aumentando con la tensión de polarización. Sin embargo, el crecimiento deja de ser lineal (proporcional), pues la intensa ionización generada produce un efecto de apantallamiento que causa una disminución local del campo eléctrico, con el resultado de que ambas curvas presentan trayectorias convergentes; de ahí el nombre de **proporcionalidad limitada** con el que se conoce a esta zona.

Por encima de la tensión V_g se entra en la **zona Geiger** (zona 5), en la que la descarga ocasionada por la partícula ionizante se extiende a todo el volumen de gas del detector. La tensión es tan



fuerte que los iones y electrones producidos por la partícula incidente adquieren tal energía que por sí mismos provocan nuevas avalanchas de ionización en el resto de átomos del gas, alcanzando a todo el volumen. El impulso eléctrico originado en los electrodos ya no dependerá de la energía inicial de la partícula incidente, sino que dependerá del tubo Geiger en sí; es decir, para un mismo contador Geiger, la amplitud de un pulso de radiación incidente será siempre la misma independientemente de la naturaleza y energía de la partícula. Esta es la razón por la cual los contadores Geiger solo pueden contar eventos incidentes, pero no la energía de cada uno de ellos ni la energía total.

Finalmente, la entrada en la zona 6 supone que el detector alcanza la **zona de descarga continua**, en la que el dispositivo puede dañarse irreversiblemente si se mantiene en operación un cierto tiempo.

Debido a su importancia en el campo de la medida de radiación en Radioterapia, veamos seguidamente con más detenimiento las características particulares de las cámaras de ionización:

Cámaras de ionización.

Como ya se ha descrito, la cámara de ionización está constituida por un recinto lleno de gas en el que se disponen dos electrodos aislados. La tensión de operación debe estar comprendida en la zona de saturación de la fig. 8.3.

Las cámaras de ionización se clasifican, atendiendo a la forma de los electrodos, en **planas** o **cilíndricas**, según estén dotadas de electrodos plano-paralelos o de electrodos cilíndricos (formados por un electrodo cilíndrico hueco y el otro, un alambre o varilla, en disposición coaxial en su interior).

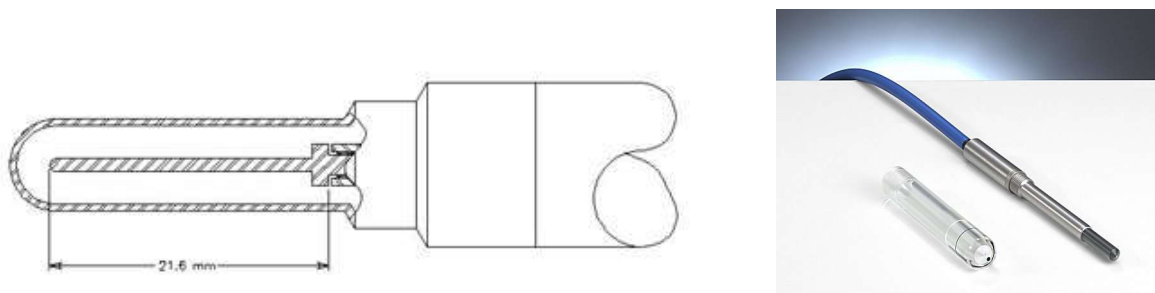


Fig. 8.4.: Cámara de ionización cilíndrica tipo "Farmer", utilizada para la medida de dosis en haces de radioterapia externa.

Por su forma de operar se clasifican también en **cámaras de corriente** o **cámaras de impulsos**. Las primeras están diseñadas para medir la intensidad media de corriente que circula por la cámara, que es, en general, proporcional al flujo de radiación que interactúa con ella. En cambio, en las cámaras de impulsos se detectan individualmente los impulsos correspondientes a la llegada de cada partícula ionizante que interactúa con el detector. En el campo de las medidas de radiación en Radioterapia se suelen utilizar únicamente cámaras de corriente.



Para el llenado de las cámaras se usan varios tipos de gases, desde el aire a presión atmosférica hasta gases nobles a presión, en especial argón, en cámaras herméticas. Las cámaras de ionización habituales para Radioterapia son abiertas al aire, es decir, trabajan a la presión atmosférica.

El rendimiento de detección se aproxima al 100% para partículas alfa y beta que alcancen el volumen sensible de la cámara. En cambio, para fotones solo se logran rendimientos del 1% debido a que el aire de la cámara es un medio que ofrece escasa atenuación para fotones.

Las corrientes entregadas por las cámaras de corriente pueden ser inferiores a 10 fA (10^{-14} A), haciéndose necesario el uso de amplificadores lineales de corriente. Estas señales tan débiles requieren de la utilización de estos amplificadores para elevar linealmente el nivel de la señal a una amplitud a la que sean sensibles los instrumentos de medida de corriente comerciales.

Las cámaras de ionización se conectan a un **electrómetro**, que es el instrumento de amplificación y de medida de la corriente proporcionada por la cámara. En el electrómetro también se integra un display, analógico o digital, para la lectura visual directa en unidades apropiadas.



Fig. 8.5.: Electrómetro utilizado para medir la corriente proveniente de una cámara de ionización.



Fig. 8.6.: Electrómetro y cámara de ionización cilíndrica tipo "pozo" para la medida de la tasa de kerma de fuentes de braquiterapia.



Fig. 8.7.: Cámara de ionización plana utilizada en radioterapia externa para la medida en haces de electrones.



Fig. 8.8.: Cámara de ionización cilíndrica tipo "Babyline", de gran volumen, especial para medida de bajas dosis en Protección Radiológica.



Todas las cámaras de ionización utilizadas para la medida de radiaciones ionizantes, y en especial en Radioterapia, deben estar **calibradas**; es decir, se debe conocer la relación exacta que existe entre la lectura de la carga que se recoge en ellas y el valor de la magnitud dosimétrica objeto de medición, por ejemplo, la Dosis Absorbida:

$$\text{Coeficiente de Calibración (N)} = \frac{\text{dosis absorbida (cGy)}}{\text{carga recogida (nC)}}$$

Cada cámara tiene su propio coeficiente de calibración, que es directamente proporcional al volumen del aire sensible de la misma. Además, el coeficiente de calibración también tiene una ligera dependencia con la energía de la radiación.

De esta manera, la dosis absorbida medida en el punto de referencia de la cámara será igual a:

$$D \text{ (cGy)} = \text{lectura (nC)} * N$$

Cuanto mayor sea el volumen de una cámara (se entiende el volumen de la cavidad de aire), mayor sensibilidad posee, es decir, mayor será la lectura para una misma dosis. Por lo tanto, a mayor volumen menor cuantía tendrá el coeficiente de calibración.

Las cámaras de ionización utilizadas en el campo de la Protección Radiológica tienen un volumen de aire mucho mayor que las dedicadas a Radioterapia, ya que deben ser más sensibles para poder detectar niveles de radiación considerablemente más bajos.

Para medidas en Radioterapia lo habitual es tener en cada Servicio al menos un conjunto cámara-electrómetro de referencia, que disponga de un coeficiente de calibración trazable a algún laboratorio nacional o internacional acreditado que disponga de patrones primarios o secundarios para la magnitud objeto de medida. Todos los demás conjuntos de medida se pueden calibrar dentro del propio Servicio mediante intercomparaciones con el instrumento de medida de referencia.

8.2. Detectores de centelleo.

La interacción de la radiación ionizante en medios materiales tiene como consecuencia una deposición parcial o total de su energía en el medio. Dicha energía cedida origina principalmente procesos de excitación e ionización, siendo también degradada a calor en la mayor parte de las sustancias.

Sin embargo, ciertos compuestos cristalinos (materias luminiscentes) tienen la peculiaridad de que una parte de la energía absorbida la reemiten en forma de luz visible o ultravioleta. Esta propiedad permite una nueva variante en los sistemas de detección, el llamado **detector de centelleo**, formado por una sustancia luminiscente y un dispositivo fotoeléctrico de adecuada sensibilidad llamado **fotomultiplicador**, que transforma la señal luminosa en eléctrica. Este detector es capaz de funcionar como un espectrómetro, con las ventajas adicionales de un alto rendimiento de detección y un tiempo de resolución corto. Sin embargo, la resolución energética (capacidad para discriminar energías muy parecidas) no es muy elevada, sobre todo si se la compara con otros espectrómetros de estado sólido como los semiconductores.



Las sustancias luminiscentes usadas en detectores de centelleo son de composición química orgánica o inorgánica, y deben ser lo más transparentes posible a la propia luz emitida. Se les suele llamar **cristales luminiscentes o centelleadores**. Normalmente se utilizan sólidos, como el yoduro de sodio activado con talio, NaI(Tl), pero también hay centelleadores líquidos.

La luminiscencia puede presentar dos variantes diferenciadas:

Fluorescencia: la reemisión de luz se produce inmediatamente a continuación de la absorción de energía de la radiación por parte del material luminiscente (en nano o microsegundos).

Fosforescencia: la reemisión de luz se produce con cierto retardo respecto a la absorción de la energía de la radiación (en segundos, minutos, horas).

A efectos de alcanzar resoluciones en tiempo óptimas, es decir, de poder discriminar como diferentes dos impulsos de radiación incidentes en un muy corto intervalo de tiempo (del orden de microsegundos), interesa que el cristal luminiscente sea fluorescente y no fosforescente.

El espesor del cristal debe ser en lo posible igual al alcance máximo si se trata de partículas cargadas. En el caso de radiación gamma debe tener el mayor espesor posible (teniendo en cuenta limitaciones prácticas y económicas) y poseer un número atómico lo más elevado posible para mejorar el rendimiento de la detección.

El fenómeno físico que subyace a la producción de luz (visible o ultravioleta) en los materiales centelleadores cuando sobre ellos incide la radiación ionizante se enmarca dentro de la **teoría del modelo de bandas**, que explica la distribución de las energías de los electrones en un cristal iónico en bandas de energía permitidas y bandas de energía prohibidas.

El modelo de bandas supone que, en ciertos materiales cristalinos, se produce una correlación entre átomos de manera que los electrones orbitales pasan de tener energías correspondientes a niveles discretos en cada átomo (capas electrónicas) a tener energías que pueden estar comprendidas en rangos continuos (bandas). Entre las posibles bandas energéticas existentes en el cristal, la **banda de valencia** se encuentra ocupada por los electrones más externos de cada átomo, encargados de formar los enlaces químicos, y la **banda de conducción** contiene en ocasiones electrones libres, y es la que permite producir conducción eléctrica en el material.

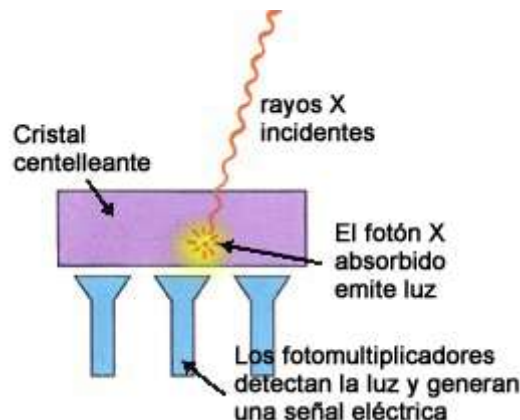


Fig. 8.9.: Detección de un fotón de radiación X por un cristal centelleador con fotomultiplicadores acoplados.



Cuando sobre un cristal centelleador incide radiación ionizante se producen procesos de excitación que se concretan en la promoción de electrones de la banda de valencia a la de conducción, dejando en su lugar vacantes que se comportan como cargas positivas (huecos). Los electrones excitados retornan en tiempos generalmente cortos (fluorescencia) a rellenar las vacantes producidas, y la energía adquirida en el proceso de excitación se disipa en la mayor parte de los casos en forma de calor. Solo una pequeña parte de los electrones, que son los que dan lugar al fenómeno del centelleo, pierden su energía en forma de luz correspondiente a la parte del visible o del ultravioleta.

El dispositivo que convierte la luz generada por el cristal luminiscente en un impulso eléctrico recibe el nombre de **fotomultiplicador**. Este dispositivo está integrado por una ampolla cilíndrica de vidrio en la que se ha hecho un vacío elevado. En una de sus bases, por la cara interna, están montados el **fotocátodo** y una serie de electrodos o **dinodos**, en disposición geométrica conveniente, y polarizados respecto al fotocátodo a tensión creciente (aproximadamente con diferencias de potencial entre dinodos adyacentes de unos 100 V).

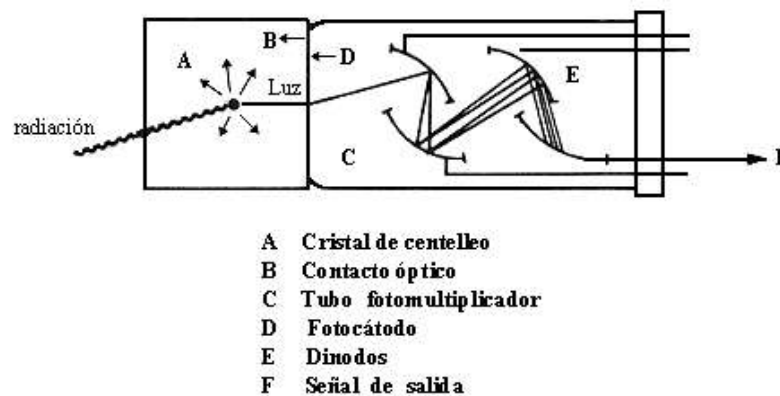


Fig. 8.10.: Generación de una señal eléctrica en el tubo fotomultiplicador como respuesta a la interacción de un evento ionizante en el cristal centelleador.

Al incidir la luz producida en el cristal centelleador sobre el fotocátodo, se emiten fotoelectrones en la misma dirección por efecto fotoeléctrico. Estos fotoelectrones son dirigidos hacia el primer dinodo, donde cada uno de ellos produce por ionización secundaria un número variable de electrones. Cada uno de estos electrones secundarios se dirige hacia el segundo dinodo, adquiriendo energía debido a la diferencia de potencial. El proceso de multiplicación se repite en cada dinodo, formándose así una avalancha de electrones que se captan finalmente en el ánodo colector, donde se genera el impulso de corriente correspondiente. La ganancia en corriente, expresada como número de electrones que alcanzan el colector por cada fotoelectrón emitido desde el fotocátodo, es variable, dependiendo de la tensión de polarización y el número y naturaleza de los dinodos. Los valores más usuales están comprendidos en el intervalo $10^5 - 10^7$ electrones por cada fotoelectrón.

En resumen, la llegada de un evento ionizante al cristal desembocará en una señal eléctrica medible al final del fotomultiplicador. La amplitud de esta señal será proporcional a la energía del evento. Podemos pues, utilizar el sistema para discriminar la energía de los eventos incidentes



(espectrometría) o para integrar la deposición de energía total en el cristal (dosimetría). Un espectro típico obtenido con un detector de centelleo es el mostrado en la fig. 8.1.

Para la detección de la radiación gamma, el NaI(Tl), yoduro de sodio activado con talio, constituye el cristal inorgánico más utilizado dada su gran transparencia a la emisión luminiscente y a su alto rendimiento de detección (60% para la energía de 0,5 MeV). El funcionamiento de las gammacámaras utilizadas en los servicios de Medicina Nuclear poseen un cristal centelleador de este tipo.

Sin embargo, estos cristales son muy higroscópicos (absorben humedad), lo que disminuye su transparencia. Por esta razón se manejan siempre encapsulados con una ventana de vidrio transparente para el escape de la luz generada hacia el fotomultiplicador.

En Radioterapia, los detectores de centelleo se usan habitualmente solo como monitores de presencia de la radiación y no como dosímetros.



Fig. 8.11.: Detector de centelleo usado como monitor de radiación ambiental.



8.3. Detectores de semiconductor.

Los detectores de semiconductor son otro tipo de detectores que, como los de centelleo, tienen su fundamento en la teoría de bandas de energía permitidas en ciertos materiales sólidos. Debido a su complejidad, los detalles concretos del funcionamiento de los detectores de semiconductor no serán tratados en este documento, limitándonos únicamente a describir su funcionamiento general y aplicación dentro del área de la Radioterapia.



Fig. 8.12.: Detectores de semiconductor utilizados para dosimetría relativa en Radioterapia.

Los semiconductores, como el germanio y el silicio, se diferencian fundamentalmente de los aislantes en que la diferencia energética entre las bandas de conducción y valencia es de solo unos pocos eV. De este modo, a temperatura ordinaria los electrones de la banda de valencia pueden adquirir suficiente energía térmica como para saltar a la banda de conducción.

Se suele "dopar" a los materiales semiconductores con impurezas (boro, fósforo) que ayudan a obtener unas propiedades que favorecen su uso como detectores de radiación. A "grosso modo", se puede decir que funcionan de manera similar a las cámaras de ionización: existe un volumen sensible en el cual, cuando incide la radiación ionizante, se generan portadores de carga (electrones o huecos) que generan una corriente medible en un electrómetro. Una diferencia importante con las cámaras de ionización es que no se necesita aplicar ninguna diferencia de potencial entre electrodos. Esto los hace más seguros que las cámaras de ionización en relación con la dosimetría "in vivo", donde se colocan directamente sobre la piel del paciente para determinar la dosis absorbida.

En relación con las cámaras de ionización, los semiconductores (también llamados popularmente **diodos**) presentan las siguientes ventajas:

- Mejor resolución espacial, ya que se pueden construir de un tamaño menor al de las cámaras de ionización.
- Mayor sensibilidad (mayor señal por unidad de radiación incidente).
- Mayor versatilidad y manejabilidad.
- No hace falta aplicar una diferencia de potencial.

Sin embargo, también tienen inconvenientes:



- Pierden sensibilidad con el paso del tiempo, requiriendo calibraciones frecuentes. Por lo tanto, no se suelen usar en dosimetría absoluta (cálculo de dosis en un punto de referencia), sino en dosimetría relativa (cálculo de distribuciones espaciales de dosis como porcentajes de la dosis en el punto de referencia).
- Mayor dependencia que las cámaras de ionización frente a la energía de la radiación incidente.
- Dependencia de la respuesta frente a cambios de la temperatura ambiente.

8.4. Detectores de termoluminiscencia (TLD).

Según se ha visto en las secciones anteriores, ciertas sustancias cristalinas emiten luz cuando se exponen a la radiación ionizante. El proceso tiene lugar por formación de pares electrón-hueco al recombinarse ambos tipos de portadores de carga en el tránsito entre la banda de conducción y la de valencia. Para maximizar la luz fluorescente emitida, los cristales luminiscentes deben estar libres de ciertas impurezas y defectos que propician la retención o recombinación de portadores, impidiendo la emisión de luz.

Los llamados dosímetros de termoluminiscencia o TLD, se basan en un principio parcialmente opuesto al anterior. En vez de promover una recombinación rápida de electrones y huecos, se usan materiales que presentan, en la zona prohibida entre las bandas de valencia y conducción, una alta densidad de centros de captura o "trampas", que pueden retener, según su clase, selectivamente huecos o electrones.

Cuando un sólido cristalino de este tipo se expone a radiación ionizante se producen electrones y huecos que mayoritariamente se recombinan en tiempos muy cortos. Sin embargo, una fracción de electrones son capturados en trampas hasta recibir suficiente energía para escapar. Como la transición directa a la banda de valencia está prohibida, la vía de escape es alcanzar previamente la banda de conducción, para desde allí retornar a la de valencia con emisión de luz. Esta emisión de luz es la que nos va a permitir cuantificar la energía de la radiación absorbida.

Los electrones capturados en trampas pueden escapar a la banda de conducción mediante un aporte adecuado de energía. Por ejemplo, si se eleva la temperatura de un cristal irradiado se iniciará el vaciado de trampas en el cristal, de manera que se obtendrá una intensidad dada de luz visible en relación con la energía que la radiación ionizante ha transferido al cristal.

La emisión termoluminiscente de ciertos cristales como el fluoruro de litio (LiF) resulta proporcional a la dosis recibida, circunstancia que propicia su empleo como dosímetro. Cuando un dosímetro TLD constituido por un cristal adecuado se expone a la acción de la radiación ionizante, se produce un llenado de trampas que depende de la dosis total recibida.

Para realizar la lectura de un dosímetro TLD se lo somete en un horno especial a un calentamiento en condiciones controladas. Se mide la emisión de luz (luz "termoluminiscente"), y la dosis absorbida se calcula a partir de la misma.

La puesta a cero de un dosímetro ya leído se realiza mediante un post-calentamiento controlado, que libera completamente las trampas ocupadas remanentes. Tanto la medida de la luz como la puesta a cero se realizan en instrumentos llamados lectores, que, dotados de microprocesadores, alcanzan un elevado grado de precisión y funcionalidad.



Los dosímetros TLD son instrumentos robustos, con una precisión intrínseca del 10%, y con respuesta lineal en un amplio intervalo de dosis absorbidas. La linealidad de la respuesta se mantiene independientemente de la tasa de acumulación de dosis.

Una desventaja, aunque común a otros sistemas de detección, es la variación de la respuesta en función de la energía de la radiación. Además, proporcionan una lectura diferida de la dosis, ya que ésta se obtiene después de someterlos a un proceso de calentamiento posterior a su irradiación. En esto se diferencian de otros sistemas de detección de radiación, como las cámaras de ionización o los semiconductores, que proporcionan una lectura de dosis en tiempo real.

La sensibilidad de este tipo de dosímetros viene, sin embargo, ligada a un marcado efecto de pérdida de información por autoborrado ("**fading**"). Dependiendo del tipo de material, un dosímetro TLD irradiado perderá más o menos rápidamente el número de trampas ocupadas por electrones, de modo que conviene proceder a su lectura cuanto antes una vez irradiados. Además, factores como la exposición a calor excesivo pueden provocar también pérdida de lectura, falseando las mediciones efectuadas con ellos. Materiales como el LiF son capaces de mantener la información sin pérdidas durante muchos días.

Se pueden fabricar en multitud de formas y tamaños, haciéndolos muy versátiles para su uso con radiaciones ionizantes.

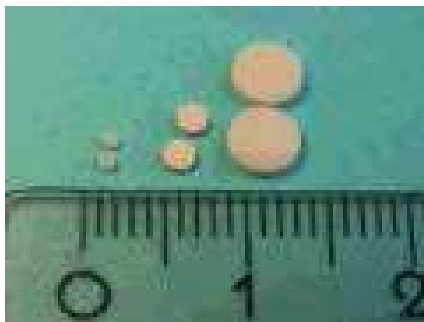


Fig. 8.13.: Detectores TLD de LiF de diversos tamaños.



Fig. 8.14.: Anillo de plástico conteniendo un dosímetro TLD para dosimetría personal en los dedos de las manos.



Fig. 8.15.: Dosímetro TLD envuelto en carcasa de plástico para dosimetría personal de cuerpo entero.

La utilidad más importante de los dosímetros TLD es la de la **dosimetría personal** de los trabajadores expuestos a radiaciones ionizantes, tendiendo a reemplazar a los dosímetros de película radiográfica.

En Radioterapia se suelen utilizar también para realizar la llamada **dosimetría "in vivo"** a pacientes, colocándolos en lugares anatómicos apropiados (normalmente en la piel) en donde se desea determinar o verificar con exactitud la dosis recibida.



8.5. Detectores de película radiográfica.

La sensibilidad a la radiación (incluida la visible) de las sales de plata es la propiedad utilizada en este sistema dosimétrico. Se basa en la exposición de una emulsión fotográfica a la radiación, seguido del revelado de la placa y la evaluación del grado de ennegrecimiento mediante un densitómetro. El grado de ennegrecimiento permite evaluar la dosis absorbida tras un calibrado previo para cada tipo de película.

Su utilización para dosimetría personal y en el campo del diagnóstico por rayos X es muy conocida, por lo que no vamos a incidir en ello. Tampoco nos detendremos en el fundamento físico de la detección. Nos centraremos en su uso para la dosimetría de los haces de radiación de las unidades de Radioterapia.



Fig. 8.16.: Densitómetro para la medida punto a punto de la densidad óptica en una película radiográfica.

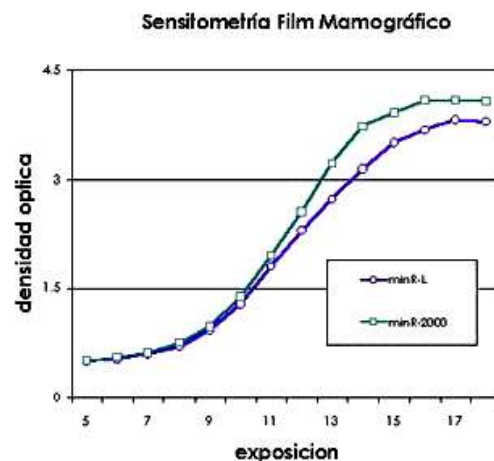


Fig. 8.17.: Relación entre densidad óptica y exposición para dos tipos de película diferentes. Obsérvese la relación no lineal.

La función principal del detector de película radiográfica en la dosimetría de haces de radioterapia es la de medir distribuciones de dosis relativas. Su uso como dosímetro absoluto no está recomendado, ya que el grado de ennegrecimiento es muy dependiente de ciertas variables como el revelado y procesado de las películas una vez expuestas. Sin embargo, para hacer comparaciones relativas de dosis absorbida entre zonas de un mismo campo de radiación resultan apropiadas, siendo cómodas y fáciles de manejar.

De todos modos, se debería conocer con la mayor exactitud posible la relación entre el grado de ennegrecimiento (densidad óptica) y la dosis absorbida, ya que esta relación, en general, no es proporcional (véase fig. 8.17.).

El grado de ennegrecimiento en cada punto de una película radiográfica se evalúa mediante un parámetro denominado **densidad óptica (D.O.)**, que se define como:

$$D.O. = \log (I_0/I)$$



siendo I_0 una intensidad de luz (visible) que se hace incidir sobre la película en ese punto, e I la intensidad de luz que se transmite a su través; es decir, el cociente I/I_0 es la fracción de intensidad de luz que transmite la película. La densidad óptica viene a medir el inverso de ese valor de transmisión, en una escala logarítmica (a menor transmisión, mayor densidad óptica y viceversa).

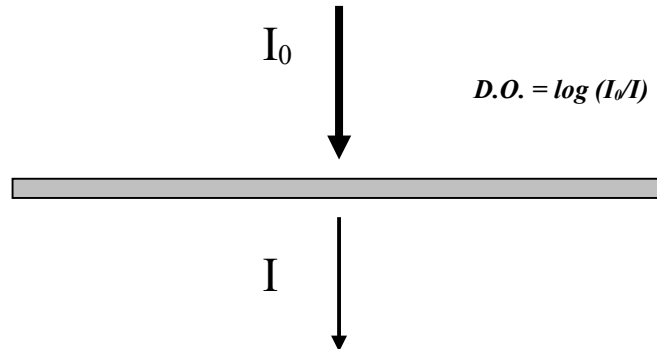


Fig. 8.18.: Determinación de la densidad óptica en un punto de una película radiográfica a partir de la intensidad de luz incidente y de la intensidad de luz transmitida.

En general, si $D.O. = n$, entonces la transmisión de luz a través de la película es de $1 / 10^n$.

Ejemplos:

$D.O. = 0$	transmisión del 100% (película totalmente transparente, $I = I_0$).
$D.O. = 1$	transmisión del 10%
$D.O. = 2$	transmisión del 1%
$D.O. = 3$	transmisión del 0,1%

y así sucesivamente.

De todas maneras, no existen películas que sean capaces de proporcionar una densidad óptica mayor de 4, por mucha radiación que reciban. Es decir, el grado de ennegrecimiento tiene un límite o **saturación**.

La cantidad de radiación que debe recibir una película para que llegue a saturarse determina lo que se llama **velocidad** de la película. Hay modelos de películas que son más "rápidas" que otras, es decir, necesitan menos dosis para llegar a la saturación. Las películas utilizadas en Radioterapia necesitan ser más lentas que las utilizadas en Radiodiagnóstico, ya que las dosis manejadas en Radioterapia son bastante más altas.

La densidad óptica se mide con un aparato denominado **densitómetro**, que evalúa la fracción de intensidad de luz visible que transmite la película a su través en cada punto. Un escáner de película puede funcionar como un densitómetro, permitiendo hacer medidas de densidad óptica en multitud de puntos de la película de forma simultánea.



Fig. 8.19.: Diferentes modelos de escáneres para el análisis de la densidad óptica de película radiográfica, utilizada como dosímetro en el control de haces de radioterapia externa.

Las películas empleadas para control de haces en Radioterapia no se suelen utilizar con chasis, como las de Radiodiagnóstico, sino que ya vienen envueltas en un papel a modo de sobre (formato "**Ready Pack**"), con un par de cartulinas de refuerzo a ambos lados, listas para ser expuestas directamente a la radiación.

Además, este tipo de películas suelen tener un comportamiento más lineal con la dosis absorbida, y son de respuesta más lenta que las habituales de Radiodiagnóstico (estas últimas alcanzan el grado de saturación con dosis muy bajas de radiación, haciéndolas inapropiadas para su utilización en Radioterapia).

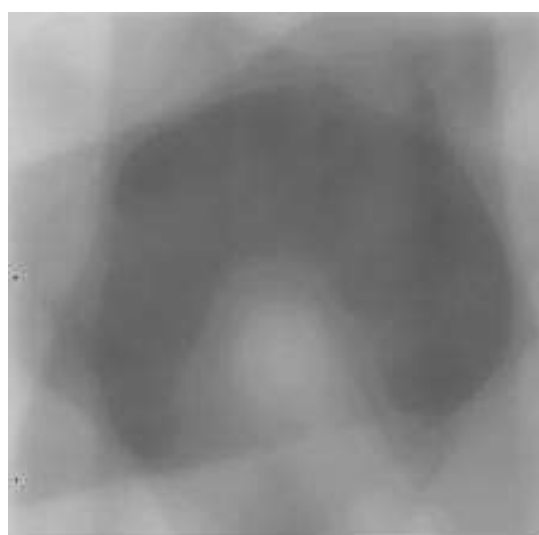


Fig. 8.20.: Distribución de dosis obtenida con película radiográfica en un plano axial en un maniquí, como parte de la verificación de un tratamiento con la técnica de Intensidad Modulada (IMRT).



Aparte de su utilidad en dosimetría de haces externos, las películas radiográficas también son utilizadas en braquiterapia con fuentes radiactivas encapsuladas, tanto para obtener distribuciones de dosis alrededor de las fuentes como para verificar el correcto posicionamiento de las mismas en el interior de los aplicadores.

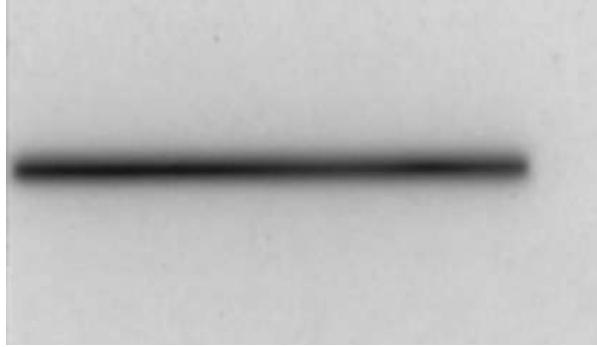


Fig. 8.21.: Exposición de una película radiográfica a la radiación emitida por una fuente de Ir-192 de braquiterapia.

De todos modos, las películas radiográficas han quedado ya obsoletas y se puede decir que han pasado ya a la historia con el advenimiento de la radiografía digital, que también es aplicable a la dosimetría en radioterapia.

En la actualidad se están desarrollando un tipo de películas (**películas radiocrómicas**) que no están basadas en las sales de plata y que no necesitan de revelado una vez expuestas. Estas películas se "autorevelan" inmediatamente después de ser irradiadas, y parecen dar solución, juntamente con la radiología digital, a la eliminación en los hospitales de las reveladoras de película convencional.



9. FUNDAMENTOS DE RADIOBIOLOGÍA

9.1. Introducción.

La Radiobiología es la ciencia que estudia los efectos de la radiación ionizante sobre los tejidos biológicos y los organismos vivos. Es, pues, combinación de dos disciplinas: la Física de la Radiación y la Biología. Todos los organismos vivientes están hechos de protoplasma, que consiste en componentes orgánicos e inorgánicos disueltos o suspendidos en agua líquida. La unidad más pequeña de protoplasma capaz de existencia independiente es la célula.

- Las células contienen compuestos inorgánicos (agua y minerales), así como compuestos orgánicos (proteínas, carbohidratos, ácidos nucleicos, lípidos).
- Los dos constituyentes principales de una célula son el citoplasma, que soporta todas las funciones metabólicas de la célula, y el núcleo, que contiene la información genética (ADN).
- Las células humanas son, o bien **células somáticas**, o bien, **células germinales**.
- Las células se reproducen mediante división. La división de las células somáticas se denomina **mitosis**, y la de las células germinales **meiosis**.
- Cuando una célula se divide se producen dos células, cada una con un conjunto de cromosomas idéntico al de la célula original. Las nuevas células pueden, a su vez, dividirse y dar lugar a una nueva generación de células.
- Las células somáticas se clasifican en:
 - a) Células madre o "**stem**": existen para autoperpetuarse y producir células para una población celular diferenciada (por ejemplo, las células madre del sistema hematopoyético, la epidermis, la mucosa de revestimiento del intestino, ...).
 - b) Células de **tránsito**: son células en proceso de transformación a otra población celular (por ejemplo, un reticulocito que se está diferenciando para ser un eritrocito).
 - c) Células **maduras**: son células que están completamente diferenciadas y no presentan actividad mitótica, es decir, no se dividen (por ejemplo, las células del músculo o del tejido nervioso).
- Un grupo de células que realizan juntas una o más funciones forman un **tejido**.
- Un grupo de tejidos que realizan juntos una o más funciones forman un **órgano**.
- Un grupo de órganos que realizan una o más funciones es un sistema de órganos u **organismo**.



9.2. Clasificación de las radiaciones ionizantes en Radiobiología.

En el campo de la Radiobiología y en el de la Protección Radiológica, la magnitud física que resulta útil para definir la calidad de la radiación ionizante es la **Transferencia Lineal de Energía (LET)** (son sus siglas en inglés). La LET hace referencia a la tasa de energía que absorbe el tejido irradiado a medida que una partícula cargada (liberada por la radiación incidente) lo atraviesa.

La Comisión Internacional de las Unidades y Medidas Radiológicas (ICRU) define LET como sigue: "la transferencia lineal de energía (LET) de partículas cargadas en un medio es el cociente dE/dl , donde dE es la energía promedio impartida localmente al medio por una partícula cargada de una energía especificada, cuando atraviesa en el mismo una distancia dl ".

La unidad de LET más utilizada es el $\text{KeV}/\mu\text{m}$.

Valores típicos para la LET de las radiaciones ionizantes más habituales en Radioterapia son:

Rayos X de 250 KVP:	2 $\text{KeV}/\mu\text{m}$
Radiación gamma de Co-60:	0,3 $\text{KeV}/\mu\text{m}$
Rayos X de 3 MeV:	0,3 $\text{KeV}/\mu\text{m}$
Electrones de 1 MeV:	0,25 $\text{KeV}/\mu\text{m}$

Valores para otras radiaciones menos comunes son:

Neutrones de 14 MeV:	12 $\text{KeV}/\mu\text{m}$
Partículas cargadas pesadas:	100-200 $\text{KeV}/\mu\text{m}$
Electrones de 1 KeV:	12,3 $\text{KeV}/\mu\text{m}$
Electrones de 10 KeV:	2,3 $\text{KeV}/\mu\text{m}$

Los rayos X y gamma se consideran radiaciones de baja LET, mientras que los neutrones energéticos, protones y partículas cargadas pesadas son de alta LET (densamente ionizantes). La frontera entre baja y alta LET puede marcarse sobre los 10 $\text{KeV}/\mu\text{m}$.

9.3. Ciclo y muerte celular.

El ciclo de proliferación está marcado por dos períodos claramente definidos:

- a) mitosis (M), cuando la división tiene lugar.
- b) el período de la síntesis de ADN (S).

Las fases S y M del ciclo celular están separadas por dos períodos (gaps) G1 y G2, cuando el ADN no está sintetizado todavía pero están teniendo lugar otros procesos.

El tiempo entre divisiones sucesivas (mitosis) se llama **duración del ciclo celular**.

En general, las células son más radiosensibles en las fases M y G2, y más radiorresistentes en la fase S terminal.



La duración del ciclo celular de las células malignas es más corto que el de algunas células de tejido normal. Sin embargo, éstas últimas se regeneran y proliferan más rápidamente después de ser dañadas por la radiación.

La **muerte celular** para las células no proliferativas (estáticas) se define como la pérdida de una función específica, mientras que para las células madre se define como la pérdida de la integridad reproductiva (muerte reproductiva). Una célula superviviente que mantenga su integridad reproductiva y prolifere se dice que es **clonogénica**.

9.4. Irradiación de células.

Cuando las células se exponen a radiación ionizante lo primero que aparecen son los efectos físicos clásicos de interacción entre la radiación y los átomos o moléculas de las células, mientras que el posible daño biológico a las funciones celulares acontece después. Los efectos biológicos de la radiación resultan principalmente del daño al ADN, que es el blanco más crítico dentro de la célula. Sin embargo, hay también otros lugares en la célula que, cuando son dañados, pueden conducir a la muerte celular.

Cuando radiación directamente ionizante (partículas cargadas) es absorbida en un material biológico, el daño a la célula puede ocurrir de dos maneras: acción directa o acción indirecta.

Daño por acción directa de la radiación:

En la acción directa la radiación interactúa directamente con el blanco crítico de la célula. Los propios átomos del blanco pueden ser ionizados o excitados a través de interacciones coulombianas, provocando una cadena de eventos físicos y químicos que producen el daño. La acción directa es el proceso dominante en la interacción de partículas de alta LET con los materiales biológicos.

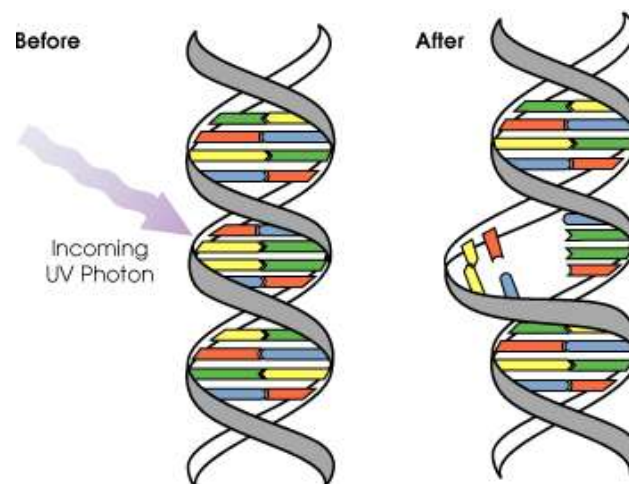


Fig. 9.1.: Acción directa de un fotón de luz ultravioleta sobre la estructura del ADN.



Daño por acción indirecta de la radiación:

En la acción indirecta la radiación interactúa con otras moléculas y átomos (principalmente agua, ya que el 80% de una célula está compuesta de agua) dentro de la célula para producir radicales libres que pueden, a través de difusión en la célula, dañar el blanco crítico. En las interacciones de la radiación con el agua se producen radicales libres como el H_2O^+ (ión de agua) y el $\text{OH}^\cdot$ (radical hidroxil). Estos radicales, aunque de vida corta, son extremadamente reactivos. Los radicales libres pueden producir entonces daño al blanco dentro de la célula.

Acerca de dos terceras partes del daño biológico producido por radiaciones de baja LET (rayos X, electrones) es debida a la acción indirecta de la radiación. Esta acción indirecta puede ser modificada mediante agentes **radiosensibilizadores** o **radioprotectores**.

Para la acción indirecta de los rayos X los pasos que anteceden al daño biológico se pueden resumir como sigue:

- Interacción primaria de los fotones por efecto fotoeléctrico, efecto Compton o producción de pares, produciendo un electrón de alta energía.
- El electrón de alta energía se mueve a través de los tejidos produciendo radicales libres en el agua.
- Los radicales libres pueden producir cambios en el ADN por medio de la ruptura de enlaces químicos.
- Los cambios en los enlaces químicos pueden resultar en efectos biológicos.

El primero de los procesos pertenece al campo de la Física, el segundo a la Química, mientras que el tercero y el cuarto corresponden a la Biología.

Resultado de la irradiación de las células:

La irradiación de una célula tendrá como resultado alguno de los siguientes efectos:

- Ningún efecto.
- Retraso de la división celular.
- Apoptosis: la célula muere antes de que se pueda dividir.
- Fallo reproductivo: la célula muere cuando intenta la primera mitosis post-irradiación o las siguientes.
- Mutación de algún gen del ADN, que, sin producir la muerte celular, puede propagarse en las sucesivas divisiones celulares.

9.5. Tipo de daño por radiación.

La escala temporal entre la ruptura de enlaces químicos y la producción de efectos biológicos es muy variable, desde horas hasta años, dependiendo del tipo de daño.



- Si la muerte reproductiva es el resultado de la irradiación, pueden pasar horas o días hasta que la célula dañada intente dividirse nuevamente (**efectos agudos** o tempranos de la radiación).
- Si el daño es oncogénico (inducción de cáncer), su expresión puede ser retardada durante años (**efectos tardíos** de la radiación).
- Si el daño es una mutación de una célula germinal, los efectos pueden no expresarse hasta varias generaciones después.
- Adicionalmente a la carcinogénesis (inducción de cáncer), los efectos tardíos de la radiación incluyen el acortamiento del tiempo de vida, el daño genético y efectos potenciales al feto.

El daño por radiación se puede clasificar en tres categorías:

- a) **Daño letal**, si es irreversible, irreparable y conduce a la muerte celular.
- b) **Daño subletal**, que puede ser reparado por la propia célula en cuestión de horas, a menos que daños subletales adicionales se vayan añadiendo y conduzcan eventualmente a un daño letal.
- c) **Daño potencialmente letal**, que puede ser reparado si se manipula la célula para dejarla en un estado de no división.

Los efectos de la radiación en humanos también se pueden clasificar en somáticos o genéticos:

- **Efectos somáticos** son daños que los individuos expuestos sufren durante su tiempo de vida, tal como cánceres radioinducidos (carcinogénesis), esterilidad, cataratas y acortamiento del tiempo de vida.
- **Efectos hereditarios o genéticos** son mutaciones radioinducidas en los genes de un individuo y en el ADN, que contribuyen al nacimiento de descendientes con defectos.

La carcinogénesis se expresa como un efecto somático tardío en forma de leucemia mieloide aguda o crónica o en forma de tumores sólidos, por ejemplo, en la piel, hueso, pulmón, tiroides o mama. Los datos de carcinogénesis inducida por la radiación han sido recopilados de las siguientes fuentes:

- Exposición ocupacional de bajo nivel.
- Exposición médica de pacientes.
- Supervivientes de las bombas atómicas de Hiroshima y Nagasaki.

Los efectos perniciosos de la radiación pueden clasificarse dentro de dos categorías generales: estocásticos y deterministas (no estocásticos):

- Un **efecto estocástico** es aquel en el cual la probabilidad de ocurrencia de tal efecto se incrementa al aumentar la dosis de radiación recibida. Sin embargo, la severidad en los individuos afectados, una vez producido el efecto, no depende de la dosis (inducción de cáncer, efectos genéticos). No hay un umbral de dosis para este tipo de efectos.
- Un **efecto determinista** (no estocástico) es aquel cuya severidad se incrementa con la dosis. Hay un umbral de dosis por debajo del cual el efecto no se manifiesta. Una vez superado este umbral, el efecto acontece con total seguridad (atrofia orgánica, fibrosis, cataratas, cambios en la sangre, ...).

Un órgano o tejido expresa una respuesta al daño por radiación que puede ser agudo o tardío (crónico):



- Los **efectos agudos** se manifiestan pronto después de la exposición a la radiación, y se caracterizan por inflamación, edema, escamación de la piel y hemorragia.
- Los **efectos crónicos o tardíos** se manifiestan con retardo, y se caracterizan por fibrosis, atrofia, ulceración, estenosis u obstrucción del intestino.

La respuesta de un organismo a una exposición aguda total de todo su cuerpo (irradiación de cuerpo entero) está influenciada por la respuesta combinada de todos los órganos del cuerpo. Dependiendo de la dosis absorbida (por encima de 1 Gy), la respuesta a una irradiación total del cuerpo se describe como un síndrome de radiación específico:

- | | |
|-------------------------|--|
| - Entre 1 y 10 Gy: | <i>síndrome de la médula ósea.</i> |
| - Entre 10 Gy y 100 Gy: | <i>síndrome gastrointestinal.</i> |
| - Más de 100 Gy: | <i>síndrome del sistema nervioso central.</i> |

Los datos en humanos para los síndromes de radiación se han recopilado de las siguientes fuentes:

- Accidentes en la industria y en laboratorios de investigación.
- Accidentes con exposición en pruebas de armamento nuclear.
- Accidente del reactor nuclear de Chernobyl.
- Exposición de humanos a altos niveles de radiación en Hiroshima y Nagasaki.
- Exposición médica de humanos a irradiación de cuerpo entero.

9.6. Irradiación fetal.

Entre la concepción y el nacimiento, el feto pasa a través de tres estados básicos de desarrollo:

- Pre-implantación (días 1 al 10).
- Organogénesis (días 11 al 42).
- Crecimiento (día 43 hasta el nacimiento).

La radiación ionizante es un conocido agente teratogénico (causa defectos en el feto).

Los efectos en el feto dependen de dos factores: dosis y estado de desarrollo en el instante de la exposición. Los principales efectos de la radiación sobre el feto son la muerte fetal o neonatal, las malformaciones, el retraso en el crecimiento, defectos congénitos e inducción de cáncer.

Se puede considerar el aborto como posibilidad para evitar anomalías congénitas radioinducidas solo cuando la dosis fetal ha excedido los 10 cGy. Para dosis mayores de 25 cGy se recomienda el aborto de manera general.

9.7. Curvas de supervivencia celular.

Una curva de supervivencia celular describe la relación entre la fracción de células supervivientes, es decir, la fracción de células irradiadas que mantienen su integridad reproductiva (células clonogénicas), y la dosis absorbida.



La supervivencia celular como función de la dosis de radiación se suele visualizar gráficamente, representando la fracción superviviente en escala logarítmica en el eje de ordenadas frente a la dosis en escala lineal en el eje de abscisas.

La fracción de células supervivientes se determina con técnicas "in-vitro" o "in-vivo". Ejemplos de curvas de supervivencia para células irradiadas por haces de radiación ionizante de alta y baja LET se muestran en la fig. 9.2.:

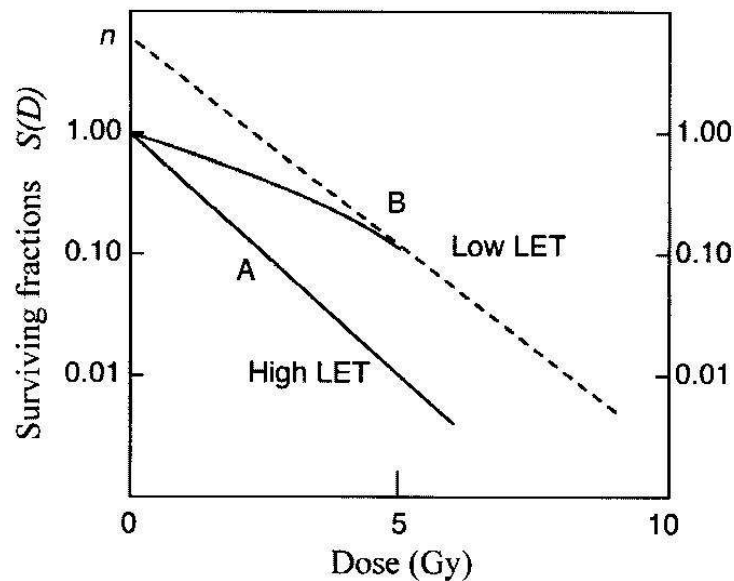


Fig. 9.2.: Curvas de supervivencia celular típicas para radiación de alta LET (curva A) y baja LET (curva B).

El tipo de radiación influye en la forma de las curvas de supervivencia. Las radiaciones densamente ionizantes (alta LET) exhiben una curva de supervivencia que es casi una función exponencial negativa de la dosis. En una representación logarítmico-lineal como la de la fig. 9.2. dicho comportamiento corresponde a una gráfica en línea recta descendente (A). Sin embargo, para radiaciones de baja LET, la curva (B) muestra una pendiente inicial seguida por una región de "hombro" y luego se hace recta a dosis altas.

Hay factores que hacen que las células sean menos radiosensibles:

- La sustracción de oxígeno al medio celular, dejando a las células en un estado hipóxico.
- El uso para Radioterapia de tasas de dosis bajas o de irradiación multifraccionada.
- Células sincronizadas en la fase S tardía del ciclo celular.
- La adicción de sustancias químicas que neutralicen los radicales libres.

Se han definido varios modelos matemáticos de diferentes complejidades para explicar la forma de las curvas de supervivencia, todos basados en el concepto puramente probabilístico de deposición de energía por la radiación en el tejido. El **modelo lineal-cuadrático** es, en la actualidad, el más usado para describir matemáticamente la curva de supervivencia celular, asumiendo que hay dos componentes de muerte celular por radiación:



$$S(D) = \exp (-\alpha D - \beta D^2)$$

$S(D)$ es la fracción de células supervivientes a una dosis D .

α es una constante que describe el componente lineal (D) de la curva de supervivencia celular.

β una constante menor que describe el componente cuadrático (D^2).

Este modelo lineal-cuadrático todavía no tiene una base biológica clara. Es una descripción matemática que se ajusta bien al comportamiento de las curvas de supervivencia celular obtenidas experimentalmente.

9.8. Curvas Dosis-Respuesta.

A la representación gráfica de un efecto biológico particular frente a la dosis se le llama curva dosis-respuesta. Generalmente, a medida que aumenta la dosis aumenta también el efecto.

Las curvas dosis-respuesta pueden tener o no un umbral. El **umbral de dosis** para un efecto particular es la dosis más alta por debajo de la cual no se observa dicho efecto.

En la fig. 9.3. se muestran varias curvas dosis-respuesta, dependiendo del efecto estudiado. Las curvas A,B,C,D son típicas para la inducción de cáncer, mientras que la curva E lo es para la respuesta tisular:

- (A) Relación lineal sin umbral de dosis.
- (B) Relación lineal con umbral de dosis D_T .
- (C) Relación lineal-cuadrática sin umbral de dosis (asumida para efectos estocásticos, como la carcinogénesis).
- (D) Relación lineal sin umbral de dosis (el área por debajo de la línea punteada representa la incidencia natural de este efecto).
- (E) Relación sigmoide con umbral D_1 , como es común para efectos deterministas en tejidos, como el control tumoral y la morbilidad del tratamiento radioterápico.

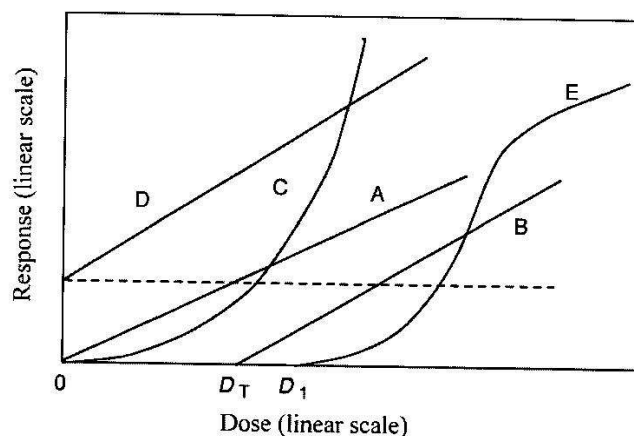


Fig. 9.3.: Curvas dosis-respuesta para diferentes efectos.



La respuesta de los diferentes tejidos y órganos a la radiación varía fuertemente, dependiendo fundamentalmente de dos factores: la sensibilidad intrínseca de las células individuales y la cinética de la población celular.

Hay una distinción clara en la respuesta a la radiación entre tejidos que son de **respuesta temprana** (piel, mucosa, epitelio intestinal) y aquellos que son de **respuesta tardía**. En la fig. 9.4. se muestra esta diferencia en términos de fracción de supervivencia celular frente a dosis:

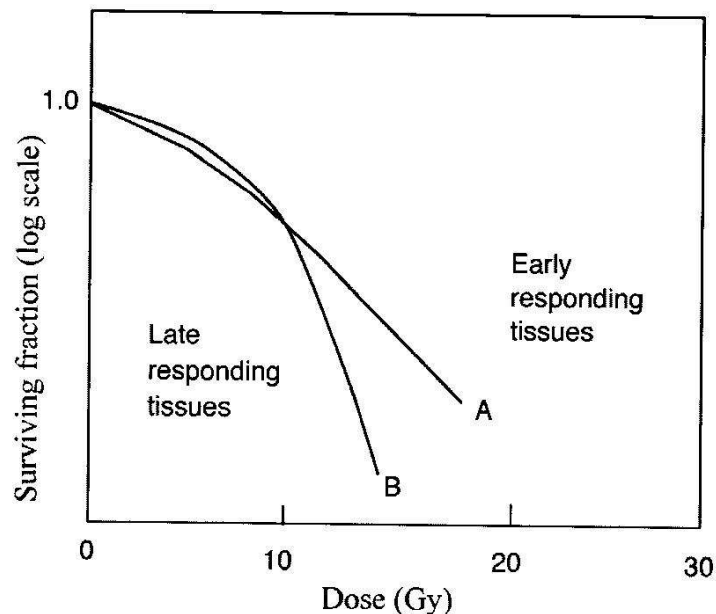


Fig. 9.4.: Curvas de supervivencia celular típicas para tejidos de respuesta temprana (curva A) y de respuesta tardía (curva B).

Se observa, aplicando el modelo lineal-cuadrático, que:

- Las curvas de supervivencia celular para tejidos de respuesta tardía son más curvadas que para los de respuesta temprana.
- Para efectos agudos, la razón α/β es grande, y α domina a bajas dosis.
- Para efectos tardíos, α/β es pequeño y β tiene una influencia incluso a bajas dosis.

9.9. Células normales y células tumorales: Índice Terapéutico.

La intención de la Radioterapia es suministrar suficiente radiación al tumor para destruirlo sin irradiar el tejido normal con una dosis que provoque complicaciones serias (morbilidad). Tal como se muestra en las figuras 1.1. y 9.5., el principio se ilustra habitualmente representando gráficamente dos curvas sigmoideas, una para la **Probabilidad de Control Tumoral (TCP, curva A)** y la otra para la **Probabilidad de Complicación en los Tejidos Normales (NTCP, curva B)**.

La elección óptima de la técnica radioterápica y de la dosis a impartir en el tratamiento de un determinado tumor será tal que maximice la TCP y simultáneamente se minimice la NTCP. Para un tratamiento típico de radioterapia, $TCP > 0.5$ y $NTCP < 0.05$.

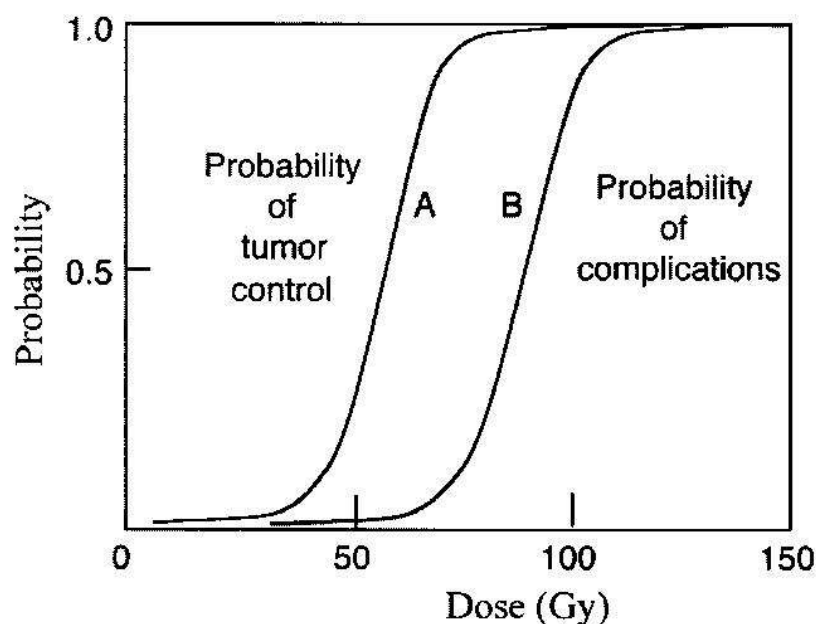


Fig. 9.5.: Principio del Índice Terapéutico.

Cuanto más alejada esté la curva B (NTCP) de la parte derecha de la curva A (TCP) en la fig. 9.5., más fácil es conseguir el objetivo radioterápico; es decir, mayor será el llamado **Índice Terapéutico**, y más difícil será que el tratamiento cause complicaciones.

El índice terapéutico se define generalmente como el cociente $TCP / NTCP$ para una dosis especificada. Sin embargo, también suele definirse como el cociente de dosis en ambas curvas para un determinado nivel de respuesta del tejido normal (usualmente 0,05).

La fig. 9.5. muestra una situación ideal. En realidad, la curva TCP es a menudo más profunda que la curva NTCP. Más aún, la curva TCP en ciertos tumores nunca alcanza un valor de 1 como resultado de diseminación metastásica microscópica más allá del tumor primario. Es imperativo que las dosis promedio a los tejidos normales se mantengan más bajas que la dosis al tumor para minimizar las complicaciones y optimizar el resultado del tratamiento. En la Radioterapia moderna esto se consigue a través de una sofisticada planificación 3D (inversa o directa) y ejecución del tratamiento (conformado y/o modulado en intensidad).

El índice terapéutico varía con muchos factores, como la tasa de dosis y la LET de la radiación, la presencia de radiosensibilizadores o radioprotectores, el diseño del plan de tratamiento y la precisión de la implementación de dicho plan.



9.10. Tasa de dosis y fraccionamiento.

Para una misma dosis absorbida, la radiación suministrada a una baja tasa de dosis suele producir menor muerte celular que la radiación suministrada a una mayor tasa, porque así se permite una mejor reparación del daño subletal.

Las tasas de dosis típicas utilizadas en Radioterapia son del orden de:

- 1 Gy/min en la radioterapia externa estándar y en la braquiterapia de alta tasa (HDR).
- Hasta 10 Gy/min en radioterapia externa hipofraccionada o de sesión única.
- 0,1 Gy/min en la irradiación total de cuerpo entero.
- 0,01 Gy/min en la braquiterapia de baja tasa (LDR).

El **fraccionamiento** de un tratamiento de Radioterapia de manera que se suministre a lo largo de un período de varias semanas en vez de en una sola sesión permite un mejor índice terapéutico. Sin embargo, para lograr el nivel deseado de daño biológico, la dosis total de un tratamiento fraccionado debe ser mayor que la de un tratamiento de sesión única.

La base del fraccionamiento de dosis radica en cinco factores biológicos primarios, llamados las cinco $R's$ de la Radioterapia:

- a) **Radiosensibilidad:** las células tienen diferentes radiosensibilidades según su tipo.
- b) **Reparación:** las células son capaces de reparar el daño por radiación. Éste es un proceso complejo que involucra la reparación del daño subletal por una serie de enzimas.
- c) **Repoblación:** las células se repueblan mientras reciben dosis fraccionadas de radiación.
- d) **Redistribución:** la redistribución de la población celular proliferante a través del ciclo celular incrementa la muerte celular en tratamientos fraccionados en relación al tratamiento de sesión única.
- e) **Reoxigenación:** la reoxigenación de células hipóxicas durante el curso de un tratamiento fraccionado hace que sean más radiosensibles a subsecuentes dosis de radiación.

El fraccionamiento convencional se explica como sigue:

Dividiendo la dosis en múltiples fracciones se beneficia a los tejidos normales por medio de la **reparación** del daño subletal entre fracciones y de la **repoblación** de las células. El primer proceso es más importante para tejidos de respuesta tardía, y el segundo lo es para los de respuesta temprana. Además, el fraccionamiento de la dosis incrementa el daño al tumor por medio de la **reoxigenación** y la **redistribución** de las células tumorales. Se crea un balance entre la respuesta del tumor y la de los tejidos normales, de tal manera que dosis bajas por fracción evitan preferentemente la respuesta de los tejidos de respuesta tardía. Un esquema de fraccionamiento razonable permite la regeneración de los tejidos de respuesta temprana a la vez que se produce reoxigenación en el tejido tumoral.

El **fraccionamiento estándar** en radioterapia externa está basado en 5 sesiones a la semana (una al día), abarcando el tratamiento entero varias semanas. Este régimen considera tanto aspectos prácticos como un resultado exitoso del tratamiento.

Existen otros regímenes de tratamiento con la intención de mejorar el índice terapéutico:



- **Hiperfraccionamiento:** se utiliza más de una sesión al día con una dosis más baja por sesión ($< 1,8 \text{ Gy}$) para reducir las complicaciones a largo plazo en tejidos sanos y permitir el suministro de una mayor dosis total al tumor.
- **Hipofraccionamiento o fraccionamiento acelerado:** se reduce la duración total del tratamiento incrementando la dosis por sesión, para así minimizar la proliferación de las células tumorales durante el tratamiento.



10. EQUIPAMIENTO Y FUENTES DE RADIACIÓN EN RADIOTERAPIA EXTERNA

10.1. Introducción.

En Radioterapia Externa se han utilizado a lo largo de los años distintas fuentes de radiación para el tratamiento de las enfermedades oncológicas: equipos de RX (superficiales y profundos), unidades de Cs-137, unidades de Co-60, ciclotrones, betatrones, aceleradores lineales, etc. Tradicionalmente, los avances tecnológicos han buscado ofrecer equipos de tratamiento que suministrasen haces de radiación con cada vez mayor energía, para poder así tratar con eficiencia los tumores profundos sin comprometer en exceso a los tejidos sanos más superficiales. Es decir, se intentaban conseguir haces cada vez más penetrantes para mejorar el índice terapéutico (véase la definición de índice terapéutico en el capítulo dedicado a la Radiobiología).

Hoy en día, en plena era del megavoltaje, ese objetivo ya está alcanzado, y las novedades tecnológicas en el campo de la Radioterapia Externa no persiguen obtener haces con mayor energía, sino que se concentran en diseñar elementos accesorios que permitan modificar la distribución de dosis en el interior del paciente casi "a voluntad".

Abordaremos seguidamente en este capítulo solo aquellas fuentes de radiación externa que se utilizan en la actualidad para Radioterapia, dejando de lado, por ejemplo, las ya obsoletas unidades de cesioterapia, los ciclotrones o los betatrones. De todos modos, y aunque también han quedado completamente obsoletas y en desuso, sí se incluyen las unidades de cobaltoterapia (Co-60) debido a la importancia histórica que han tenido, resultando además interesante y didáctica la exposición de las diferencias principales que presentan respecto a los modernos aceleradores lineales de electrones.



Fig. 10.1.: Acelerador de electrones tipo Betatron, hoy en día ya obsoleto.



10.2. Rayos X de terapia.

Los equipos de rayos X de terapia fueron los primeros aparatos utilizados en radioterapia externa. En apariencia y en funcionamiento no se diferencian demasiado de los conocidos aparatos de rayos X utilizados en el campo del Radiodiagnóstico. Constan básicamente de un generador de bajo y alto voltaje, un tubo de rayos X convencional y distintos colimadores o aplicadores para conformar el tamaño y forma del haz en el paciente. La camilla en la que se coloca al paciente suele ser una camilla normal y corriente, independiente del equipo.



Fig. 10.2.: Equipo de radioterapia superficial, en el que se aprecia el generador de tensión al fondo, y en primer término el tubo de rayos X.

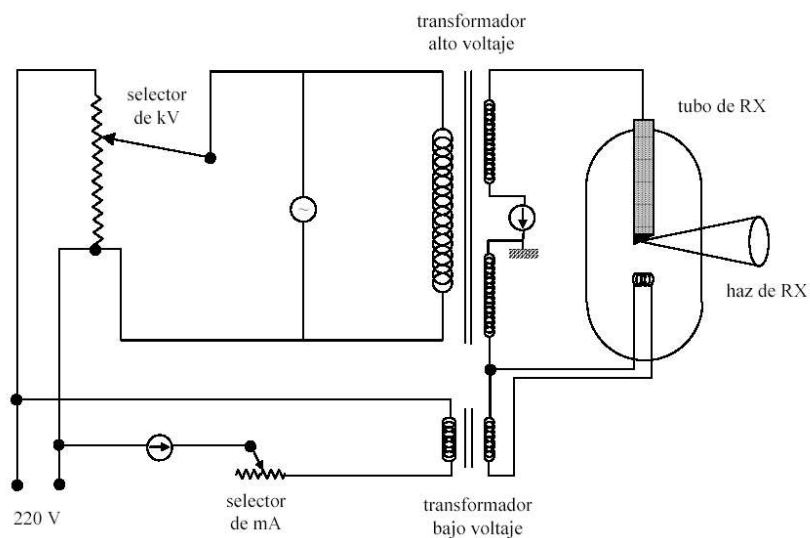


Fig. 10.3.: Representación esquemática de un aparato de rayos X de terapia.



Se muestra en la fig. 10.2. un aparato de rayos X de terapia, y en la fig. 10.3. un esquema explicativo de su funcionamiento.

A partir de una tensión baja suministrada por un **generador de tensión**, y por medio de un **transformador de alto voltaje**, se aplica una alta tensión a un par de electrodos situados dentro de un tubo de vidrio (**tubo de rayos X**), donde existe vacío. Uno de los electrodos (**cátodo**) del tubo es en realidad un **filamento** por el que se hace circular corriente a baja tensión, de forma que desprende electrones al calentarse (**efecto termoiónico**). Estos electrones son acelerados dentro del tubo por efecto del alto voltaje aplicado, y se hacen chocar contra un blanco de alto número atómico (normalmente tungsteno) que se encuentra en el otro electrodo (**ánodo**). La energía cinética de los electrones que se frenan es cedida en forma de fotones de rayos X (fenómeno de radiación de frenado). Aparece además radiación X característica del tungsteno.

De esta manera, el espectro de los fotones es continuo, salvo la radiación característica, yendo desde muy baja energía hasta la energía máxima, que se corresponde con el potencial de aceleración en el tubo. Así, si aplicamos al tubo un potencial de 100 KV se producirán fotones desde 0 hasta 100 KeV. Para aumentar la capacidad de penetración de la radiación ("dureza") es necesario retirar los fotones de baja energía, que apenas penetran unos pocos milímetros en el tejido y solo contribuyen a sobredosificar la piel. Esto se consigue filtrando el haz con láminas de algún metal de espesor adecuado para dejar pasar solo los fotones de mayor energía.

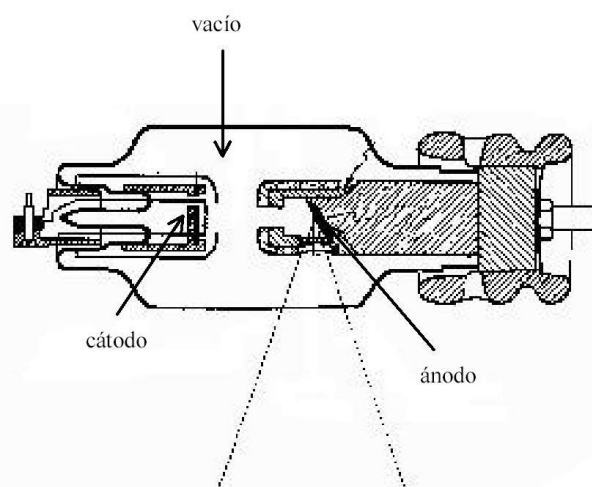


Fig. 10.4.: Esquema de un tubo de rayos X de terapia.

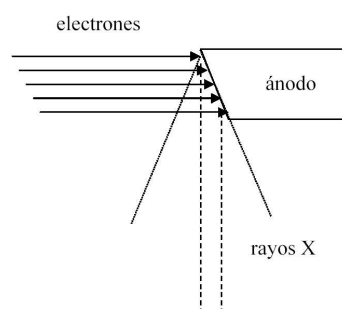


Fig. 10.5.: Producción de radiación X de frenado y característica al impactar contra el ánodo los electrones acelerados en el tubo.

El ánodo del tubo de rayos X es de gran tamaño para que pueda evacuar el abundante calor que se genera, ya que el 99% de la energía de los electrones se pierde en forma de calor al chocar contra el ánodo. Es necesario utilizar un **circuito de refrigeración** (usualmente aceite).

El tubo de rayos X suele ir montado en un soporte que permite cierta versatilidad de movimientos con el objeto de facilitar la correcta aplicación del haz de radiación sobre el paciente. A diferencia de las modernas unidades de teleterapia (aceleradores lineales de electrones, unidades de cobalto), estos movimientos del tubo se realizan de forma manual, no automatizada.



Fig. 10.6.: Aplicadores de diferentes tamaños.



Fig. 10.7.: Equipo de rayos X de terapia, mostrando uno de los aplicadores montado a la salida del tubo.

A la salida del haz del tubo se coloca un **aplicador** adecuado al tamaño de la lesión a tratar, de manera que la radiación se concentre en dicha zona y se limite al máximo la radiación dispersa en otras zonas.

Se suelen emplear también **insertos de plomo**, recortados en la piel del paciente, para conformar todavía más el haz al área anatómica a irradiar.

El tiempo de irradiación está controlado por un cronómetro o **temporizador**, de modo que la dosis administrada es proporcional al tiempo programado (esto es estrictamente válido si la intensidad de radiación emitida por el tubo es perfectamente constante en el tiempo, algo que no siempre se puede asegurar).

La sala en la que se albergan este tipo de equipos ha de contar con protección estructural suficiente en paredes, suelo, techo y puerta, para evitar que en el exterior se puedan superar los límites de dosis legales. De la misma manera, en el interior el operador ha de estar protegido tras una mampara plomada durante la irradiación.

Debido al limitado voltaje de operación del tubo (desde 60 hasta 400 KV en algunos aparatos), los rayos X así producidos tienen escaso poder de penetración en el paciente. Por lo tanto, para irradiar un volumen profundo es necesario utilizar muchos haces desde diferentes direcciones y con la mayor energía que proporcione el aparato, para evitar así sobredosificar la piel. Incluso en este caso, la irradiación de tumores demasiado profundos empleando un equipo de rayos X es inabordable debido a las altas dosis que recibirían los tejidos sanos superficiales.

Con la invención de las unidades de Co-60 y, posteriormente, de los aceleradores lineales de electrones, su uso se ha visto muy reducido. Hoy en día su utilización queda restringida al tratamiento de lesiones superficiales (**radioterapia superficial o radioterapia de ortovoltaje**).



10.3. Unidades de cobaltoterapia.

Con el desarrollo de reactores nucleares de alto flujo de neutrones fue posible la fabricación de isótopos radiactivos artificiales de alta actividad y reducidas dimensiones para su uso en Radioterapia. Se utilizó durante mucho tiempo el Cs-137 (unidades de cesioterapia), pero el mejor resultado lo obtuvieron las unidades de Co-60 (cobaltoterapia).

Las unidades de cobalto se hicieron muy populares en los 60s y 70s, ya que proporcionaban una radiación de fotones intensa y de alta energía (por encima de 1 MeV, es decir, en la zona de "megavoltaje"), por lo que se podían tratar las lesiones profundas con mayor eficacia sin superar las dosis umbrales tolerables en tejidos superficiales.

Además, la fuente radiactiva se podía orientar de diversas maneras respecto al paciente, por lo que ya no era necesario mover a éste para irradiarle desde diferentes ángulos de incidencia.



Fig. 10.8.: Unidad de cobaltoterapia modelo "Theratron 780".

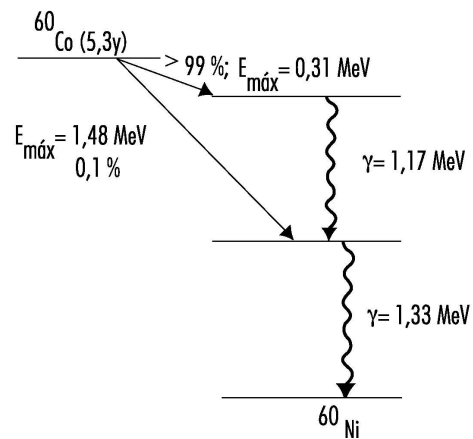


Fig. 10.9.: Esquema de desintegración del cobalto-60.

El Co-60 se obtiene por bombardeo de neutrones sobre el isótopo Co-59. El esquema del decaimiento radiactivo del Co-60, mediante desintegración β^- , se muestra en la fig. 10.9.

Los átomos de Co-60 decaen mediante desintegración β^- negativa, consistente en la transformación de uno de los neutrones del núcleo en un protón, emitiendo en el proceso un electrón que es absorbido en la propia fuente, dando como resultado un átomo de Ni-60 (níquel) en un estado nuclear excitado. La energía de excitación es cedida mediante dos decaimientos gamma consistentes en la emisión de un fotón de 1,33 MeV y otro de 1,17 MeV (de media, dos fotones de 1,25 MeV por cada desintegración), llevando el átomo de níquel a un estado estable.

El período de semidesintegración para el Co-60 es de 5,27 años. Esto significa que para tener unos tiempos de tratamiento razonables es necesario sustituir la fuente (también llamada "**pastilla**") cada cierto tiempo.

La pastilla consta de un encapsulamiento metálico de forma cilíndrica en cuyo interior se confina el material radiactivo, con unas dimensiones típicas de 1,5 o 2 cm de diámetro. La pastilla va



alojada en el interior de un **cabezal blindado**, que ha de estar fabricado de un material lo suficientemente denso como para poder albergar en su interior una fuente radiactiva de muy alta actividad (del orden de varios miles de curios) sin que la radiación de fuga al exterior sea apreciablemente mayor que la radiación de fondo natural. Por ello se construyen dichos cabezales con aleaciones conteniendo plomo o tungsteno, que son materiales de alto n° atómico en los que los fotones emergentes de la fuente interaccionan con facilidad por efecto fotoeléctrico y quedan absorbidos.

En algunos modelos de unidad de cobalto se monta la fuente en el extremo de un cilindro capaz de moverse en el interior del cabezal blindado, de forma que se tienen dos posibles posiciones para la misma, según la fuente esté en el interior del blindaje en la **posición de reposo (OFF)** o alineada con los colimadores en la **posición de irradiación (ON)**. En el extremo opuesto del cilindro se sitúa una **lámpara** cuya luz sirve para simular el campo de radiación. El movimiento del cilindro se consigue con un **sistema neumático** accionado por un **compresor**.

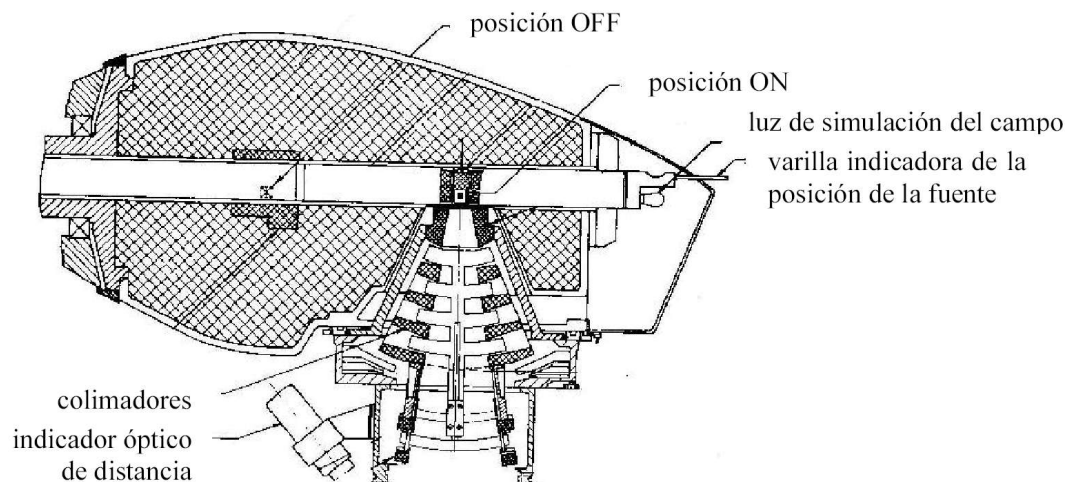


Fig. 10.10.: Esquema del cabezal de una unidad de cobalto modelo "Theratron 80".

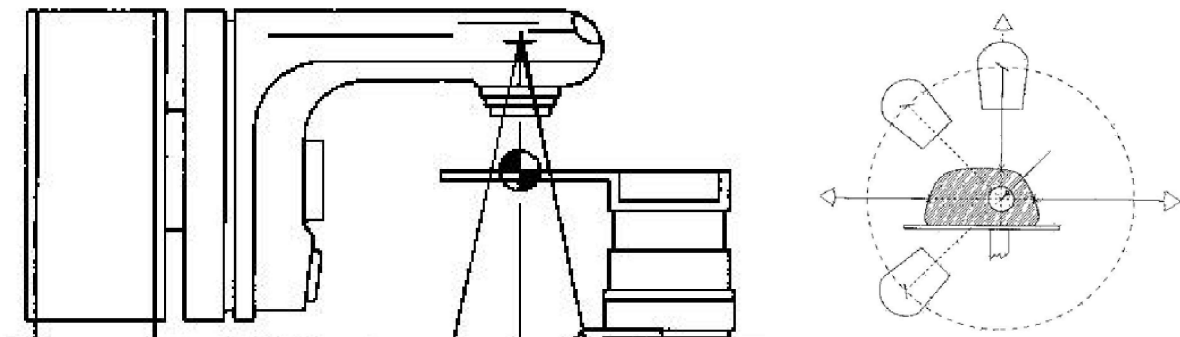


Fig. 10.11.: Carácter isocéntrico de una unidad moderna de teleterapia (unidad de cobalto o acelerador lineal).



El punto donde se cruzan los ejes de giro del brazo (también llamado "gantry"), colimador y mesa se denomina **isocentro**. La distancia entre la fuente de cobalto y el isocentro de la unidad se denomina **distancia isocéntrica**, y suele ser de 80 cm, aunque ya hay unidades modernas de cobaltoterapia con un isocentro a 100 cm (y unidades obsoletas con un isocentro a 60 cm).

Se tiene así una **unidad de tratamiento isocéntrica**. Si colocamos el volumen que queremos irradiar en el isocentro de la unidad, giremos hacia donde giremos el gantry, siempre estaremos apuntando el haz de radiación hacia dicho volumen. Esto permite que, sin necesidad de mover al paciente sobre la mesa, se pueda orientar el eje del haz en cualquier dirección, ofreciendo mayores posibilidades de optimización del tratamiento (véase fig. 10.11.).

Hay que tener en cuenta que cuanto menor sea la distancia isocéntrica, más dificultad habrá para realizar las llamadas técnicas isocéntricas de tratamiento, ya que aumenta la posibilidad de colisión entre paciente y cabezal de la unidad al efectuar el giro de gantry. En este sentido son más versátiles los aceleradores lineales de electrones, ya que éstos tienen el isocentro a 100 cm y no a 80 cm.

La única complicación técnica que presentan las unidades de cobaltoterapia consiste en sostener y mover un peso de más de una tonelada con precisión milimétrica. Esto explica su éxito inicial.

La mesa de tratamiento es una parte integrada de la unidad, y está dotada de movimientos tales que, junto con los movimientos del gantry y del cabezal de la unidad, permiten cualquier orientación del eje del haz sobre el paciente permaneciendo éste inmóvil encima de la camilla.

La colimación del haz de radiación se consigue mediante una **colimación primaria** en el interior del cabezal, y una **colimación secundaria** mediante "**trimmers**" de apertura variable, que pueden abrirse hasta formar un campo de radiación de hasta 35 cm x 35 cm en el isocentro. Estos trimmers suelen estar contruados con uranio empobrecido, que es ligeramente radiactivo, aunque el riesgo es mínimo.

Existe también un indicador luminoso (**telémetro**) que proyecta una luz con una escala graduada, tal que sobre un punto en el eje del haz se muestra la distancia del foco de radiación a dicho punto.

Existe también una **varilla testigo** dentro del cilindro, solidaria con la pastilla, de modo que cuando la fuente se desplaza a la posición de irradiación (posición "ON"), el extremo de la varilla sobresale en el frontal del cabezal, indicando que la pastilla está en posición de irradiación. Una vez terminada la irradiación, la fuente retrocede a la posición de seguridad (posición "OFF"), y con ella se retrae también la varilla.

Cuando la fuente se encuentra en la posición "OFF", en la posición de irradiación queda situada la lámpara luminosa, permitiendo así simular el campo de radiación mediante un haz luminoso.

Para el tratamiento de pacientes se hace necesario en ocasiones utilizar elementos modificadores del haz como **bloques de protección** y **cuñas**. Estos elementos van colocados sobre **bandejas** que se insertan manualmente en el extremo del cabezal, después de los colimadores secundarios.



Algunas unidades de cobaltoterapia "modernas", que todavía se siguen utilizando en algunos países, incluyen colimadores multilámina automáticos, que reemplazan a los bloques de inserción manual.

Para proteger a trabajadores y público de la radiación emitida por la fuente cuando ésta está en posición "ON" durante el tratamiento a un paciente, las unidades de cobaltoterapia se deben alojar en el interior de salas blindadas ("búnkeres") con paredes de hormigón de espesor suficiente. La puerta de acceso también debe estar blindada, normalmente con plomo.

Se suele disponer de un detector de radiación en el interior del búnker, independiente de la unidad, como medida adicional de seguridad.

Externamente a la unidad, y montados en las paredes del búnker, se tiene un sistema de alineamiento por **láser** que consiste en varios haces planos de luz láser que se cortan en el isocentro de la unidad. Haciendo coincidir los láseres con las marcas o tatuajes de simulación en la piel del paciente se consigue la colocación exacta del mismo en relación al isocentro, asegurando que la geometría relativa entre paciente y haces de radiación sea la previamente planificada.



Fig. 10.12.: Puesto de control de una unidad de cobaltoterapia.

El puesto de control del operador se sitúa en el exterior del búnker, desde el cual se da la orden de inicio de irradiación a través de una **consola de operación**. Existen diversos sistemas de seguridad que impiden la irradiación si no se cumplen ciertos requisitos (puerta cerrada, selección de técnica, introducción previa del tiempo de irradiación, presión adecuada en el compresor, etc). Solo cuando todos los parámetros de irradiación hayan sido introducidos en la consola y se cumplan las condiciones de seguridad es posible la salida de la pastilla a la posición "ON".

Debe haber siempre un sistema de comunicación visual y acústica con el paciente desde el exterior del búnker, por ejemplo, con sistemas de circuito cerrado de televisión e interfono.

Existen pulsadores de parada que interrumpen la radiación devolviendo la pastilla a su posición de seguridad en el interior del cabezal, y pulsadores de emergencia ("**setas**") que cortan la



alimentación eléctrica de la unidad provocando que la pastilla retorne también a la posición de seguridad por falta de presión en el sistema neumático.

La dosis administrada al paciente se controla mediante un **temporizador** o cronómetro integrado en la consola de operación. La dosis en cada campo de tratamiento es proporcional al tiempo programado, ya que la intensidad de radiación suministrada por la pastilla es constante durante un tiempo típico de irradiación.

Sin embargo, con el paso de los meses, y debido al decaimiento radiactivo, se hace necesario un mayor tiempo de irradiación para suministrar una misma dosis. A pesar de esto, no se suelen hacer correcciones al tiempo de cada campo a lo largo de las sucesivas sesiones de un mismo tratamiento, ya que el decaimiento radiactivo durante los días o las pocas semanas que suele durar un tratamiento es despreciable (el período de semidesintegración del cobalto-60 es de 5,27 años).

Una unidad de cobaltoterapia suele calibrarse en unidades de cGy/min en un punto de referencia y en unas condiciones de referencia. Al valor de la tasa de dosis, en cGy/min, que suministra la unidad en este punto y en estas condiciones de referencia se la suele denominar **rendimiento** o coeficiente de calibración de la misma.

Se debe tener presente el llamado **error de temporizador**, debido a que existe un pequeño instante al inicio de la irradiación (unos dos segundos) en el que la pastilla se traslada desde la posición "OFF" a la posición "ON", y también al revés, cuando se retira. Durante este intervalo la intensidad de salida es menor que la correspondiente a la posición "ON". La cuantía y signo de este error depende del instante exacto en el cual empieza a contar el tiempo el temporizador (al inicio del movimiento de la pastilla o cuando la pastilla está ya en la posición de irradiación). Este efecto, casi siempre despreciable, no se suele corregir en el cálculo del tiempo para cada campo de tratamiento.

Gamma Knife

El "Gamma Knife" es el nombre comercial de una unidad especial de cobaltoterapia utilizada para radiocirugía en tumores craneales, y cuya morfología y funcionamiento se diferencia sustancialmente de las unidades de cobalto "convencionales", por lo que merece una mención aparte.



Fig. 10.13.: Tratamiento de radioterapia en una unidad Gamma Knife.

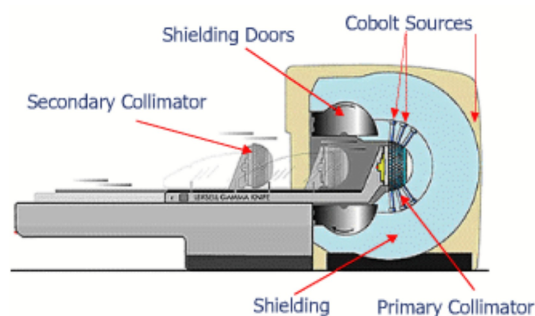


Fig. 10.14.: Esquema del diseño de una unidad Gamma Knife.



El Gamma Knife utiliza la radiación gamma de 201 pequeñas fuentes de cobalto-60 individuales, de manera que los respectivos haces intersectan en un punto bien definido. Las fuentes se distribuyen regularmente sobre la superficie de un contenedor de forma hemiesférica, de tal modo que cada haz se dirige a un punto focal común en el centro. La intensidad de radiación resultante en dicho punto focal es extremadamente alta, mientras que solo a una corta distancia es bastante baja. Esto permite una alta dosis de radiación suministrada al tumor al mismo tiempo que se protege adecuadamente el tejido craneal sano.

Seleccionando el sistema de colimación adecuado se puede cambiar el tamaño del punto focal. Se dispone de varios tamaños de colimación, que proporcionan tamaños del punto focal desde pocos milímetros hasta unos 2 cm.

La eficacia de la radiocirugía con una unidad Gamma Knife depende en gran medida de la precisión inherente de la máquina y de los procedimientos utilizados para identificar la posición de los tejidos tumorales dentro del cerebro. Las técnicas estereotácticas que emplean un inmovilizador craneal rígido, firmemente sujeto al cráneo del paciente, permiten determinar la posición de la lesión con un alto grado de precisión, y facilitan el posicionamiento del paciente dentro de la unidad con gran exactitud.

Este inmovilizador craneal consta de numerosos agujeros o colimadores que deben acoplarse de manera exacta al sistema de colimación de la máquina (véase fig. 10.15.).

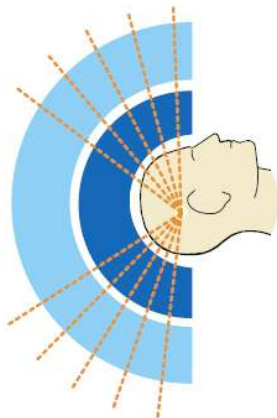


Fig. 10.15.: Haces de radiación de cada una de las fuentes de cobalto-60, convergiendo en el punto focal.



Fig. 10.16.: Marco estereotáctico de inmovilización craneal, rígidamente acoplado al paciente, de forma que el volumen tumoral se sitúe exactamente en el punto focal de radiación.



10.4. Aceleradores lineales de electrones.

A partir de 1940 se empezaron a construir distintos aceleradores de electrones (betatrón, ciclotrón, microtrón, acelerador lineal). En 1962 Varian introduce el primer acelerador lineal de uso clínico isocéntrico y completamente rotatable. Hoy en día los aceleradores lineales son capaces de generar haces de fotones y de electrones de varias energías, con lo cual pueden cubrir todas las necesidades de la radioterapia externa. Hay que añadir también una gran cantidad de accesorios, como los colimadores asimétricos, colimadores multilámina, dispositivos de imagen portal, cuñas dinámicas, aplicadores para radiocirugía, conformación dinámica, etc, que permiten optimizar las técnicas de tratamiento mucho más que con las unidades de radiación más antiguas. Por todo esto, son máquinas que requieren gran preparación y mucho tiempo, tanto para su puesta en marcha como en el programa de garantía de calidad y de mantenimiento.



Fig. 10.17.: Acelerador lineal de electrones para radioterapia, modelo "Saturno 42 F".



Fig. 10.18.: Detalle del cabezal de un acelerador lineal modelo "Clinac 2100", mostrando la formación de un haz clínico de fotones.

Aunque en apariencia externa puedan ser similares a las unidades de cobalto, los aceleradores lineales de electrones (abreviadamente, ALE o "linac") producen radiación atendiendo a un mecanismo totalmente diferente. En los ALE no existe ningún tipo de material radiactivo, y la radiación se produce a partir de electrones acelerados por ondas electromagnéticas (microondas) generadas en la propia unidad. La aceleración de electrones se produce en una trayectoria rectilínea, de ahí el apelativo "lineal", en contraposición a otros tipos de aceleradores como los ciclotrones o los betatrones, en donde la aceleración de los electrones se produce en órbitas circulares.

Por otro lado, los ALE comparten con las unidades de cobalto muchas características mecánicas y geométricas, ya vistas en la sección dedicada a las unidades de cobaltoterapia. Por ejemplo, tienen los mismos movimientos de giro de gantry, de colimador y de mesa, disponen de luz de simulación, de telémetro, láseres, etc.

En un acelerador lineal de electrones los electrones se generan, por efecto termoiónico, en un cátodo incandescente (cañón). Mediante la aplicación de un campo eléctrico pulsado se introducen en una guía de ondas llamada sección aceleradora, donde existe un campo electromagnético de microondas de alta frecuencia y potencia. Se crean así pequeños paquetes de electrones que se aceleran hasta el 99% de la velocidad de la luz. Estos electrones acelerados pueden utilizarse



directamente o bien frenarlos haciéndolos chocar contra un blanco de material pesado para que cedan su energía cinética en forma de fotones de rayos X (radiación de frenado). Con este sistema pueden alcanzarse energías muy altas. En la utilización clínica son del orden de la decena de MeV (unas 100 veces mayor que la energía de los rayos X diagnósticos y 10 veces mayor que los rayos gamma del Co-60).

En la fig. 10.19. se muestran los componentes básicos de un acelerador lineal de electrones de uso clínico.

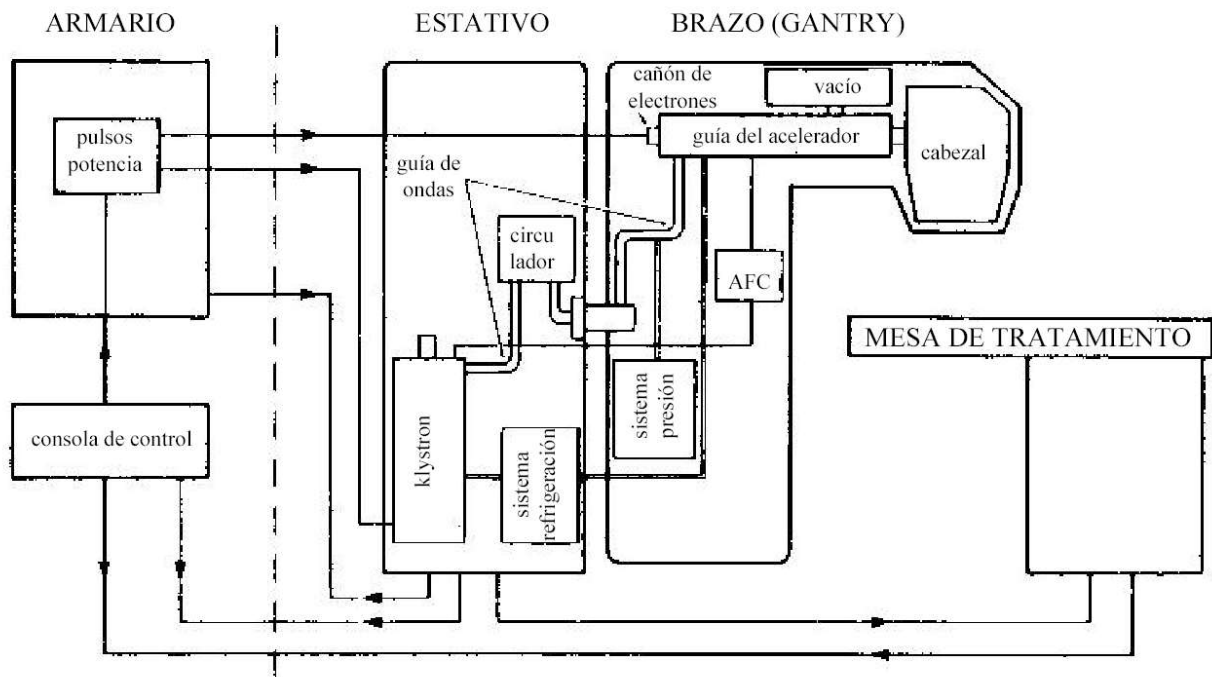


Fig. 10.19.: Componentes básicos de un acelerador lineal de electrones de uso clínico.

Dentro de la sala de tratamiento, aunque en un compartimento aparte, normalmente detrás del gantry, se tiene una fuente de alto voltaje y un **modulador** de pulsos. El modulador, a partir de la corriente alterna de la red general, crea **pulsos de tensión** de alto voltaje. Estos pulsos alimentan al klystron (o el magnetrón) y al cañón de electrones.

El **klystron** es un amplificador de potencia de ondas de alta frecuencia, es decir, recibe a la entrada ondas electromagnéticas de alta frecuencia (microondas) y baja potencia (400 W), y da a la salida **microondas de alta potencia** (7 MW). La producción de estas ondas de alta potencia está gobernada por los pulsos de tensión que llegan del modulador.

El **magnetrón** se utiliza con la misma función en lugar del klystron en ciertos ALE de baja energía. Es un oscilador que produce microondas de alta potencia (3 MW). El magnetrón presenta las desventajas de su menor potencia y duración, pero a cambio es más económico y necesita un voltaje y un aislamiento menor.

Las microondas así producidas viajan a la sección aceleradora, que veremos posteriormente, a través de una **guía de ondas**. Dentro de ella se inyecta un gas dieléctrico a presión constante



(**hexafluoruro de azufre**, por lo general) para evitar que se formen arcos de tensión entre las paredes de la guía.

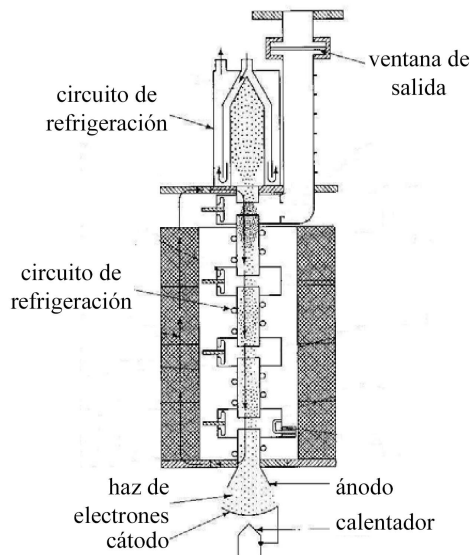


Fig. 10.20.: Klystron.

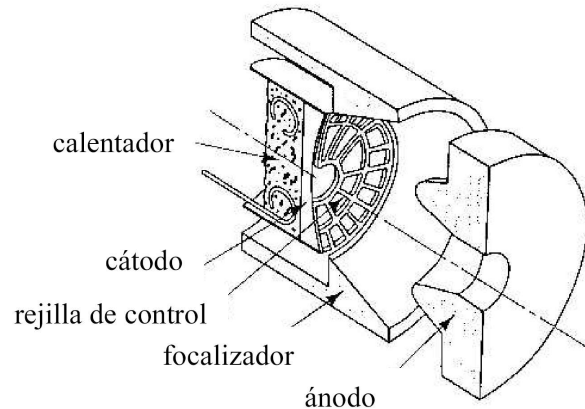


Fig. 10.21.: Cañón de electrones.

El **cañón** (en inglés "**gun**") produce electrones en pulsos (controlados por el modulador), y los acelera antes de introducirlos en la sección aceleradora, donde sufrirán la aceleración definitiva. En el cátodo del cañón se producen los electrones por calentamiento (efecto termoiónico), de manera similar a lo visto en los equipos de rayos X convencionales de terapia. Estos electrones son acelerados hacia el ánodo del cañón. Mediante una **rejilla de control** se consigue variar el flujo de los mismos de una manera rápida y precisa.

Los electrones producidos en el cañón son acelerados en la **sección o guía aceleradora**, que es una guía de ondas por la que circulan las microondas producidas en el klystron o en el magnetrón. En los aceleradores actuales de alta energía la sección aceleradora discurre por la parte superior del gantry de la unidad (véase fig. 10.19. y fig. 10.22.).

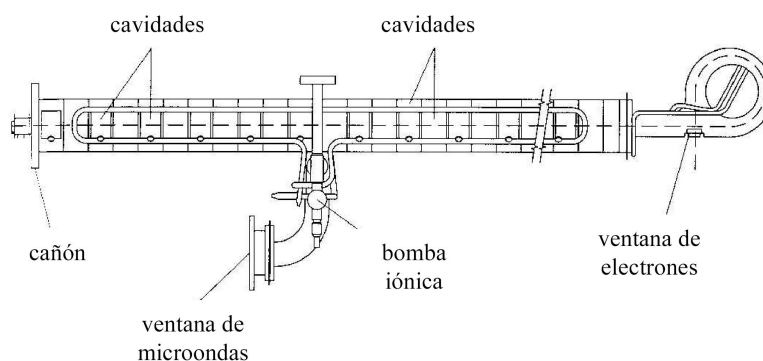


Fig. 10.22.: Sección aceleradora, con el cañón de electrones en uno de sus extremos. Obsérvese la disposición de las cavidades resonantes.



La sección aceleradora está dividida en **cavidades de resonancia**. El campo eléctrico oscila continuamente dentro de cada una ellas (valor positivo > cero > valor negativo > cero > valor positivo, ...) con una frecuencia de oscilación correspondiente a la frecuencia de las microondas que por ellas se propagan y que han sido generadas por el klystron. Los electrones generados por el cañón son inyectados en pequeños "paquetes", en fase con las microondas. Es decir, encuentran en cada cavidad el campo siempre "a favor", de forma que van siendo acelerados continuamente a lo largo de toda la sección aceleradora. El encuentro de los electrones con las "crestas" de la onda de microondas debe ser sincronizado, y de ello se encargan los pulsos de tensión que el modulador envía al mismo tiempo al cañón de electrones y al klystron.

Todo esto se esquematiza en la fig. 10.23., que simboliza la aceleración que sufre cada electrón al atravesar cada una de las cavidades.

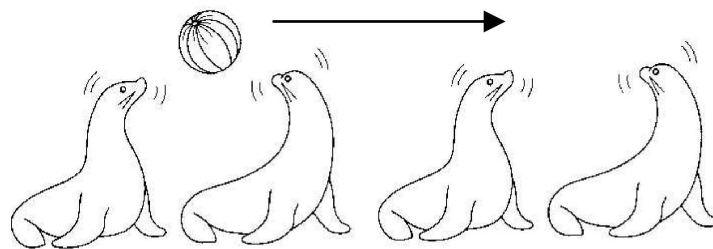


Fig. 10.23.: Analogía de la aceleración de los electrones por una onda (microonda) en su recorrido por las cavidades de la sección aceleradora.

Es fundamental que exista un alto vacío en el interior de la sección aceleradora, así que es necesario el funcionamiento continuo de **bombas de extracción** físicas e iónicas.

La energía final de los electrones dependerá del recorrido total dentro de la sección aceleradora. Cuanto más larga sea ésta, mayor energía adquirirán los electrones, y más energéticos serán los haces clínicos útiles que se obtengan posteriormente, sean de electrones o de fotones. Para conseguir rayos X de alta energía (mayor que 6 MV) son necesarias secciones aceleradoras de uno a dos metros de longitud, por lo que para construir una máquina isocéntrica han de ir montadas en horizontal en la parte superior del gantry, siendo necesario girar el haz 90° (o 270°) antes de enviarlo a la ventana de salida dentro del cabezal. Esto hace que el cabezal aumente de tamaño, debido a que debe alojar en su interior los dispositivos electromagnéticos necesarios para desviar el haz de electrones emergente de la sección aceleradora. Ello implica que debe aumentar también la altura del isocentro de la unidad para que sea así posible el giro isocéntrico completo.

La fig. 10.24. muestra el dispositivo de curvatura de electrones compuesto por tres electroimanes, comúnmente llamado "**bending magnet**". Los electrones con más energía describen una órbita más grande que los de menos energía. Se utiliza una rendija para reducir el espectro de energía de los electrones (los que tengan mucha o poca energía no pasarán por la rendija).

En el cabezal de la unidad se incluyen además los sistemas de colimación, estabilización y monitorización del haz. Es dentro del cabezal donde se ha de transformar el haz fino de electrones de alta energía emergente de la sección aceleradora y del "bending magnet" en un haz ancho y uniforme de uso clínico, bien sea de electrones o de fotones.

La sección aceleradora y el cabezal están blindados con plomo para reducir la radiación de fuga.

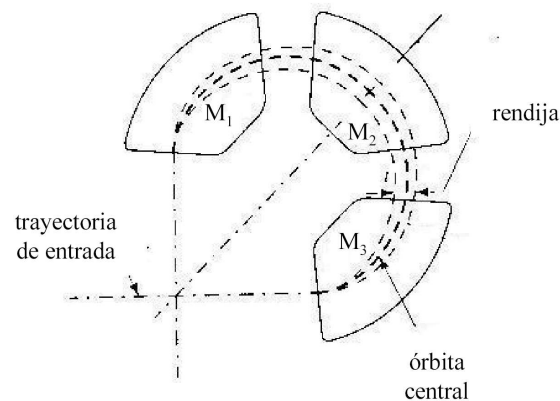


Fig. 10.24.: "Bending Magnet": desviación de 270° de la trayectoria de los electrones emergentes de la sección aceleradora.

A la salida del "bending magnet", y tras pasar por la "ventana" de entrada al cabezal del acelerador, los electrones se encuentran el "blanco" retráctil para la producción de rayos X. Más adelante están la lámina dispersora y el filtro aplanador montados sobre un carrusel que permite situar una u otro según se quiera obtener un haz clínico de electrones o de fotones. A continuación se encuentran las cámaras de ionización monitoras que muestrean la intensidad de radiación a la salida. Por último, se encuentran los sistemas de colimación final y los dispositivos ópticos de indicación de distancia (telémetro) y de simulación de campo (véase fig. 10.25.).

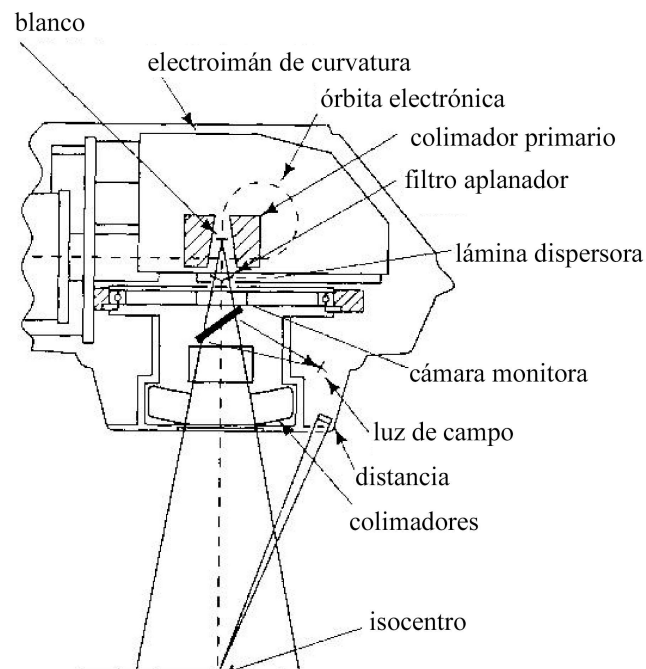


Fig. 10.25.: Esquema del cabezal de un acelerador lineal de electrones, mostrando la formación del haz clínico útil a partir del haz de electrones emergente de la sección o guía aceleradora.



Veamos a continuación con más detalle estos elementos, distinguiendo aquellos que entran en juego según se desee un haz clínico de electrones o de fotones:

Haz clínico de electrones:

En la fig. 10.26. se muestra la disposición de los elementos en el cabezal del acelerador en el caso de seleccionar en la consola de operación una irradiación con un haz clínico de electrones. El blanco de tungsteno que se interpone para la producción de rayos X (haz clínico de fotones) se retrae, de manera que los electrones emergentes del "bending magnet" no impacten sobre él. El **carrusel de filtros** se mueve a una posición en la que el **filtro o lámina dispersora** quede en el camino del haz. La lámina dispersora tiene la función de dispersar el haz fino de electrones y convertirlo en un haz ancho y uniforme que se pueda utilizar con fines clínicos. Los colimadores secundarios ("mandíbulas") no se emplean para la colimación de haces de electrones, de modo que se colocan automáticamente en una posición fija suficientemente abierta. El **aplicador terciario** es el que define el tamaño final del haz clínico de electrones.

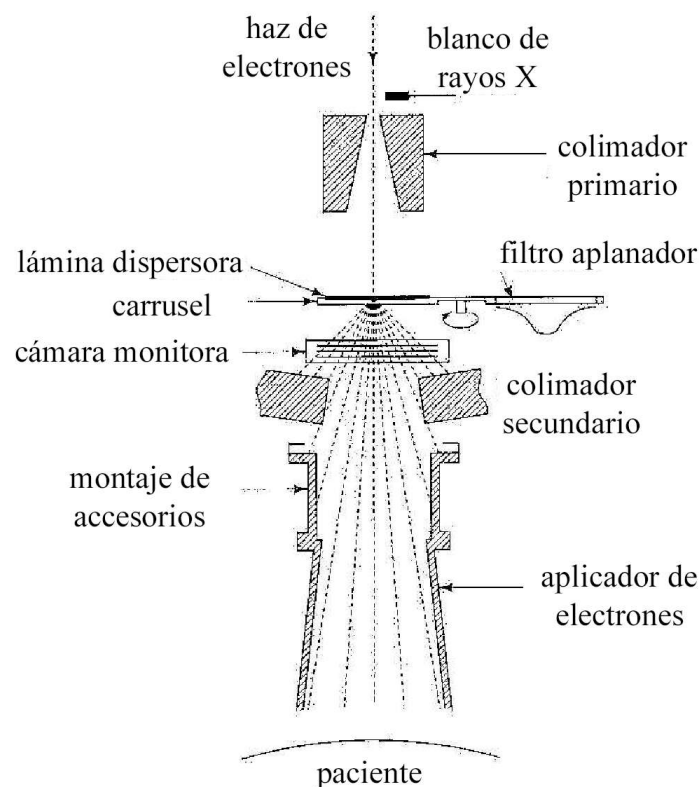


Fig. 10.26.: Formación de un haz clínico de electrones.

Debido a la posible dispersión de los electrones al chocar con los átomos de aire antes de penetrar en el paciente y que provocaría una difuminación importante de los bordes del campo de radiación, interesa que el aplicador terciario quede lo más próximo posible a la piel del paciente. Según el modelo de acelerador, el aplicador terciario puede consistir en "trimmers" de apertura variable y continua, o de varios aplicadores (también llamados "**conos**") de tamaño fijo. A su vez, los conos suelen tener la posibilidad de acoplar en ellos insertos de plomo para conformar todavía más el haz de electrones a la zona anatómica a tratar.



Fig. 10.27.: Aplicadores fijos de electrones ("conos"), de varios tamaños.



Fig. 10.28.: Aplicador de electrones montado a la salida del cabezal del acelerador.

Haz clínico de fotones:

En la fig. 10.29. se muestra la disposición de elementos en el mismo cabezal del acelerador, pero para el caso de seleccionar una irradiación con fotones de rayos X.

El "**blanco**" (en inglés "**target**") de tungsteno se coloca en el camino del haz fino de electrones emergente del "bending magnet" y de la ventana de entrada en el cabezal. De esta forma, al chocar los electrones con él, se produce un haz ancho de fotones de rayos X. Dicho haz no es uniforme sino que presenta un pronunciado pico de intensidad en la zona central. Para transformarlo en un haz útil se utiliza el **filtro aplanador** (en inglés "**flattening filter**"), que es un filtro metálico más grueso en la parte central que en los bordes, de manera que uniformiza la intensidad del haz.

Los colimadores secundarios o "**mandíbulas**" se pueden mover a voluntad para conformar el tamaño de campo requerido. En los aceleradores modernos se pueden mover independientemente para cada semieje, dando lugar a los llamados campos "asimétricos", en los que el eje de radiación ya no se sitúa en el centro del campo. A la salida del cabezal se pueden insertar bloques de protección montados en bandejas para conformar todavía más el haz de radiación a la zona anatómica a tratar.

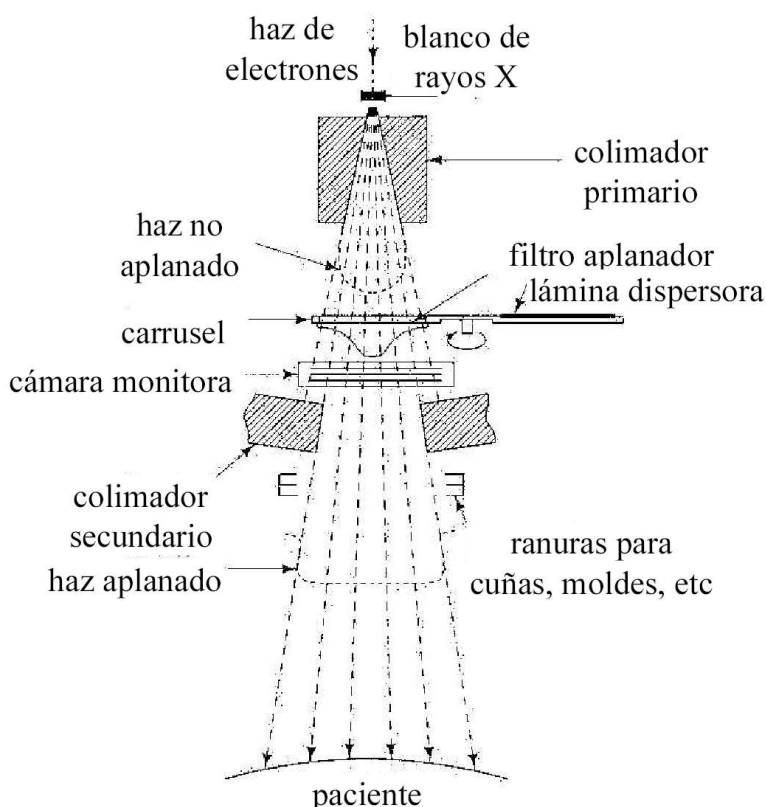


Fig. 10.29.: Formación de un haz clínico de fotones.

El sistema de **colimación multilámina (MLC)** que llevan montados la gran mayoría de los aceleradores modernos se puede utilizar como colimación secundaria reemplazando uno de los pares de mandíbulas (modelos de Elekta y de Siemens), o como colimación terciaria (modelo de Varian).

Consiste en un conjunto de numerosas láminas de tungsteno que se pueden mover de manera individual perpendicularmente al eje de radiación y hacia dentro del campo de tratamiento, consiguiendo así la conformación deseada de manera automática, sin necesidad de la elaboración e inserción manual de bloques de protección.

El nº de láminas por cada lado del campo es variable según el modelo. La anchura de la protección proyectada en el isocentro suele ser de 0,5 o 1 cm en la mayoría de los modelos de MLC, aunque existen modelos con anchuras menores, adecuados para técnicas de Radiocirugía.

El MLC no solo tiene la posibilidad de conformación estática, sino que en las técnicas IMRT (Radioterapia de Intensidad Modulada) y VMAT (Radioterapia Volumétrica) la conformación puede variar durante la irradiación de cada campo para optimizar así la distribución de dosis en el paciente.

Los aceleradores más antiguos llevaban montada en el interior del cabezal una **cuña física** que se puede interponer a voluntad en el campo de radiación para modificar la distribución espacial de intensidad que le llegue al paciente. Los aceleradores más modernos vienen equipados con el



sistema de **cuñas dinámicas o virtuales**, que consiguen el mismo efecto haciendo moverse a una de las mandíbulas durante la irradiación.



Fig. 10.30.: Sistema de colimación multilámina (MLC) de Varian.

Algunos de estos sistemas modificadores del haz clínico generado en el cabezal del acelerador serán estudiados con más detalle en los capítulos dedicados a la Dosimetría Clínica.

Ciertas técnicas avanzadas de tratamiento hacen uso de los denominados "**haces sin filtro aplanador**", o **FFF** ("Flatening Filter Free"), en los cuales el haz de fotones se emite retirando previamente cualquier filtro aplanador (la retirada del filtro es automática al seleccionar esta opción en la consola de tratamiento). La ventaja de estos haces es que, al no ser interceptados los fotones a la salida del blanco por ningún filtro, no se ven atenuados en intensidad, y se pueden conseguir intensidades más altas para el tratamiento (es decir, tiempos de irradiación menores para administrar la misma dosis).

Los haces sin filtro, que suelen utilizarse en energías de 6 o de 10 MV (llamadas en este caso 6FFF y 10FFF), permiten que se puedan realizar técnicas de tratamiento consistentes en muy pocas sesiones (incluso de sesión única), con una dosis por sesión muy alta, sin que se comprometa excesivamente la inmovilización del paciente durante la irradiación, ya que estas altas dosis se pueden suministrar en tiempos relativamente cortos.

Los haces sin filtro tienen el "inconveniente" de que generan campos de radiación no uniformes, en los cuales la intensidad de fotones es notablemente más alta en la zona central del campo que en las zonas más periféricas (véase figuras 10.31. y 10.32.). La manera convencional para conseguir campos uniformes es por medio de los filtros aplanadores, pero con los aceleradores modernos y la opción FFF se puede hacer uso de la capacidad de modulación del haz mediante colimación dinámica para obtener la uniformidad del haz, si fuese necesaria, sin necesidad de filtro alguno.

Las características de los haces FFF se verán con más detenimiento en el tema 12 ("Características de los Haces de Radiación en Radioterapia Externa").

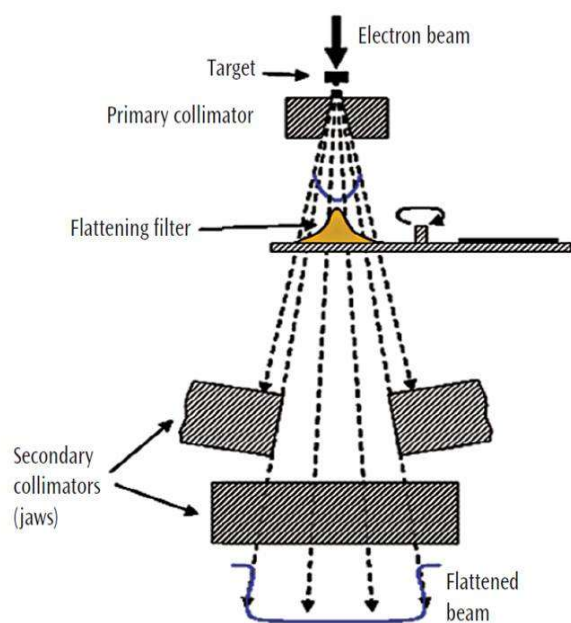


Fig. 10.31.: Producción de un haz de fotones convencional, interceptado por el filtro aplanador para uniformizar la intensidad del haz clínico incidente sobre el paciente.

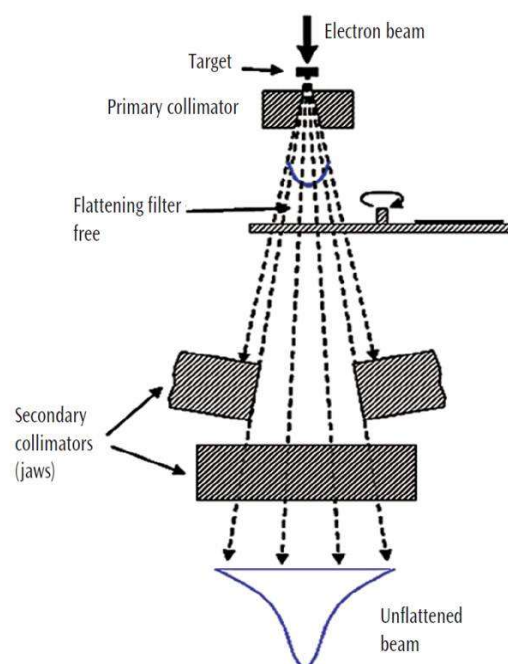


Fig. 10.32.: Producción de un haz de fotones FFF, para el cual no se usa filtro aplanador. El haz resulta no uniforme en intensidad, siendo ésta sensiblemente mayor en la zona central del campo irradiado.

Tanto para fotones como para electrones, el haz de radiación atraviesa, antes de llegar a la colimación secundaria, las llamadas **cámaras monitoras**, que son cámaras de ionización que miden la dosis acumulada durante la irradiación de un campo de tratamiento. Estas cámaras son del tipo "cámaras de transmisión", en las cuales apenas se atenúa el haz al atravesarlas, no modificando tampoco la distribución de intensidad del mismo.

La razón de utilizar cámaras monitoras y no un cronómetro o un temporizador para controlar la dosis suministrada al paciente es que, a diferencia de las unidades de cobalto, la intensidad de salida en un acelerador no es perfectamente estable, sino que presenta ligeras fluctuaciones. Ello se debe a la inestabilidad intrínseca de la formación de los haces en un acelerador. Por lo tanto, la dosis suministrada puede no ser exactamente proporcional al tiempo de irradiación, de modo que, por ejemplo, un minuto exacto de exposición no siempre proporciona una misma dosis, sino que puede haber ligeras diferencias. Es mejor controlar la cuantía de la dosis suministrada al paciente, no mediante la medida del tiempo de irradiación, sino con la medida directa de dosis en forma de ionización acumulada en las cámaras monitoras.

Las cámaras monitoras son las encargadas de acumular las cuentas de dosis (cada cuenta es una "**unidad de monitor**"), mandando una señal de finalización de producción del haz cuando se hayan alcanzado las cuentas programadas del haz en cuestión. Además, muestrean en cada momento la tasa de dosis del haz (cuentas/minuto), realimentando la salida para aumentar la estabilidad de la misma. Es decir, si la intensidad de radiación aumenta por encima de un valor dado, las cámaras lo detectan y hacen que el acelerador disminuya la salida (disminuye la intensidad de electrones que circulan por la sección aceleradora). De la misma manera, si la salida disminuye por debajo de otro



valor determinado, las cámaras envían el mensaje de que aumente la salida. Tenemos así un haz clínico estabilizado en cuanto a su intensidad.

Las cámaras monitoras suelen ser dos cámaras de ionización, una superior y otra inferior, divididas cada una en dos o más sectores (véase fig. 10.33.). De esta forma se controla la salida total por duplicado (sumando la señal $A+B+C$ o la señal $A'+B'+C'$) y también la simetría y homogeneidad del haz tanto en la dirección longitudinal como en la transversal del haz (comparando la señal B con la C , y la B' con la C' , respectivamente). Si tanto la salida total como la simetría y homogeneidad no son las correctas durante un tiempo determinado, el acelerador detiene su funcionamiento. Esta es otra característica que pone de manifiesto la superioridad de los aceleradores lineales: el aumento de la seguridad proporcionado por la gran cantidad de controles que poseen.

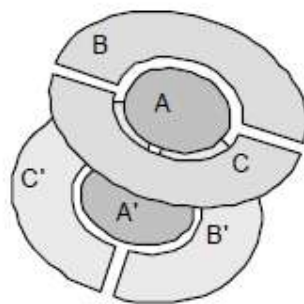


Fig. 10.33.: Cámaras monitoras de un acelerador lineal.

Las cámaras monitoras son dobles como medida de seguridad: si fallase una de ellas todavía quedaría la otra para monitorear la dosis acumulada durante una irradiación, y poder cortar con seguridad al término de las unidades de monitor programadas. Incluso, como elemento adicional de seguridad, existe un temporizador que también cortaría la producción de radiación al cumplirse un tiempo prefijado de irradiación (algo mayor del que se requiere para suministrar las unidades de monitor programadas).

En la fig. 10.34. se muestra una imagen completa de un acelerador lineal de electrones de uso clínico.

En las figuras 10.35. y 10.36. se muestran la planta y el alzado de una instalación completa de un acelerador lineal. Obsérvese que el anillo de protección (engrosamiento de la pared) cubre toda la anchura del haz, y que el pasillo tiene forma de laberinto.

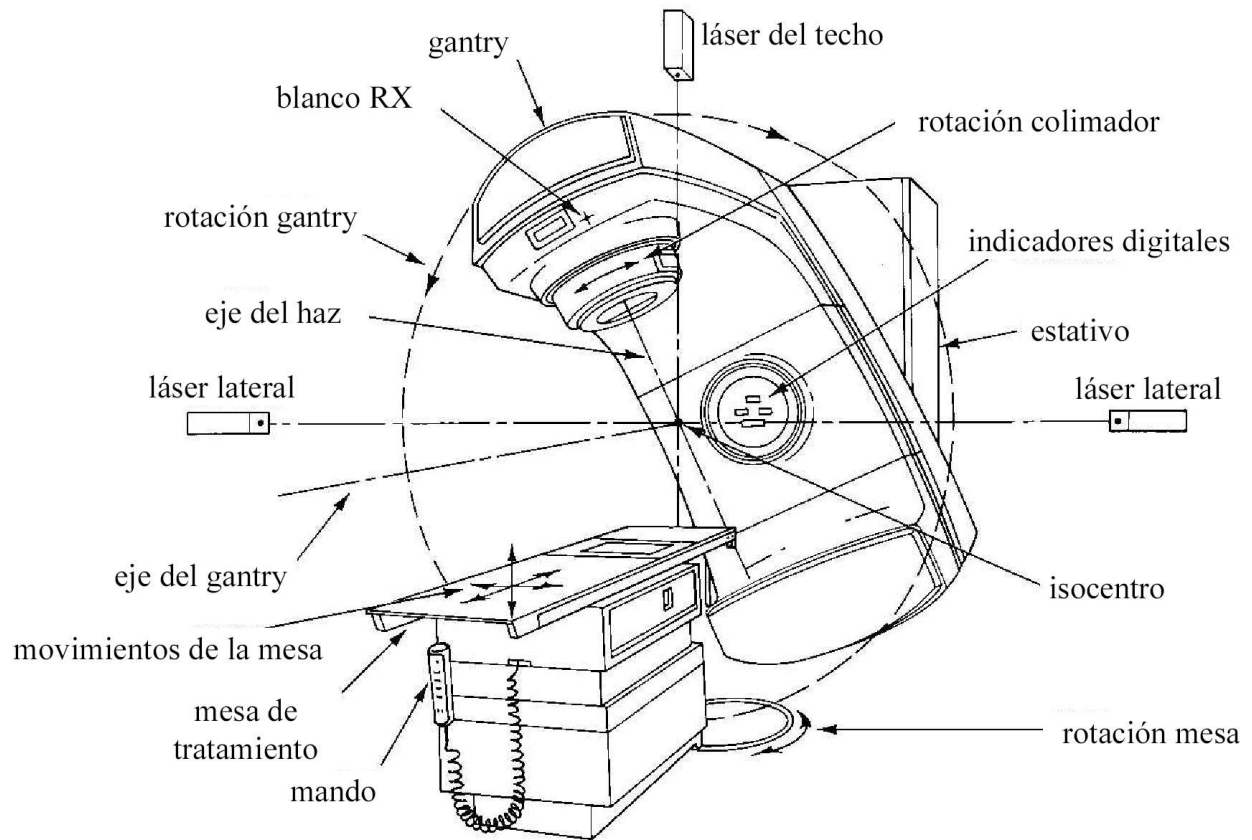


Fig. 10.34.: Acelerador lineal de electrones de uso clínico.

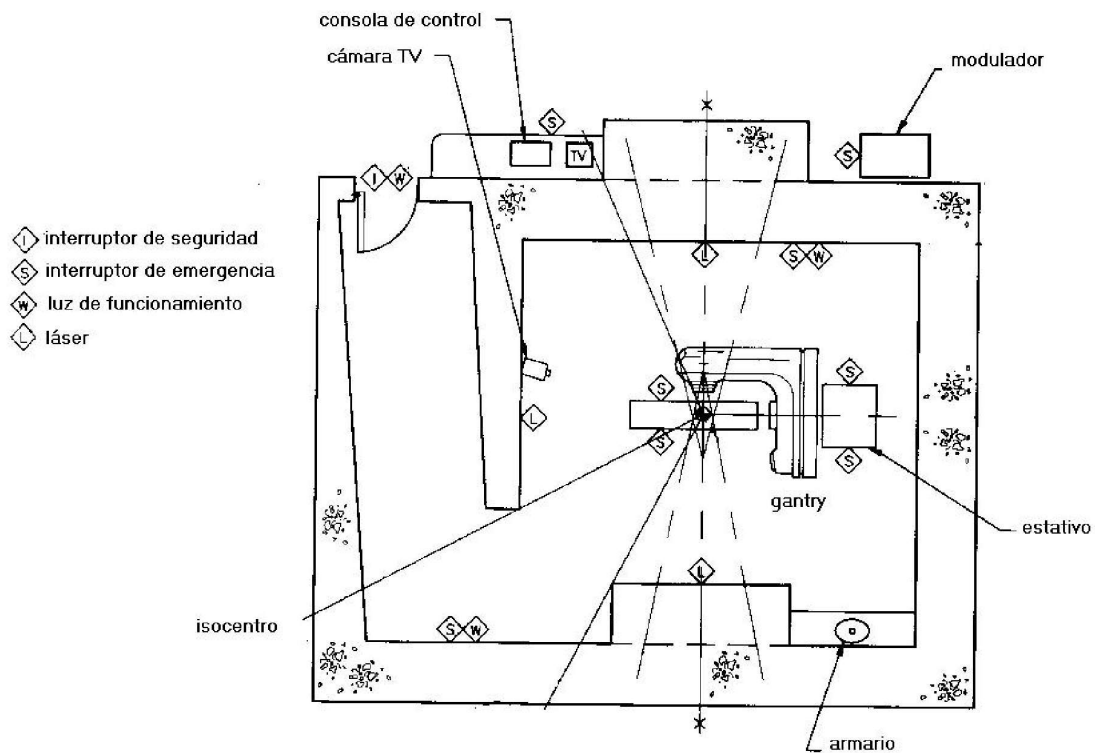


Fig. 10.35.: Planta de una instalación completa de un acelerador lineal de electrones.

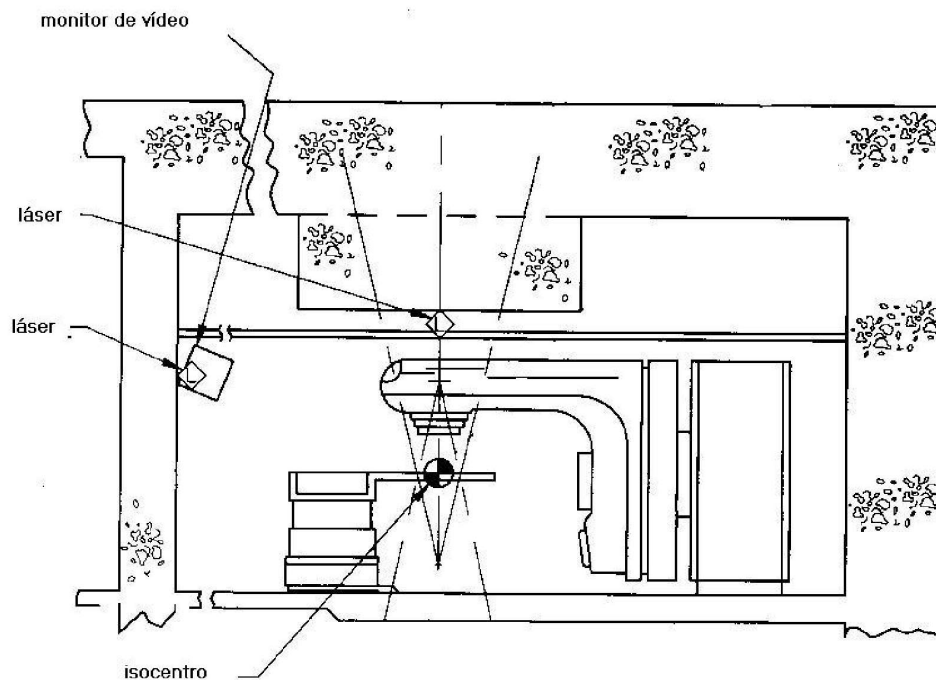


Fig. 10.36.: Alzado de una instalación completa de un acelerador lineal de electrones.



Los modernos aceleradores vienen equipados con un sistema de **visión portal** con el que se pueden tomar imágenes radiográficas con la propia radiación de fotones emitida por el acelerador. De esta manera se verifica la correcta entrada de cada campo de radiación en el paciente (entrada portal) por comparación con imágenes obtenidas en el proceso de simulación del tratamiento. Antiguamente se utilizaban películas radiográficas convencionales dentro de chasis que se colocaban a la salida del haz del paciente.



Fig. 10.37.: Despliegue del brazo articulado del sistema de visión portal.

En los aparatos de visión portal se utilizan distintos sistemas según el modelo, como el de pantalla fosforescente o los más modernos basados en cámaras de ionización o en detectores de silicio amorfo ("**flat panel**"). Las pantallas de detección van montadas, con su carcasa correspondiente, en un brazo articulado extensible situado en la parte baja del gantry de la unidad. La imagen se obtiene a partir de la transmisión en el paciente de la propia radiación de fotones suministrada por el acelerador. Con estos sistemas no es posible obtener una imagen de tanta calidad como la obtenida con aparatos de rayos X convencionales, ya que la energía de la radiación empleada es mucho más alta (en el rango del **megavoltaje**), de manera que predomina la interacción de fotones en el paciente mediante efecto Compton y no mediante efecto fotoeléctrico, lo que provoca mayor dispersión de fotones sobre el sistema de imagen, además de no visualizarse tan nítidamente las diferencias de contraste entre tejidos.

El sistema de visión portal viene complementado por software adecuado para la obtención, manipulación, visualización y archivo de imágenes.

Algunos modelos modernos de aceleradores disponen de un sistema de imagen de **kilovoltaje**, anclado solidariamente con el gantry de la unidad, que permite la toma de imágenes radiográficas de gran calidad debido a que incorporan un sistema compuesto de un tubo de rayos X y un detector convencionales, orientados en ángulo recto respecto al cabezal de tratamiento (véase fig. 10.38.). El sistema está montado de modo que la proyección radiográfica pueda simular la proyección del haz de tratamiento. Las imágenes adquiridas son de una mayor calidad que las obtenidas con un sistema de visión portal convencional (megavoltaje), pudiendo incluso reconstruir imágenes tomográficas aprovechando el giro del gantry, como si fuese un TC



convencional. La técnica de adquisición de imágenes tomográficas con un acelerador, ya sea usando el haz de rayos X de kilovoltaje o bien el propio haz de radiación de megavoltaje, se la conoce como tomografía computarizada por haz cónico o **"Cone Beam CT"**.

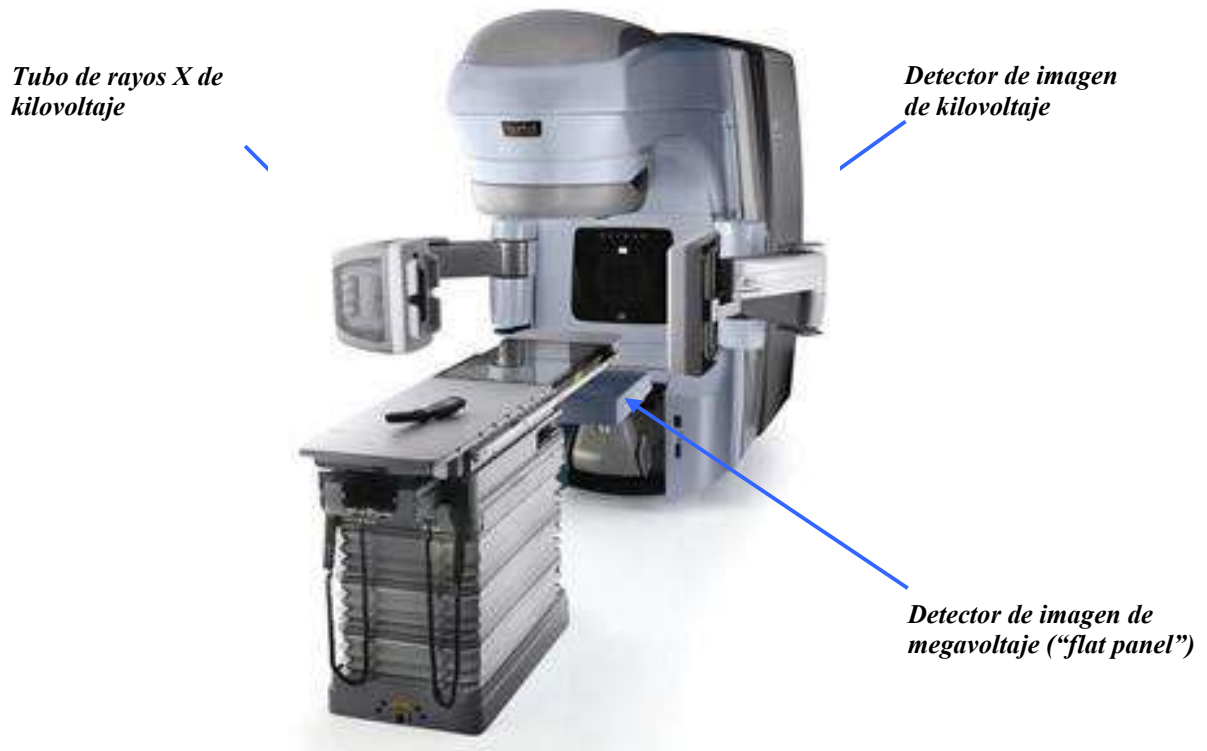


Fig. 10.38.: Acelerador lineal de electrones (modelo Clinac DHX) con sistema de imagen de kilovoltaje (tubo de rayos X convencional + detector de imagen), añadido al sistema de visión portal convencional.

Complementando las técnicas de localización por imagen radiográfica (ya sea de kilo o de megavoltaje), existen también técnicas de control de la posición del paciente basadas en ecografía, ultrasonidos, infrarrojos, etc, que permiten asegurar una gran exactitud y reproducibilidad del posicionamiento del paciente respecto a la posición de planificación.

Algunos sistemas ofrecen también la posibilidad de monitorear el ciclo respiratorio del paciente, tanto durante la toma de imágenes para planificación como en el propio tratamiento, para radiar así solo en el momento en el que el volumen blanco, en su movimiento cíclico provocado por la respiración del paciente, se encuentre circunscrito dentro del campo de radiación (incluso es posible que el propio campo de radiación se "mueva" persiguiendo al volumen blanco). Ello permite utilizar menores tamaños de campo e irradiar menor cantidad de tejido sano. Estas técnicas que monitorizan la posición del volumen blanco durante la respiración del paciente para adaptar la posición del campo o el instante de la irradiación, se las conoce como técnicas de ventana o **"gating"**.



Nuevas tendencias: "Cyber Knife" y Tomoterapia

En los últimos años se han producido numerosos avances técnicos en las unidades de radioterapia externa que permiten obtener una distribución de dosis extremadamente adaptada al volumen tumoral. Estos avances quedan a veces limitados por las posibilidades geométricas y mecánicas de las unidades convencionales de tratamiento. Para ir un paso más allá, tanto en la conformación de los haces como en la verificación del correcto posicionamiento e inmovilización del paciente, están disponibles en el mercado aceleradores lineales de electrones cuyo diseño, versatilidad y prestaciones difieren sustancialmente de los correspondientes a los aceleradores "convencionales", por lo que merecen una mención aparte.

Aunque su uso es relativamente limitado, se describen a continuación brevemente la unidad "Cyber Knife" y la Tomoterapia.



Fig. 10.39.: Cyber Knife.



Fig. 10.40.: Tomoterapia.

El "Cyber Knife" consiste en un acelerador de electrones montado en un brazo robotizado (de ahí el nombre "Cyber"), de manera que el haz de radiación puede dirigirse fácilmente hacia el paciente desde cualquier dirección. La sección aceleradora, que no puede ser tan larga como en los aceleradores de alta energía convencionales, proporciona una energía más baja que éstos. Utiliza haces pequeños, muy colimados, adecuados para radiocirugía. Permite detectar y corregir en tiempo real los pequeños movimientos del paciente, de modo que el brazo robotizado se "adapta" a ellos manteniendo constante la distancia fuente-superficie aunque el paciente se mueva. Por lo tanto, no es estrictamente necesario fijar rígidamente el paciente a la unidad o a la mesa de tratamiento como sí ocurre en la radiocirugía convencional.

En cuanto a la Tomoterapia, también se emplea una sección aceleradora de baja energía, montada en este caso en un gantry giratorio a modo de TAC. El paciente se irradia por "rodajas" con un haz estrecho de fotones en rotación continua y mediante un movimiento combinado acelerador-mesa análogo a un TC helicoidal. Posee un sistema de imagen tomográfica para verificar en tiempo real la coincidencia de la posición del paciente durante la sesión de tratamiento respecto a la posición de planificación.



10.5. Aceleradores de protones.

En ciertos centros especializados se han empezado a llevar a cabo tratamientos de Radioterapia con haces de protones suministrados por aceleradores adecuados. La ventaja de la radiación de protones estriba en que la dosis depositada en el paciente no decae de manera más o menos exponencial al aumentar la profundidad, como sucede en el caso de los fotones, sino que se observa una gran deposición de energía a una profundidad bien definida, llamada pico de "Bragg" (véase fig. 10.41.). Además, la dosis decae drásticamente justo después de ese pico. La profundidad a la que sucede el pico de "Bragg" depende de la energía inicial del haz.

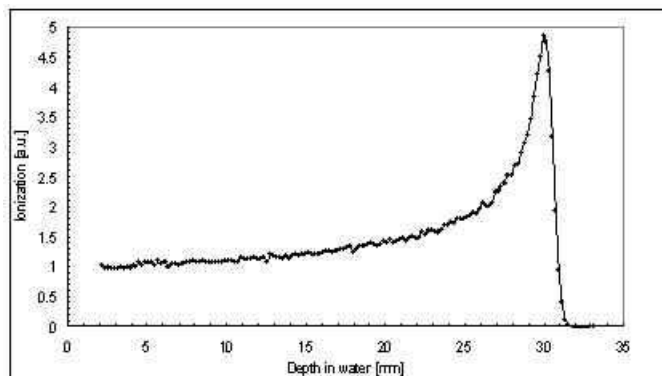


Fig. 10.41.: Pico de Bragg para un haz de protones.

Si se elige adecuadamente esa energía del haz de protones se puede hacer coincidir la profundidad del pico de "Bragg" con la profundidad del volumen tumoral, de modo que podemos irradiarlo con una dosis alta de radiación manteniendo una dosis baja en los tejidos sanos circundantes.



Fig. 10.42.: Acelerador de protones de uso clínico.



10.6. Simuladores.

Los simuladores son unidades existentes en los servicios de Oncología Radioterápica que simulan los movimientos mecánicos y la geometría de los haces de tratamiento de las unidades de cobalto y de los aceleradores lineales, pero no son realmente unidades de terapia. Son unidades donde se diseña y simula el tratamiento sobre el mismo paciente en lo concerniente a las entradas portales de cada haz, pudiendo obtenerse registros gráficos (radiografías) de los mismos.

Este tipo de equipos está ya en desuso en la mayor parte de los servicios de Oncología Radioterápica, debido a que el proceso de simulación puede actualmente realizarse con todas las garantías en los modernos aceleradores lineales, debido a que estos ya incorporan sistemas de imagen de suficiente calidad y precisión.

Los componentes principales de una unidad de simulación son:

- Generador de alta y baja tensión y tubo de rayos X, al igual que un aparato de radiología convencional.
- Sistema de formación de imagen. En los simuladores más antiguos este sistema estaba constituido, básicamente, por un chasis para placas radiográficas, un intensificador de imagen y un monitor para la visualización de las imágenes radiográficas por escopia. Actualmente, los simuladores disponibles en el mercado ya están adaptados a la tecnología digital, y en vez de trabajar con intensificador de imagen y película radiográfica, lo hacen con un panel detector ("flat panel") que proporciona una imagen digital de fácil archivo, que además se puede manipular a conveniencia y comparar directamente con otras imágenes de referencia.
- Estativo (gantry), cabezal colimador y camilla, que reproducen los movimientos mecánicos y la geometría y conformación de los haces posibles en una unidad de tratamiento.



Fig. 10.43.: Simulador de con imagen digital ("flat panel").



En el caso de los simuladores antiguos que no disponen de imagen digital, al lado de la unidad debía haber una reveladora de películas radiográficas, que tenía que mantenerse siempre en condiciones máximas de limpieza y en un lugar protegido de la radiación.

Además de las "mandíbulas" que definen un campo luminoso de exploración radiográfica sobre el paciente, en el cabezal de la unidad se dispone también de unos "**hilos**" que definen el campo simulado de tratamiento, de forma que resulten visibles en las imágenes portales de grafía o de escopia.

En la consola de operación el operador puede manejar a distancia los movimientos mecánicos de la unidad necesarios para conseguir el tamaño de campo y la incidencia óptima de cada uno de los haces de tratamiento, así como el movimiento del intensificador de imagen o del panel detector para visualizar correctamente la imagen portal de la zona explorada.

También dispone en el puesto de control de todas las opciones para seleccionar la técnica óptima de exploración radiográfica (KV y mAs).

Los requerimientos de seguridad y Protección Radiológica en una unidad de simulación son los propios de una unidad de radiodiagnóstico convencional, ya que las intensidades y energías de los fotones de rayos X empleados son las mismas.

El operador está protegido durante los disparos de grafía o durante la visualización de la escopia por una pantalla con visor de cristal plomado, situada entre la unidad y el puesto de control.

La sala de simulación cuenta con la debida protección estructural en puerta y paredes para limitar la exposición que puedan recibir otras personas en salas adyacentes.



10.7. Geometría y orientación del haz de radiación sobre el paciente. Definición de ejes y giros en las unidades de radioterapia externa.

Ya hemos visto como las unidades generadoras de radiación en radioterapia externa (unidades de cobalto y aceleradores, fundamentalmente), así como los simuladores, disponen de ciertos movimientos mecánicos que permiten conformar y localizar con precisión el campo de tratamiento sobre la anatomía del paciente, en términos de tamaño y forma del campo, distancia al foco de radiación y dirección de incidencia del eje central del haz. De esta manera se consigue reproducir exactamente la geometría relativa entre paciente y foco de radiación para cada uno de los haces, tal como se ha diseñado previamente en el proceso de planificación del tratamiento.

En la radioterapia actual, para reproducir dicha posición relativa entre paciente y haz de radiación, primero se coloca al paciente encima de la mesa de tratamiento, debiendo permanecer éste inmóvil respecto a ella, y después se establecen los parámetros mecánicos tanto en la unidad como en la propia mesa de tratamiento.

En general, las unidades de radiación más convencionales (incluyendo los simuladores, que son unidades que "simulan" la geometría de las unidades de tratamiento), poseen los siguientes movimientos mecánicos principales:

- **Apertura y cierre de mandíbulas.**
- **Rotación isocéntrica del colimador.**
- **Rotación isocéntrica del gantry.**
- **Traslaciones lineales de la mesa (longitudinal, transversal y vertical).**
- **Rotación isocéntrica de la mesa.**

Además de los mencionados, en las unidades más modernas también son posibles otro tipo de movimientos mecánicos, como la apertura y cierre asimétrico de las mandíbulas, el movimiento de las láminas en los colimadores multilámina, el balanceo y el cabeceo de la mesa (mesa "robótica" con 6 grados de libertad, o 6D), etc. Mención aparte habría que hacer para unidades como el Cyber Knife o la Tomoterapia, que presentan una geometría totalmente diferente a la de las unidades de teleterapia convencionales, y que no vamos a describir aquí.

En la ejecución del tratamiento, y antes de proceder a irradiar cada campo, antiguamente el operador debía seleccionar o introducir manualmente en la unidad los valores numéricos de los parámetros mecánicos diseñados en la planificación previa. En las unidades modernas este proceso está automatizado mediante software adecuado, de modo que dichos parámetros se descargan de manera automática desde la plataforma informática de gestión de tratamientos a la consola del acelerador.

Cada una de las posiciones alcanzables en dichos movimientos tiene un valor numérico asociado (expresado en cm o mm para los movimientos lineales, y en grados sexagesimales para las rotaciones angulares). Existe también un **convenio** para definir la nomenclatura de ejes y el cero de la escala, y para establecer en qué sentido del movimiento dicho valor aumenta o disminuye. El operador debe conocer, para cada unidad particular, qué convenio se utiliza para describir dichos movimientos. Por ejemplo, ¿hacia qué lado aumentará el valor del ángulo del gantry cuando lo hacemos rotar? ¿En qué posición se establece el ángulo 0°? ¿A qué par de mandíbulas



corresponde la dirección X y a cuál la dirección Y? ¿Aumenta o disminuye la coordenada vertical de la mesa cuando ésta sube hacia arriba? ¿Cómo se denomina dicha coordenada, X, Y o Z?

Antes de continuar, conviene definir de manera precisa ciertos conceptos relativos a la unidad de radiación y a la relación geométrica entre haz de radiación y paciente. Algunos de estos conceptos ya han sido mencionados con anterioridad, pero conviene volver a repasarlos con mayor detalle para evitar errores típicos de interpretación que se suelen producir frecuentemente al hablar de ellos.

Se entiende por **haz de radiación** la zona del espacio que es atravesada por la radiación primaria emergente del foco emisor de radiación. El haz es, por tanto, un concepto tridimensional.

Se entiende por **isocentro** de una unidad de radioterapia externa el punto en el que se cortan los ejes de giro de gantry, colimador y mesa. Es, por tanto, un punto que está fijo en el espacio, referido a la sala de tratamiento, y cuya localización no depende de los parámetros geométricos del haz de radiación o del volumen a irradiar en el paciente (por ejemplo, cuando queremos realizar un desplazamiento relativo del isocentro sobre el paciente, lo que hemos de mover es el paciente, no el isocentro).

Se entiende por **eje de radiación** o **eje del haz** una línea recta imaginaria que pasa por el foco de radiación y por el isocentro de la máquina.

Se entiende por **distancia foco-superficie (DFS)** la distancia que hay entre el foco de radiación y una superficie dada interpuesta en el camino del haz. La DFS se mide siempre siguiendo el eje del haz.

Se entiende por **distancia foco-isocentro** o **distancia isocéntrica (DFI)** la distancia, medida según el eje del haz, entre el foco de radiación y el isocentro de la unidad. Esta distancia es siempre la misma para una unidad de tratamiento dada, independientemente de la características particulares de cada haz de radiación (normalmente, DFI = 100 cm en los aceleradores lineales de electrones, y DFI = 80 cm en las unidades de cobaltoterapia antiguas).

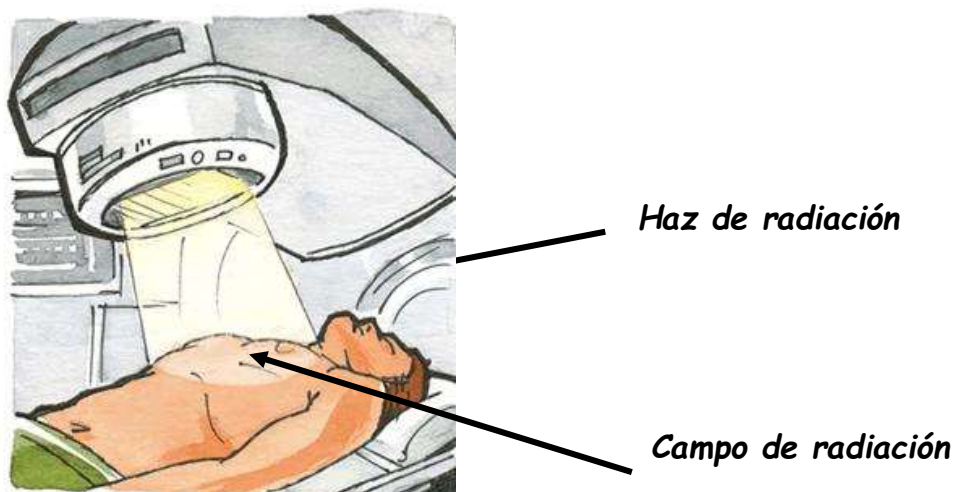


Fig. 10.44.: Definición de haz y de campo de radiación.



Se entiende por **campo de radiación** el área resultante de la intersección del haz de radiación con una superficie plana perpendicular al eje del haz. Si el objeto interpuesto en el haz es un paciente, el campo de radiación se suele definir como el área irradiada, perpendicular al eje del haz, a la distancia foco-piel. Para un mismo haz, el campo de radiación será tanto más extenso cuanto mayor sea la distancia foco-superficie, debido a la divergencia del haz.

Se entiende por **tamaño de campo nominal** para un haz de radiación concreto, las dimensiones del campo de radiación a la distancia foco-isocentro (no a la distancia foco-piel).

Se entiende por **técnica isocéntrica** de tratamiento aquella en la cual la posición del paciente es tal que, para todos los haces, el isocentro se ubica exactamente en el mismo punto anatómico en el interior del paciente, independientemente de los giros de colimador, gantry y/o mesa que haya que realizar.

Se entiende por **técnica fija** de tratamiento aquella en la que cada haz se dispone de manera que la distancia foco-piel (DFS) es la misma para todos los haces de tratamiento (y normalmente coincidente con la DFI). Esto supone que, para cada haz, haya que mover la mesa a una posición concreta y diferente para cada uno de ellos. Este tipo de técnica prácticamente no se utiliza en la actualidad, siendo la práctica totalidad de los tratamientos realizados con la técnica isocéntrica (al menos con irradiación de fotones). La técnica fija tenía su sentido antiguamente, cuando se utilizaban unidades de radiación (cobalto) con DFI menores de 100 cm. Una DFI corta, unido al tamaño del cabezal de la unidad, hacía muy probable una colisión entre el cabezal y el paciente durante el giro de gantry en las técnicas isocéntricas.

Se entiende por **entrada portal** de un haz en radioterapia externa la correspondencia que hay entre el espacio atravesado por un haz de tratamiento y la anatomía del paciente. Dicha correspondencia queda perfectamente establecida cuando se conocen los siguientes parámetros:

- Punto de entrada del eje del haz en el paciente (coloquialmente, **entrada del haz**).
- Distancia entre el foco de radiación y el punto de entrada del eje del haz en el paciente (DFS, también denominada **distancia fuente-piel** o **DFP**).
- Conformación del haz sobre el paciente, que queda determinada por la visión radiográfica desde el punto de vista del haz ("*Beam Eye's View*", por sus siglas en inglés). Esta visión radiográfica se puede obtener sobre el paciente real mediante la imagen portal disponible en los aceleradores, o sobre el paciente virtual mediante una **radiografía digital reconstruida** (comúnmente denominada **RDR**) obtenida en el sistema de planificación.

Ha sido habitual a lo largo de la historia de la radioterapia la disparidad de convenios con los que se definían las unidades de radiación en teleterapia. Cada fabricante solía establecer su propia norma, y sucedía incluso que modelos diferentes de un mismo fabricante no coincidían en el convenio seguido para describir los movimientos mecánicos. Hoy en día existen convenios normalizados que deberían seguir todos los fabricantes de unidades de radiación para radioterapia externa. Por ejemplo, la **Comisión Electrotécnica Internacional (IEC)**, sus siglas en inglés) ha recomendado una norma que es la seguida actualmente por la mayoría de fabricantes.



Sea como sea, es muy conveniente que todas las unidades de un mismo servicio de Oncología Radioterápica sigan el mismo convenio, tanto por comodidad durante el proceso de planificación de tratamientos, como por seguridad, para evitar posibles confusiones.

Seguidamente se describe la norma de la IEC para los movimientos lineales de la mesa y para las rotaciones isocéntricas de gantry, colimador y mesa (**rotación isocéntrica** es aquella cuyo eje de rotación pasa por el isocentro):

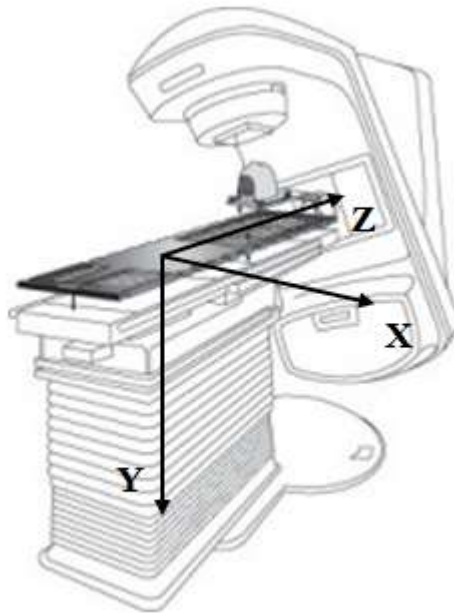


Fig. 10.45.: Definición de la nomenclatura de los ejes de movimiento lineales de la mesa y de su sentido positivo.

- Movimiento longitudinal de la mesa: es el movimiento que el tablero superior, donde descansa el paciente, realiza horizontalmente desde los pies hasta la cabeza de la misma, o viceversa. Se denota con la letra **Z**, siendo el sentido positivo hacia el gantry (véase fig. 10.45.)
- Movimiento transversal de la mesa: es el movimiento que el tablero superior, donde descansa el paciente, realiza horizontalmente hacia la derecha o hacia la izquierda del paciente, en dirección perpendicular al movimiento longitudinal descrito anteriormente. Se denota con la letra **X**, siendo el sentido positivo hacia la derecha, visto el tablero desde los pies de la mesa (véase fig. 10.45.).
- Movimiento vertical de la mesa: es el movimiento vertical del tablero de la mesa, hacia el techo o hacia el suelo de la sala de tratamiento. Es un movimiento perpendicular a los otros dos, y se denota con la letra **Y**, siendo el sentido positivo hacia el suelo (véase fig. 10.45.).
- Rotación isocéntrica del colimador: es el movimiento de rotación que efectúa el cabezal de la unidad, de manera que las mandíbulas, y el campo de radiación definido por ellas, giran alrededor del eje central del colimador que une el foco de radiación y el isocentro. La posición de giro de colimación varía entre 0° y 360°, siendo la posición 0° la posición



nominal (colimador no girado). El sentido positivo de giro es el de las agujas del reloj, visto el colimador desde el isocentro (véase fig. 10.46.).

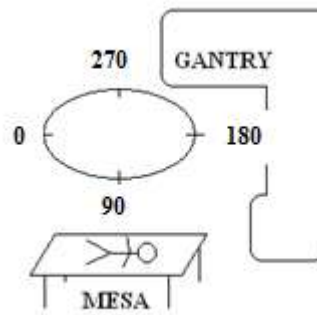


Fig. 10.46.: Definición de la nomenclatura de giro isocéntrico del colimador.

- **Rotación isocéntrica del gantry:** es el movimiento de rotación que efectúa el gantry de la unidad, de manera que el eje de radiación del haz (eje de rotación del colimador) describe un círculo vertical centrado en el isocentro. La posición de giro del gantry varía entre 0° y 360° , siendo la posición 0° aquella en la que el cabezal de la unidad se encuentra arriba, en su posición más alejada del suelo (eje del haz de radiación apuntando hacia abajo). El sentido positivo de giro es el de las agujas del reloj, viendo el estativo de la unidad desde el isocentro (véase fig. 10.47.).

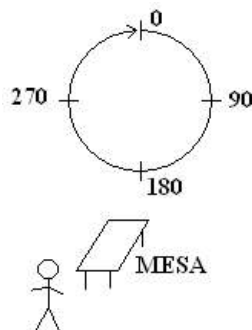


Fig. 10.47.: Definición de la nomenclatura de giro isocéntrico del gantry.

- **Rotación isocéntrica de la mesa:** es el movimiento de rotación en horizontal que efectúa la mesa de la unidad alrededor de un eje vertical que pasa por el isocentro. La posición de giro de la mesa varía entre 270° y 90° (pasando por 0°), siendo la posición 0° la posición nominal de mesa no girada, en la que el eje longitudinal de la mesa es perpendicular al plano de rotación del gantry. Obsérvese que no son posibles los ángulos de mesa entre 90° y 270° (pasando por 180°), ya que ésta tropezaría con el estativo de la unidad. El sentido positivo de giro es el de las agujas del reloj, visto dicho giro desde arriba (véase fig. 10.48.).

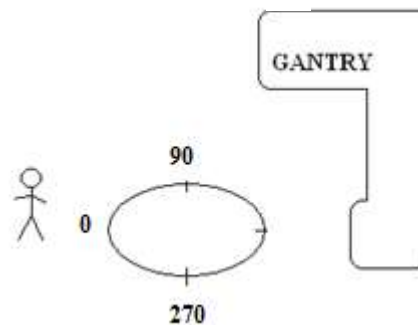


Fig. 10.48.: Definición de la nomenclatura de giro isocéntrico de la mesa.

Nótese que los tres ejes de giro isocéntricos (colimador, gantry y mesa) se cortan siempre en el mismo punto, el **isocentro**, independientemente de como esté en cada momento la unidad (véase fig. 10.34.). El isocentro es un punto que siempre está en la misma posición, es decir, es un punto fijo dentro de la sala. El isocentro puede entonces ser localizado mediante láseres fijos externos a la unidad de tratamiento, montados en las paredes de la sala. Los láseres apuntan siempre hacia el isocentro, y se utilizan normalmente para posicionar al paciente respecto al haz de radiación. De esta manera, no hace falta de manera estricta reproducir las coordenadas lineales de la mesa en cada sesión de tratamiento, sino que éstas pueden variar en función de la posición relativa entre mesa y paciente en cada sesión. Lo importante es que la posición relativa entre paciente y láseres sí se mantenga a lo largo de todo el tratamiento.

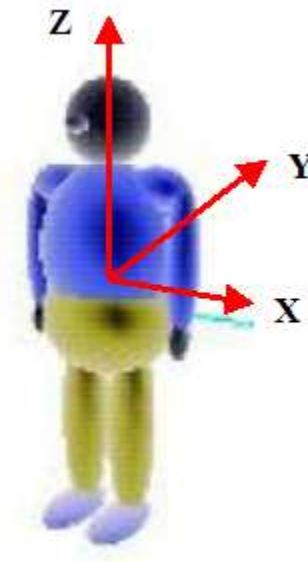


Fig. 10.49.: Ilustración de la nomenclatura de ejes relativos al paciente. El eje X es en la dirección derecha-izquierda, el eje Y en la dirección anterior-posterior y el eje Z en la dirección caudal-cranial. Esta nomenclatura de ejes es independiente de las correspondientes a la mesa de tratamiento y a los ejes del colimador.



Téngase en cuenta que el sistema de coordenadas de la mesa (X_{mesa} , Y_{mesa} , Z_{mesa}) no tiene nada que ver con el sistema de coordenadas relativo al paciente (X_{pac} , Y_{pac} , Z_{pac}), a pesar de utilizar la misma nomenclatura. El sistema (X_{pac} , Y_{pac} , Z_{pac}) es el que utiliza el sistema de planificación para definir la orientación del paciente (véase fig. 10.49.). Obsérvese que las direcciones de los ejes en ambos sistemas serán coincidentes solo en el caso particular de tener al paciente acostado en decúbito supino, con la cabeza hacia el estativo de la unidad, y estando la mesa de tratamiento en la posición 0° .

Así mismo, el sistema de ejes del colimador o ejes del campo (X_{colim} , Y_{colim}), que son aquellos perpendiculares al eje de giro del colimador sobre el campo de radiación, **tampoco tiene nada que ver con los sistemas de coordenadas de la mesa y del paciente**. Situando el colimador a 0° , el eje X del colimador suele ser el que está contenido en el plano de rotación del eje del colimador con el giro del gantry, mientras que el eje Y es el perpendicular a dicho plano (véase fig. 10.50.). Si rotamos el colimador, los ejes también rotan con él (por ejemplo, con el colimador a 90° , el eje X pasa a ser lo que era el eje Y con colimador 0° , y viceversa).

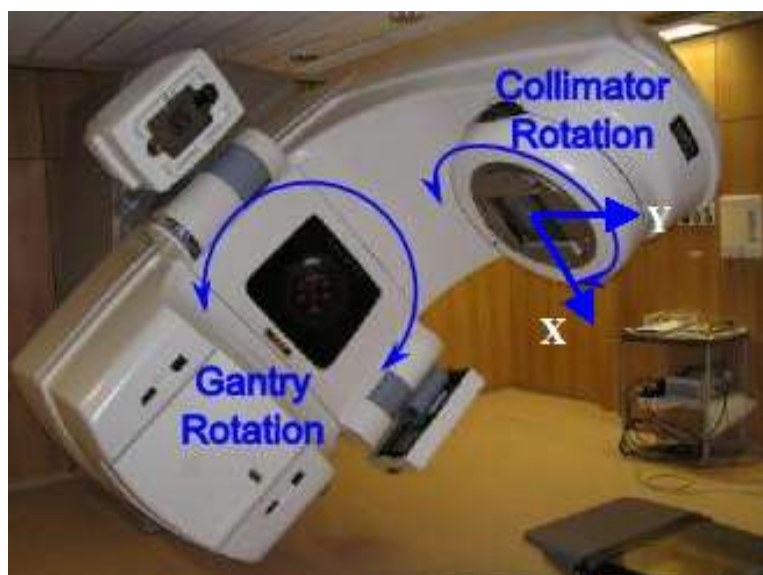


Fig. 10.50.: Ilustración de los movimientos rotatorios de gantry y colimador. Se muestran los ejes X e Y del colimador (con el colimador a 0° , el eje X es el eje transversal, contenido en el plano de rotación del eje del haz con el gantry, mientras que el eje Y es el longitudinal, perpendicular al X).

NOTA: Téngase en cuenta que, cuando se desplaza la mesa linealmente en un sentido determinado, el isocentro respecto al paciente se "desplaza" en el sentido contrario. Por ejemplo, si estamos subiendo la mesa (desplazamiento Y negativo de mesa), el isocentro se desplaza hacia abajo en el paciente (desplazamiento Y positivo). Lo mismo es aplicable en las otras dos direcciones, X y Z.

Por último, es importante tener claros también otros conceptos relativos a la orientación y desplazamiento de haces de radiación sobre el paciente (figs. 10.49., 10.51. y 10.52.).

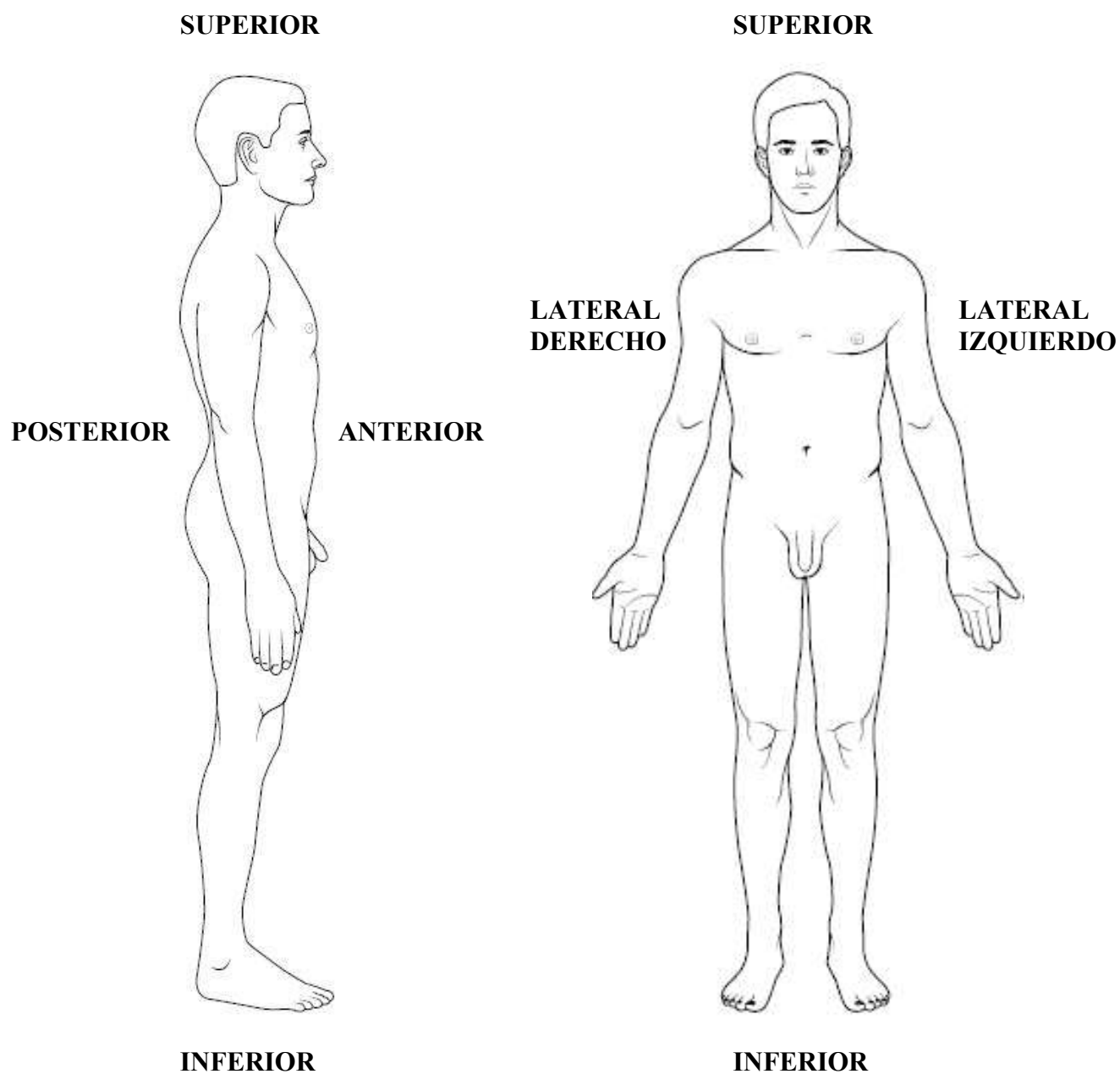


Fig. 10.51.: Convenio utilizado para definir la orientación relativa al paciente.

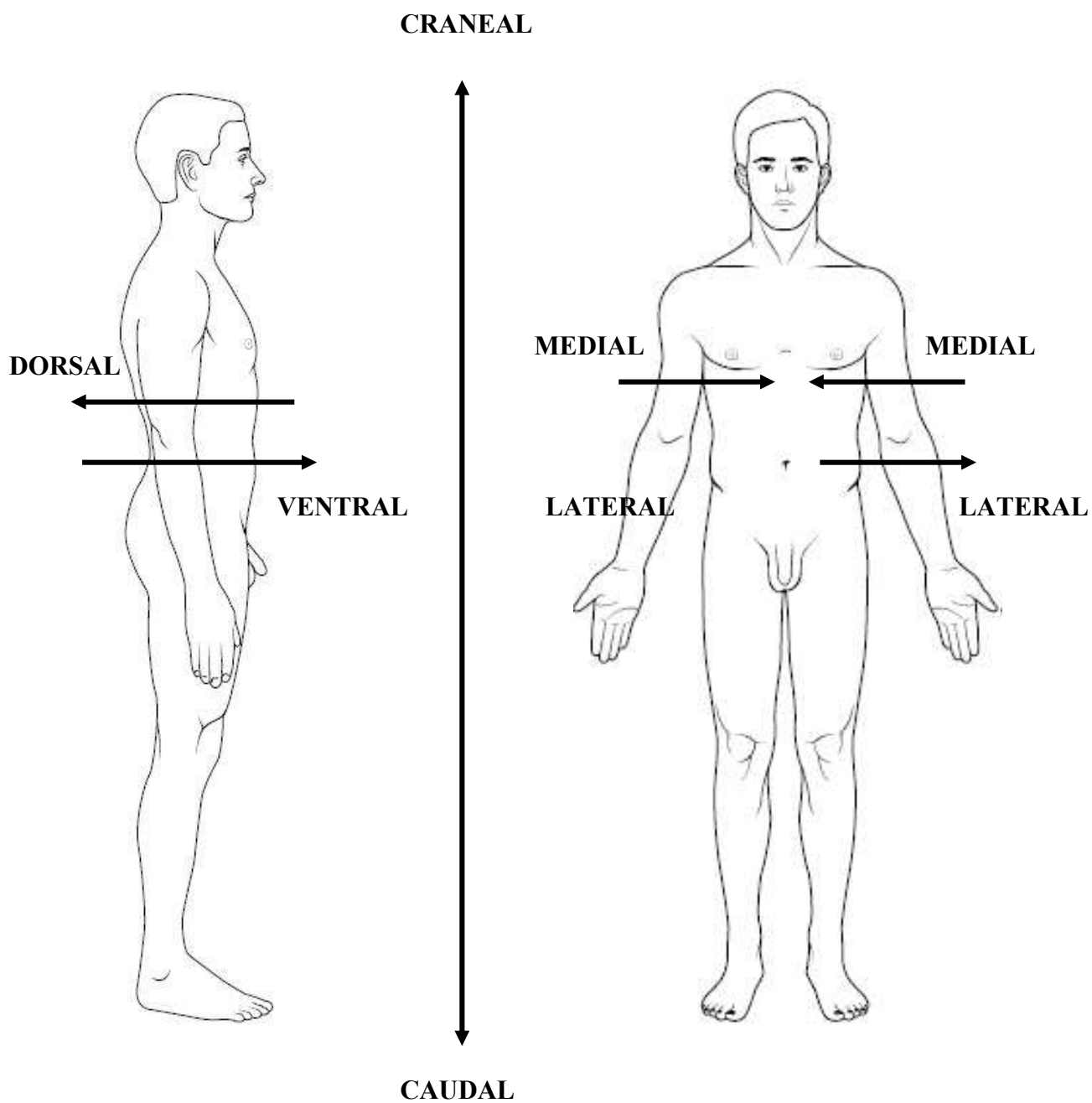


Fig. 10.52.: Convenio utilizado para definir la dirección y el sentido de los distintos desplazamientos que se pueden realizar relativos al paciente.



11. EQUIPAMIENTO Y FUENTES DE RADIACIÓN EN BRAQUITERAPIA

11.1. Introducción.

No solo es posible aplicar radioterapia a los pacientes mediante radiaciones provenientes de fuentes situadas a cierta distancia del paciente (Radioterapia Externa). Se pueden utilizar también fuentes con isótopos radiactivos que se colocan adyacentes o incluso dentro del volumen tumoral a tratar, de modo que se pueda irradiar dicho volumen con una dosis conveniente, al mismo tiempo que los tejidos cercanos reciben una dosis bastante menor. Esta clase de Radioterapia se denomina Braquiterapia, que significa terapia a corta distancia.

La mayor ventaja de la Braquiterapia frente a la Radioterapia Externa es que, debido a la corta distancia al foco de radiación, la dosis decae muy rápidamente al alejarse de él. Si se logra emplazar la fuente radiactiva dentro del tumor (o muy próxima a él) se puede conseguir así concentrar la dosis solo en la vecindad de la fuente, liberando mucha menos dosis a cierta distancia más allá del volumen tumoral.

Ahora bien, por consideraciones anatómicas, fisiológicas y prácticas, no todos los tipos de tumores pueden ser tratados con Braquiterapia: solo aquellos que presentan un volumen blanco clínico (CTV) muy localizado y al que es factible acceder sin demasiadas complicaciones para depositar en él las fuentes radiactivas. Esto es posible solo en casos muy limitados.

Las desventajas fundamentales de la Braquiterapia son que, en la mayoría de los casos, es necesaria una intervención más o menos invasiva en el paciente, además del mayor riesgo radiológico para el personal que comportan las fuentes radiactivas de braquiterapia frente a las fuentes de radiación usadas en radioterapia externa.

Según la localización de la fuente radiactiva en relación al volumen tumoral se pueden diferenciar las siguientes clases de Braquiterapia:

- **Braquiterapia endocavitaria:** las fuentes se alojan en cavidades naturales del organismo, permaneciendo en ellas durante el tiempo que sea necesario. El ejemplo típico son los implantes ginecológicos en cánceres de vagina, cervix y útero.
- **Braquiterapia intersticial:** las fuentes se introducen directamente en el interior del tumor. Es aplicable tanto en cánceres superficiales (piel) como en cánceres profundos como mama, recto, próstata, etc.
- **Braquiterapia de contacto:** las fuentes se colocan adyacentes al volumen a irradiar, por ejemplo, en tumores oculares, cánceres de piel, etc.
- **Braquiterapia intraluminal:** las fuentes se colocan en el lumen de conductos huecos del organismo del paciente (bronquios, esófago, etc).



- **Braquiterapia intraoperatoria:** las fuentes se implantan en el lecho quirúrgico justo después de la extirpación del tejido tumoral mediante cirugía.
- **Braquiterapia intravascular:** la fuente se coloca dentro de vasos sanguíneos.

Los implantes con fuentes radiactivas pueden ser **temporales**, si dichas fuentes se retiran al cabo de cierto tiempo de tratamiento, o **permanentes**, si permanecen de forma definitiva en la zona de tratamiento sin posibilidad de retirarlas.

Atendiendo al ritmo de deposición de la dosis, es decir, a la tasa de dosis suministrada por la fuente, podemos clasificar los tratamientos de braquiterapia fundamentalmente en dos tipos:

- **Alta Tasa de Dosis o HDR** ("High Dose Rate"): en el punto de prescripción de dosis se recibe más de 12 Gy/h. Suelen ser tratamientos de varias sesiones, de pocos minutos de duración cada una, impartidas de manera ambulatoria.
- **Baja Tasa de Dosis o LDR** ("Low Dose Rate"): en el punto de prescripción se suministra una tasa de dosis entre 0.4 Gy/h y 2 Gy/h. La dosis se recibe de manera continua, y para implantes temporales el paciente está ingresado durante varias horas o días hasta que se alcanza la dosis prescrita. Los implantes permanentes, evidentemente, están considerados como LDR.

Entenderemos como **fente** el conjunto del material radiactivo con su revestimiento y **encapsulamiento**, tal como queda implantado en el volumen tumoral.

Actualmente los isótopos radiactivos más utilizados en braquiterapia son emisores beta-gamma, aprovechándose para el tratamiento solo la componente gamma (la radiación beta queda normalmente detenida en el encapsulamiento de la propia fuente). Aunque no serán objeto de estudio en este documento, cabe destacar que también se utilizan emisores beta puros para algunas aplicaciones muy superficiales (por ejemplo, estroncio-90 para lesiones oculares).

Dos aspectos importantes de cualquier tratamiento de braquiterapia son la utilización de un **modelo dosimétrico** para el cálculo de dosis y del tiempo de tratamiento, y el empleo de **fuentes calibradas** (conocimiento preciso de la actividad o de la tasa de dosis que suministran).

Debido al fuerte gradiente de dosis típico de las distribuciones de dosis de braquiterapia, un mínimo error en la localización geométrica de las fuentes respecto a la anatomía puede comprometer seriamente la calidad del tratamiento. Es por ello que es importante tener al alcance todos los medios técnicos para lograr una colocación correcta y precisa de las fuentes en la zona a implantar. Importante es también la visualización y localización posterior mediante imágenes de TC, radiografías, etc, que se empleen para el cálculo dosimétrico.

Desde un punto de vista radiobiológico, el ritmo de impartición de dosis (tasa de dosis) puede resultar en efectos que pueden influenciar el resultado terapéutico. La deposición continua de dosis a baja tasa (LDR) y la deposición fraccionada a alta tasa (HDR) pueden dar lugar a una diferente reparación del daño sub-letal y del daño potencialmente letal. También puede ser diferente la proliferación celular y otras cinéticas celulares. Todo esto puede conducir a una diferente respuesta del tumor y de los tejidos sanos al tratamiento, dependiendo de si se ha utilizado braquiterapia LDR o HDR.



La utilización de la HDR (con fuentes miniaturizadas de Ir-192 o de Co-60) ha ganado fuerza en los últimos tiempos en cierto tipo de aplicaciones que tradicionalmente se realizaban con LDR (fuentes de Cs-137 o de Ir-192 de baja tasa), aunque parece obedecer más a motivaciones económicas (el paciente no necesita estar ingresado) que a consideraciones clínicas.

11.2. Características de las fuentes emisoras gamma.

En este capítulo solo estudiaremos las fuentes más importantes utilizadas en la actualidad, que son fuentes emisoras beta-gamma (aunque solo la componente gamma es útil clínicamente). No serán objeto de estudio las fuentes beta para terapia superficial.

Las fuentes de braquiterapia están **encapsuladas**, y la cápsula sirve para múltiples propósitos:

- contener el material radioactivo.
- suministrar rigidez a la fuente.
- absorber cualquier radiación alfa o beta emitida por algunos radioisótopos durante su desintegración.

La radiación emitida por la fuente (radioisótopo + encapsulamiento) consiste generalmente en:

- rayos gamma, que será la componente más importante de la radiación emitida por la fuente.
- rayos X característicos, emitidos incidentalmente a causa de fenómenos de captura electrónica o conversión interna que ocurren en el material radiactivo.
- rayos X característicos y radiación de frenado que se originan en el encapsulamiento al incidir sobre él la radiación gamma proveniente del radioisótopo.

La elección de un radioisótopo emisor gamma apropiado para un tratamiento braquiterápico específico depende de varias características relevantes, tanto físicas como dosimétricas, las más importantes de las cuales son:

- las energías de los fotones emitidos y la penetración de los mismos en el tejido y en los materiales de blindaje.
- el período de semidesintegración.
- la capa hemirreductora en materiales de blindaje como el plomo.
- la actividad específica (actividad por unidad de masa).
- la tasa de dosis suministrada por la fuente.
- la disminución de la dosis con la distancia a la fuente (éste es el efecto dosimétrico dominante debido a las muy cortas distancias de tratamiento utilizadas en braquiterapia).



La energía de los fotones influye en la penetración en el tejido así como los requerimientos de Protección Radiológica. Las distribuciones de dosis en el tejido, dentro de las cortas distancias de interés, no se ven demasiado influenciadas por la dispersión ("scattering") cuando la energía de los fotones está por encima de los 300 KeV. Esto se debe a que la atenuación por el tejido se ve compensada por un crecimiento de la dosis por dispersión. Sin embargo, la atenuación del tejido es muy importante para fotones de baja energía, del orden de 30 KeV o menos.

La capa hemirreductora (HVL) para los fotones de fuentes de braquiterapia de alta energía es de varios milímetros de plomo. Para baja energía la HVL es mucho menor, normalmente por debajo de 0,1 mm de plomo.

Antiguamente solo se empleaba el radio-226, sobre todo en forma de agujas para aplicaciones ginecológicas. Su uso en la actualidad está prohibido debido a la peligrosidad de las fuentes.

El radio-226 es un emisor alfa que está en equilibrio radiactivo con sus descendientes dentro del encapsulamiento de la fuente. La energía media de los fotones emitidos en los diferentes procesos de desintegración que tienen lugar es demasiado alta (0,8 MeV) desde el punto de vista de la Protección Radiológica del personal de operación. Además, uno de los productos de desintegración es un gas, el radón-222, que resultaría muy peligroso por inhalación si se perdiera la hermeticidad de la fuente. Esta hermeticidad se ve comprometida precisamente por el aumento de la presión interna en el encapsulamiento producida por el radón a medida que se va formando a partir del radio-226. Otro gran inconveniente es el período de semidesintegración del radio-226, que es de unos 1600 años, haciendo muy complicada la gestión de estas fuentes cuando han dejado de ser útiles.

Los isótopos que se utilizan hoy en día son radioisótopos artificiales fabricados u obtenidos en aceleradores de partículas o en reactores nucleares. Poseen unas características más apropiadas que las del radio-226 para las diferentes aplicaciones clínicas, como son un menor período de semidesintegración, una menor energía y una mayor actividad específica (actividad por unidad de masa). Además presentan un riesgo radiológico para el personal que los maneja bastante menor que el del radio-226. Se utilizan encapsulados en fuentes herméticas de múltiples formas y tamaños, de modo que para cada tipo de aplicación se emplea normalmente una única especie de radioisótopo, adecuado a la zona tumoral y a la técnica empleada.

Las fuentes más utilizadas históricamente, aparte del radio-226, pero cuyo uso en la actualidad se ha abandonado ya, son fuentes LDR como las siguientes:

- **Cesio-137 (*Cs-137*)**, en forma de tubos, agujas o "pellets" de diferentes tamaños, para aplicaciones ginecológicas. Emisor beta-gamma, los fotones emitidos son monoenergéticos, de energía 0,662 MeV. El período de semidesintegración es de 30,2 años. La capa hemirreductora (HVL) es de 6,5 mm de plomo.
- **Iridio-192 (*Ir-192*)**, disponible en forma de alambres u "horquillas" de distintas longitudes, encapsulados en platino. Emisores beta-gamma, son utilizados en implantes ginecológicos y en implantes intersticiales en general. La energía media de los fotones emitidos por estas fuentes es de 0,38 MeV, con un período de semidesintegración de solo 73,8 días.



Las técnicas modernas hacen uso de nuevas fuentes:

- Iridio-192 (**Ir-192**), disponible en forma de fuente miniaturizada de alta tasa de dosis (HDR), encapsulada en acero inoxidable. Se utiliza siempre integrada en un proyector automático de fuente. Emisor beta-gamma, es utilizado en múltiples localizaciones. La energía media de los fotones emitidos por estas fuentes es de 0,38 MeV, con un período de semidesintegración de solo 73,8 días.
- Cobalto-60 (**Co-60**), disponible en forma de fuente miniaturizada de alta tasa de dosis (HDR), encapsulada en acero inoxidable. Se utiliza siempre integrada en un proyector automático de fuente. Emisor beta-gamma, es utilizado en múltiples localizaciones, de una forma muy similar al Ir-192 HDR. La energía media de los fotones emitidos es de 1,25 MeV, con un período de semidesintegración de 5,27 años.
- Yodo-125 (**I-125**), emisor beta-gamma utilizado en forma de pequeñas "semillas" en implantes intersticiales permanentes, sobre todo de próstata. La energía media es de solo 0,028 MeV, con un período de semidesintegración de 59,4 días.
- Paladio-103 (**Pd-103**), de características muy parecidas a las del I-125, para implantes permanentes de próstata. Su energía media es de 0,021 MeV, y su período de semidesintegración de solo 17 días.

11.3. Especificación de las fuentes radiactivas. Certificado de calibración.

La especificación de una fuente radiactiva consiste en describir el contenido o la intensidad radiactiva de la misma, de modo que podamos precisar qué tasa de dosis o de kerma recibe un punto determinado del espacio, definido a una distancia concreta de la fuente y en unas condiciones de referencia. Sería lo análogo a la calibración de la tasa de dosis de una unidad generadora de radiación en radioterapia externa.

Aunque se sigue utilizando la magnitud Actividad (μCi , mCi , Ci , etc) para especificar la intensidad de las fuentes radiactivas, actualmente se recomienda hacerlo mediante la **Tasa de Kerma de Referencia en Aire (TKRA)**.

La Comisión Internacional de Unidades y Medidas de la Radiación (ICRU) define la TKRA como la tasa de kerma en aire a una distancia de un metro de la fuente radiactiva, medida perpendicularmente a su eje longitudinal, y corregida por la atenuación del aire y el posible "scattering" (dispersión).

La especificación de una fuente radiactiva de braquiterapia viene proporcionada por el fabricante de la misma en el **certificado de calibración**. A la recepción de una o varias fuentes radiactivas para su uso en braquiterapia, el usuario debe verificar que la TKRA (o especificación equivalente) descrita en el certificado de calibración que las acompaña se ajusta a lo previamente solicitado. Además, es obligación del usuario verificar la exactitud del valor especificado en dicho certificado mediante una medida independiente de la TKRA.



Fig. 11.1.: Verificación de la TKRA de un tren de fuentes de I-125 para su uso en braquiterapia prostática.

La TKRA de una fuente se especifica para una fecha determinada, ya que el contenido radiactivo y la intensidad de radiación que suministra va decayendo con el tiempo de acuerdo a su período de semidesintegración. Este hecho ha de tenerse en cuenta tanto para la dosimetría clínica como para la correcta verificación de la TKRA.

La TKRA depende no solo del radioisótopo, sino también del diseño de la fuente en sí (dimensiones, encapsulamiento, etc). Es decir, dos fuentes radiactivas del mismo isótopo y con la misma actividad contenida no tienen por qué proporcionar exactamente la misma TKRA, ya que ésta depende también del modelo de fuente.

La unidad de TKRA en el SI es el Gy/s, pero resulta más conveniente utilizar el $\mu\text{Gy/h}$ (también llamada unidad *U*) para braquiterapia LDR o el $\mu\text{Gy/s}$ o el mGy/h para braquiterapia HDR.

La relación entre TKRA y actividad es unívoca para cada modelo de fuente. Existen factores que relacionan la actividad contenida en una fuente con la TKRA de la misma.

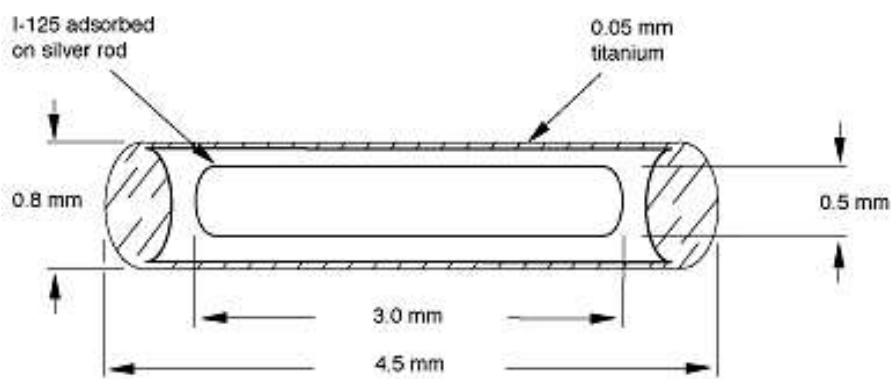


Fig. 11.2.: Modelo 6711 de fuente de I-125 ("semilla") para implantes permanentes de próstata.



Por ejemplo, una fuente de I-125 modelo 6711 para implantes en próstata, que tenga 0,414 mCi de actividad contenida, presenta una TKRA de 0,526 U, es decir, 0,526 $\mu\text{Gy/h}$ a un metro (o 0,526 cGy/h a un centímetro). El factor de paso de actividad a TKRA para este modelo de fuente es, por tanto, 1,27 U/mCi. Otros modelos de fuente del mismo radioisótopo pueden presentar valores ligeramente diferentes para este factor de conversión.

11.4. Caracterización de las distribuciones de dosis.

Al igual que en radioterapia externa, la distribución de dosis en el tejido debido a una fuente radiactiva de braquiterapia se puede representar mediante distribuciones de **isodosis** en planos convenientes. Definido un plano de visualización del implante, una línea de isodosis es aquella que en ese plano une puntos que tengan igual dosis. La dosis asociada a cada isodosis se suele especificar habitualmente en tanto por ciento respecto a una dosis absoluta de referencia (por ejemplo, la dosis de prescripción).

Debido a las cortas distancias a la fuente, una característica muy importante de las distribuciones de dosis en braquiterapia es el fuerte **gradiente** que presentan, es decir, la rápida caída de la dosis en poca distancia, a veces solo unos milímetros, en la dirección de alejamiento de la fuente.

La penetración de los fotones está representada por dicho gradiente, y es proporcional a la energía de los mismos. El rango de energías de los radioisótopos utilizados actualmente en braquiterapia es muy amplio, yendo desde los 21 KeV del Pd-103 hasta los 1250 KeV del Co-60. Esto hace que las distribuciones de dosis (sobre todo su gradiente) sean muy diferentes en función del radioisótopo utilizado.

Cabe destacar que para puntos próximos a la fuente ésta no se puede considerar como puntual, por lo que no es aplicable el inverso del cuadrado de la distancia. En su lugar, el comportamiento de la caída de dosis con el alejamiento a la fuente se puede modelar mediante expresiones o polinomios de carácter teórico que tienen en cuenta la distribución espacial del material radiactivo dentro de la fuente. Esto tenía su importancia para las antiguas fuentes LDR (tubos, agujas, hilos, etc), pero cobra menor relevancia para las modernas fuentes miniaturizadas, tanto para HDR como para LDR ("semillas").

Cada vez más habitualmente el usuario dispone de datos tabulados (**matrices de dosis**) para múltiples puntos de un medio homogéneo (normalmente agua) alrededor de un modelo ideal de fuente, y para una TKRA unidad. De este modo puede calcular fácilmente la distribución de dosis alrededor de una fuente real del mismo modelo y una TKRA determinada.

Las matrices de dosis se obtienen de manera experimental en laboratorios especializados (mediante dosimetría TLD fundamentalmente). También se pueden calcular de forma teórica con potentes programas informáticos que modelizan convenientemente las características de la fuente y del medio absorbente, y simulan la interacción de millones y millones de fotones con el medio (cálculos de "MonteCarlo"). Hoy en día se dispone ya de matrices de dosis para muchos de los modelos de fuentes comúnmente utilizados en braquiterapia.

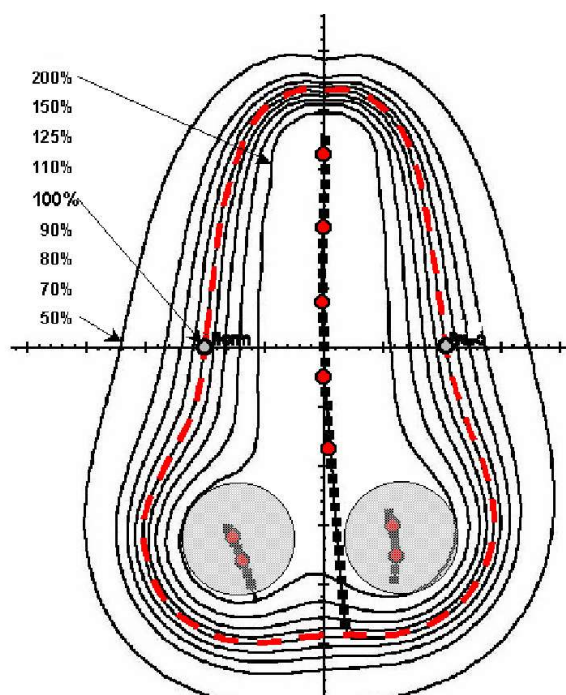


Fig. 11.3.: Curvas de isodosis en un implante ginecológico con fuentes de cesio-137 (dos vaginales y una uterina). Obsérvese el fuerte gradiente de dosis alrededor de las fuentes.

Para aquellos modelos de fuentes que todavía no disponen de matrices de dosis tabuladas se tiene que hacer uso de algoritmos de cálculo teóricos, más o menos complicados, que tengan en cuenta los siguientes factores para el cálculo de la dosis:

- TKRA para cada modelo de fuente.
- Distancia de la fuente al punto de cálculo.
- Atenuación de los fotones debida al tejido, teniendo en cuenta todo el espectro energético.
- Desviación de la ley del inverso del cuadrado de la distancia para una fuente que no se pueda considerar puntual.
- Autoabsorción de los fotones en la propia fuente.
- Influencia del encapsulamiento de la fuente.
- Atenuación de los fotones en los aplicadores, si es el caso.

11.5. Implantes ginecológicos con Cs-137 a baja tasa de dosis (LDR).

Con el ánimo de mantener la perspectiva histórica de la braquiterapia, se describe a continuación la técnica de implante que tradicionalmente se venía realizando con las fuentes de cesio-137 de baja tasa para los implantes ginecológicos en cánceres de vagina, cervix o útero, a pesar de que esta técnica hace mucho tiempo que ya no se realiza en la gran mayoría de los centros.

El cesio-137 decae al bario-137 metaestable mediante desintegración beta. La emisión beta queda absorbida en el encapsulamiento de la fuente. Lo que se utiliza para los tratamientos es la



emisión gamma de desexcitación nuclear del Ba-137, que consiste en fotones monoenergéticos de 662 KeV.

Se suministraba para su uso clínico en forma de agujas, tubos o "pellets", formados a su vez por pequeños cilindros o esferas conteniendo el material radiactivo y encapsuladas en platino. En su momento existían multitud de modelos de fuentes de Cs-137 en el mercado, cada una con sus propias características, que afectaban a la especificación de la fuente.

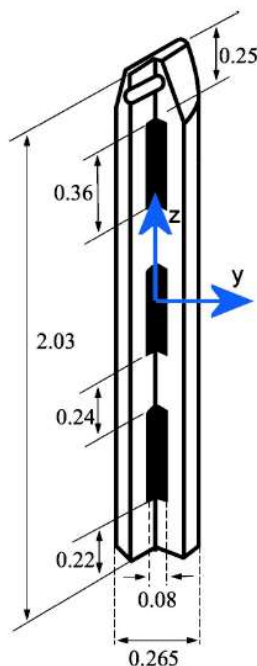


Fig. 11.4.: Modelo CSM3 de fuente de cesio-137 utilizada para implantes ginecológicos.

El relativamente largo período de semidesintegración del Cs-137 (30,2 años) permitía que las fuentes mantuviesen su uso clínico muchos años sin necesidad de reemplazarlas.

Para mantener a las fuentes radiactivas en la posición adecuada sin que se moviesen se utilizaban varios tipos de **aplicadores** en los que se insertaban las fuentes.

El procedimiento consiste en colocar primero el o los aplicadores en la posición correcta, ya sea en la vagina o en el útero, asegurando que se mantengan inmóviles. A continuación se introducen en ellos las fuentes radiactivas, que quedan en una posición fija dentro de los aplicadores. Este tipo de implante, en el cual las fuentes radiactivas se implantan con posterioridad a la colocación de los aplicadores, recibe el nombre de **implante de carga diferida**.

Los implantes con carga diferida no son exclusivos de los implantes ginecológicos. En otro tipo de localizaciones también es habitual la utilización de aplicadores adecuados al tipo de implante que se vaya a realizar. Una vez colocados, se procede a la carga diferida de las fuentes radiactivas.

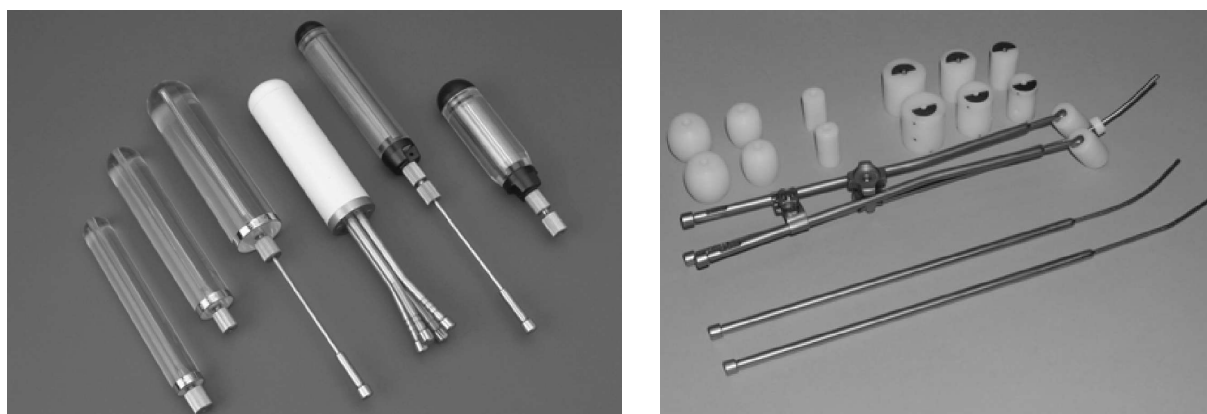


Fig. 11.5.: Diferentes modelos de aplicadores para implantes ginecológicos con cesio-137: cilindros y colpostatos vaginales, y aplicadores intrauterinos.

La gran ventaja que poseen los implantes de carga diferida respecto a los de carga directa es que se reduce bastante la exposición del personal encargado de realizar la operación. El proceso más laborioso es el de colocación de los aplicadores, pero durante ese tiempo no hay exposición ya que las fuentes se introducen a posteriori del implante propiamente dicho.

Un aplicador típico para el tratamiento del cáncer de cervix consiste en un tubo central (**tándem**) y en unas cápsulas laterales (**ovoides** o **colpostatos**).

El material con el que se fabrican los aplicadores ginecológicos es variable. Los más conocidos son los de tipo "**Fletcher**", que son metálicos, aunque también los hay de plástico ("**Delouche**"). También se utilizan moldes vaginales huecos hechos de resina ("**Chassagne**"), individualizados a la forma particular del fondo de saco vaginal de la paciente.

La habitación de tratamiento debe ser una habitación que cuente con la debida protección estructural en puertas, paredes, suelo y techo, para evitar la exposición del personal y de otros pacientes en los pasillos o habitaciones adyacentes. Debe contar además con sistemas de seguridad luminosos y acústicos que informen de la presencia de radiación en su interior.

La introducción de las fuentes en los aplicadores se puede realizar de forma manual o de forma automática. Los sistemas de **carga diferida remota** o "**afterloading**" permitían que las fuentes fuesen introducidas de forma mecánica y automática en los aplicadores sin la intervención manual del operador, de manera que se evitaba toda exposición del personal. Del mismo modo, la retirada definitiva de las fuentes también se podía realizar de forma automática sin la presencia del operador en la habitación.

Un sistema de carga diferida remota o "afterloading" consta de un contenedor blindado situado en la habitación de tratamiento, conectado con una consola de operación en el exterior de la habitación. El contenedor, comúnmente denominado **proyector automático de fuentes**, contenía una o varias fuentes en su interior. Después de la colocación de los aplicadores en la paciente se conectaban éstos a los canales de salida del proyector mediante unos tubos guía especiales ("mangueras"). Cada canal corresponde a una fuente.



El operador procedía a la carga automática de las fuentes en la paciente actuando sobre la consola de operación en el exterior de la habitación (véase fig. 11.6.), de modo que no corría ningún riesgo de irradiación. Actuando sobre un simple botón, las fuentes seleccionadas salen eyectadas desde el proyector hacia las mangueras, terminando su recorrido al llegar a la posición de tratamiento en el interior de los aplicadores implantados en la paciente. Cuando se cumple el tiempo de tratamiento programado en la consola, las fuentes retornan automáticamente al proyector.

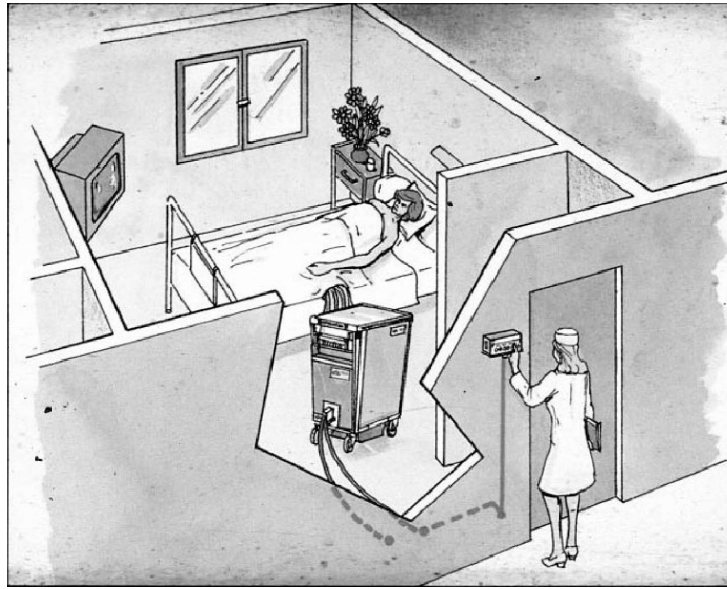


Fig. 11.6.: Habitación de tratamiento para implantes ginecológicos con proyector de fuentes de Cs-137, telecomandadas desde el exterior.

Durante un tratamiento a baja tasa de dosis (varias horas o días de tratamiento) había que entrar varias veces en la habitación para atender a la paciente. El operador o la enfermera actuaba entonces manualmente sobre los botones de retirada de las fuentes para poder entrar sin peligro de exposición. El tiempo de tratamiento acumulado queda pausado en el display de la consola. Una vez acabada la labor, desde el exterior de la habitación se vuelven a eyectar las fuentes para reanudar el tratamiento.



Fig. 11.7.: Proyector automático de fuentes de cesio-137 de baja tasa, modelo "Curietron", con 4 canales.



Fig. 11.8.: Mampara de plomo adosada a la cama para protección del personal en implantes con carga manual.

Debía existir en la habitación un sistema de seguridad por el cual las fuentes retornasen automáticamente a la posición de seguridad dentro del proyector cuando se abría inadvertidamente la puerta de la habitación en el curso del tratamiento.

Si se dispone de un mayor número de fuentes que el de canales disponibles en el proyector, las sobrantes quedan alojadas en un contenedor blindado ("**Curiestock**") que se guardaba normalmente en la "**cámara caliente**" del Servicio de Oncología Radioterapia.

En el caso de que la introducción de las fuentes en los aplicadores se realizase de forma manual convenía tener elementos de protección dentro de la habitación, como mamparas plomadas, que se interpusiesen entre la paciente y el personal encargado de atenderla.

11.6. Implantes intersticiales temporales con Ir-192.

El Ir-192 es el isótopo de elección para implantes intersticiales temporales, y puede ser utilizado a baja tasa de dosis (LDR) o a alta tasa (HDR). Con el ánimo de mantener la perspectiva histórica de la braquiterapia, se describe a continuación tanto la técnica de implante LDR, ya obsoleta, como la técnica actual HDR.

El iridio-192 decae en un 95% de las desintegraciones hacia el platino-192 mediante desintegración beta, mientras que en un 5% de las ocasiones lo hace hacia el osmio-192 mediante captura electrónica. La radiación beta emitida es absorbida en el encapsulamiento. La emisión gamma proveniente de la desexcitación nuclear de los isótopos hijos es la que se utiliza para los tratamientos, y tiene un espectro complejo de energía media 380 KeV.

El período de semidesintegración del Ir-192 es corto (73,8 días), de manera que para suministrar una misma dosis son necesarios cada vez tiempos más largos. El período de uso clínico no va más allá de 3 o 4 meses, debiendo reponerse las fuentes cada poco tiempo.



Para su utilización a baja tasa de dosis (LDR) se suministraba en forma de semillas, alambres o hilos, pudiendo cortarse éstos en múltiples trozos para obtener longitudes apropiadas para el implante. En estos hilos el material radiactivo está encapsulado en una fina capa de platino irradiado. La actividad por unidad de longitud para esta clase de hilos es del orden de unos pocos mCi/cm.



Fig. 11.9.: Proyector automático de Ir-192 HDR. Conexión de los catéteres al paciente.

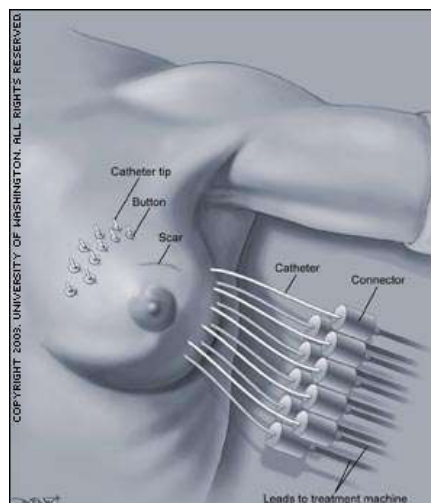


Fig. 11.10.: Implante intersticial de mama con Ir-192 HDR.

Las fuentes de Ir-192 utilizadas a alta tasa de dosis (HDR) se diseñan de manera especial para ser alojadas en proyectores automáticos de fuentes. Este tipo de fuentes tienen actividades típicas muy altas, del orden de 10 a 20 Ci, suministrando tasas de dosis superiores a 2 Gy/min.

Mientras los tratamientos suministrados a baja tasa consisten en una única aplicación de varios días de duración, los de alta tasa consisten en varias sesiones de pocos minutos cada una.

Al igual que lo visto en los implantes ginecológicos, en los implantes intersticiales se suele utilizar también la carga diferida, implantando primero los aplicadores y después cargando en ellos las fuentes radiactivas. Los aplicadores pueden ser **agujas vectoras** y/o **catéteres finos**, con un lumen apropiado para el diámetro de las fuentes de iridio. Estos aplicadores se insertan en el tejido tumoral en un número apropiado y con una separación conveniente entre ellos, de modo que la distribución de dosis resultante sea óptima una vez que sean cargados con las fuentes.

En los implantes intersticiales LDR se utilizan varios hilos o alambres de iridio, uno por aplicador, y se cargan de manera manual.

En cambio, para HDR existe una única fuente miniaturizada de iridio de muy alta actividad que, mediante la acción de un proyector automático de fuentes, va recorriendo en pasos calculados y programados varias posiciones en cada uno de los aplicadores, de manera que la distribución de dosis resultante (obtenida como suma de las dosis en cada una de las posiciones recorridas) es la que previamente se ha planificado.

Los componentes esenciales de un equipo HDR para braquiterapia intersticial con Ir-192 son:



- Un contenedor para alojar la fuente radiactiva.
- La propia fuente radiactiva, que suele ser única en este tipo de equipos.
- La consola de operación remota, situada en el exterior del búnker.
- Mecanismo de control y de movimiento de la fuente en pasos definidos.
- Aplicadores y tubos guía de transferencia de la fuente.
- Sistema computerizado de planificación de tratamientos.

A cada canal de salida del proyector puede acoplarse un tubo guía (catéter) que se conecta a uno de los aplicadores previamente implantados en el paciente. Debido a la multitud de canales disponibles en el proyector es posible utilizar muchos aplicadores.

La fuente de iridio recorrerá en una secuencia previamente programada varias posiciones en cada uno de los aplicadores, con un tiempo de estancia determinado en cada posición ("dwell time"). Durante este proceso, cuando la fuente haya de pasar de un aplicador al siguiente, se retrae hacia el proyector para volver a eyectarse hacia el paciente por el próximo canal programado.

La secuencia de posiciones y de tiempos se calcula previamente mediante ordenador para lograr una distribución de dosis óptima en la zona del implante. Esta secuencia queda grabada en la consola de operación, de modo que todo el proceso de movimiento de la fuente en los aplicadores se realiza de manera automática.

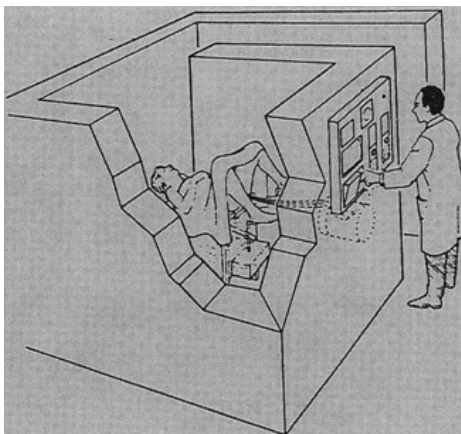


Fig. 11.11.: Carga diferida remota y automática en un equipo de braquiterapia HDR.

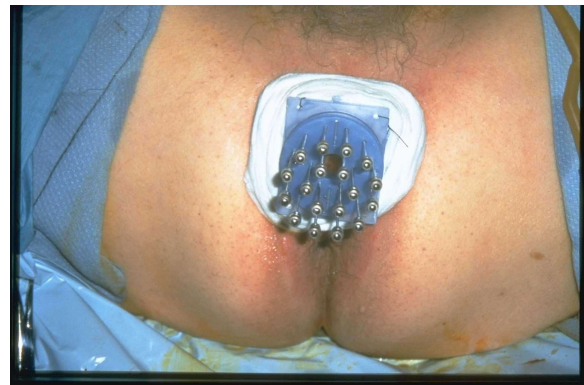


Fig. 11.12.: Aguja insertadas en la próstata, listas para ser conectadas a un equipo de HDR con fuente de Ir-192.

Las ventajas de utilizar HDR en vez de LDR son:

- Mayor optimización del tratamiento, ya que con ayuda de potentes programas de planificación se puede calcular el conjunto de posiciones y de tiempos para la fuente de iridio que resulten en la mejor distribución de dosis.
- Tratamiento ambulatorio de pacientes, ya que las sesiones son de pocos minutos de duración cada una.



- Eliminación de la exposición del personal, ya que con HDR se utilizan siempre proyectores automáticos de fuentes (carga diferida automática) operados desde fuera de la sala (búnker) de tratamiento.

Sin embargo, la HDR también tiene sus desventajas:

- Incertidumbre en su eficacia radiobiológica.
- Mayor riesgo de exposiciones altas accidentales del paciente debido a errores o accidentes.
- Necesidad de una habitación "bunkerizada". Recordemos que la tasa de dosis suministrada por los equipos HDR es del orden de la suministrada por las unidades de radioterapia externa, aunque con una energía más baja.
- Mayor carga de trabajo para el personal.

En los últimos tiempos se está popularizando el uso de otro radioisótopo, el **cobalto-60**, para la realización de la braquiterapia HDR. Las aplicaciones y la técnica son las mismas que las descritas para la braquiterapia HDR con iridio-192. Las principales diferencias son:

- El Co-60 tiene un mayor período de semidesintegración que el Ir-192 (5,27 años frente a 74 días), lo que supone no tener que reemplazar con tanta frecuencia la fuente radiactiva.
- La fuente de Co-60 emite fotones más energéticos (1,25 MeV de media) que la fuente de Ir-192 (0,38 MeV de media), lo que supone una mayor penetración de la radiación en los tejidos. De todos modos, la atenuación de dosis en el entorno del volumen tumoral en un implante de braquiterapia se ve más influenciada por la propia distancia a la fuente que por la energía de la radiación emitida por la misma, por lo que las distribuciones de dosis obtenidas para ambos casos no presentan diferencias relevantes.
- Debido a la mayor energía de la radiación, para el Co-60 se necesitan búnkeres con una mayor protección estructural.

11.7. Implantes prostáticos permanentes con semillas de I-125 o Pd-103.

El implante permanente de fuentes radiactivas de yodo-125 o de paladio-103 es un tipo de tratamiento indicado para estadíos no avanzados del cáncer de próstata, con la enfermedad confinada localmente solo en la cápsula prostática.

En algunos casos también se utiliza como complemento (sobreimpresión) de la radioterapia externa si la enfermedad no está totalmente confinada en la próstata.



Fig. 11.13.: Tamaño de las semillas en comparación con la punta de un lápiz.

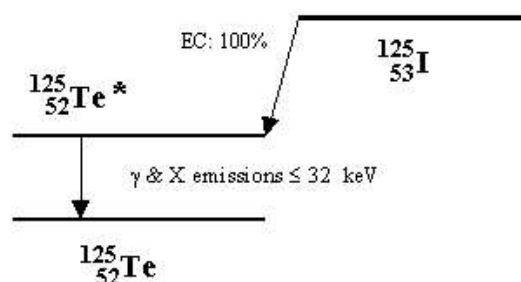


Fig. 11.14.: Esquema de desintegración del I-125.

Las fuentes radiactivas utilizadas tienen forma de pequeñas "**semillas**", de 0,45 cm de largo por 0,08 cm de ancho. Dependiendo del tamaño de la próstata y del tipo de carga que se efectúe (uniforme o periférica), el número de semillas implantadas oscila entre 50 y 120.

El yodo-125 decae mediante emisión beta a un estado excitado del telurio-125. La energía media de los fotones de desexcitación (incluyendo los producidos por interacción en el encapsulamiento) es de solo 27 KeV. Esta energía tan baja hace que la penetración de la radiación sea bastante escasa, y por ello se necesitan un gran número de fuentes. Sin embargo, esta baja energía supone una ventaja, ya que la dosis absorbida en órganos críticos como vejiga y pared rectal se minimiza bastante, sobre todo en comparación con la radioterapia externa. También representa una ventaja desde el punto de vista de la Protección Radiológica.

El paladio-103 decae por captura electrónica al rodio-103 excitado. Los fotones producidos en la desexcitación tienen una energía media de 21 KeV, similar a la del yodo-125.

El I-125 tiene un período de semidesintegración de 59,4 días, mientras que el del Pd-103 es de solo 17 días. Esto implica que, para suministrar una misma dosis a la próstata, y teniendo en cuenta que la deposición de dosis es permanente durante toda la vida del paciente, la tasa de dosis inicial deba ser mayor para implantes de paladio que para implantes de yodo. Esto parece tener consecuencias radiobiológicas, de modo que los cánceres con mayor grado de agresividad tienden a tratarse con paladio. De todas maneras, no hay todavía un consenso claro sobre las indicaciones de ambos radioisótopos, habiendo incluso estudios que no demuestran diferencias entre los implantes de yodo y los de paladio.

Las fuentes de I-125 y de Pd-103 se presentan ambas de forma muy parecida, como cápsulas ("semillas") cilíndricas de titanio de dimensiones 4,5 x 0,8 mm, conteniendo en su interior el material radiactivo. La distribución interna de la actividad depende del modelo concreto de fuente.

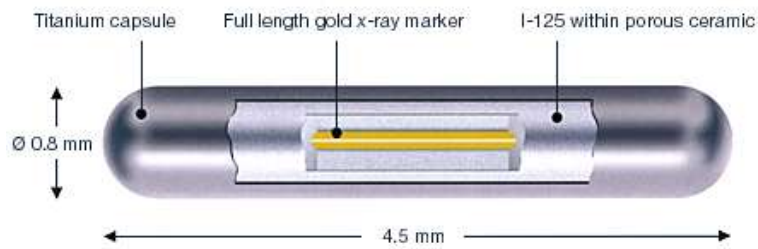


Fig. 11.15.: Modelo “Isoseed” de semilla de I-125.

El rango de actividades y de TKRA de las semillas utilizadas en los implantes es muy variable, dependiendo del patrón de implante utilizado en cada hospital. En el caso del I-125, la actividad por semilla suele estar entre 0,3 y 0,8 mCi, con una TKRA entre 0,4 y 1 U.

En lo que sigue se mencionarán únicamente las fuentes de I-125, ya que el uso de Pd-103 no está todavía tan extendido, al menos en Europa. De todas maneras, la técnica de implante es la misma para ambos tipos de fuente, de forma que lo que se diga para el I-125 también es aplicable, por norma general, al Pd-103.

Actualmente se sigue la técnica de **implante transperineal**, que consiste en la inserción a través del periné de agujas cargadas con las semillas, depositándolas en las localizaciones previamente planificadas.

La localización de las agujas y de las semillas en la próstata se efectúa mediante imagen de ultrasonido transrectal e imagen fluoroscópica en tiempo real, de manera que solo cuando se visualiza la correcta inserción de cada aguja en la próstata se efectúa la deposición de las semillas.

El número, la actividad y las posiciones óptimas de cada semilla dentro de la glándula prostática se planifican previamente al implante, con ayuda de programas informáticos de planificación, de forma que se consiga una distribución óptima de dosis. El mismo programa puede calcular cuántas agujas son necesarias, las semillas en cada una de ellas, y las coordenadas de inserción.

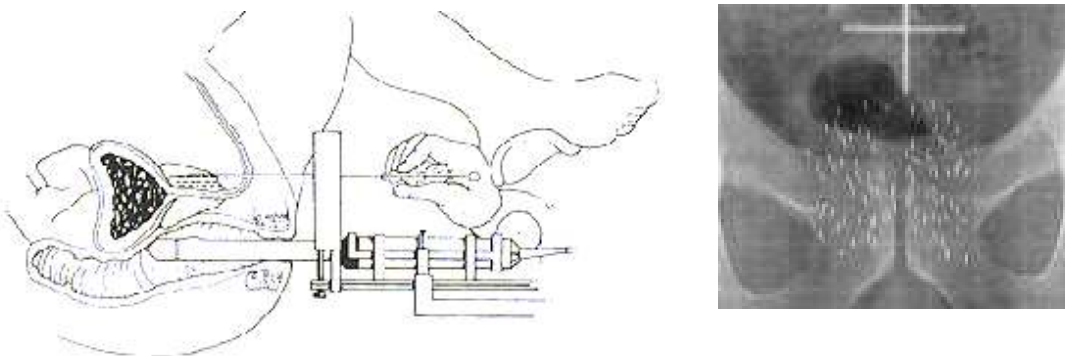


Fig. 11.16.: Implante de semillas de I-125 utilizando la técnica de implante transperineal, guiado con imagen ultrasónica por sonda rectal.



La inserción de las agujas cargadas con las semillas se realiza a través de una rejilla de coordenadas ("**template**"). Cuando en la imagen ecográfica o en la fluoroscópica se visualiza la correcta profundidad de inserción de cada aguja, se deposita el tren de semillas contenido en la misma con ayuda de un fiador.

Aunque la deposición de semillas en la próstata se suele efectuar de manera manual, existen modernos sistemas automáticos que permiten una menor exposición a la radiación del personal encargado del implante.

Debido a la complejidad de esta técnica se requiere un esfuerzo conjunto y coordinado de numerosos profesionales: oncólogos radioterápicos, radiofísicos, urólogos, técnicos de braquiterapia, anestesistas, radiólogos y enfermeras.



12. CARACTERÍSTICAS DE LOS HACES DE RADIACIÓN EN RADIOTERAPIA EXTERNA

La ejecución de tratamientos en Radioterapia requiere el cálculo previo de la dosis absorbida en diferentes puntos del paciente debida a los haces de radiación diseñados al efecto. Es fundamental el conocimiento de las características particulares de cada tipo de haz y de su interacción con la materia para un cálculo de la distribución de dosis en el paciente. Veremos seguidamente cuáles son las características particulares de los haces clínicos de fotones y de electrones suministrados por las unidades de radiación en radioterapia externa (unidades de cobalto y aceleradores, principalmente).

12.1. Características de los haces de fotones.

Porcentaje de dosis en función de la profundidad (PDP).

Los efectos de los haces de fotones sobre la materia se deben principalmente a los electrones secundarios que generan. Así, la distribución de energía en los tejidos (dosis absorbida) depende básicamente de la energía que ceden estos electrones secundarios al frenarse.

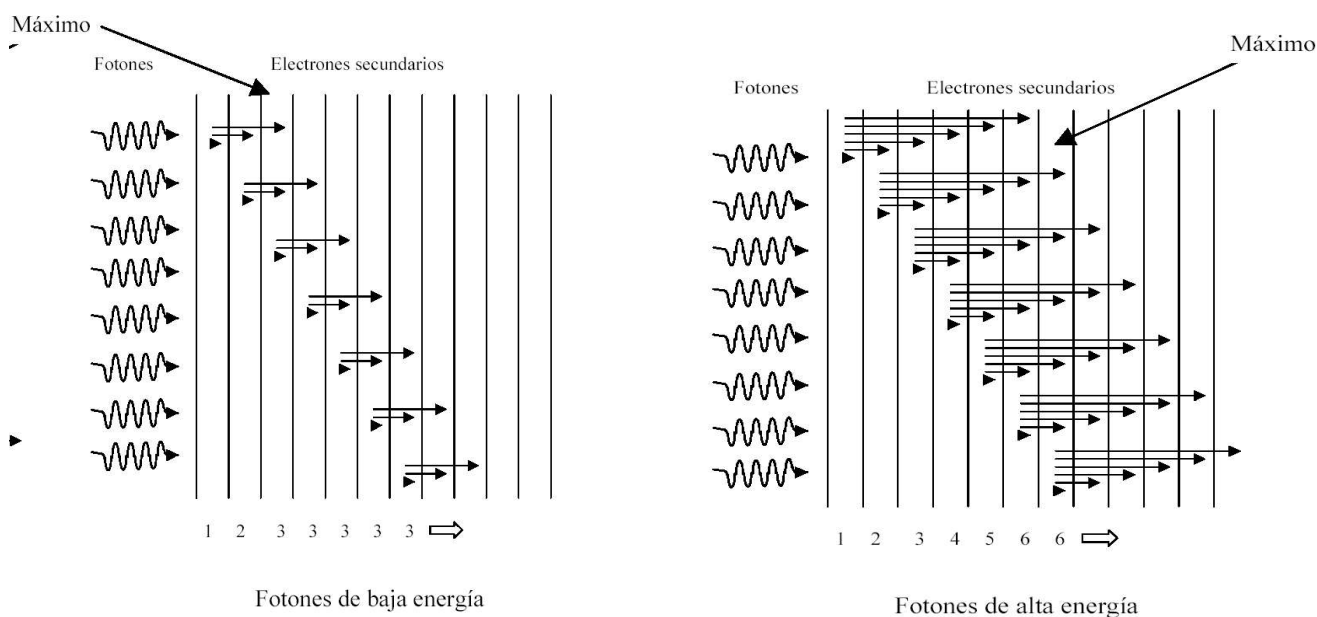


Fig. 12.1.: Concepto de equilibrio electrónico para fotones de baja y de alta energía.

Los electrones secundarios se generan con diferentes energías, pero la energía máxima y el alcance de los mismos depende de la energía de los fotones incidentes. Los electrones secundarios no tienen por qué depositar toda su energía en el punto donde son generados.

Consideremos las primeras capas de tejido (véase la fig. 12.1.). Los fotones generan electrones de distintas energías que se frenan (depositan su energía) a distintas profundidades, algo más allá del punto de interacción de cada fotón. Al mismo tiempo, la intensidad (**fluencia**) de fotones va



disminuyendo con la profundidad debido a la atenuación en el medio. A una determinada profundidad el número de electrones que quedan frenados, y por tanto la dosis absorbida, alcanza el **máximo**. Se dice que se ha alcanzado el **equilibrio electrónico**. A esa profundidad, denominada **profundidad del máximo** ($d_{\text{máx}}$), el número de electrones que se frenan y ceden su energía es igual al número de electrones que se generan debido a la interacción de los fotones en el material.

Conforme aumenta la profundidad, el número de fotones va disminuyendo, y por tanto, también el número de electrones secundarios. Entonces, a partir del máximo, la dosis se va haciendo menor. Por ejemplo, el máximo de dosis para rayos X de terapia superficial se halla justo en la superficie; para la energía del Co-60, a 5 mm de profundidad; para los rayos X de 6 MV de un acelerador lineal, a unos 15 mm; y para los rayos X de 18 MV, a unos 30 mm (véase la fig. 12.2.).

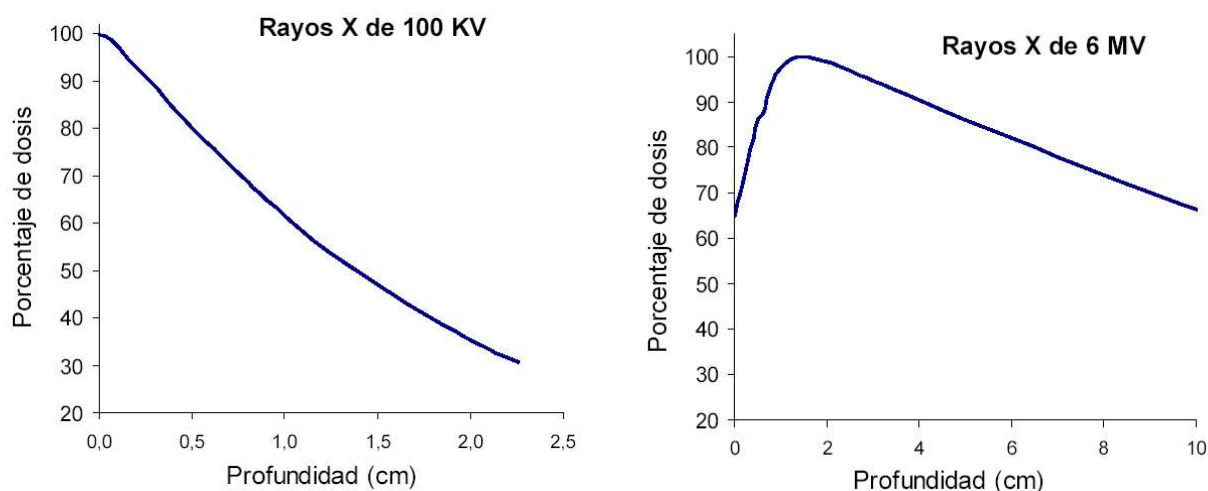


Fig. 12.2.: Curvas de porcentaje de dosis en profundidad (PDP) para rayos X de 100 KV y 6 MV. Obsérvese la diferente penetración en el medio y la diferente profundidad del máximo de dosis.

En las irradiaciones con fotones de alta energía el máximo se encuentra por debajo de la superficie, a cierta profundidad. Esto hace que la dosis en piel sea menor que la dosis en dicho máximo, de forma que se infradosifica. En los casos en que esta reducción de dosis en piel sea contraproducente se deberán colocar bolus de forma que el máximo ocurra cerca de la piel. Un **bolus** no es más que una lámina de espesor constante, fabricada normalmente de un material gelatinoso de propiedades parecidas al agua, que se adapta a la piel del paciente.

La dosificación de la piel también aumenta en el caso de utilizar máscaras de inmovilización u otro material que haga el efecto del bolus, como las escayolas. El caso más drástico ocurre al tener metal cerca o en contacto con la piel (superficie de los colimadores demasiado cerca, tubos traqueales, prótesis dentales, etc), ya que la radiación arranca en los metales numerosos electrones debido al aumento de la probabilidad del efecto fotoeléctrico. Estos electrones incidirán y se frenarán en las primeras capas de tejido, haciendo que suba la dosis absorbida en superficie en relación a la que se absorbe en el máximo.

También se reduce la infradosificación de la piel cuando la radiación no incide perpendicularmente (véase fig. 12.3.). Si la radiación incide tangencialmente a la piel, el máximo se aproxima a la superficie.



Cuanto mayor es la energía del haz de fotones, más profundo es el máximo y menor es el porcentaje de dosis en la superficie en relación al de la profundidad del máximo. Además, la penetración del haz en profundidad también es mayor cuanto más alta sea la energía de los fotones (véase fig. 12.5.). La intensidad de los fotones decae de una forma casi exponencial con la profundidad, aunque no llega nunca a hacerse exactamente cero. Esta caída de la dosis al aumentar la profundidad en el paciente se denomina **rendimiento de dosis en profundidad**, y se describe numérica o gráficamente mediante el porcentaje de dosis en profundidad o **PDP**.

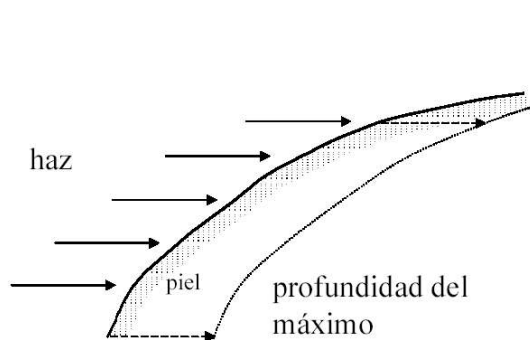


Fig. 12.3.: Reducción de la profundidad del máximo de dosis para incidencia oblicua del haz de radiación.

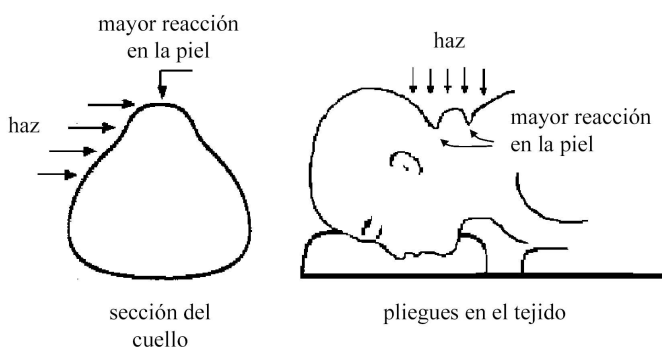


Fig. 12.4.: Mayor dosificación en la piel debido a la irregularidad del contorno o a los pliegues cutáneos.

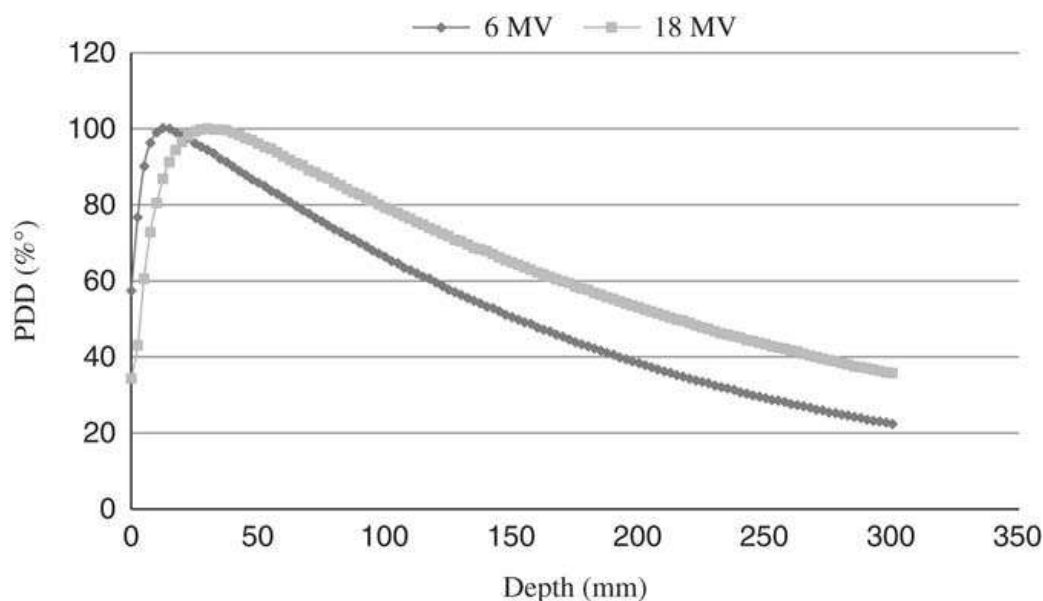


Fig. 12.5.: Porcentaje de dosis en profundidad (PDP) para haces de diferentes energías (obsérvese la diferente penetración, profundidad del máximo de dosis y dosis en superficie).

La dosis en cada punto es debida tanto a la radiación primaria como a la dispersa. Cuando no existe medio dispersor más allá del punto en cuestión, como ocurre a la salida del paciente, la dosis en piel a esa profundidad es menor que la estimada con las tablas estándar para un medio sin límite de espesor (del orden del 6% para Co-60, y mayor para alta energía).



Dosis en puntos fuera del eje del haz.

La manera habitual de presentar la dosis en puntos fuera del eje es con los **perfiles de dosis**, es decir, gráficos de dosis en función de la distancia al eje del haz, para una profundidad fija determinada. La forma de estos perfiles depende de la energía de la radiación, profundidad, tamaño de campo, distancia fuente-superficie (DFS), tamaño de la fuente, etc.

Pueden distinguirse tres regiones si nos movemos desde el eje hacia fuera. Primero hay una región ancha (**meseta**) donde la dosis se mantiene en un valor alto, a veces casi constante, que corresponde a la zona de radiación directa de la fuente. Después hay una disminución brusca de la dosis (**penumbra**); en la penumbra solo una parte de la fuente está contribuyendo a la dosis. Por último, hay una disminución casi total de la dosis (**cola de dosis o sombra**); en esta zona no se recibe radiación directa de la fuente, excepto una pequeña parte que se transmite a través de los colimadores (<5% generalmente). La dosis en la zona de sombra se debe básicamente a la radiación dispersa en el paciente.

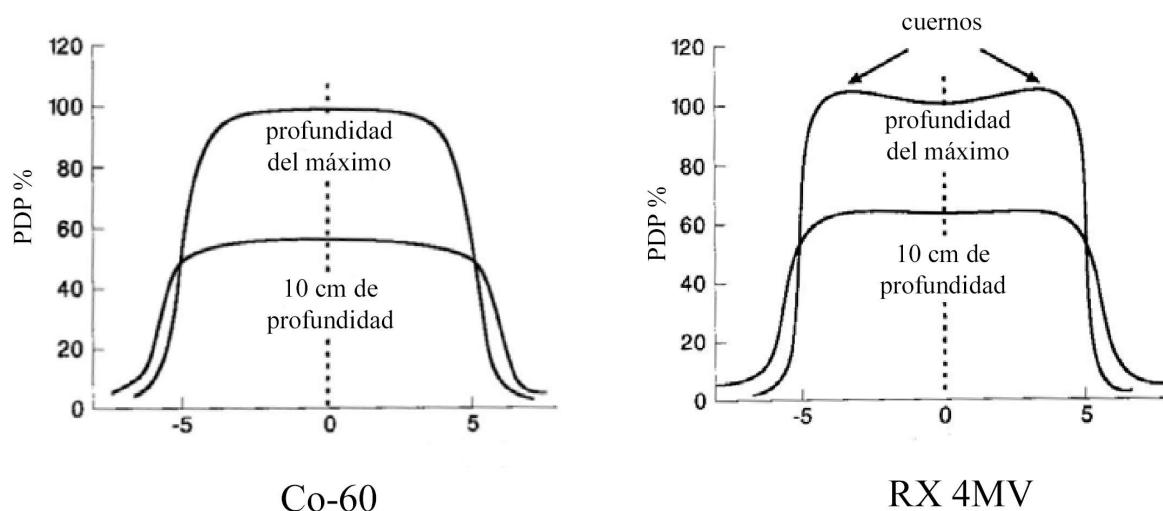


Fig. 12.6.: Perfiles de dosis para fotones de cobalto-60 y de un ALE (4 MV), a dos profundidades distintas y para un tamaño de campo determinado. Obsérvense los “cuernos” producidos por el diseño del filtro aplanador en el caso del ALE.

El tamaño de la penumbra depende de:

- el tamaño de la fuente (a mayor tamaño de la fuente mayor penumbra).
- la penumbra geométrica, que es dependiente de las distancias de la fuente y de los colimadores a la superficie. La penumbra se reduce cuanto menor sea la distancia fuente-superficie y mayor la distancia fuente-colimadores (véase la fig. 12.7.).
- la energía de los fotones: a mayor energía, menor dispersión lateral y menor penumbra.

Así, el haz de radiación en una unidad de Co-60 tiene mucha más penumbra que un acelerador lineal debido a la menor energía y al mayor tamaño de la fuente (1-2 cm frente a 1 mm), aunque la distancia fuente-superficie (DFS) sea por lo general menor (80 cm frente a 100 cm). Una manera de reducir esta penumbra es utilizar “**trimmers extendidos**”, que son unos colimadores más



cercanos a piel. Es muy importante que el tamaño de campo de tratamiento sea lo suficientemente grande como para que la zona de penumbra quede por fuera del volumen a tratar.

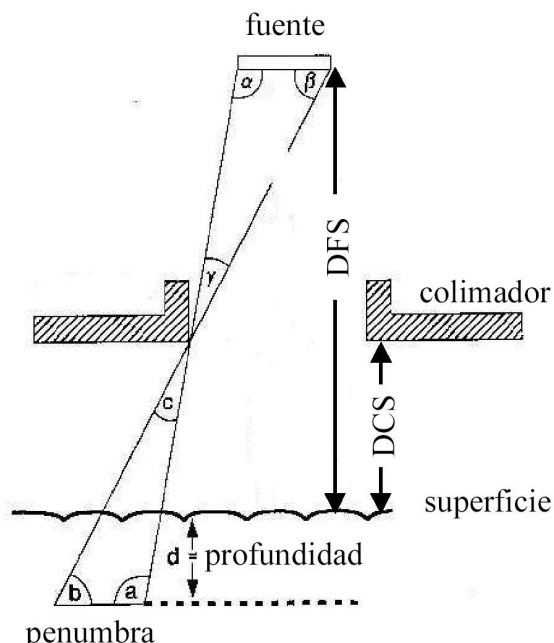


Fig. 12.7.: Definición de penumbra geométrica.

La forma de los perfiles de dosis en la zona central es debida a dos razones. Por un lado, a medida que nos alejamos perpendicularmente del eje nos alejamos también de la fuente, y por tanto la dosis debida a radiación primaria disminuye (inverso del cuadrado de la distancia). Esta disminución es mayor cuanto menor sea la DFS. Además, el centro recibe más radiación dispersa que los extremos. Por otro lado, en la producción de rayos X de los aceleradores lineales, éstos no abandonan el blanco con igual intensidad en todas las direcciones. En la alta energía, los fotones producidos en el blanco tienden a salir en la misma dirección frontal de incidencia, cayendo rápidamente en otras direcciones. Para evitar esto se utilizan filtros aplanadores (solo en ALE) colocados después del blanco, que atenúan el haz de manera no uniforme (más en el centro que en los bordes).

El diseño de estos filtros buscan "aplanar" el haz a una profundidad de interés clínico (por ejemplo, a 10 cm), pero esto da lugar a que a profundidades menores se formen "**cuernos**" en el haz (véase fig. 12.8.), que van disminuyendo conforme aumenta la profundidad.

Los perfiles se ven muy afectados por la dispersión en los colimadores y en el tejido. El centro del haz siempre recibe más radiación dispersa de los colimadores que los extremos, salvo que éstos estén muy cerca o en contacto con la piel (RX de terapia superficial), donde puede ocurrir lo contrario. Así, en el centro la dosis es mayor que en los extremos, pero puede compensarse por los cuernos producidos por el filtro aplanador. La dispersión en el tejido aumenta con la profundidad y con el tamaño de campo, de forma que los perfiles tienden a redondearse al aumentar la profundidad y aumentar el tamaño de campo. Como los fotones sufren menos dispersión cuanto más energía tengan, los perfiles de baja energía son más redondeados que los de alta energía.

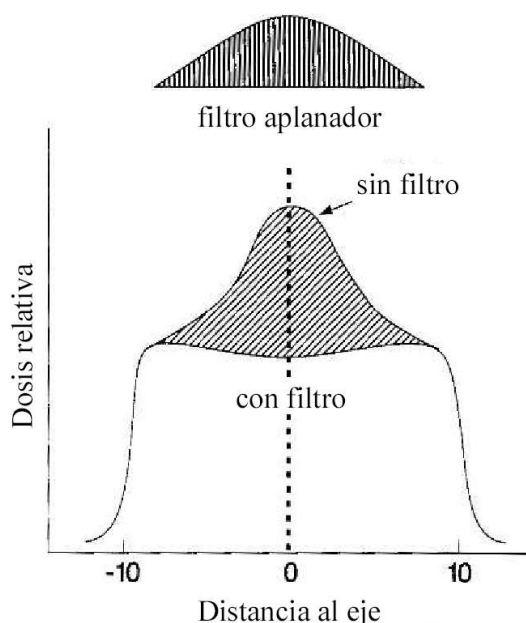


Fig. 12.8.: Función del filtro aplanador en los aceleradores: se obtienen perfiles de dosis más homogéneos, aunque con la aparición de “cuernos”.

Los modelos más avanzados de aceleradores lineales que se comercializan hoy en día tienen la posibilidad de emitir, para alguna de las energías, haces de fotones sin hacerlos pasar por el filtro aplanador. Son los llamados haces **FFF** (“Flattening Filter Free”). La ventaja de un haz FFF respecto a un haz convencional es que, al no ser resultado atenuado por el filtro, llega hasta el paciente con una intensidad más alta, permitiendo que los tratamientos se puedan realizar con tiempos de irradiación más cortos. Esto es importante en ciertas técnicas hipofraccionadas de tratamiento, como la radioterapia estereotáctica o la radiocirugía, en las cuales la dosis que se pretende impartir al tumor en cada sesión es muy alta, además de requerir una gran precisión espacial. Con una técnica convencional de haz con filtro, estas dosis altas implicarían tiempos demasiado largos de irradiación, comprometiendo seriamente la inmovilización correcta del paciente, y por tanto, la precisión espacial de la distribución de dosis.

Aunque es evidente que los haces FFF no son uniformes (véanse figuras 10.32. y 12.8.), la utilización de técnicas dinámicas con el colimador multilámina (MLC) hacen que se puedan conseguir campos de radiación con la distribución espacial deseada (sea uniforme o no).

Otra ventaja que tienen los haces FFF es que evitan la producción de radiación secundaria en el filtro, la cual contribuye a la radiación indeseada de baja intensidad sobre el paciente en zonas fuera de los campos de radiación.

Actualmente están disponibles haces sin filtro en energías de 6 o 10 MV en los aceleradores lineales de electrones más avanzados que hay en el mercado. Las tasas nominales de dosis que se



pueden conseguir con haces FFF están en el rango de las 1000-3000 UM/min, a diferencia de los haces tradicionales con filtro, con los cuales no se va más allá de las 600 UM/min.

Tamaño de campo de radiación y penumbra.

El **límite del campo de radiación** se define en los puntos de un perfil donde la dosis cae al 50 % respecto a la dosis en el eje central. Por lo tanto, los límites del campo caen en la zona de **penumbra**, que se define como la zona que va del 80% al 20% de la dosis.

La región de **sombra**, fuera del campo, puede parecer de menor importancia al ser la dosis inferior al 20% del máximo; sin embargo, puede adquirir gran importancia si existen órganos de riesgo cerca del límite del campo.

El tamaño de campo de radiación, definido por las distancias en ambos ejes entre los puntos del 50% de dosis en ambos lados del perfil, se indica con **la luz de simulación** de la unidad. Se debe verificar periódicamente que ambos coincidan.

Homogeneidad del haz.

Hemos visto, al hablar de los perfiles de dosis, que la dosis absorbida puede ser diferente, a una profundidad dada, en puntos fuera del eje que en el mismo eje del haz. Normalmente, cuando se irradia un campo sobre la superficie del paciente, en buena parte de las situaciones clínicas que nos encontramos puede interesar que la intensidad sea la misma en toda su extensión, para que así las dosis absorbidas sean también más o menos las mismas en todos aquellos puntos que se hallen a la misma profundidad bajo piel. Es importante, por lo tanto, que la unidad de radiación sea capaz de suministrar haces que sean espacialmente lo más "**homogéneos**" posible, entendiendo como homogeneidad espacial la constancia de la intensidad de la dosis que suministran a lo largo del campo irradiado (dado un haz de radiación, el "**campo**" es la porción de zona irradiada contenida en un plano perpendicular al eje de radiación y a una distancia determinada, normalmente la distancia foco-piel).

De todos modos, hay que tener presente que existen situaciones particulares en las que se desea que haya más intensidad en unas zonas del campo que en otras, por ejemplo, cuando hay órganos críticos que proteger, o para compensar una posible incidencia oblicua del haz sobre la superficie del paciente. Para estos casos particulares, el campo "no homogéneo" se consigue a partir del haz "homogéneo" suministrado por la unidad de radiación, modificándolo convenientemente antes de que llegue al paciente (por ejemplo, por medio de cuñas, como se verá más adelante en un capítulo posterior).

En un acelerador lineal de electrones, el filtro aplanador se encarga de hacer lo más uniforme posible el haz de radiación de fotones, mientras que en una unidad de cobalto dicho filtro no se utiliza, ya que de por sí los haces suministrados son suficientemente homogéneos.

Debido a las particularidades de formación de los haces de radiación en los aceleradores, existe una inestabilidad intrínseca que puede provocar que las características de homogeneidad de los haces en las diferentes energías puedan variar inadvertidamente (variación de los perfiles de dosis), comprometiendo la calidad y la seguridad del tratamiento al paciente. Es muy importante



en este tipo de unidades que la homogeneidad se mantenga constante, dentro de unos márgenes de variación mínimos.

Para controlar la constancia de la uniformidad en los haces de radiación se definen los parámetros "planitud" y "simetría", que deben ser medidos periódicamente en los aceleradores lineales de electrones para asegurar que sus valores se mantienen por debajo de unos límites de tolerancia prefijados. Cabe reseñar que, en haces de fotones, el parámetro de "planitud" es aplicable solo a los haces de energías con filtro aplanador, ya que los modernos haces sin filtro (FFF), tal como se ha visto en el apartado anterior, son intrínsecamente no homogéneos.

- **Planitud:**

Aunque existen diferentes convenios para definir la planitud de un haz de radiación, la definición más utilizada es la siguiente:

$$F = 100 \times \frac{D_{\max} - D_{\min}}{D_{\max} + D_{\min}}$$

(F viene del inglés "Flatness", que se ha traducido al español como "Planitud")

siendo $D_{\max}$ y $D_{\min}$ las dosis máxima y mínima respectivamente, obtenidas a lo largo de la meseta del perfil de dosis, medido en condiciones de referencia (se han de descartar los puntos próximos a los bordes del campo, por lo que se evalúa solo en el 80% central del tamaño de campo). Se expresa el resultado en %, y se suele medir los valores de la planitud en los dos ejes del campo, X e Y, que pueden ser diferentes.

La planitud es una medida de lo "plano" que es un perfil de dosis. Cuanto más plano, menor será la diferencia entre $D_{\max}$ y $D_{\min}$, es decir, menor será el valor de F. En el límite ideal de un perfil perfectamente plano, F será cero. Las especificaciones estándar de los aceleradores requieren generalmente que $F < 3\%$ para los perfiles medidos en maniquí de agua a una distancia foco-superficie de 100 cm y a la profundidad de 10 cm, y para el tamaño de campo más grande disponible (usualmente un 40 cm x 40 cm).

La planitud, definida de esta manera, no es aplicable a haces de fotones FFF (sin filtro aplanador).

- **Simetría:**

La definición más aceptada para el parámetro simetría es la siguiente:

$$S = 100 \times \frac{(area_{\text{left}} - area_{\text{right}})}{(area_{\text{left}} + area_{\text{right}})}$$

La simetría S se determina obteniendo el perfil en la profundidad del máximo ($d_{\max}$), y hallando las áreas respectivas bajo la gráfica a ambos lados del eje central ($area_{\text{left}}$ y $area_{\text{right}}$), hasta justo el borde del campo. Al igual que con la planitud, se suele determinar



la simetría en los dos ejes del campo de radiación y para cada una de las energías disponibles en la unidad.

La simetría es una medida de lo "simétrico" que es un perfil de dosis respecto al eje central de radiación. Cuanto más simétrico, menor será la diferencia entre $area_{left}$ y $area_{right}$, es decir, menor será el valor de S . En el límite ideal de un perfil perfectamente simétrico respecto al eje, S será cero. Las especificaciones estándar de los aceleradores requieren generalmente que $S < 2\%$.

Un valor excesivamente alto de S , siendo el de la planitud correcto, puede significar que el campo de radiación, aunque sea plano, no esté centrado exactamente en el eje de radiación.

Los conceptos de planitud y simetría no solo son aplicables a haces de fotones, sino que también se emplean para haces de electrones, aunque las tolerancias admitidas pueden ser ligeramente distintas. Evidentemente, los haces de fotones FFF, que son intrínsecamente no uniformes, requieren de la definición de otros parámetros para su caracterización que no se comentarán aquí, diferentes de los que se han descrito anteriormente para la planitud y simetría.



Fig. 12.9.: Equipo dosimétrico para el control diario de la uniformidad de haces en los aceleradores.

Curvas de isodosis.

Las **curvas de isodosis** son líneas que unen puntos de igual dosis en un plano de interés. Habitualmente se representan en algún plano que contenga al eje del haz. Otros planos de interés son los que no pasan por el eje pero son paralelos a él. A veces también se representan en planos paralelos a la superficie a alguna profundidad. Estas dos últimas representaciones son importantes para visualizar el aspecto tridimensional de la distribución de dosis.

Un conjunto de curvas de isodosis se denomina **distribución de dosis**. El valor asignado a cada curva de isodosis puede ser un valor absoluto en Gy o cGy, o también un porcentaje con respecto



a un valor de referencia. Normalmente el punto de referencia está en el eje del haz a la profundidad $d_{\text{máx}}$ o en el isocentro.

En el caso de la fig. 12.11. el punto de referencia (100%) se encuentra en el cruce de haces.

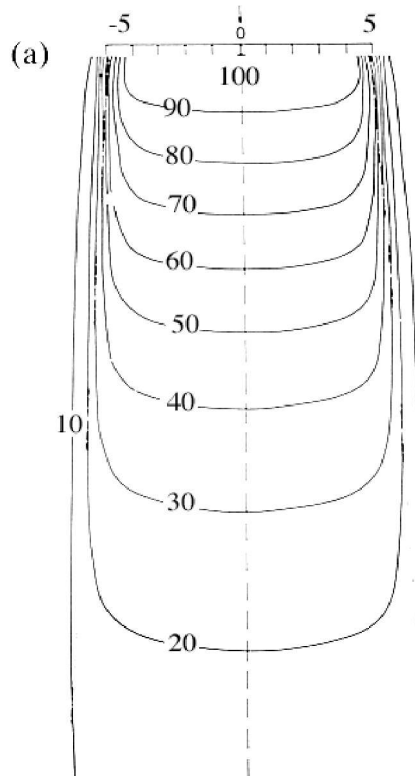


Fig. 12.10.: Curvas de isodosis típicas para un haz único de Co-60, en un plano vertical en profundidad conteniendo al eje de radiación (campo 10x10, DFS=80 cm).

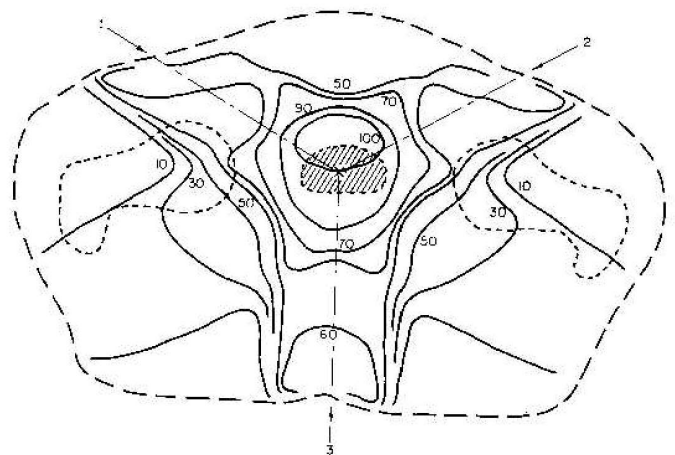


Fig. 12.11.: Distribución de dosis para tres haces isocéntricos, en un plano axial de pelvis, mostrándose las isodosis en tanto por ciento respecto a la dosis en el isocentro.

12.2. Características de los haces de electrones.

En radioterapia externa los haces de electrones son generados por los aceleradores lineales de electrones. Para funcionar en "modo electrón", el haz fino de electrones emergente de la sección aceleradora no impacta sobre el blanco de producción de rayos X, como ocurría en el "modo fotón", sino que pasa libremente para chocar con una lámina dispersora que dispersa los electrones formando un haz ancho de uso clínico.

Rango.

Hay una gran diferencia entre la absorción de fotones y de electrones en un medio material como puede ser el paciente. Cuando un haz de fotones incide sobre un medio absorbente los fotones penetran a todas las profundidades; aunque la intensidad (nº de fotones) va disminuyendo con la profundidad, siempre queda alguno. En cambio, los electrones penetran solo hasta cierta



profundidad, dependiente de su energía inicial, es decir, tienen un rango o alcance máximo, comúnmente llamado **rango práctico** R_p . Las ventajas del uso de electrones son obvias si se considera el tratamiento de un volumen a una profundidad determinada con un órgano de riesgo inmediatamente debajo. Sin embargo, tienen el inconveniente de su escasa penetración en el medio. Es por ello que los haces de electrones se utilizan sobre todo en el tratamiento de lesiones superficiales.

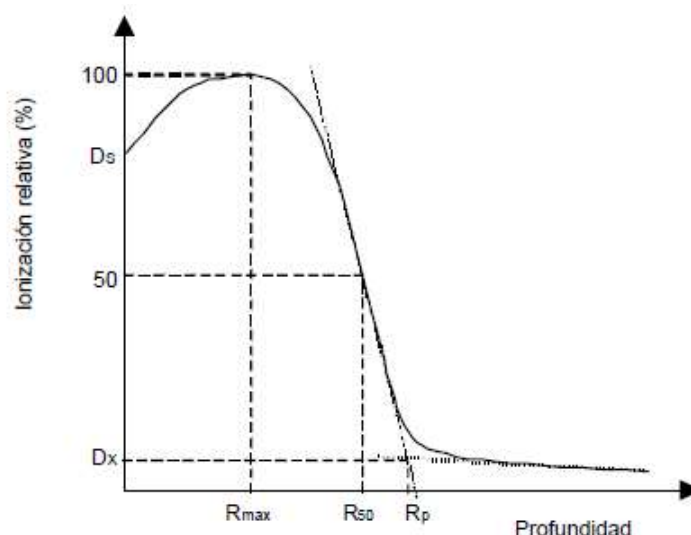


Fig. 12.12.: Porcentaje de dosis en profundidad para un haz de electrones. Obsérvese la cola de radiación de frenado más allá del rango práctico de los electrones.

A pesar de que existe una profundidad (R_p) a partir de la cual ya no hay electrones, se observa sin embargo que hay una **cola de dosis** más allá de esta profundidad, y es debido a la producción de rayos X penetrantes producidos por los mismos electrones al frenarse en el medio o en los materiales de la cabeza del propio acelerador (véase fig. 12.12.).

Se define el **rango mitad** R_{50} como la profundidad a la cual la intensidad de la radiación de electrones se reduce al 50% respecto a la que existe a la profundidad del máximo.

Cabe señalar que, a diferencia de los fotones, la energía de los electrones va disminuyendo progresivamente a medida que penetran en el medio, hasta frenarse y ser absorbidos.

La dosis en profundidad empieza a caer rápidamente más allá del 80% del máximo; por ello es necesario incluir el volumen de tratamiento dentro del 85% o 90% por lo menos. La isodosis elegida para cubrir el volumen blanco define el **rango terapéutico** R_{terap} , que es la profundidad correspondiente a dicha isodosis. Aproximadamente se cumple que:

$$R_{\text{terap}} (\text{cm}) = E_0 (\text{MeV}) / 3$$

donde E_0 es la energía de los electrones en la superficie de entrada del medio.



Dosis en piel y profundidad del máximo de dosis.

Conforme aumenta el tamaño del campo, la dosis en piel aumenta y el máximo se acerca a la superficie. Para un campo pequeño ($6 \times 6 \text{ cm}^2$) de 6 MeV, la dosis en piel es aproximadamente del 70%, mientras que para un campo grande ($20 \times 20 \text{ cm}^2$) está sobre el 80%. Para electrones de 20 MeV puede estar comprendida entre el 85% y el 95%.

La profundidad del máximo ($d_{\text{máx}}$) aumenta con la energía, pero no de una manera tan clara como sucedía en haces de fotones. Por ejemplo, para el modelo de acelerador Clinac 2100 ocurre a 1,4 cm para 6 MeV, a 2,8 cm para 12 MeV, a 3,2 cm para 16 MeV, pero se reduce a 2 cm para 20 MeV. El hecho de que a alta energía el máximo se vuelva a acercar a la superficie es debido a la lámina dispersora ubicada a la salida del haz de la máquina. Esta lámina, aunque necesaria ya que el haz emerge muy estrecho y es necesario ensancharlo, degrada el espectro de energía del haz, haciendo aparición electrones menos energéticos que contribuyen a la dosis a muy bajas profundidades.

Curvas de dosis en profundidad (PDP).

Las siguientes gráficas (fig. 12.13. y 12.14.) muestran la dosis en profundidad para diferentes haces de electrones suministrados por el Clinac 2100:

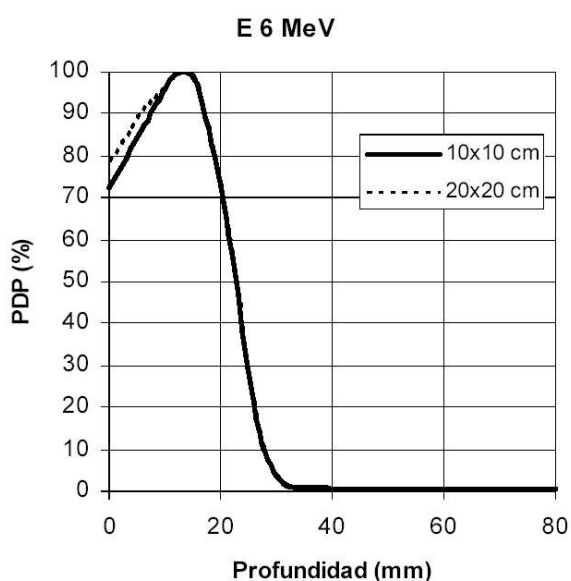


Fig. 12.13.: Dosis en profundidad para electrones de 6 MeV (campos 10×10 y $20 \times 20 \text{ cm}^2$).

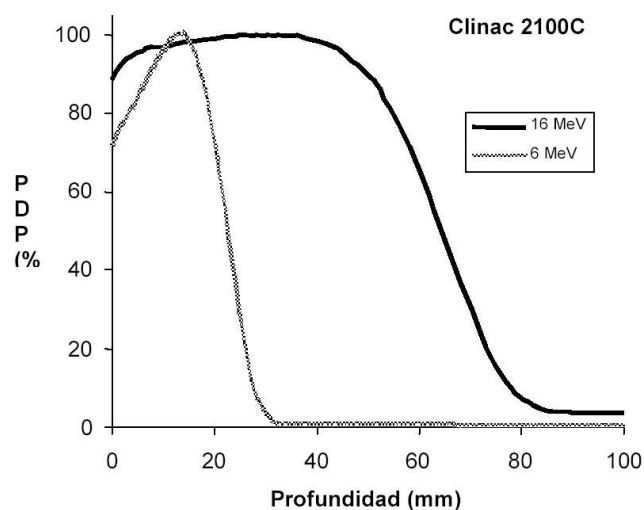


Fig. 12.14.: Dosis en profundidad para electrones de 6 y de 16 MeV.

Obsérvese tanto la variación de la dosis en superficie al variar el tamaño de campo como la caída rápida de la dosis más allá del 80%, y el hecho de que no llega a caer a cero, sino que se mantiene en un porcentaje muy pequeño decayendo lentamente. Esto último (cola de radiación) es debido a la radiación X de frenado producida por el haz de electrones al frenarse en el medio.



Curvas de isodosis.

En la fig. 12.15. se muestran distribuciones de isodosis en un plano conteniendo el eje del haz, para varias energías de electrones.

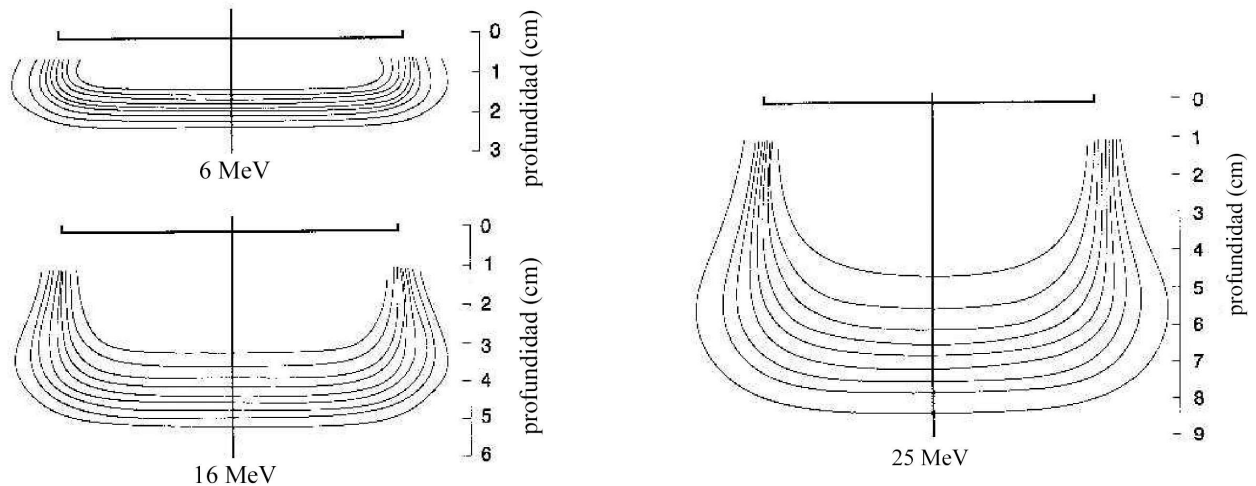


Fig. 12.15.: Curvas de isodosis en un plano conteniendo al eje de radiación, para diferentes energías de un haz de electrones y para un tamaño de campo determinado.

La diferencia de penetración entre haces de diferente energía se expresa en el gradiente de dosis a partir de la profundidad del rango terapéutico, es decir, en lo "apretadas" que están las curvas de isodosis. De este modo, para la energía más baja las curvas de isodosis aparecen muy apretadas en la dirección del eje del haz, indicando una fuerte caída de dosis. A medida que aumenta la energía del haz utilizado, el gradiente se hace más suave (véase también la fig. 12.14.).

Nótese la deformación de la distribución hacia los lados. Esto debe tenerse en cuenta sobre todo cuando existen campos de radiación adyacentes para no producir sobredosificaciones puntuales. Nótese también que las curvas para baja energía son más planas que para alta energía.

Es importante también observar que hacia los bordes del campo la dosis cae con menos gradiente para baja energía que para alta, es decir, la penumbra es mayor (esto se representa con las líneas de isodosis más separadas en la dirección perpendicular al eje). Esto es debido a la colimación terciaria (aplicador de electrones), que dispersa lateralmente más a los electrones de baja energía.

Este efecto se hace más importante, y la penumbra mayor, cuando aumenta la distancia colimador-piel; por esta razón se diseñan los aplicadores de electrones para acercarlos lo más posible a la piel del paciente.



Inhomogeneidades en el tejido.

Hasta ahora hemos considerado haces de electrones incidentes sobre un medio de referencia de densidad unidad, que es el agua. La radiación ionizante, sobre todo la de partículas cargadas como electrones, tiene unas propiedades de penetración en el paciente que dependen fuertemente de la densidad de los tejidos que atraviesa. La manera más sencilla de tener en cuenta estas inhomogeneidades (aire o hueso fundamentalmente) es con el concepto de **espesor equivalente a agua**. Como los electrones del haz interaccionan con los electrones del medio, puede decirse que dos materiales con la misma densidad de electrones (número de electrones por centímetro cúbico) son equivalentes. De la misma forma puede decirse que el espesor equivalente a agua es proporcional al cociente de la densidad de electrones del medio considerado con respecto a la del agua:

$$Espesor_{equivalente\ agua} = Espesor_{material} \times \frac{densidad_{material}}{densidad_{agua}}$$

Un cálculo similar es aplicable a haces de fotones.



13. DOSIMETRÍA CLÍNICA EN RADIOTERAPIA EXTERNA I: CONCEPTOS BÁSICOS Y CÁLCULO DE TIEMPOS Y UM

13.1. Interpretación de los datos dosimétricos de las unidades de tratamiento.

Para cada máquina de tratamiento y para cada energía se han de recopilar un conjunto de datos que suministren los parámetros dosimétricos relevantes bajo determinadas condiciones clínicas. Éstos son preparadas por un radiofísico a partir de las medidas de calibración de la unidad y de otros parámetros teóricos.

El problema fundamental consiste en conocer la tasa de dosis en cualquier punto del medio irradiado (normalmente agua, por similitud con el cuerpo humano). De esta forma, al prescribir una dosis en un determinado punto, podemos calcular el tiempo de irradiación necesario y la dosis en otros puntos de interés.

$$\text{Tasa de dosis} = \frac{\text{Dosis}}{\text{Tiempo}} \Rightarrow$$

$$\Rightarrow \text{Tiempo de irradiación} = \frac{\text{Dosis prescrita}}{\text{Tasa de dosis}} \Rightarrow$$

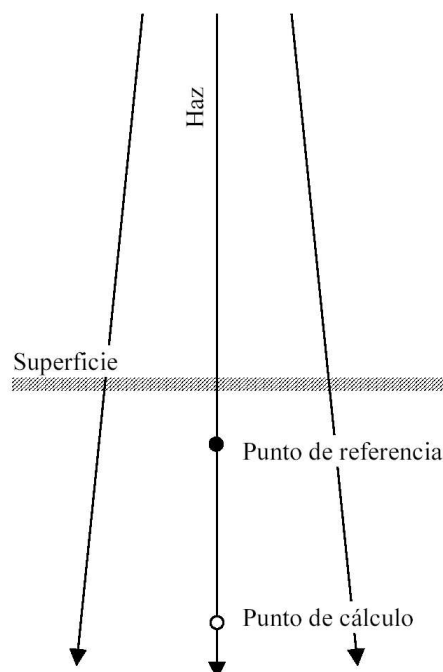


Fig. 13.1.: Punto de referencia en el eje del haz a una determinada profundidad (normalmente $d_{\text{máx}}$).



Partiendo de un **punto de referencia** en unas determinadas **condiciones de referencia** (tamaño de campo, profundidad, distancia fuente-superficie, etc) donde conocemos perfectamente la tasa de dosis, pasamos a calcular la tasa de dosis en ese y otros puntos de interés para las condiciones reales de irradiación (tamaño del campo, profundidad y DFS de tratamiento, utilización de bandejas, cuñas, ...). Esto se consigue multiplicando la tasa de dosis de referencia por un conjunto de factores.

Las condiciones de referencia dependen del protocolo de calibración que se utilice. Por ejemplo:

Campo:	10 cm x 10 cm
DFS:	80 cm (Co-60) - 100 cm (ALE)
Profundidad:	$d_{\text{máx}}$ de cada energía para electrones $d_{\text{máx}}$ de cada energía o 10 cm para fotones

Coeficiente de calibración.

Llamamos coeficiente de calibración de un haz de radioterapia externa (a veces se le denomina, erróneamente, "factor" de calibración) a la tasa de dosis medida en condiciones de referencia, en el punto de referencia y en el medio de referencia (normalmente agua, aunque también es posible calibrar en aire para bajas energías). Cada energía disponible en la unidad de tratamiento dispone de su propio coeficiente de calibración.

El proceso de medida del coeficiente de calibración para cada energía se suele efectuar mediante la utilización de cámaras de ionización calibradas y específicas para su uso en energías de radioterapia.

En las unidades de Co-60 la tasa de dosis se mantiene perfectamente constante durante el tiempo que dura una irradiación típica. Por ello se utiliza como unidad para el coeficiente de calibración el cGy/min.

El coeficiente de calibración es, pues, perfectamente constante durante la duración típica de una irradiación con haces de cobaltoterapia. Sin embargo, como la tasa de dosis va decayendo conforme pasa el tiempo (aproximadamente un 1% cada mes), hay que ir ajustando en consecuencia el coeficiente de calibración. Normalmente los programas de cálculo utilizados para la dosimetría clínica ya tienen en cuenta esta circunstancia.

Por el contrario, en los aceleradores lineales la radiación de salida es intrínsecamente inestable en cierta medida; es decir, la intensidad de radiación no es perfectamente constante, debido a los métodos utilizados para la producción y estabilización del haz. Debido a esto, la dosis en el punto de referencia no tiene por qué ser proporcional al tiempo de irradiación (tasa de dosis no constante), y no conviene calibrar el haz en unidades de dosis /tiempo (cGy/min).

Para calibrar la intensidad de salida del haz en un acelerador existe una cámara de ionización plana que va colocada en la cabeza del acelerador en el camino del haz, denominada **cámara monitora** (véase fig. 10.33.), y que va integrando la dosis a lo largo del tiempo. Se define así la **unidad de monitor (UM)** como una determinada cantidad de ionización o de dosis recogida por esta cámara, sin importar el tiempo exacto que se tarda en recogerla. Así, la unidad utilizada para el coeficiente de calibración en un acelerador, para cada energía disponible, es el cGy/UM. Suele calibrarse la sensibilidad de la cámara monitora de manera que 1 UM equivalga a 1 cGy en el



punto de referencia en agua y en las condiciones geométricas de referencia, para cada energía del haz.

La intensidad de salida del acelerador, tanto para fotones como para electrones, suele estabilizarse para proporcionar un número de UM determinado por minuto, lo que coloquialmente también se denomina "**tasa de dosis**" (por ejemplo, 200 UM/min), aunque en este caso se define, no como dosis/tiempo, sino como UM/tiempo. Por lo dicho anteriormente, este valor es intrínsecamente inestable. Por ejemplo, 100 UM (que podrían equivaler a 100 cGy en el máximo de dosis), a una "tasa" de dosis seleccionada de 200 UM/min, pueden darse en 28, 30 o 32 segundos, dependiendo de la estabilidad del haz en cada instante.

En los generadores de rayos X de terapia superficial, dada su baja energía, no puede utilizarse una cámara monitora, de manera que no es posible conocer la salida de estas máquinas con precisión, y suelen calibrarse en términos de dosis/tiempo (cGy/min).

Factor de campo.

El factor de campo o factor de área se define como la tasa de dosis en agua a la profundidad de referencia para un tamaño de campo dado dividida por la tasa de dosis en agua en el mismo punto y a la misma profundidad para el tamaño de campo de referencia, que suele ser un $10 \times 10 \text{ cm}^2$. Se tiene en cuenta de esta forma la variación en la intensidad de salida del haz al variar el tamaño de campo.

En la fig. 13.2. se muestra la manera de determinar experimentalmente el factor de campo. En la fig. 13.3. se muestra una gráfica en la que se representa la dependencia de este factor con el tamaño de campo.

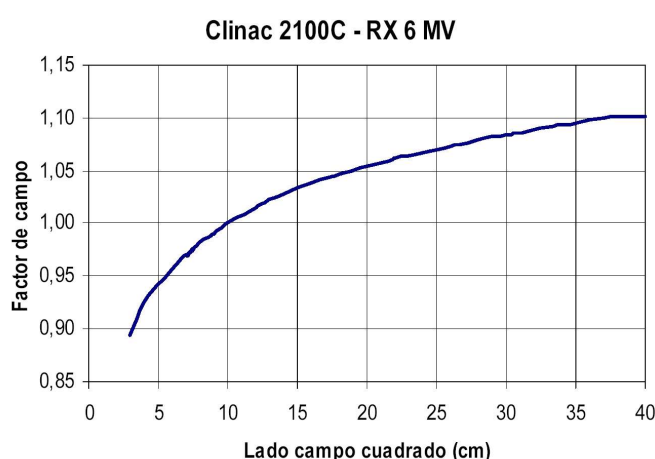
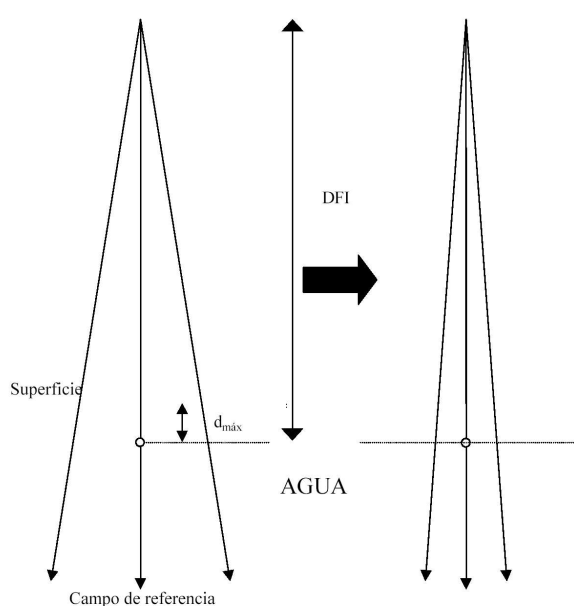


Fig. 13.2.: Determinación experimental del factor de campo.



El factor de campo depende básicamente de la energía del haz. La variación en su valor (la pendiente de la curva en la fig. 13.3.) es mayor para campos pequeños que para grandes. Es decir, una pequeña modificación de tamaño en un campo pequeño produce un gran cambio en el tiempo de tratamiento para suministrar una misma dosis; sin embargo, una variación mayor en un campo grande no produce apenas modificación en el tiempo de tratamiento. Por supuesto, para el campo de referencia (10 cm x 10 cm) el factor de campo es la unidad.

El factor de campo se compone a su vez de dos factores, el **factor campo del colimador** (F_{col}) y el **factor campo del maniquí** (F_{man}). El primero da cuenta de la contribución de la mayor o menor radiación dispersa producida en los colimadores al abrirse o cerrarse los mismos, mientras que el segundo da cuenta de la mayor o menor contribución de la radiación dispersa producida en el maniquí (o en el paciente) debido al aumento o disminución del tamaño de campo en él. Al factor campo de colimador también se le suele llamar factor campo en aire.

Fig. 13.3.: Variación del factor de campo con el tamaño de campo.

Se divide así la radiación dispersa en dos componentes, la producida en aire en la cabeza de la unidad (colimadores) y la producida en el medio irradiado:

$$F_{campo} = F_{col} * F_{man}$$

El factor de campo total y el factor del colimador pueden determinarse experimentalmente, y a partir de estas medidas obtener el factor de maniquí.

Porcentaje de dosis en profundidad (PDP).

Este factor expresa la relación, para una DFS fija, entre la dosis a una profundidad determinada y la dosis a la profundidad de referencia, que suele ser la del máximo. Aunque el concepto de PDP ya se ha visto en el capítulo anterior, seguidamente se describen ciertas características del mismo que son de relevancia para los cálculos de dosis y de tiempos de tratamiento.

Las figuras 13.4. y 13.5. muestran, respectivamente, la manera de medir experimentalmente el PDP y una representación gráfica del PDP frente a la profundidad para RX de dos energías distintas de un acelerador Varian Clinac 2100.

El PDP depende de la energía del haz, del tamaño de campo y de la DFS. Para fotones, al aumentar la energía o la DFS aumenta el PDP, es decir, para una misma profundidad aumenta la dosis relativa (en %) con respecto a la profundidad de referencia. Al aumentar el campo aumenta también la PDP, y además el máximo de dosis se acerca a la superficie. En las figuras 13.6. y 13.7. se muestra la dependencia del PDP con el tamaño de campo.

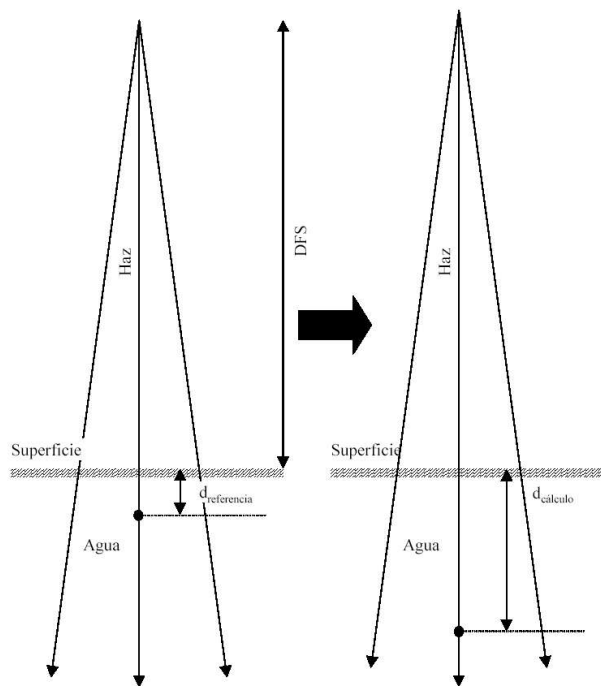


Fig. 13.4.: Procedimiento experimental para la medida del porcentaje de dosis en profundidad.

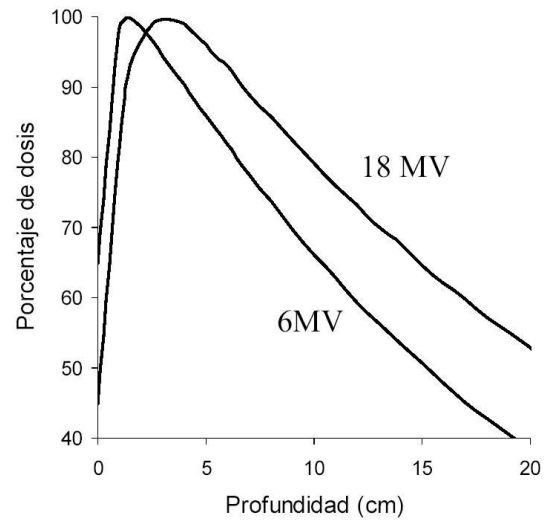


Fig. 13.5.: Porcentaje de dosis en profundidad para las energías de 6 y 18 MV de un acelerador Clinac 2100.

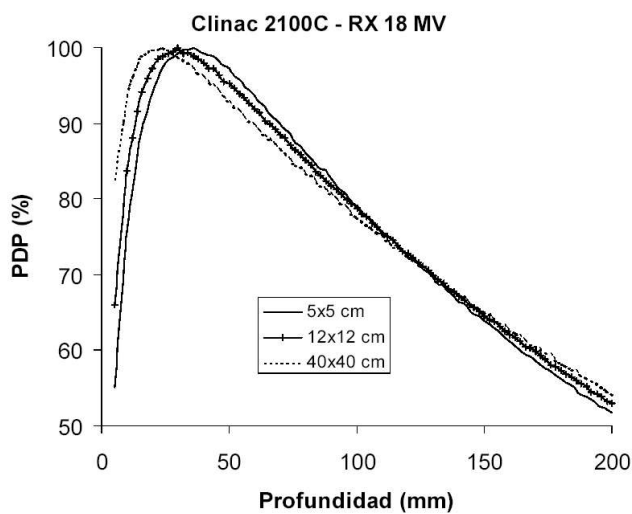


Fig. 13.6.: Dependencia del PDP con el tamaño de campo para haces de fotones de 18 MV de un ALE.

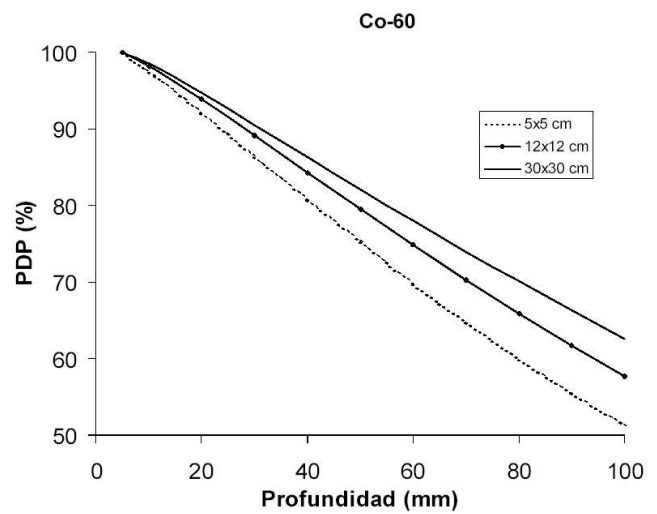


Fig. 13.7.: Dependencia del PDP con el tamaño de campo para haces de fotones de Co-60.



Razón tejido-máximo (TMR).

La TMR ("Tissue-Maximum Ratio") se define como la dosis relativa en el isocentro, cuando éste se sitúa a una profundidad determinada en el paciente o maniquí, respecto a la dosis en el isocentro cuando se sitúa en la profundidad del máximo de dosis.

La TMR es el concepto equivalente al PDP para cálculos en técnicas isocéntricas, en las que la profundidad del isocentro no es fija en cada campo de tratamiento, como tampoco lo es la DFS.

La dependencia de la TMR con la profundidad del isocentro, el tamaño de campo y la energía es la misma que la que acabamos de ver en el PDP.

En la fig. 13.8. se muestra la manera de medir experimentalmente la TMR. En las figuras 13.9. y 13.10. se muestran gráficas con la dependencia de la TMR con la profundidad y el tamaño de campo.

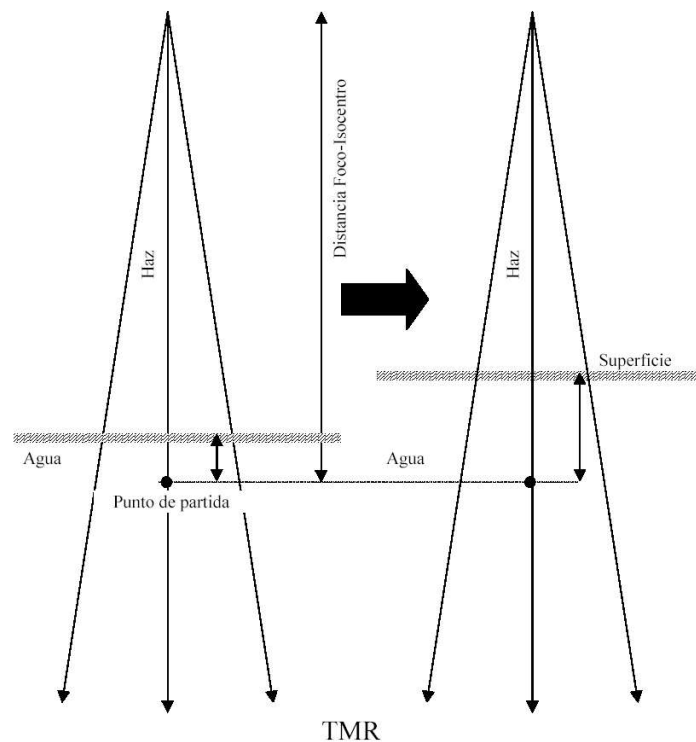


Fig. 13.8.: Procedimiento experimental para la medida de la razón tejido-máximo (TMR).

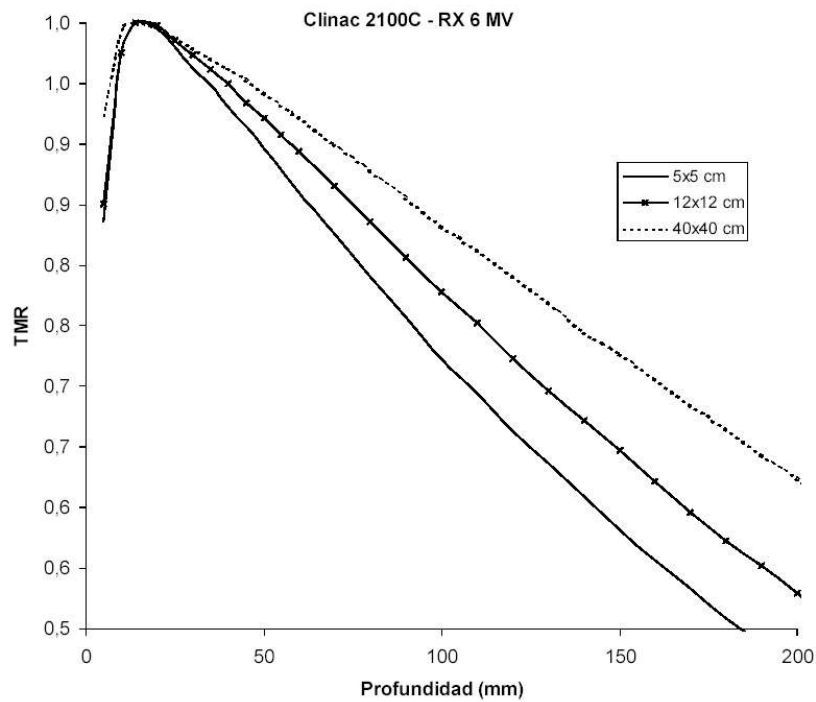


Fig. 13.9.: Dependencia de la TMR con la profundidad y el tamaño de campo para haces de fotones de 6 MV.

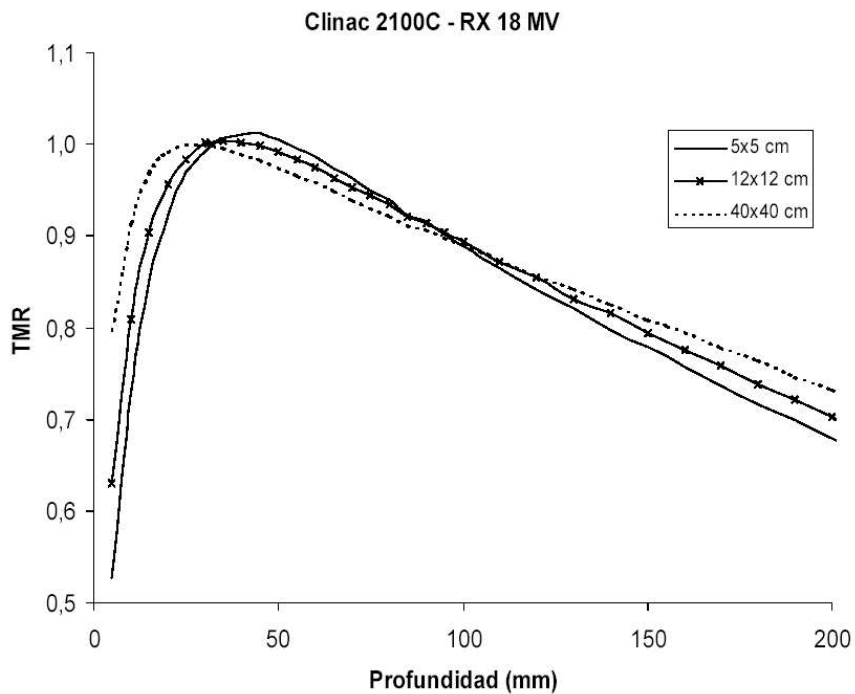


Fig. 13.10.: Dependencia de la TMR con la profundidad y el tamaño de campo para haces de fotones de 18 MV.



Puede demostrarse la siguiente relación entre TMR y PDP:

$$TMR(d, r_d) = PDP(d, r, f) \times \left(\frac{f + d}{f + d_{\text{máx}}} \right)^2 \times \left(\frac{F_{\text{man}}(r_{d_{\text{máx}}})}{F_{\text{man}}(r_d)} \right)$$

siendo:

r: el tamaño de campo en la superficie (piel)

f: la distancia fuente piel o DFS

r_d : el tamaño de campo a la profundidad d:

$$r_d = r \times \left(\frac{f + d}{f} \right)$$

$r_{d_{\text{máx}}}$: el tamaño de campo a la profundidad del máximo de dosis $d_{\text{máx}}$:

$$r_{d_{\text{máx}}} = r \times \left(\frac{f + d_{\text{máx}}}{f} \right)$$

Factores de modificación del haz.

Hay tratamientos que exigen el uso de elementos (bandejas para moldes de protección, cuñas, aplicadores de electrones) que atenúan la intensidad del haz antes de llegar al paciente, reduciendo la tasa de dosis. Estos elementos requieren también de un factor de corrección en los cálculos de dosis.

Las **bandejas** para colocar moldes de plomo (o de algún tipo de aleación) suelen ser de metacrilato. Al insertarse a la salida del haz producen una disminución de la tasa de dosis en el paciente del orden de varios puntos porcentuales. Este tipo de elementos se utilizaban en las unidades de cobaltoterapia y en algunos aceleradores lineales antiguos. Hoy en día, con la utilización de colimadores multilámina MLC, este tipo de elementos ha pasado a la historia.

Las **cuñas** suelen estar fabricadas de algún material pesado como el plomo o el tungsteno, y sirven para modificar la distribución de dosis en haces solo de fotones, permitiendo una mayor tasa de dosis en uno de los lados del campo que en el lado contrario. Afectan en gran manera a la tasa de dosis que le llega al paciente (50%-60% de reducción), y como además modifican el espectro energético del haz (filtran los fotones menos energéticos) tienen también un efecto en el PDP y la TMR. Este tipo de elementos se utilizaban en las unidades de cobaltoterapia y en algunos aceleradores lineales antiguos. Hoy en día, las cuñas físicas ya no se utilizan.

Tanto las bandejas de moldes como las cuñas aumentan la dosis en piel debido a los electrones producidos en ellas, por lo que es conveniente que se sitúen lo más alejadas de la piel posible.

En haces de electrones suelen utilizarse distintos **aplicadores** para distintos tamaños de campo. Al cambiar de aplicador, para una misma energía, se modifica el factor de calibración y el PDP.



Campo cuadrado equivalente.

Para haces de fotones, las tablas de los factores de campo, PDP, TMR, etc, suelen obtenerse experimentalmente para campos de forma cuadrada. En la práctica es habitual trabajar con campos no cuadrados, y suele utilizarse el concepto de campo cuadrado equivalente a un campo rectangular dado, que se define como aquel campo cuadrado que tiene las mismas propiedades dosimétricas que el rectangular, en particular el mismo factor de campo y el mismo PDP o TMR.

Para Co-60 hay tablas en la literatura. Para el resto de energías se suele utilizar la siguiente relación para calcular el lado del campo cuadrado equivalente a un campo rectangular dado:

$$L_{\text{equivalente}} = \frac{2X \times Y}{X + Y}$$

Según esta relación, un campo rectangular y un campo cuadrado son equivalentes dosimétricamente cuando coinciden los cocientes área / perímetro respectivos.

Para campos irregulares (por ejemplo, si llevan moldes de protección), el cálculo del campo cuadrado equivalente es más complejo y suele hacerse con la ayuda de un ordenador.

13.2. Dosimetría Clínica en haces de fotones.

Los tratamientos con haces de fotones pueden hacerse con un único haz o con varios haces, normalmente coplanares ("coplanar" significa que los ejes están contenidos en un mismo plano, que suele ser un plano transversal del paciente). La dosis ha de prescribirse en un punto bien definido donde no haya un gran gradiente de dosis. El volumen blanco se considera bien irradiado si está incluido dentro de dos isodosis adecuadas (normalmente entre el 95% y el 107% de la dosis de prescripción, de acuerdo con los criterios de la ICRU).

Cada haz contribuye a la dosis en el punto de prescripción con un determinado "**peso**" que se optimiza en la planificación del tratamiento. Así, en un tratamiento típico de dos haces AP-PA se prescribe la dosis normalmente en la línea media (la mitad del diámetro del paciente en el eje de los haces), y si la dosis se imparte la mitad por el haz anterior y la otra mitad por el posterior tenemos un peso de 0,5 para cada haz (es decir, 50%-50%). En muchas ocasiones interesa dosificar más unas zonas que otras, por lo que el peso de cada campo puede ser diferente.

Para cada tratamiento se ha de realizar una **dosimetría clínica**, que consiste en el cálculo de la distribución de dosis en el volumen tumoral y en los órganos críticos para una disposición previamente diseñada de los haces de radiación, y que incluye también el cálculo del tiempo o de las UM para cada uno de esos haces.

La dosimetría clínica, en su forma más simplificada, toma como base de partida los datos de calibración de la unidad de radiación, es decir, el coeficiente de calibración y los PDP, TMR, perfiles y factores campo, que han de estar tabulados en función de la DFS, la profundidad del punto de prescripción de dosis y el tamaño de campo utilizado. Otros factores a tener en cuenta



son los factores de bandeja y de cuñas. Se trata de calcular la tasa de dosis en el punto de prescripción a partir de la tasa de dosis de referencia, teniendo en cuenta además las consideraciones anatómicas del paciente.

En la radioterapia externa convencional existen dos técnicas de diseño y de cálculo de haces: la técnica fija y la técnica isocéntrica:

Técnica fija (distancia fuente-piel fija):

En esta técnica se sitúan todos los campos de tratamiento con la superficie del paciente a una distancia fija determinada (normalmente la distancia isocéntrica: 80 cm en Co-60 y 100 cm en ALE). Se especifica la dosis a una determinada profundidad.

Para calcular el tiempo de tratamiento, una vez prescrita la dosis, es necesario conocer la tasa de dosis en el punto de cálculo. Para llegar a ella partimos de la tasa de dosis de referencia y aplicamos los factores que sean pertinentes para calcular la tasa de dosis en las condiciones reales de tratamiento.

$$\text{Tiempo de irradiación} = \frac{\text{Dosis prescrita}}{\text{Tasa de dosis}}$$

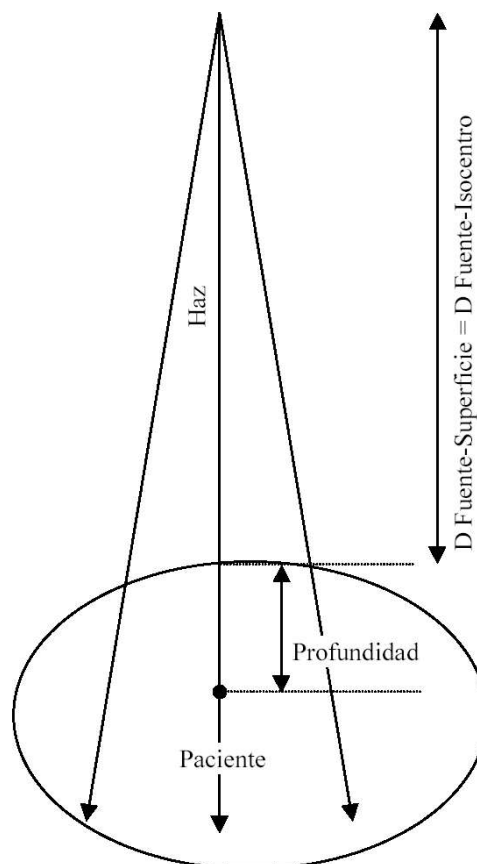


Fig. 13.11.: Técnica a DFS fija para un haz de fotones.



La tasa de dosis en el punto de cálculo, para el campo de tratamiento, será:

$$\text{**Tasa de dosis**} = F_{\text{calib}} * F_{\text{decay}} * F_{\text{col}} * F_{\text{man}} * PDP * F_{\text{bandeja}} * F_{\text{cuña}} * ICD * F_{\text{isod. ref.}}$$

(expresión 13.1.)

donde

F_{calib} = coeficiente de calibración (en cGy/min o cGy/UM); es la tasa de dosis suministrada por la unidad de radiación en las condiciones de referencia (DFS=distancia isocéntrica, campo 10x10 cm², profundidad del máximo de dosis).

F_{decay} = factor de decaimiento de la fuente de cobalto-60 desde el día al que se refiere el factor de calibración hasta el día de tratamiento. Solo se aplica en el caso de cobaltoterapia.

F_{col} = factor campo del colimador, aplicado al tamaño de campo nominal (en el isocentro).

F_{man} = factor campo de maniquí, aplicado al tamaño de campo en piel.

PDP = porcentaje de dosis en profundidad para la profundidad de cálculo (en tanto por 1).

F_{bandeja} = factor de atenuación de la bandeja de moldes, en caso de utilizarla.

$F_{\text{cuña}}$ = factor de atenuación de la cuña en el eje del haz, en caso de utilizarla.

$ICD = (f_{\text{ref}} + d_{\text{ref}})^2 / (f + d_{\text{ref}})^2$ es el factor de corrección por el inverso del cuadrado de la distancia, siendo f_{ref} y d_{ref} la distancia isocéntrica y la profundidad de referencia, respectivamente, y f la DFS real de tratamiento. Este factor se aplica solo si la DFS es distinta de la isocéntrica.

$F_{\text{isod. ref.}}$ = factor isodosi de referencia. Este factor se aplica si la dosis prescrita en el tratamiento lo es en un volumen y no en el punto de cálculo. La isodosi de referencia corresponde al valor, en % respecto a la dosis en el punto de cálculo, de la isodosi que se considere óptima para el cubrimiento del volumen a irradiar. El factor $F_{\text{isod. ref.}}$ ha de expresarse en tanto por 1 (por ejemplo, si la isodosi de referencia es la del 90% respecto al punto de cálculo, entonces $F_{\text{isod. ref.}} = 0,90$).

Para calcular el tamaño de campo a las distintas profundidades se utiliza la relación geométrica:

$$C = c \times \frac{D}{d}$$

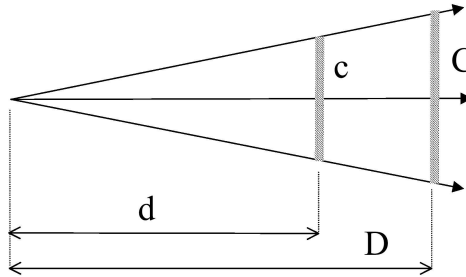


Fig. 13.12.: Relación entre tamaños de campo a diferentes distancias de la fuente.

En el caso habitual de colocar el isocentro de la unidad en la piel del paciente tendríamos que el factor de corrección por inverso del cuadrado de la distancia es 1, con lo cual:

$$\text{Tasa de dosis} = F_{\text{calib}} * F_{\text{decay}} * F_{\text{col}} * F_{\text{man}} * PDP * F_{\text{bandeja}} * F_{\text{cuña}} * F_{\text{isod. ref.}}$$

(expresión 13.2.)

Una vez calculada la tasa de dosis (cGy/min o cGy/UM), con una simple regla de tres se calcula el tiempo o el nº de UM necesarias para suministrar la dosis prescrita por sesión:

$$\text{Tiempo de irradiación} = \frac{\text{Dosis prescrita}}{\text{Tasa de dosis}}$$

En el caso de varios haces, la dosis prescrita por sesión suministrada por cada campo resulta de multiplicar la dosis total por el peso del campo (en tanto por 1).

Por ejemplo, en el caso de un tratamiento a 200 cGy/sesión con dos haces opuestos AP y PA, con pesos 60% y 40% respectivamente en el punto de cálculo, la dosis prescrita por campo sería:

$$\begin{aligned} \text{Campo AP:} & \quad 200 \text{ cGy} * 0,60 = 120 \text{ cGy} \\ \text{Campo PA:} & \quad 200 \text{ cGy} * 0,40 = 80 \text{ cGy} \end{aligned}$$

Técnica isocéntrica:

Las unidades de tratamiento modernas son isocéntricas, es decir, todos sus ejes de giro (gantry, colimador y pie de mesa) se cortan en un punto, el isocentro. Si se coloca éste en la zona a irradiar, giremos hacia donde giremos cada componente siempre estaremos apuntando el eje del haz al mismo punto. Esto facilita la realización de los tratamientos donde se utilizan dos o más campos.

Para calcular el tiempo de tratamiento, una vez prescrita la dosis, es necesario conocer la tasa de dosis en el punto de cálculo (normalmente el isocentro) o en la isodosis elegida para la prescripción de dosis. Para llegar a ella partimos de la tasa de dosis de referencia y aplicamos una serie de factores, de manera análoga a lo visto para el caso de técnica fija:



Tasa de dosis = $F_{calib} * F_{decay} * F_{col} * F_{man} * TMR * F_{bandeja} * F_{cuña} * ICD * F_{isod. ref.}$
(expresión 13.3.)

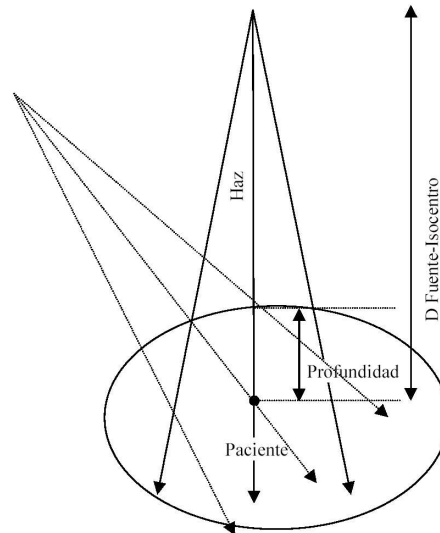


Fig. 13.13.: Técnica isocéntrica en haces de fotones.

Obsérvese que casi se trata de la misma expresión que la vista para técnica fija, con las siguientes salvedades.

- Para caracterizar la caída de dosis en función de la profundidad en el paciente, y también la diferencia entre la DFS y la distancia isocéntrica, se utiliza el TMR y no el PDP.
- El factor campo de maniquí se aplica al tamaño de campo en la profundidad de cálculo. El factor campo de colimador se sigue aplicando al tamaño de campo nominal (en el isocentro). Nótese que si el punto de cálculo es el isocentro, ambos tamaños de campo son idénticos.
- El factor ICD de corrección por inverso del cuadrado de la distancia es siempre aplicable en la técnica isocéntrica. Se trata de una corrección menor, que da cuenta del hecho de que el coeficiente de calibración se define en la profundidad del máximo con DFS fija (igual a la distancia isocéntrica), mientras que el punto de referencia para el 100% de TMR es el propio isocentro, situado éste igualmente en el máximo de dosis. El factor ICD se calcula en este caso de la siguiente manera:

$$ICD = (DFI + d_{m\acute{a}x})^2 / (DFI)^2$$

siendo DFI la distancia foco-isocentro y $d_{m\acute{a}x}$ la profundidad del máximo de dosis.

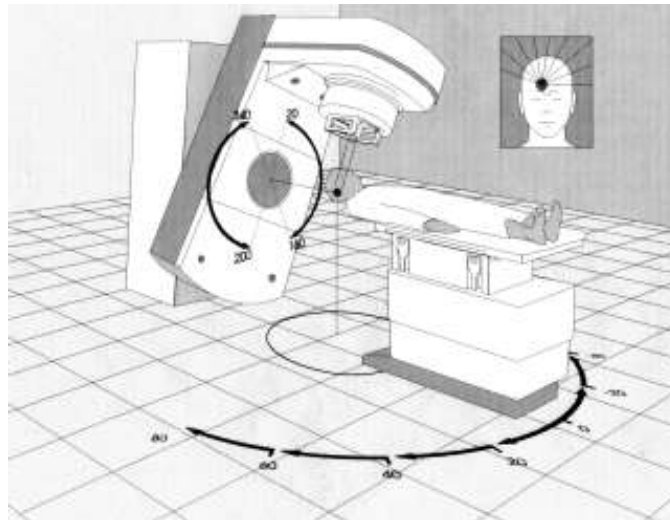


Fig. 13.14.: Tratamiento isocéntrico. Obsérvese como todos los haces apuntan a un mismo punto, en el que se sitúa el isocentro de la unidad, independientemente del giro de colimador, gantry y mesa.

La expresión 13.3. es general, con lo que puede utilizarse también para el cálculo en puntos del eje distintos del isocentro. Una vez hallada la tasa de dosis, el tiempo o las UM se calculan de la misma manera que la vista anteriormente para la técnica fija, teniendo en cuenta los pesos de cada campo.

Con la técnica isocéntrica no hace falta mover al paciente entre campo y campo, ya que si el isocentro de la unidad se sitúa en la zona a irradiar, dicha zona permanecerá siempre en el eje del haz giremos como giremos el gantry o la mesa (véase fig. 13.14.). En cambio, con la técnica fija deberemos siempre ajustar una misma distancia en la piel (normalmente la distancia isocéntrica) para cada uno de los haces, teniendo que mover el paciente en el proceso (movimiento de mesa vertical o transversal).

Para calcular en puntos fuera del eje, tanto en la técnica isocéntrica como a distancia fuente-piel fija, se debe multiplicar la tasa de dosis en el eje a esa profundidad por una función que tenga en cuenta la variación al desplazarse perpendicularmente al eje. Dicha función depende de la profundidad y de la distancia al eje, y se deduce de los perfiles de dosis a distintas profundidades para varios tamaños de campo (véase fig. 12.6.).

13.3. Dosimetría Clínica en haces de electrones.

Los tratamientos con electrones, dada su escasa penetración, se realizan con un único haz, aunque en ocasiones puedan diseñarse varios haces adyacentes (por ejemplo, debido a una gran extensión de la lesión a tratar).



Estos tratamientos se suelen realizar situando la piel a la distancia de referencia isocéntrica, y se recomienda no utilizar otra distancia a no ser que sea estrictamente necesario. En caso de utilizar una distancia distinta de la de referencia hay que tener en cuenta que la tasa de dosis no varía de acuerdo con la ley del inverso del cuadrado de la distancia como en el caso de los fotones, debido a la dispersión sufrida por el haz de electrones en el aplicador. Lo habitual es determinar experimentalmente la posición del llamado **foco virtual**, que es el punto en el eje del haz desde donde se cumple la ley del inverso del cuadrado de la distancia, que podrá estar más cerca o más lejos del isocentro que el foco real de radiación.

Usualmente se prescribe la dosis en una isodosis de referencia (por ejemplo, la del 90% respecto al máximo), en vez de a una profundidad determinada.

Para calcular las UM de tratamiento, una vez prescrita la dosis, es necesario conocer la tasa de dosis en la isodosis de referencia. Para llegar a ella partimos de la tasa de dosis de referencia (coeficiente de calibración F_{calib}) y aplicamos una serie de factores:

$$\text{Tasa de dosis} = F_{calib} * F_{campo} * F_{aplic} * F_{isodosis\ ref} * ICD$$

(expresión 13.4.)

siendo:

F_{calib} = coeficiente de calibración, es decir, tasa de dosis (cGy/UM) en las condiciones de referencia (DFS=100 cm, campo 10x10 cm², profundidad del máximo de dosis).

F_{campo} = factor de campo, que para cada aplicador es el cociente entre la tasa de dosis a la profundidad de referencia para el campo conformado de tratamiento y la tasa de dosis a la misma profundidad para el tamaño de campo nominal de dicho aplicador.

F_{aplic} = factor de aplicador, que es el cociente entre la tasa de dosis a la profundidad de referencia para un aplicador dado y la tasa de dosis a la misma profundidad para el aplicador de referencia (por ejemplo, el de 10x10 cm²).

$F_{isodosis\ ref}$ = isodosis de referencia, en tanto por 1 (por ejemplo, $F_{isodosis\ ref} = 0,9$ en el caso de que sea el 90%).

ICD = factor de corrección por el inverso del cuadrado de la distancia, en el caso de que la DFS de tratamiento no coincida con la distancia isocéntrica. Este factor se calcula de la siguiente manera:

$$ICD = (f_v + d_{ref})^2 / (f + d_{ref})^2$$

siendo f_v la distancia del isocentro al foco virtual, d_{ref} la profundidad de referencia y f la distancia virtual de tratamiento (foco virtual-piel).

Una vez obtenida la tasa de dosis, el nº de UM se calcula por regla de tres mediante:



$$\text{Tiempo de irradiación} = \frac{\text{Dosis prescrita}}{\text{Tasa de dosis}}$$

Nótese como un mismo campo conformado con dos aplicadores distintos da como resultado dos tasas de dosis distintas, y por tanto dos tiempos de tratamiento distintos.

13.4. Casos prácticos.

1. Calcúlense las unidades de monitor (UM) necesarias para impartir a un paciente 200 cGy a 10 cm de profundidad, con un único campo de tamaño $15 \times 15 \text{ cm}^2$ y a 100 cm de distancia fuente-piel (DFS=100 cm), con RX de 6 MV de un acelerador lineal calibrado para dar 0,978 cGy/UM en un maniquí a la profundidad de referencia de 1,4 cm (máximo), a 100 cm de DFS y con un tamaño de campo de referencia de $10 \times 10 \text{ cm}^2$. No se utilizan cuñas ni bandejas de moldes.

Se conocen los siguientes datos:

$$F_{\text{col}} (15 \times 15 \text{ cm}^2) = 1,022$$

$$F_{\text{man}} (15 \times 15 \text{ cm}^2) = 1,013$$

$$\text{PDP (prof}=10 \text{ cm, } 15 \times 15 \text{ cm}^2, \text{ DFS}=100 \text{ cm}) = 0,651, \text{ es decir, } 65,1\%$$

Al no utilizarse bandeja de moldes ni cuña, los factores F_{bandeja} y $F_{\text{cuña}}$ son iguales a 1. Además, como la DFS coincide con la distancia isocéntrica, el factor ICD también es 1.

Aplicando la expresión 13.1. vista anteriormente para el cálculo en técnica fija:

$$\text{Tasa de dosis} = 0,978 \times 1,022 \times 1,013 \times 0,651 = 0,659 \text{ cGy/UM}$$

Obsérvese que, al prescribir la dosis en un punto dado y no mediante una isodosis de referencia que haya de cubrir cierto volumen, no se aplica el factor de isodosis de referencia ($F_{\text{isod. ref.}} = 1$).

$$\text{Tiempo} = \text{Dosis} / \text{Tasa} = 200 / 0,659 = \underline{303 \text{ UM}}$$

2. Supóngase que el tratamiento anterior ha de realizarse a 110 cm de DFS, conservando el tamaño de campo en piel. ¿Cuántas UM son necesarias?

Como se requiere que el tamaño del campo en piel sea el mismo ($15 \times 15 \text{ cm}^2$), la abertura de los colimadores se ha de modificar de manera que se corresponda a un tamaño nominal en el isocentro calculado de la siguiente manera:

$$\text{Tamaño de campo nominal (isocentro)} = 15 \times (100/110) = 13,6 \text{ cm}$$

En estas condiciones se conocen los siguientes datos:

$$F_{\text{col}} (13,6 \times 13,6 \text{ cm}^2) = 1,012 \text{ (varía respecto al caso 1)}$$

$$F_{\text{man}} (15 \times 15 \text{ cm}^2) = 1,013 \text{ (es el mismo que el caso 1, ya que el factor } F_{\text{man}} \text{ se aplica en piel)}$$



$$\text{PDP (prof=10 cm, } 13,6 \times 13,6 \text{ cm}^2, \text{ DFS=110 cm)} = 0,662, \text{ es decir, } 66,2\%$$

El factor de corrección por distancia es:

$$\text{ICD} = (100 + 1,4)^2 / (110 + 1,4)^2 = 0,829$$

Entonces, aplicando la expresión 13.1.:

$$\text{Tasa de dosis} = 0,978 \times 1,012 \times 1,013 \times 0,662 \times 0,829 = 0,550 \text{ cGy/UM}$$

$$\text{Tiempo} = \text{Dosis} / \text{Tasa} = 200 / 0,550 = \underline{364 \text{ UM}}$$

3. Se quieren administrar 180 cGy a un paciente utilizando la máquina anterior y 2 campos conformados opuestos con técnica isocéntrica y con la misma dosis por ambos campos. El isocentro queda a 11 cm de profundidad desde la entrada del primer campo y a 12 cm desde el segundo (diámetro del paciente 23 cm). El tamaño de campo es de $8 \times 8 \text{ cm}^2$ para los dos campos (tamaño en el isocentro). Se utilizan bloques de protección sobre bandeja en ambos campos. Calcular el nº de UM requeridas.

Se supone que los 180 cGy se han de suministrar en el isocentro.

Se conocen los siguientes datos:

$$F_{\text{col}} (8 \times 8 \text{ cm}^2) = 0,991$$

$$F_{\text{man}} (8 \times 8 \text{ cm}^2) = 0,985$$

$$\text{TMR (prof=11 cm, } 8 \times 8 \text{ cm}^2) = 0,729 \text{ para el primer campo}$$

$$\text{TMR (prof=12 cm, } 8 \times 8 \text{ cm}^2) = 0,697 \text{ para el segundo campo}$$

$$F_{\text{bandeja}} = 0,997$$

$$F_{\text{isod. ref.}} = 1$$

La corrección por distancia para la técnica isocéntrica es:

$$\text{ICD} = (100 + 1,4)^2 / (100)^2 = 1,028$$

Entonces, aplicando la expresión 13.3. para cálculos con técnica isocéntrica se obtiene:

$$\text{Tasa (campo 1)} = 0,978 \times 0,991 \times 0,985 \times 0,729 \times 0,997 \times 1,028 = 0,713 \text{ cGy/UM}$$

$$\text{Tasa (campo 2)} = 0,978 \times 0,991 \times 0,985 \times 0,697 \times 0,997 \times 1,028 = 0,682 \text{ cGy/UM}$$

Como el peso de cada campo es del 50%, la dosis por sesión suministrada por cada uno de ellos en el punto de prescripción (isocentro) será 90 cGy.

$$\text{Tiempo (1)} = \text{Dosis} / \text{Tasa} = 90 / 0,713 = \underline{126 \text{ UM}}$$

$$\text{Tiempo (2)} = \text{Dosis} / \text{Tasa} = 90 / 0,682 = \underline{132 \text{ UM}}$$



4. Calcúlense las UM necesarias para impartir a un paciente 200 cGy con electrones de 9 MeV de un acelerador lineal calibrado de forma que suministra 1,032 cGy/UM a la profundidad del máximo de dosis para un aplicador de referencia de 10x10 cm² a 100 cm de distancia DFS. La piel del paciente en el tratamiento se coloca en el isocentro, y el tamaño de campo a irradiar es de 15x15 cm². La dosis se prescribe en la isodosis del 90%.

Se conocen los siguientes datos:

$F_{\text{campo}} = 1$ (ya que el campo definido sobre la piel del paciente coincide con el campo nominal del aplicador 15x15; dicho de otra manera, no se utiliza inserto de plomo en el aplicador para conformar el haz)

$F_{\text{aplicador}} (15 \times 15 \text{ cm}^2) = 0,995$ (es el factor relativo al aplicador de referencia 10x10 cm²)

Se aplica la expresión 13.4. para cálculo de UM en campos de electrones:

$$\text{Tasa de dosis} = F_{\text{calib}} * F_{\text{campo}} * F_{\text{aplic}} * F_{\text{isodosis ref}} * \text{ICD}$$

$$\text{Tasa} = 1,032 \times 1 \times 0,995 \times 0,9 \times 1 = 0,924 \text{ cGy/UM}$$

$$\text{Tiempo} = 200 / 0,924 = \underline{216 \text{ UM}}$$



14. DOSIMETRÍA CLÍNICA EN RADIOTERAPIA EXTERNA II: PLANIFICACIÓN DEL TRATAMIENTO Y DISEÑO DE HACES

14.1. Haces simples.

Alteración de las curvas de isodosis por la forma del contorno externo del paciente.

En la fig. 14.1. se muestra un haz de Co-60 de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ incidiendo sobre una superficie curva. Las líneas continuas representan las isodosis en este caso. Las líneas a trazos corresponden a las isodosis para el mismo haz, pero incidiendo en este caso sobre una superficie plana. El isocentro se encuentra en el punto "X" (DFI = 80 cm).

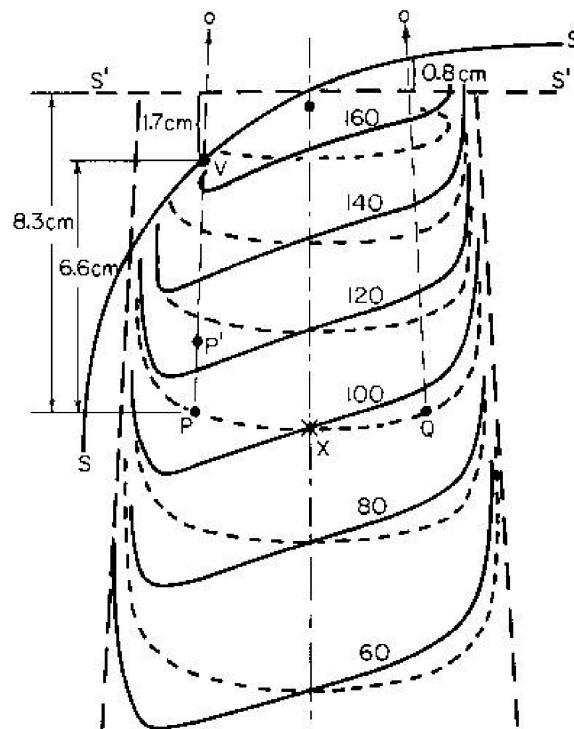


Fig. 14.1.: Alteración de las curvas de isodosis por la forma curvada del contorno.

Por el punto P pasaría la isodosis del 100% si la superficie fuese plana, pero como "faltan" 1,7 cm de tejido, la profundidad es menor y la dosis se incrementa. Lo contrario ocurre para el punto Q.

Los modernos programas de planificación tienen en cuenta esta y otras muchas circunstancias que hacen variar la distribución de dosis respecto a la que se obtendría en condiciones estándar.



Utilización de cuñas.

Para compensar la "falta" de tejido en un contorno curvo pueden utilizarse filtros en forma de cuña que disminuyen la intensidad del haz de manera continua a lo ancho del campo. La parte gruesa debe situarse hacia el lado donde "falta" el tejido. Suelen construirse con materiales pesados para reducir su espesor, y por tanto deben alejarse de la piel para evitar que aumente la dosis en ella debido a la producción de electrones.

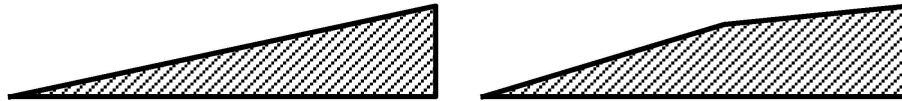


Fig. 14.2.: Formas típicas de cuñas utilizadas en radioterapia externa.

En la fig. 14.3. se comparan varias irradiaciones de un mismo volumen bajo un contorno externo curvo utilizando diferentes modificadores de la distribución de dosis. Para evitar la inhomogeneidad se utilizan cuñas o bolus, o puede también colocarse material compensador alejado de la piel, con lo cual el máximo se produce por debajo de ella y queda protegida.

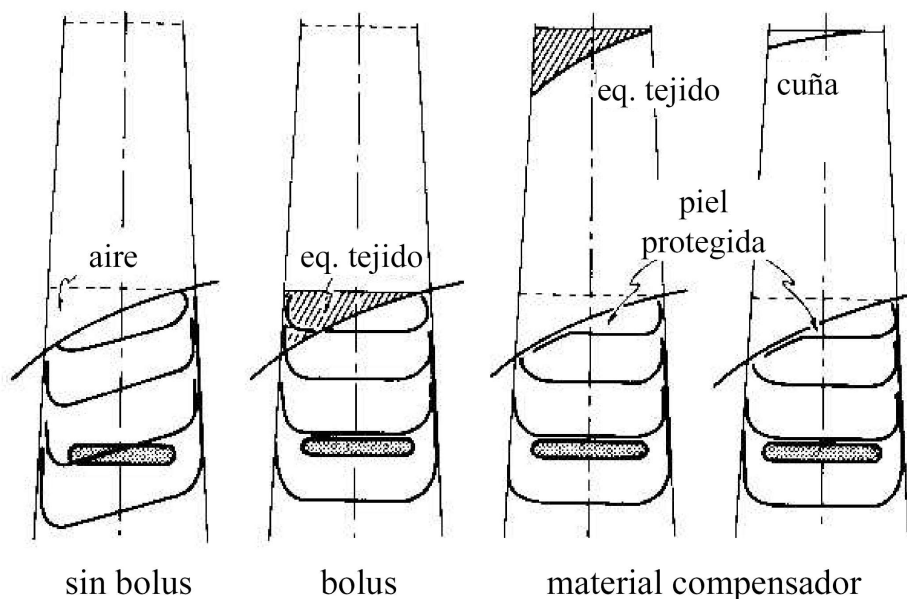


Fig. 14.3.: Diferentes maneras de compensar la alteración de las curvas de isodosis debido a un contorno curvo.

Cuando hablamos del ángulo de la cuña no nos referimos al ángulo físico de la forma de la misma, sino al ángulo de desviación que sufren las curvas de isodosis cuando se interpone la cuña en el haz. El **ángulo de la cuña** se define como el grado de inclinación de la isodosis del 50% con la horizontal (véase fig. 14.4.).



Las cuñas en las unidades de cobaltoterapia han de ser insertadas manualmente en la cabeza de la unidad a la salida del haz, y suele haber un conjunto de ellas con distintos ángulos. En los ALE antiguos existía una única cuña fija que se posicionaba automáticamente cuando era necesario, y de un ángulo lo suficientemente grande (por ejemplo, 60°). Así se puede obtener cualquier ángulo de desviación en las isodosis como una combinación de haz con cuña y haz sin cuña, buscando el peso adecuado para cada uno.

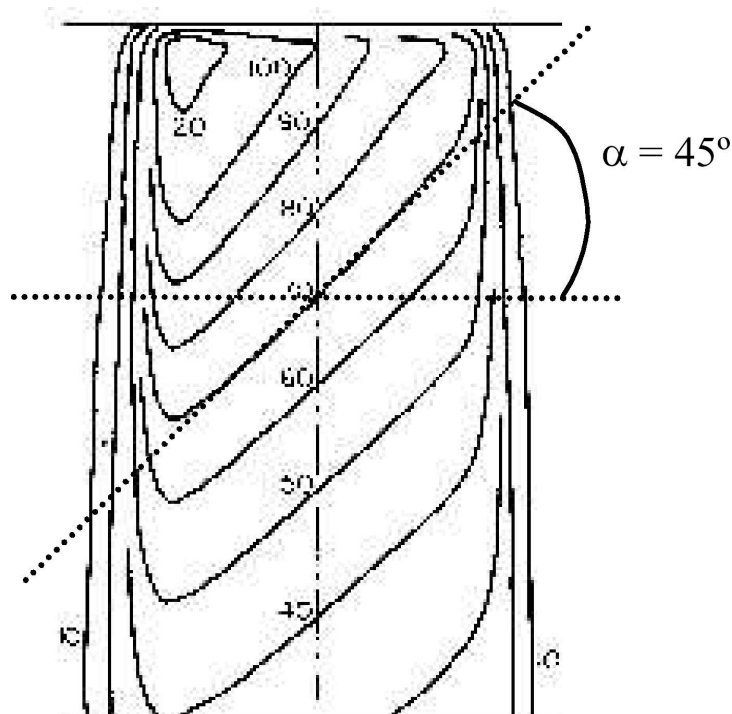


Fig. 14.4.: Alteración en las curvas de isodosis producida por la interposición en el haz de una cuña de 45°.

Es muy importante tener en cuenta para los cálculos de dosis y de tiempos de irradiación la atenuación producida por las cuñas (factor de cuña), que puede ser muy grande.

Los ALE modernos no utilizan ya este tipo de cuñas (llamadas cuñas "físicas"). Sin embargo, se puede conseguir el mismo efecto mediante las **cuñas virtuales** o **cuñas dinámicas**. En un tratamiento con este tipo de "cuñas", durante el transcurso de la irradiación una de las mandíbulas se mueve al encuentro de su opuesta, a una velocidad y tasa de dosis determinada, consiguiendo así que, a una misma profundidad, haya puntos con más tiempo de exposición al haz que otros. De esta forma se consigue el mismo efecto de alteración de la distribución de dosis que con las cuñas físicas.

Corrección para inhomogeneidades en el tejido.

En el cuerpo humano existen distintos tejidos con distintas propiedades (composición, densidad, densidad electrónica, ...) que responden de forma distinta a la radiación. Básicamente conviene distinguir entre músculo (prácticamente equivalente a agua), hueso, pulmón, grasa y aire.



Existen tres causas por la que la dosis cambia dentro y cerca de una inhomogeneidad. Primero, la atenuación de la radiación primaria es distinta. Esto afecta a la dosis en la inhomogeneidad y debajo de ella. Segundo, se altera el patrón de radiación dispersa. Esto afecta también al tejido por encima de la inhomogeneidad debido a la retrodispersión. Estos dos efectos se agravan con baja energía. La tercera alteración se produce en el flujo de electrones secundarios, ya que se pierde el equilibrio electrónico en y cerca de las interfases. Si se pasa de un tejido menos denso a otro más denso (por ejemplo, pulmón a tumor, paso de la tráquea, etc) se produce una región de acumulación (disminución de dosis) en éste último. Por el contrario, si se pasa de un tejido más denso a otro menos denso (hueso a músculo, pared costal a pulmón, etc), la dosis en el último aumenta.

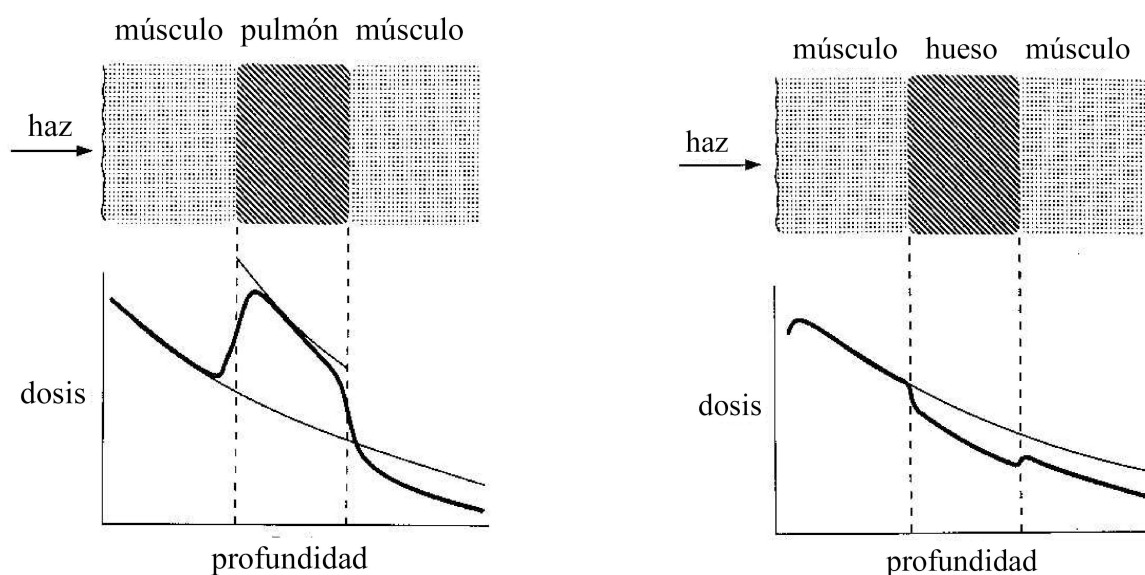


Fig. 14.5.: Influencia de las inhomogeneidades del tejido en la dosis absorbida en profundidad.

Para tener en cuenta las inhomogeneidades puede utilizarse el método del TMR equivalente. Primero se calcula para el punto en cuestión la profundidad equivalente en agua, dividiendo la profundidad real por la densidad electrónica del agua y multiplicando por la de la inhomogeneidad. La dosis en dicho punto se halla multiplicando la dosis en agua por el TMR correspondiente a la profundidad equivalente y dividiendo por el TMR correspondiente a la profundidad real.

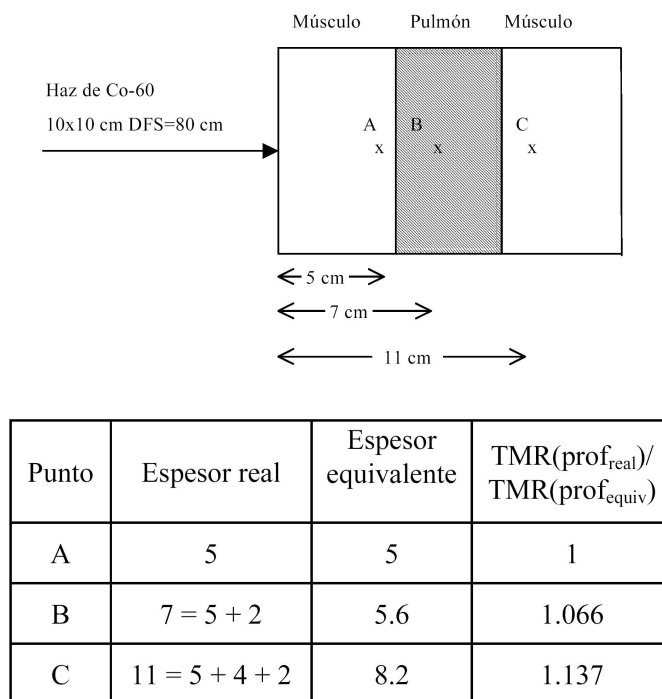


Fig. 14.6.: Corrección de la dosis en inhomogeneidades por el método del TMR equivalente.

14.2. Combinación de haces.

Cuando se irradia con más de un haz, la dosis en cualquier punto es la suma de la contribución de cada haz individual.

En la fig. 14.7. se muestra la suma de dos haces opuestos, tanto para el caso de técnica DFS fija como para la técnica isocéntrica. Las líneas a trazos son las isodosis para cada haz individual, y las líneas continuas son las isodosis suma de los dos haces. Aparece el conocido patrón de "reloj de arena".

En la distribución de la izquierda (DFS fija) se ha normalizado en cada máximo (100% en el máximo de cada haz). En la de la derecha (técnica isocéntrica) se ha hecho lo mismo en el isocentro (100% en el isocentro).

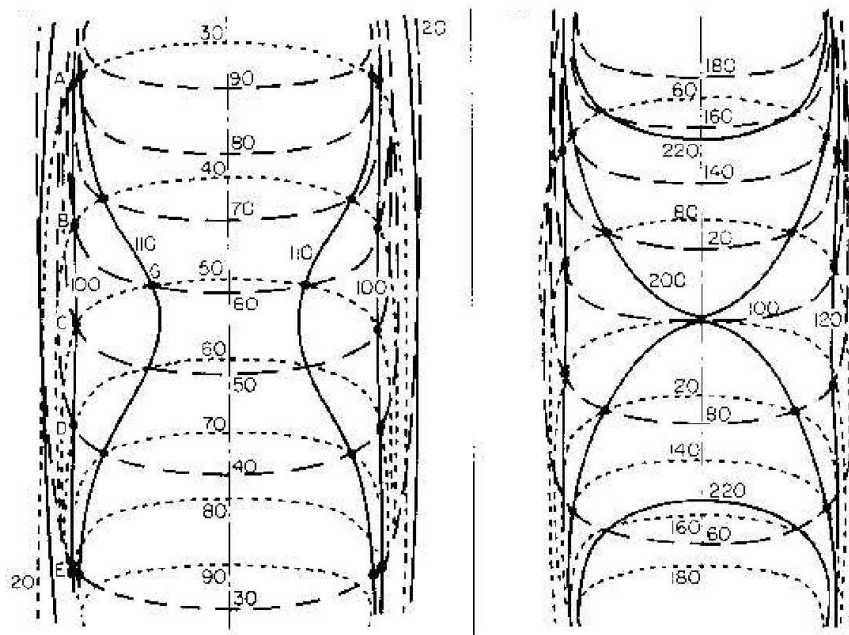


Fig. 14.7.: Combinación de dos haces opuestos, con técnica fija y con técnica isocéntrica.

Existen muchas combinaciones de haces, algunas de las cuales se verán a continuación.

Dos haces opuestos.

En la fig. 14.8. se muestra la variación de la dosis en el eje para distintos espesores y distintas energías.

Puede verse que cuando el espesor es pequeño, la dosis se mantiene homogénea (constante) con baja energía e inhomogénea con alta energía, al contrario que con espesores grandes. Cuando se pesa un haz respecto al otro (gráfica abajo a la derecha), el máximo de dosis se desplaza hacia el haz más "pesado".

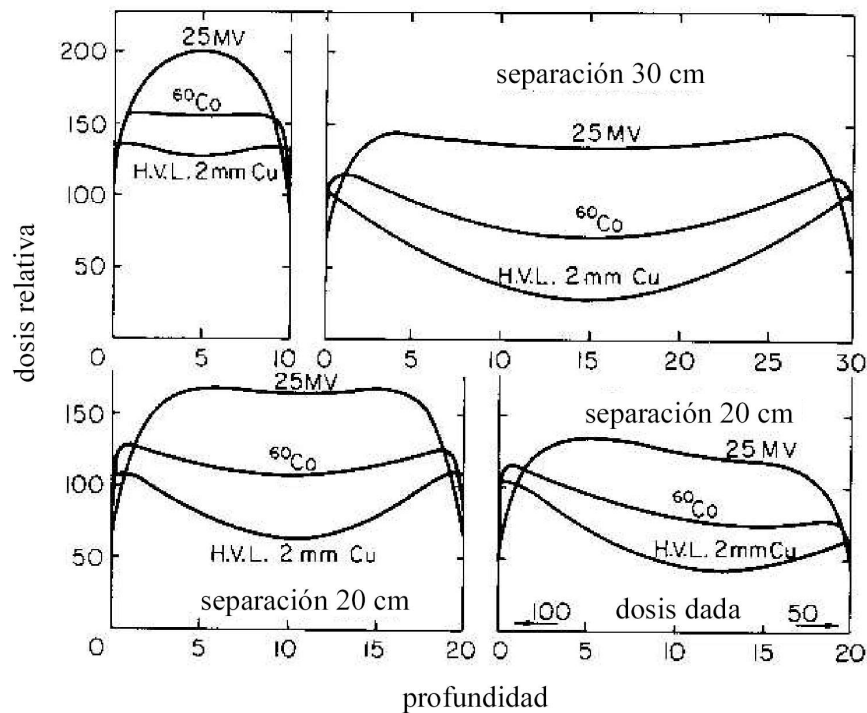


Fig. 14.8.: Variación de la dosis en el eje de los haces para dos haces opuestos, en función del espesor y de la energía.

Las gráficas de la fig. 14.9. muestran las distribuciones de dosis en un plano perpendicular al eje en el isocentro, para un haz de Co-60 y otro de 25 MV.

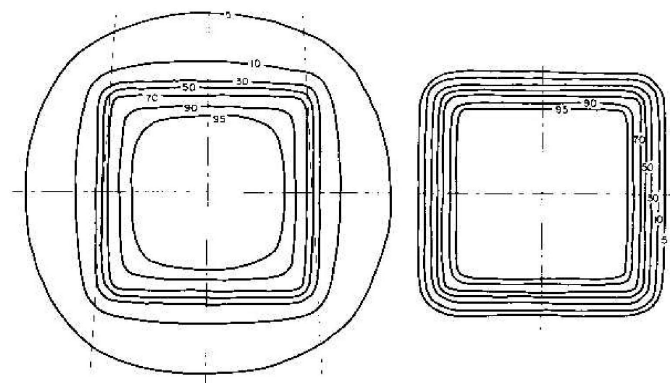


Fig. 14.9.: Distribuciones de dosis en un plano perpendicular el eje de los haces (a la izquierda para Co-60, y a la derecha para 25 MV).

La dosis es más homogénea y la penumbra menor cuanto más alta sea la energía.



Dos pares de haces opuestos en ángulo recto (campos en caja o "box").

Una técnica habitual consiste en utilizar cuatro campos perpendiculares entre sí.

Si el cruce de los haces no se hace en la mitad del paciente suele ser necesario pesar de manera distinta cada haz para evitar la inhomogeneidad en la distribución de la dosis.

En la fig. 14.10. se muestra la mejora en la homogeneidad de la dosis recibida por el volumen planificado al pasar de la técnica con dos campos a la de cuatro.

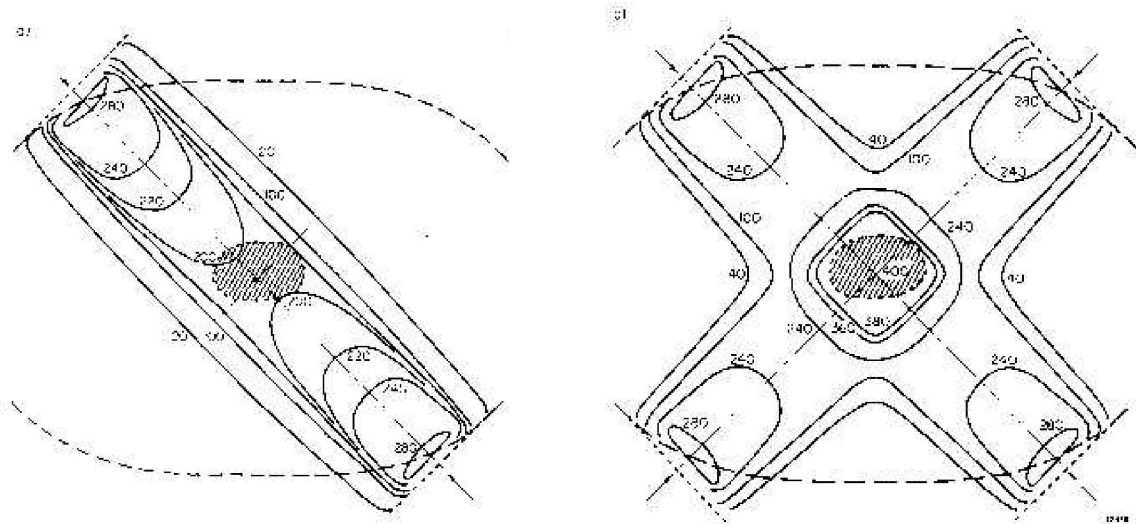


Fig. 14.10.: Comparación de las distribuciones de dosis entre la técnica de dos campos opuestos y la de cuatro campos (dos pares de campos opuestos).

Pares de haces opuestos en otros ángulos.

En ocasiones, debido a la forma del volumen de planificación o para evitar órganos críticos, es necesario angular los pares de haces.

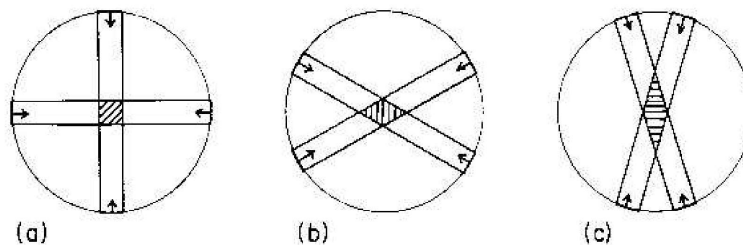


Fig. 14.11.: Diferentes angulaciones para la técnica de dos pares de haces opuestos.



En la fig. 14.12. se muestran dos distribuciones, una con los pares angulados 50° y la otra 110° . La zona de homogeneidad (aproximadamente hasta el 90%) toma forma romboidal.

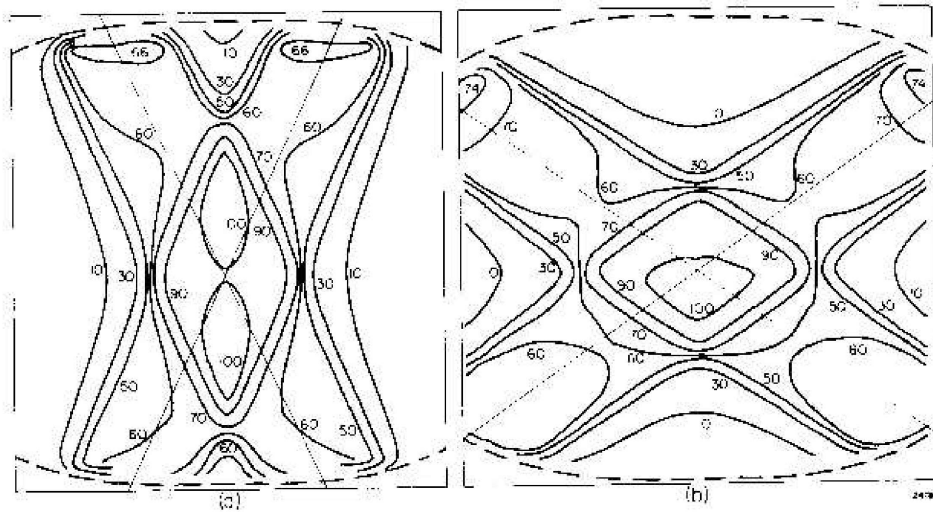


Fig. 14.12.: Distribuciones de dosis para pares de haces opuestos angulados 50° y 110° .

Campos angulados con cuñas.

Cuando se quiere irradiar un volumen cercano a la superficie pueden utilizarse dos haces angulados.

En la fig. 14.13. puede apreciarse que la zona de dosis elevada está por encima del cruce de los ejes de los haces. También puede verse que la distribución se mejora con la utilización de las cuñas, así como el cambio en la región homogénea al variar el ángulo.

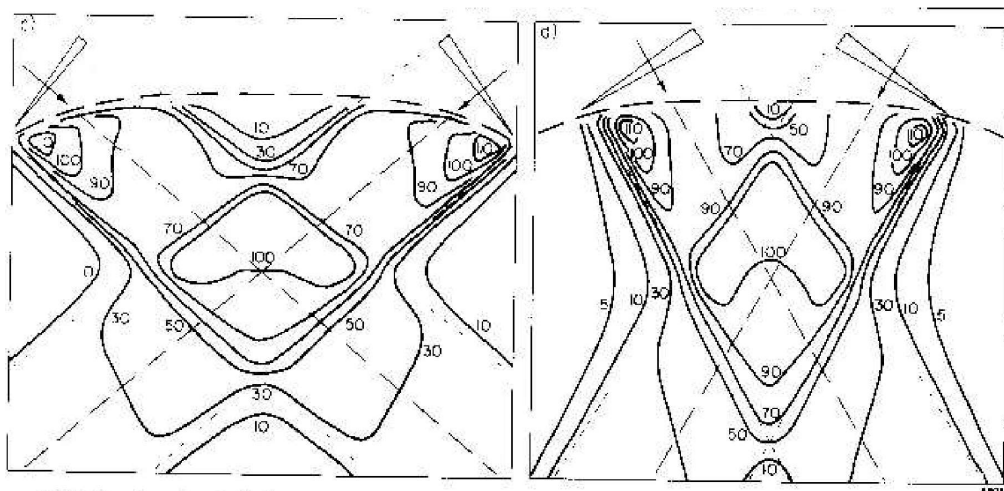


Fig. 14.13.: Distribuciones de dosis para haces angulados y con cuñas.



Técnica con tres campos.

La inhomogeneidad producida por la utilización de dos campos angulados puede reducirse utilizando un tercer campo.

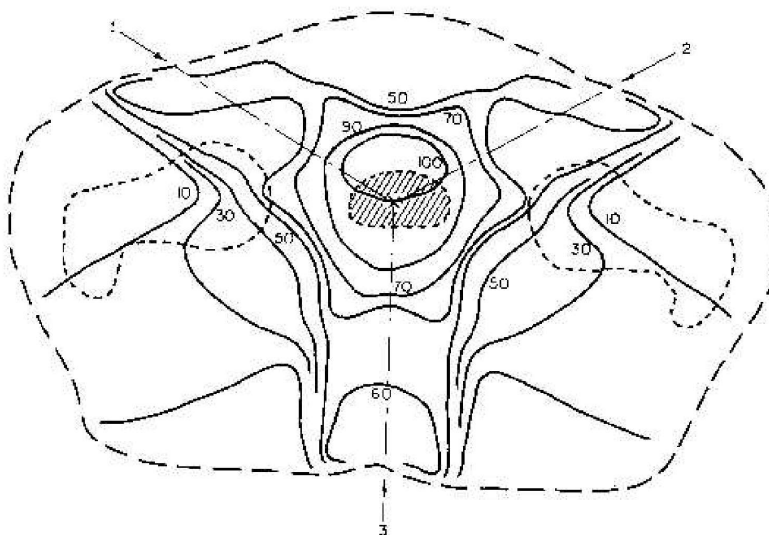


Fig. 14.14.: Distribución de dosis para tres haces.

También podrían utilizarse dos campos opuestos, con o sin cuñas, y un tercer haz perpendicular a ambos.

14.3. Arcoterapia.

Los aceleradores lineales de electrones y muchas unidades de cobaltoterapia son capaces de irradiar de manera continua al mismo tiempo que se hace rotar el gantry de la unidad.

La técnica de arcoterapia es una modalidad de técnica isocéntrica en la que se irradia el volumen blanco a medida que el gantry rota en uno o varios arcos angulares convenientemente diseñados. Incluso es posible, si la unidad dispone de colimación multilámina (MLC), que la conformación del haz varíe también de manera continua a medida que rota el gantry, adaptándose en cada instante a la proyección del volumen tumoral, lo que se denomina Arcoterapia Conformada.

Otra forma de arcoterapia es la VMAT (Arcoterapia Volumétrica), disponible en los modernos ALE, que se explica en un capítulo aparte en este mismo documento, expresamente dedicado a las técnicas de tratamiento en radioterapia externa. A diferencia de la arcoterapia conformada, en la VMAT el patrón de movimiento del colimador MLC no está estrictamente conformado al volumen blanco, sino que está optimizado de manera que para cada ángulo de gantry se irradia parcialmente el volumen blanco, resultando la suma de dosis a todos los ángulos una distribución adecuada, no solo para el volumen tumoral, sino para los órganos de riesgo y el tejido sano. La velocidad de rotación y la tasa de dosis suministrada por la unidad también son modulables, de modo que se optimiza aún más la distribución de dosis.



Al utilizar la técnica de arcoterapia, ya sea la conformada o la VMAT, el volumen total irradiado en el paciente es mayor, pero la dosis media en los tejidos sanos es menor.

La arcoterapia se puede realizar con un solo arco o con varios arcos, siendo estos de 360° o de recorrido angular más limitado, en función del caso particular (véase fig. 14.15., en la que se muestran varios ejemplos para arcoterapia conformada).

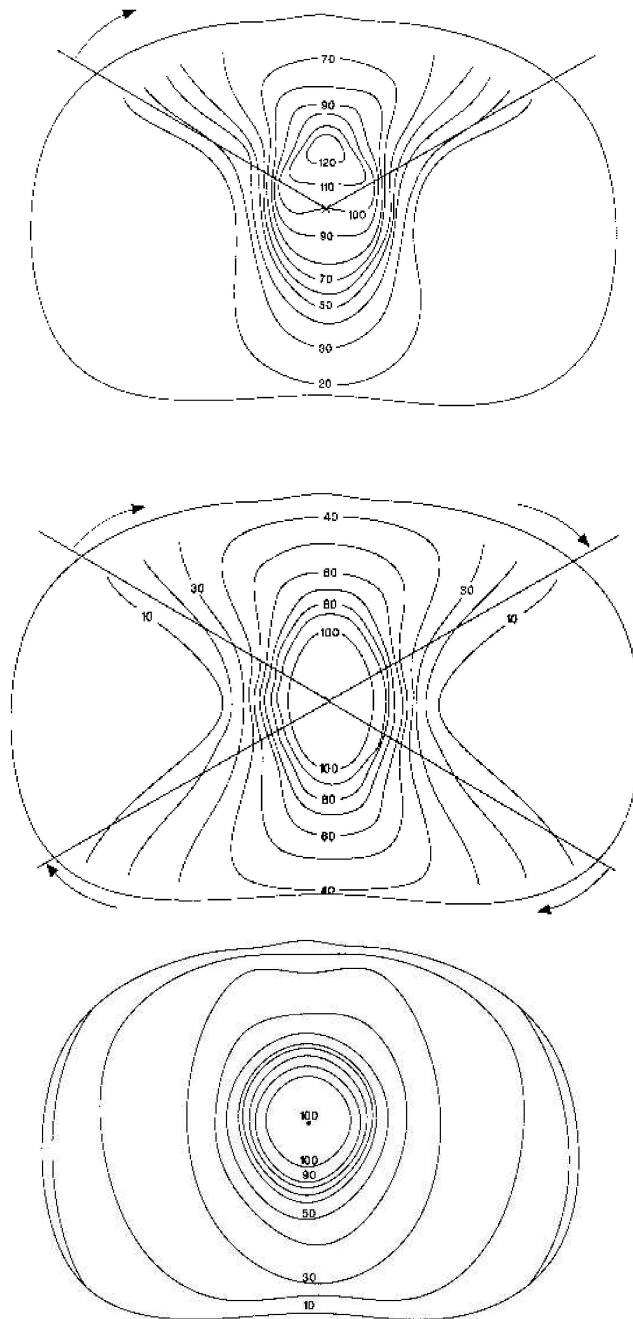


Fig. 14.15.: Diferentes técnicas de arcoterapia, mostrándose las isodosis correspondientes.



14.4. El proceso radioterápico. Recomendaciones de la ICRU.

El proceso radioterápico comprende desde que el paciente es diagnosticado hasta que acaba su seguimiento después del tratamiento, y en él interviene un equipo multidisciplinar formado por oncólogos, radiofísicos, dosimetristas, técnicos de máquina, enfermeros y personal auxiliar. Cada eslabón de la cadena es importante, y si uno de ellos falla el proceso entero puede fallar.

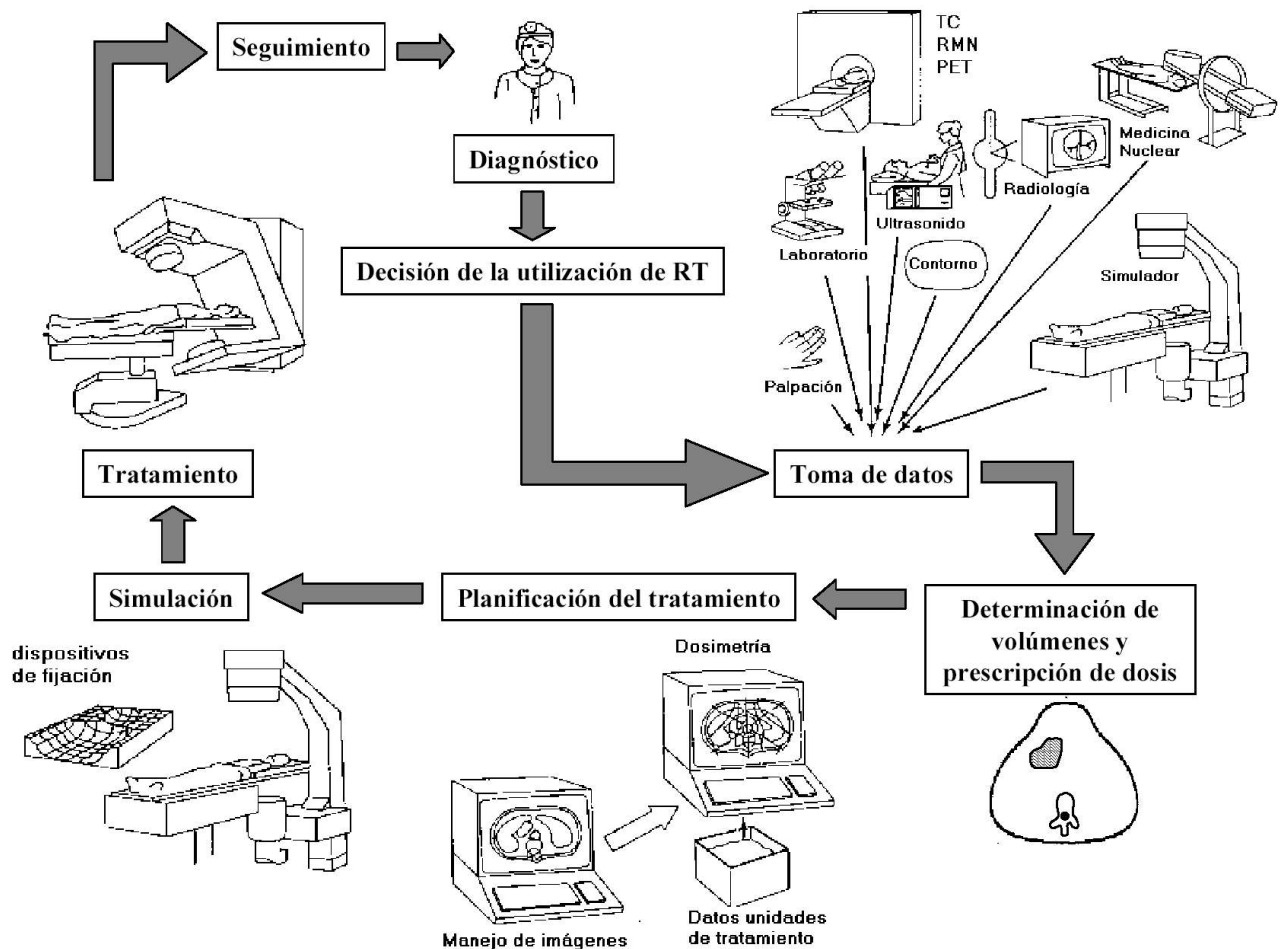


Fig. 14.16.: El proceso radioterápico.

Una vez diagnosticado el paciente hay que tomar la decisión de la conveniencia de administrar un tratamiento de Radioterapia. Si la decisión es positiva, se recogen los datos anatómicos y clínicos que sean necesarios. Con esta información se prescribe el tratamiento. La **prescripción** debe incluir la definición de la intención de la radioterapia, los volúmenes considerados, la dosis y el fraccionamiento.

Según recomienda la ICRU (Comisión Internacional de las Medidas y Unidades de Radiación) en sus documentos **ICRU Report 50** e **ICRU Report 62**, para definir los volúmenes implicados en el



proceso radioterápico se empieza por localizar el **GTV** ("**Gross Target Volume**", o **volumen blanco grosero**), que se define como el volumen tumoral primario que es visible, palpable o se manifiesta mediante alguna técnica de imagen; es decir, el tumor de existencia demostrable.

Para tener en cuenta la posible enfermedad subclínica (no demostrable, pero de la que se sospecha) se define el **CTV** ("**Clinical Target Volume**" o **volumen blanco clínico**), que incluye al GTV y a la enfermedad microscópica subclínica que tiene que ser erradicada. El CTV es un concepto meramente clínico, y por tanto independiente de la modalidad de tratamiento que se elija. Al igual que el GTV, el CTV es un volumen ligado exclusivamente a la anatomía.

En muchos casos, la respiración del paciente u otro tipo de movimiento fisiológico interno hace que el CTV no adopte una posición fija durante la sesión de tratamiento en relación al resto de la anatomía (por ejemplo, un nódulo tumoral pulmonar en relación con las costillas), haciéndose necesario definir el **ITV** ("**Internal Target Volume**" o **volumen blanco interno**), que introduce un margen adicional sobre el CTV para englobar los movimientos fisiológicos del mismo.

Y, por otra parte, es necesario también ampliar los márgenes del propio ITV (o del CTV, si no se ha considerado un ITV) para tener en cuenta incertidumbres de posicionamiento debidas a causas no fisiológicas, como pueden ser las siguientes:

- Holguras o inexactitudes mecánicas presentes en el propio acelerador o en los sistemas de colocación y guiado de posicionamiento.
- Variaciones en la colocación diaria del paciente a lo largo de las sesiones de tratamiento (movimientos "interfracción").
- Movimientos involuntarios del paciente durante una misma sesión (movimientos "intrafracción").

Teniendo en cuenta el margen global necesario para contemplar las incertidumbres derivadas de estas causas, y asegurar así que la dosis prescrita se recibe realmente en el CTV o ITV, se define el **PTV** ("**Planning Target Volume**" o **volumen blanco de planificación**). El PTV es un concepto geométrico y se utiliza para la planificación dosimétrica, es decir, para la elección de la técnica de tratamiento (número de haces, unidad de tratamiento, energía, tamaño de campo, angulación, etc), y es el volumen sobre el cual se debe optimizar la distribución de dosis durante el proceso de diseño y cálculo dosimétrico.

El PTV es un concepto de volumen ligado a la geometría de la unidad, en el interior del cual debe "moverse" siempre el CTV o ITV para asegurar que éste reciba la dosis prescrita (véase la fig. 14.17.).

Por último se definen el **volumen tratado (VT)** como aquel englobado por una isodosis adecuada, seleccionada por el oncólogo radioterápico para conseguir el propósito del tratamiento (por ejemplo, un 95% de la dosis nominal prescrita), y el **volumen irradiado (VI)** como aquel que recibe una dosis considerable en relación a la tolerancia normal del tejido.

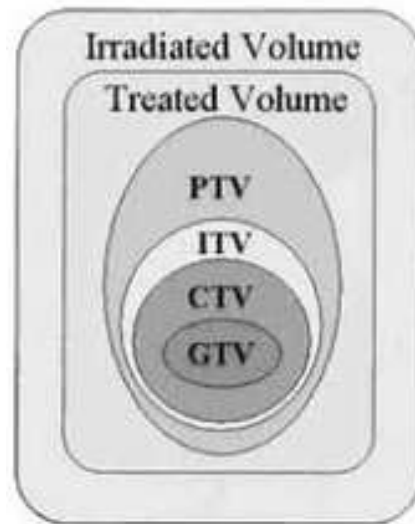


Fig. 14.17.: Representación esquemática de los diferentes volúmenes ICRU definidos durante el proceso radioterápico.

También se definen los **órganos de riesgo (OAR, "Organ At Risk")** como zonas de tejido sano tales que su sensibilidad a la radiación puede influenciar significativamente la planificación del tratamiento y/o la dosis prescrita. Al igual que para el PTV, deben tenerse en cuenta posibles movimientos durante el tratamiento y variaciones en el posicionamiento diario, definiéndose los correspondientes **volúmenes de planificación para órganos de riesgo (PRV, "Planning organ at Risk Volume")**. Deben especificarse los límites de dosis admitidos.

Cuando se utiliza una técnica estandarizada (**protocolo clínico**), normalmente es posible durante la prescripción conocer suficientemente la forma de la distribución de dosis final como para que no haya variaciones durante la planificación. Sin embargo, en tratamientos no estandarizados puede no ser posible impartir la dosis prescrita en los volúmenes especificados, por ejemplo, por limitaciones debidas a los órganos de riesgo.

La dosis en el PTV debe ser lo más homogénea posible, ya que en caso contrario el control tumoral puede verse comprometido. Es inevitable aceptar cierto grado de heterogeneidad. En las mejores condiciones clínicas y técnicas, el PTV debería estar comprendido entre el 107% y el 95% de la dosis prescrita. Si no se consigue lo anterior, es responsabilidad del oncólogo radioterápico aceptar o no el tratamiento.

En las imágenes de la fig. 14.18. se muestra una posible secuencia en la determinación de volúmenes blanco. Las imágenes superiores corresponden a radiografías AP y las inferiores a cortes transversales de TAC. Obsérvese como se delimitan cada uno de los volúmenes en ambas imágenes.



Existe una zona tumoral visible en la radiografía.

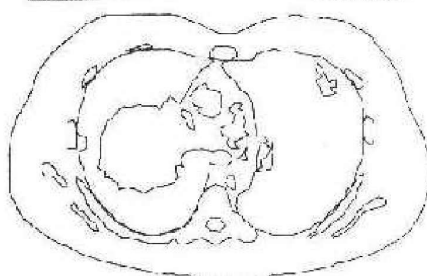
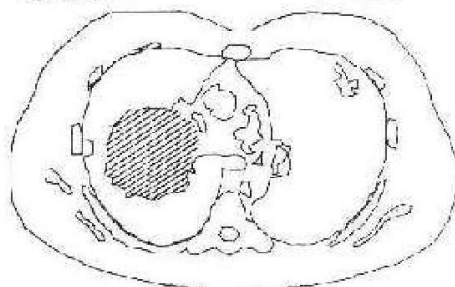
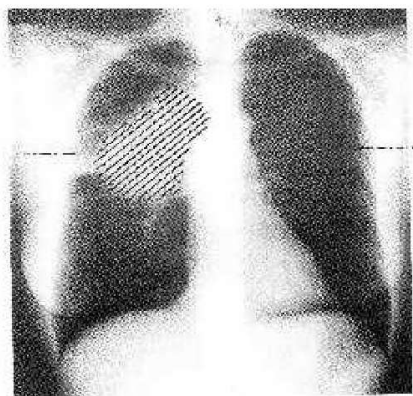
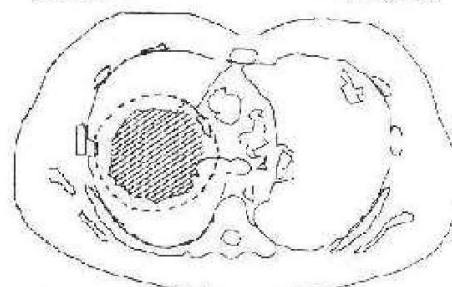
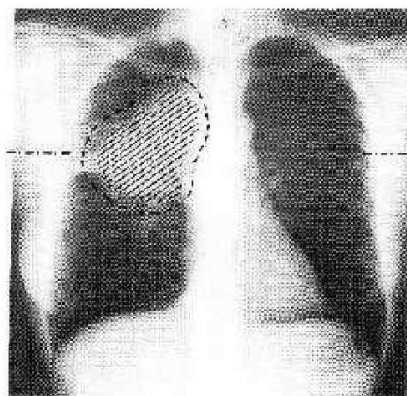


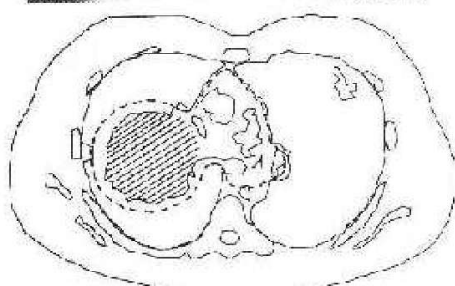
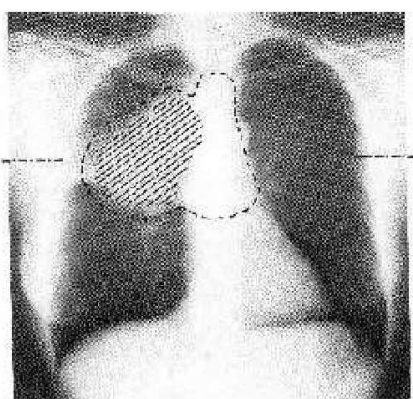
Fig. 14.18.: Ejemplo de determinación de volúmenes para un tumor de pulmón (continúa en la página siguiente).



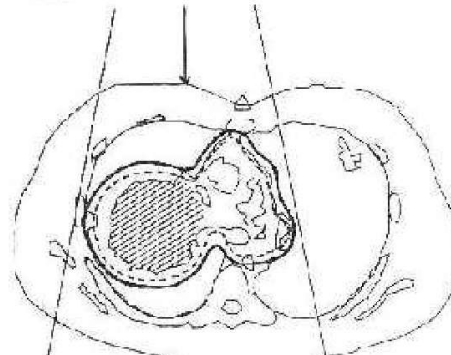
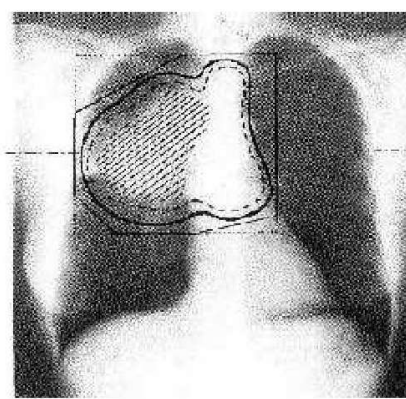
El GTV incluye la región hilar derecha y se extiende al pulmón



Se amplía el GTV para tener en cuenta enfermedad subclínica (CTV₁)



Los nodos linfáticos mediastínicos se consideran de riesgo (CTV₂). Se decide irradiar conjuntamente CTV₁ y CTV₂ (CTV).



Se elige como referencia externa para localizar la zona irradiar el esternón. Como el CTV se moverá con la respiración y habrá ligeras modificaciones en el posicionamiento diario a lo largo del tratamiento, se amplían los márgenes del volumen con vistas a la planificación (PTV). Nótese que el PTV incluye tejido sano (pared costal).



En la fig. 14.19. se muestra un mismo PTV tratado con tres técnicas distintas. El volumen tratado (VT) se define con la isodosis del 95%, y el volumen irradiado (VI) con la del 20%.

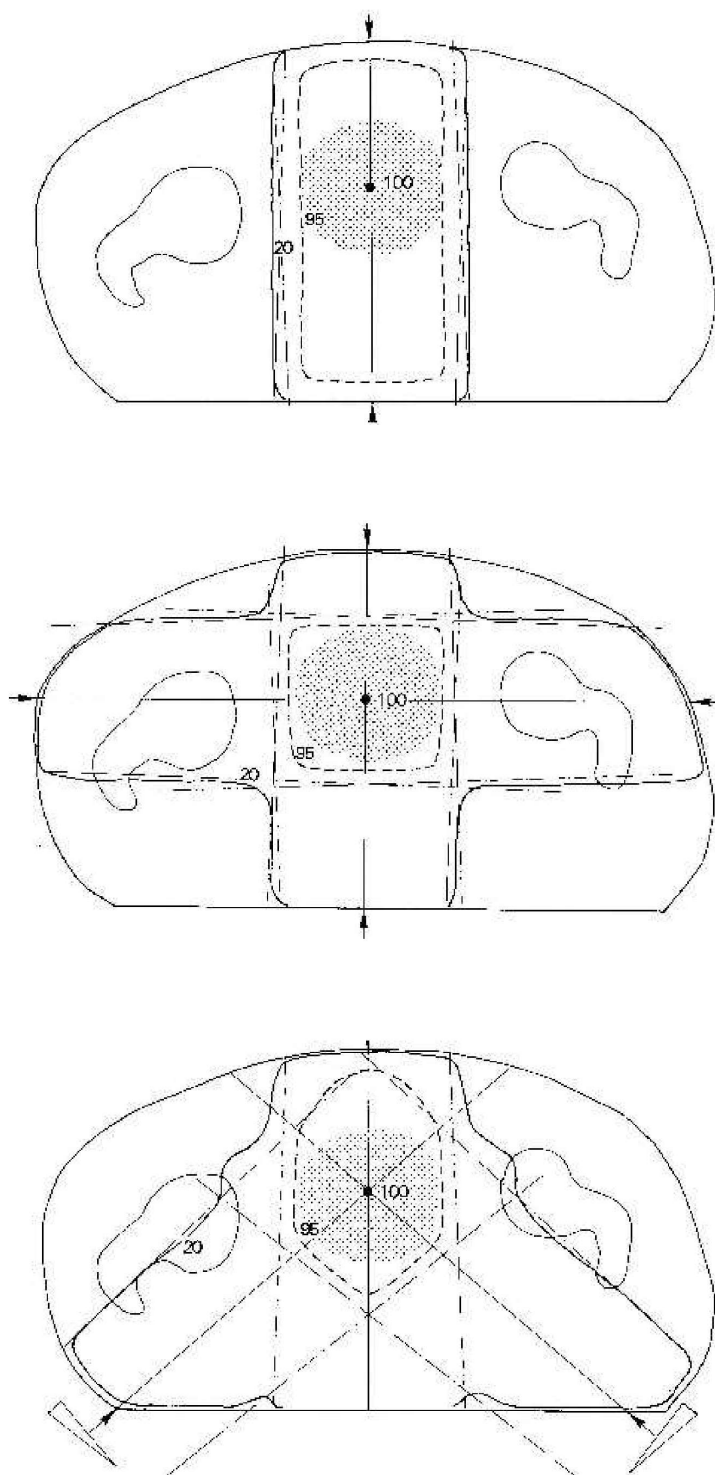


Fig. 14.19.: Volúmenes tratados e irradiados (VT y VI) para tres técnicas diferentes.



En ocasiones, zonas de dosis alta pueden resultar beneficiosas, sobre todo si se encuentran dentro del GTV. En cualquier caso, para tratamientos paliativos puede aceptarse una distribución más heterogénea de la dosis que para tratamientos radicales.

Con el fin de informar el tratamiento se elige un punto de referencia (**punto ICRU**) tal que la dosis en él sea representativa de la dosis en el PTV. El punto ICRU debe ser fácil de localizar, debe ser posible determinar la dosis en él de manera precisa y no debe estar en una zona de alto gradiente de dosis o de baja dosis relativa. Esto se consigue fácilmente si se elige dicho punto en el interior del PTV, preferiblemente en la intersección de los ejes de los haces. En caso de haber dificultades para localizar el punto ICRU se utiliza como criterio preferente el colocarlo en el centro del PTV. Además debe indicarse, en el PTV y en los órganos de riesgo, la dosis máxima, la mínima y la media, así como los **puntos calientes** (zonas con dosis por encima de la dosis prescrita). Los volúmenes sobredosificados cuyo diámetro máximo esté por debajo de 15 mm no se consideran clínicamente significativos, salvo excepciones como el ojo, nervio óptico, laringe, etc.

En la fig. 14.21. se muestran ejemplos de localización del punto ICRU (•) y de la variación de la dosis en el PTV (el máximo se indica con un asterisco *). Las distribuciones corresponden a RX de 8 MV. En todos los casos, salvo en el último, el punto ICRU se localiza en el centro del PTV y en el punto de intersección de los haces. En el último caso la distribución está normalizada en el isocentro, el punto ICRU recibe el 108 % de la dosis y el PTV entre el 114 % y el 85 % (respecto al punto de normalización) o entre el 106 % y el 79 % (respecto al punto ICRU).

Histogramas dosis-volumen (HDV):

Los histogramas dosis-volumen son una herramienta muy potente para examinar las distribuciones de dosis, tanto en los volúmenes blanco como en los volúmenes críticos. Se utilizan para evaluar la idoneidad de las distribuciones de dosis calculadas y aceptar una determinada planificación dosimétrica, tanto en Radioterapia Externa como en Braquiterapia. La generación de estos histogramas es posible debido al cálculo volumétrico de dosis proporcionado por los modernos programas de planificación y cálculo. De un solo vistazo se puede ver el grado de cubrimiento del volumen por la dosis suministrada.

El **histograma dosis-volumen acumulativo o integral**, para un volumen particular, consiste en una representación gráfica de una curva, cada uno de cuyos puntos indica el % del volumen considerado que recibe al menos como mínimo un valor de dosis particular.

El **histograma dosis-volumen diferencial**, para un volumen particular, consiste en una representación gráfica de una curva, cada uno de cuyos puntos indica el % del volumen considerado que recibe una dosis comprendida en un intervalo concreto (tendiendo este intervalo a cero).

El inconveniente de los histogramas es que no proporcionan información espacial sobre la localización de las regiones que resultan infra o sobredosificadas en cada uno de los volúmenes, teniendo entonces que complementarse con la información obtenida de la inspección visual de las curvas de isodosis en planos anatómicos elegidos.



Puntos importantes en un histograma dosis-volumen acumulativo, que es el más utilizado, pueden ser los siguientes:

Para los volúmenes blanco:

- D100: valor de dosis máximo que cubre el 100% del volumen.
- D95: valor de dosis máximo que cubre el 95% del volumen.
- V100: % del volumen que recibe al menos el 100% de la dosis prescrita.
- V120: % del volumen que recibe al menos el 120% de la dosis prescrita.

Para los órganos críticos:

- D50: valor de dosis máximo que cubre el 50% del volumen.
- V50: % del volumen que recibe al menos el 50% de la dosis prescrita al volumen blanco.
- V20: % del volumen que recibe al menos el 50% de la dosis prescrita al volumen blanco.

En los HDV se suele representar en el eje de abscisas la dosis, en Gy, mientras que en ordenadas se representa el % del volumen.

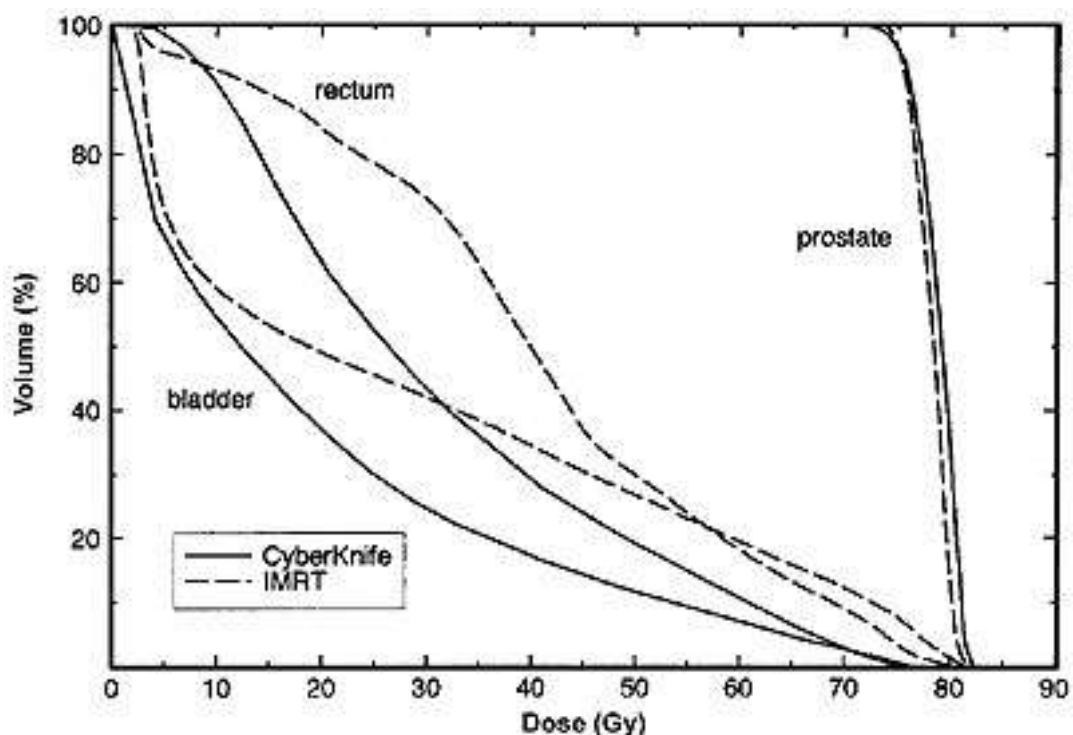
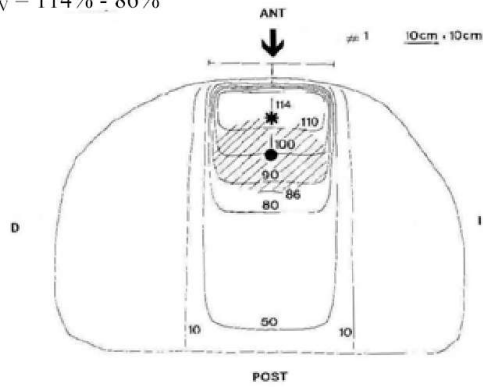


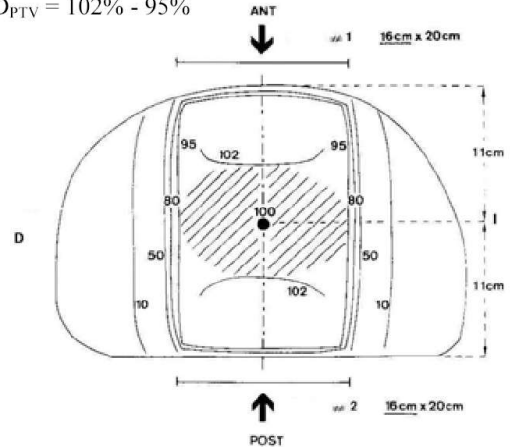
Fig. 14.20.: HDV acumulativo para la próstata, la vejiga y el recto. Las curvas continuas corresponden a los HDV de un tratamiento con Cyber Knife, mientras que las curvas a trazos corresponden al mismo tratamiento con IMRT convencional. Obsérvese que el cubrimiento del volumen blanco (próstata) es similar, pero los volúmenes críticos reciben menos dosis en el tratamiento con el Cyber Knife.



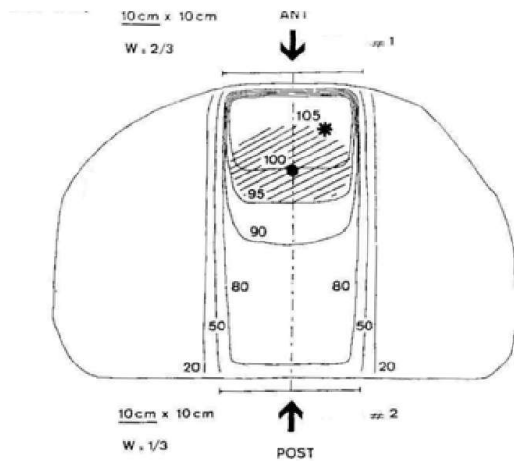
$$\Delta D_{PTV} = 114\% - 86\%$$



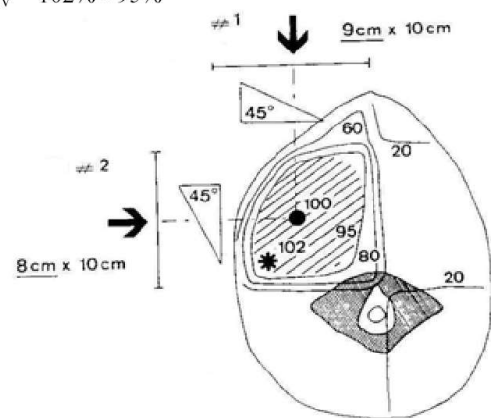
$$\Delta D_{PTV} = 102\% - 95\%$$



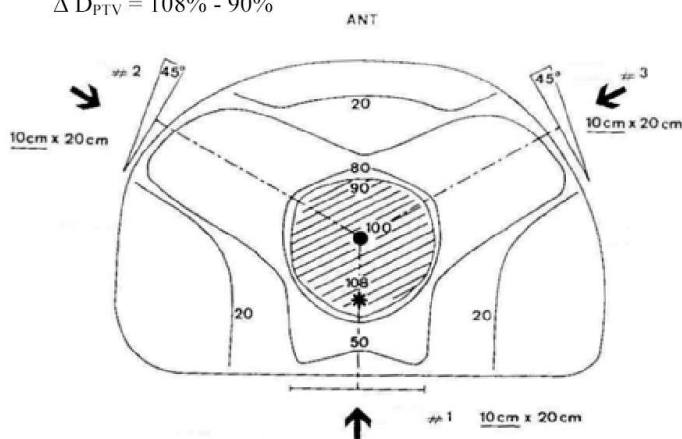
$$\Delta D_{PTV} = 105\% - 95\%$$



$$\Delta D_{PTV} = 102\% - 95\%$$



$$\Delta D_{PTV} = 108\% - 90\%$$



$$\Delta D_{PTV} = 106\% - 79\%$$

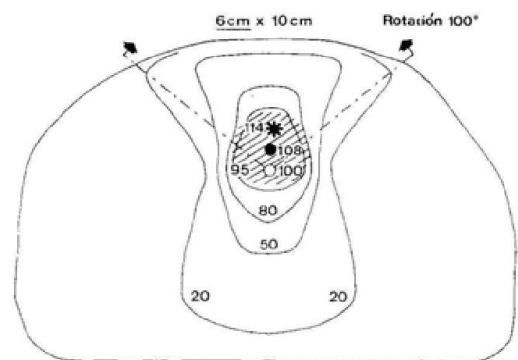


Fig. 14.21.: Localización del punto ICRU (●) y variación de la dosis en el PTV, para varios casos de tratamientos con RX de 8 MV.



En el documento ICRU Report 62 se definen tres tipos de tratamientos desde el punto de vista de la evaluación dosimétrica:

Nivel 1 (técnicas básicas):

En este nivel solo puede determinarse con exactitud la dosis en el punto ICRU y las dosis máxima y mínima en el PTV. Este conocimiento puede ser obtenido mediante el empleo manual de curvas o tablas de PDP, o de curvas estándar de distribuciones de dosis, que pueden haber sido suministradas por el fabricante de la unidad o determinadas experimentalmente por el usuario. Este nivel solo podrá ser aplicado a técnicas básicas y a tratamientos paliativos. Si el conocimiento máximo que el servicio puede alcanzar de sus haces de radiación es el que se ha mencionado, deberán limitarse las aplicaciones terapéuticas a situaciones compatibles con este nivel de planificación (de todos modos, los servicios de Oncología Radioterápica modernos cuentan ya con medios más que suficientes para poder alcanzar los niveles 2 o 3 que se describen a continuación).

Nivel 2 (técnicas avanzadas):

En este nivel es posible definir GTV, CTV, PTV y órganos de riesgo empleando herramientas fiables de adquisición de datos de paciente y/o técnicas de imagen. Es posible conocer distribuciones completas de dosis, en planos o en volúmenes. En este nivel se introduce la definición de volúmenes mediante el uso de múltiples planos tomográficos, en los cuales se calcularán las distribuciones de dosis empleando correcciones por heterogeneidad tisular, incidencia oblicua, campos irregulares y otros factores modificadores. Debe existir un programa integral de garantía de calidad del proceso.

Nivel 3 (técnicas en desarrollo):

Se conoce con gran detalle la distribución de dosis en todo el volumen. Este nivel está indicado cuando se realicen tratamientos innovadores o técnicas altamente específicas para el paciente irradiado, y sobre las cuales difícilmente podremos aplicar criterios generales fruto de la experiencia previa. Esto permite realizar una estimación de dosis más completa, que incluye la evaluación de distribuciones volumétricas, la incorporación de haces no coplanares y/o rotaciones de la mesa de tratamiento. Debe tenerse en cuenta que alcanzar este nivel implica disponer de los medios materiales adecuados, y que supone una carga de trabajo adicional considerable para el servicio de Radiofísica responsable de la planificación.

Se entiende que el hecho de conocer una distribución en 2D o 3D implica poder tomar decisiones a partir de dicha información.

Una vez planificado y aprobado el diseño del tratamiento se verifica geométricamente previo al inicio, estableciendo, si es necesario, marcas en el paciente para la correcta localización del PTV respecto al isocentro y verificando la idoneidad de las entradas portales de cada haz. Antiguamente se utilizaba un **simulador**, que es un equipo de RX teledirigido con radioscopia, capaz de reproducir todos los movimientos de las unidades de tratamiento. Sin embargo, en la radioterapia actual, el proceso de simulación se lleva a cabo normalmente en la propia unidad de tratamiento (acelerador lineal).



La **verificación** se lleva a cabo en las mismas condiciones geométricas y utilizando los mismos dispositivos de inmovilización del paciente que fueron considerados en la fase previa de diseño de haces y dosimetría clínica, y con los que se realizó el TC de planificación. La mayoría de los pacientes son simulados en posición supina. Sin embargo, a menudo se requieren posiciones especiales para disminuir la dosis a órganos vecinos al volumen blanco. Los pacientes que son simulados para el tratamiento del cáncer de mama, por ejemplo, requieren posiciones especiales de sus brazos para excluirlas de los haces de radiación; en casos de cáncer de vulva se coloca la paciente en posición de "rana" para exponer el área mencionada sin ser cubierta por las zonas internas de los muslos.

La **inmovilización** se logra con suplementos de soporte, máscaras termomoldeables, colchonetas de vacío, apoyabrazos, apoyacabezas graduados, mordillos, y otros sistemas que se fabrican en serie o en forma especial para el paciente que lo requiera. Estos elementos reducen las incertezas del posicionamiento diario causadas por los movimientos del paciente, entre otros factores. Los bordes de los campos de tratamiento se definen basándose en el previo conocimiento de la anatomía del paciente y las características del tumor, con sus territorios de posible diseminación.

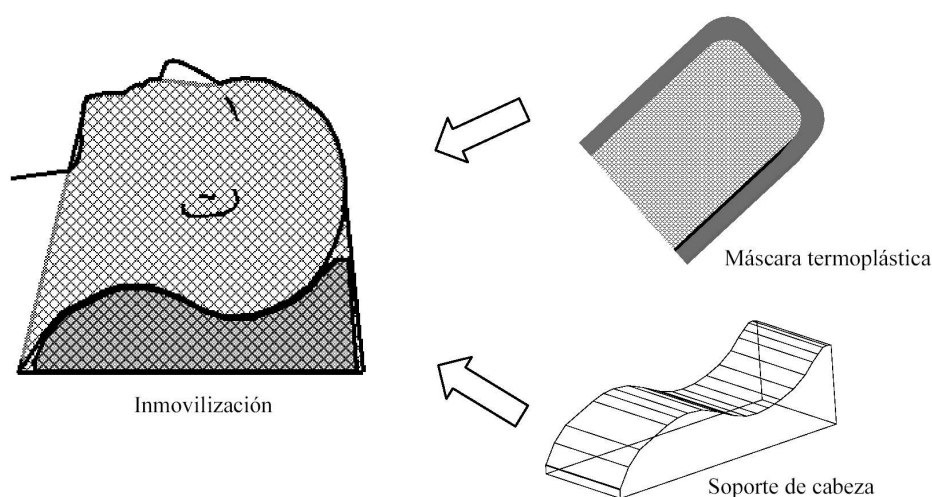


Fig. 14.22.: Máscara termoplástica de inmovilización para tratamientos de cabeza y cuello.

Antiguamente se fabricaban moldes de conformación del haz de radiación, personalizados para cada tratamiento, con una aleación de plomo y otros metales, de bajo punto de fusión (inferior a la del plomo), denominada "**cerrobend**". Su espesor depende de la energía utilizada (6 cm para cobaltoterapia, 8 cm para ALE).

La fabricación de moldes se llevaba a cabo con una máquina especial (manual o automática) llamada **cortador de moldes**, y que tiene en cuenta la divergencia del haz, por lo que los moldes tienen sus bordes focalizados según la divergencia del haz. Así se reduce la producción de radiación dispersa en sus bordes internos, y por tanto, la posible penumbra.

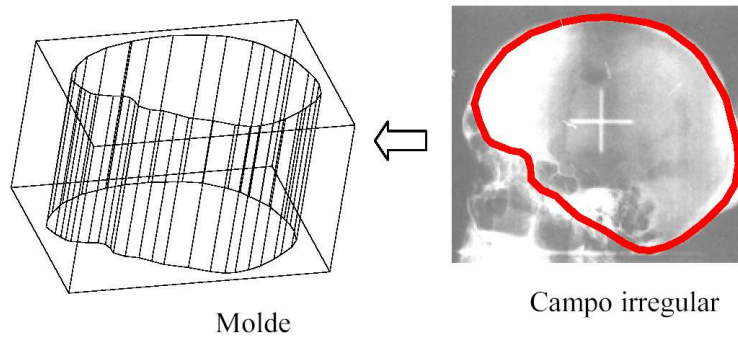


Fig. 14.23.: Fabricación de moldes de aleación para conformar campos irregulares.

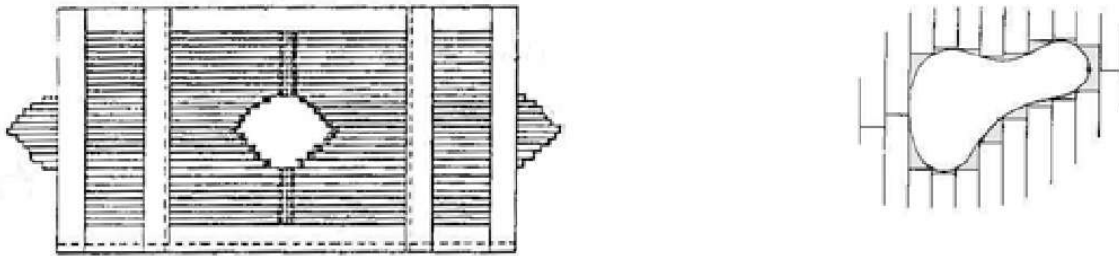


Fig. 14.24.: Colimador multilamina (MLC).

La alternativa actual a los moldes es la utilización de los colimadores multilamina (MLC) que incorporan los aceleradores lineales modernos.

Finalmente, se lleva a cabo el tratamiento. Considerando que la mayor parte son fraccionados a lo largo de varios días e incluso semanas, es imprescindible reproducir todas las condiciones de la planificación y de la simulación previa en cada una de las sesiones.

Una forma de asegurar, en la medida de lo posible, el correcto posicionamiento diario del paciente, es la utilización de marcas externas en la piel del paciente que se han de alinear con los láseres de la unidad de tratamiento. Las técnicas modernas de IGRT y SGRT, explicadas en un capítulo específico en este mismo documento, son hoy en día esenciales para la consecución de este objetivo.

Todo el proceso debe ir acompañado de un plan para la **Garantía de la Calidad**, que contemple las etapas clínicas de definición de volúmenes, prescripción de dosis, simulación TC, diseño de haces, planificación dosimétrica, verificación, ejecución y seguimiento del tratamiento. Debe contemplar también el control de calidad de todo el equipamiento utilizado, desde las unidades de radiación hasta el programa informático de diseño de haces y cálculo de dosis, así como la plataforma informática de gestión integral de tratamientos.



15. DOSIMETRÍA CLÍNICA EN BRAQUITERAPIA

15.1. Introducción.

La Dosimetría Clínica en Braquiterapia ha evolucionado mucho con la utilización de ordenadores para el cálculo de las distribuciones de dosis, ya que el cálculo manual era muy complejo y no conseguía más que calcular dosis en determinados puntos de interés, pero no dibujar una distribución completa de dosis. Esta imposibilidad técnica hizo surgir históricamente diversos **sistemas dosimétricos** para establecer la geometría de implante, la prescripción de dosis y el cálculo de dosis y tiempos de tratamiento, cada uno de los cuales recomendaba el cálculo en distintos puntos de referencia.

Hoy en día, a pesar de la introducción de potentes programas informáticos que permiten el cálculo y la representación 3D de la dosis debida a un conjunto de fuentes, todavía se sigue haciendo uso de los viejos sistemas, sobre todo para la especificación de puntos de interés y prescripción de dosis en el volumen del implante.

Aún con la utilización de modernos programas de planificación todavía es difícil tener en cuenta en el cálculo de dosis en Braquiterapia cuestiones tales como la diferente densidad de los tejidos respecto a la del agua y la influencia que ello tiene en la deposición de dosis en función de la energía de las fuentes utilizadas.

En Radioterapia Externa, la corrección por las heterogeneidades del tejido hace tiempo que ya está establecida en los cálculos. No así en Braquiterapia, debido a la dificultad de caracterizar el comportamiento de la radiación en función de la densidad del tejido cuando se utilizan energías más bajas que las típicas de la Radioterapia Externa.

15.2. Dosimetría Clínica en implantes ginecológicos.

A lo largo de la historia de la Braquiterapia se han desarrollado numerosos sistemas para la especificación y cálculo de la dosis en los implantes ginecológicos. Estos sistemas intentaban dar una aproximación lo más fiable posible a la dosis real, teniendo en cuenta las limitaciones de cálculo que había antiguamente, sobre todo de cálculo en volumen.

Hoy en día, con la aplicación de técnicas de alta tasa de dosis (HDR) y la utilización de software especializado en la optimización y cálculo de dosis, estos sistemas han dejado de utilizarse, aunque muchos conceptos derivados de ellos todavía persisten. La utilización de software especializado se hace indispensable en la braquiterapia actual de alta tasa HDR, en la cual existe un conjunto muy amplio de posibilidades de planificación, debido a que la fuente puede recorrer múltiples posiciones en los aplicadores, y además con un tiempo diferente de permanencia en cada una. En este tipo de planificación se utiliza la llamada "**planificación inversa**", en la que se establecen de partida unas condiciones para la distribución de dosis en el implante, a partir de las cuales el programa calcula las posiciones y los tiempos óptimos de irradiación que cumplen esas condiciones.



Aunque han quedado ya completamente desfasados, se describen a continuación los sistemas de planificación y cálculo más usados históricamente para aplicaciones ginecológicas, que son el sistema de Manchester y el sistema ICRU:

Sistema de Manchester:

El sistema de Manchester se caracteriza por la prescripción o evaluación de la dosis en cuatro puntos bien definidos: A, B, vejiga y recto.

La duración del implante está basada en la tasa de dosis en el **punto A**, que se localiza 2 cm superior a la entrada de cuello uterino y 2 cm lateral al canal cervical (véase fig. 15.1.). El punto A no se debería considerar como un punto de especificación de dosis tumoral, sino como un límite de tolerancia de dosis, ya que dada su situación en una zona de alto gradiente de dosis no resultaría correcto como referencia dosimétrica. Aún así, hasta hace bien poco permanecía todavía la tendencia a prescribir la dosis en los implantes ginecológicos haciendo referencia al punto A.

El **punto B** se define 3 cm lateral respecto al punto A si el canal central no se encuentra desplazado. Si el aplicador uterino (tándem) desplaza el canal central, el punto A se mueve con el canal, pero el punto B permanece fijo a 5 cm de la línea media. El punto B está más alejado que el punto A de la zona de alto gradiente de dosis, de modo que la dosis impartida en este punto es menos sensible a inexactitudes de localización de las fuentes y al desplazamiento del aplicador respecto a la línea media. La dosis en el punto B depende básicamente de la tasa de kerma nominal de las fuentes y del tiempo de aplicación.

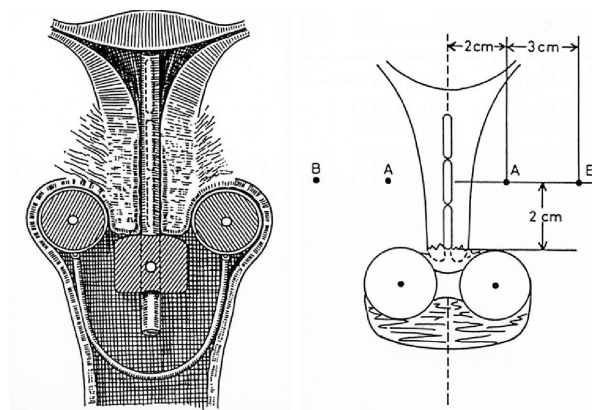


Fig. 15.1.: Sistema de Manchester en implantes ginecológicos. Definición de los puntos A y B.

Además, se suele utilizar el **trapecio linfático de Fletcher** como un conjunto de puntos donde evaluar la dosis, situados lejos de la fuente y definidos en relación a estructuras óseas. Los puntos se localizan tanto en el plano frontal como en el lateral, y se obtienen mediante la visualización de las estructuras óseas en dos placas ortogonales (véase fig. 15.2.):

- borde superior de la sínfisis pubiana s-p.
- unión S1-S2.
- mitad del borde anterior del cuerpo vertebral de L4.

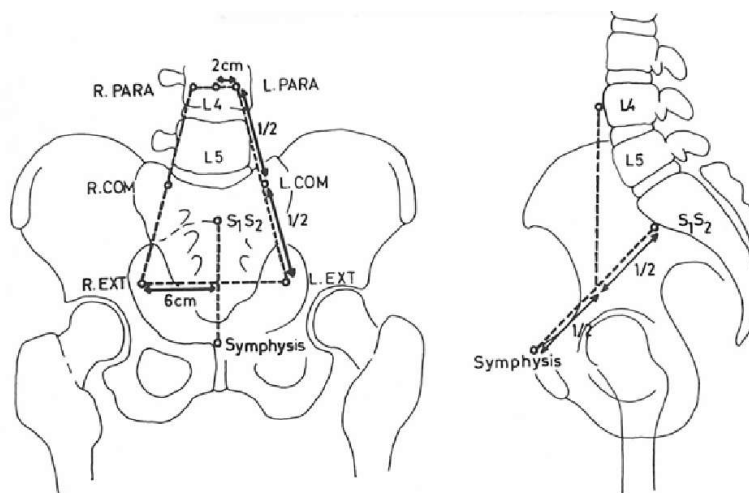


Fig. 15.2.: Definición de trapecio linfático de Fletcher.

En sustitución del punto B se creó el **punto de pared pelviana**, que se sitúa anatómicamente a nivel de los ganglios obturadores. En una proyección radiográfica frontal se define por la intersección de dos líneas: línea horizontal tangencial al borde superior de la ceja cotiloidea y línea vertical tangencial al fondo interior de la cavidad cotiloidea (véase fig. 15.3.).

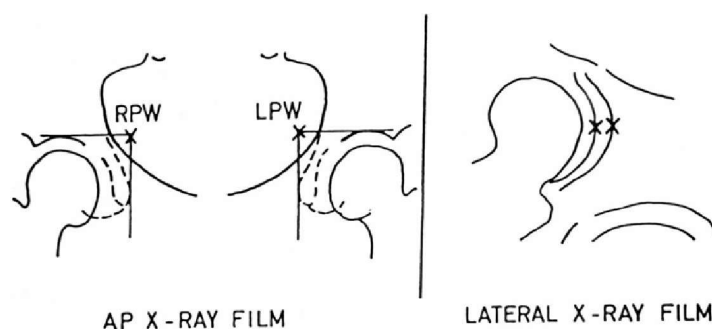


Fig. 15.3.: Punto de pared pelviana.

Las complicaciones más frecuentes de los tratamientos de cánceres ginecológicos resultan de una alta dosis a zonas del recto y de la vejiga próximas a las fuentes. La colocación de los aplicadores en relación a la posición de recto y vejiga es muy importante para mantener la dosis en estos órganos tan baja como sea posible. En ocasiones se utilizan aplicadores parcialmente blindados, de manera que atenúen selectivamente la radiación hacia estos órganos. Recto y vejiga son puntos críticos que muchas veces limitan la dosis a impartir.

El recto y la vejiga se localizan en las placas radiográficas mediante sondas radioopacas, de manera que se pueden incorporar en la planificación dosimétrica y evaluar en ellos la dosis recibida.



Sistema ICRU:

El sistema recomendado por la Comisión Internacional de Medidas y Unidades de la Radiación (ICRU) considera la dosis absorbida en un volumen blanco y no en un punto específico como sucedía con el sistema de Manchester.

La manera de especificar la dosis impartida en el sistema ICRU viene descrita por la especificación de los siguientes elementos:

- Tasa de Kerma de Referencia en Aire (TKRA) de las fuentes empleadas.
- Volumen de referencia.
- Dosis en órganos y estructuras críticas.

Se propone definir el **volumen de referencia** como el volumen de tejido incluido dentro de una superficie de **isodosis de referencia**, que se acepta que sea la de 60 Gy en tratamientos radicales de baja tasa. Si el tratamiento también incluye radioterapia externa, entonces la isodosis de referencia para braquiterapia se obtiene restando la dosis recibida con la radioterapia externa de la dosis total de 60 Gy.

El volumen de referencia en las aplicaciones convencionales tiene forma de "pera", cuyo eje mayor coincide con la fuente uterina. El volumen se especifica dando las tres dimensiones espaciales de esta "pera", en cm (véase fig. 15.4.):

- Altura h : dimensión máxima a lo largo de la fuente uterina, midiéndose en el plano oblicuo que contiene a dicha fuente.
- Anchura w : dimensión máxima medida perpendicularmente a la fuente uterina, en el mismo plano que la altura.
- Espesor t : dimensión máxima medida perpendicularmente a la fuente uterina, en el plano oblicuo que contiene a dicha fuente.

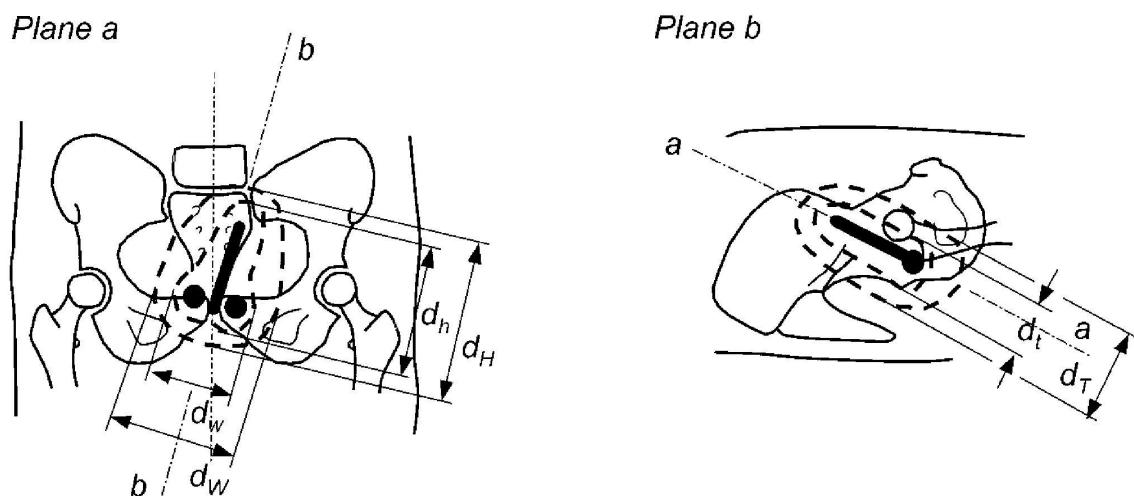


Fig. 15.4.: Descripción del volumen de referencia en el sistema ICRU.



Con el sistema ICRU también se recomienda estimar la dosis en ciertos puntos de interés recomendados como límites de tolerancia. Al igual que en el sistema de Manchester, se definen puntos de referencia de dosis en recto y en vejiga, y además se utilizan otros puntos relacionados con estructuras óseas correspondientes al trapecio linfático de Fletcher y a la pared pelviana.

La obtención de este volumen de referencia englobado en la isodosis de 60 Gy (o isodosis equivalente si el tratamiento consta también de radioterapia externa) requiere de un cálculo de la distribución de dosis en varios planos, lo que hace necesario el uso de planificadores para realizar el cálculo.

Independientemente del sistema de implante utilizado, la mayoría de los programas de cálculo de distribución de dosis en braquiterapia ginecológica requieren introducir los datos de la aplicación mediante radiografías ortogonales, que suelen ser una antero-posterior y una lateral. En dichas radiografías se han de localizar y digitalizar las fuentes y los puntos de interés, tanto de especificación de dosis como de límite de dosis. El programa de planificación, una vez que dispone de las coordenadas de las fuentes y de los puntos de interés en ambas radiografías, reconstruye en 3D la geometría del implante, permitiendo el cálculo y visualización de la distribución espacial de dosis para un tiempo de implantación determinado. Por supuesto, previamente se habrán introducido las características y los datos de especificación de las fuentes (tasa de kerma de referencia en aire) y de los aplicadores utilizados.

Todo lo comentado en este apartado (sistema de Manchester y sistema ICRU) hace referencia a modelos de planificación y cálculo que han quedado ya obsoletos. Las modernas técnicas HDR de dosimetría clínica en implantes ginecológicos están basadas en simulación y planificación 3D y se explican brevemente en el capítulo dedicado a la Simulación 3D en Braquiterapia.

15.3. Dosimetría Clínica en implantes intersticiales.

Al igual que con los implantes ginecológicos, para los implantes intersticiales se han venido utilizando diferentes sistemas dosimétricos de planificación antes de disponer de modernos programas informáticos de planificación y cálculo. En los primeros años de la Braquiterapia se disponía de tablas de dosis total suministrada en función del área o del volumen a tratar. Estas tablas se usaban para calcular el número de fuentes requerido y planificar su posición dentro del volumen blanco para conseguir un tratamiento adecuado. Esto requería reglas muy bien definidas para la implantación de las fuentes.

Hoy en día se han desechado prácticamente todos estos sistemas, ya que los modernos programas informáticos de planificación permiten un cálculo rápido y directo de la distribución de dosis alrededor de las fuentes.

La utilización de software especializado se hace indispensable en la braquiterapia de alta tasa HDR, en la cual existe un conjunto muy amplio de posibilidades de planificación, debido a que la fuente puede recorrer múltiples posiciones en los aplicadores, y además con un tiempo diferente de permanencia en cada una. En este tipo de planificación se utiliza la llamada "**planificación inversa**", en la que se establecen de partida unas condiciones para la distribución de dosis en el



implante, a partir de las cuales el programa calcula las posiciones y los tiempos óptimos de irradiación que cumplen esas condiciones.

Por su importancia histórica, se describe a continuación el llamado sistema de París, aplicable a implantes de braquiterapia intersticial de baja tasa (normalmente, con fuentes lineales de iridio-192):

Sistema de París:

Utilizado solo en implantes intersticiales de iridio-192 de baja tasa, el sistema de París proporciona un marco de referencia adecuado, de manera que trabajando de acuerdo con los criterios que establece, se garantiza una homogeneidad en la distribución de dosis, evitando el riesgo frecuente de producir sobre o subdosificaciones en el volumen de tratamiento. Da la posibilidad, en implantes sencillos, de realizar un cálculo fácil del tiempo de irradiación, aunque no proporcione gráficamente distribuciones de dosis.

El sistema de París solo es válido si se cumplen las siguientes condiciones técnicas del implante:

- Fuentes paralelas, rectilíneas y dispuestas de forma que sus centros estén en un mismo plano, que será perpendicular a las fuentes. Este plano se denomina **plano central**.
- Las fuentes deben ser equidistantes. Esto implica que las intersecciones de las fuentes con el plano central forman un patrón de línea, de cuadrado o de triángulo equilátero (véase fig. 15.5.). Además, la distancia recomendable entre fuentes vecinas debe estar comprendida entre 0,8 y 1,5 cm.
- La actividad (o la tasa de kerma de referencia en aire) debe ser uniforme en cada fuente a lo largo de su longitud, y además igual para todas las fuentes.

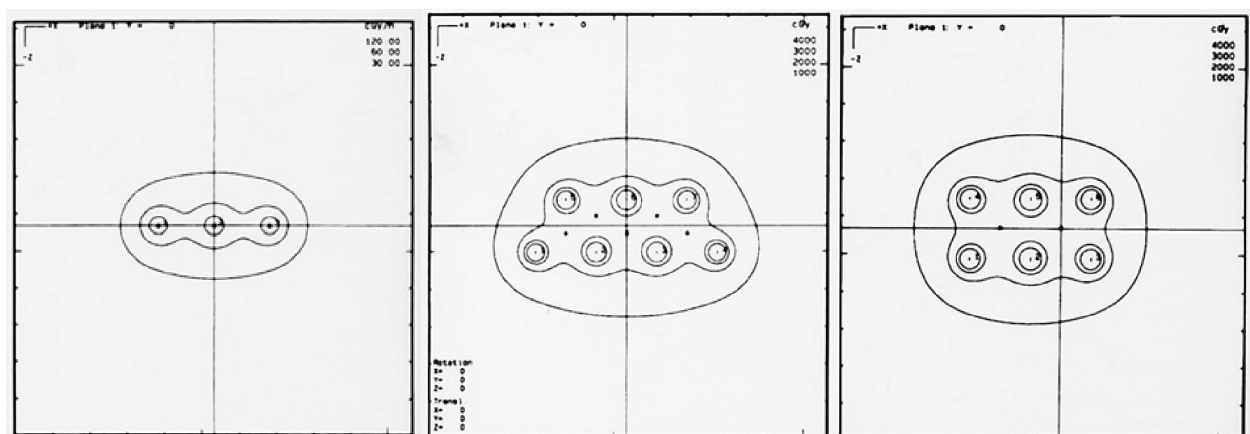


Fig. 15.5.: Diferentes implantes intersticiales mostrando, en el plano central, los patrones de línea, de triángulo equilátero y de cuadrado, respectivamente. Los puntos de dosis base aparecen dibujados equidistantes entre fuentes. Se muestran asimismo varias líneas de isodosis en torno a las fuentes.



En estas condiciones, se definen las **tasas de dosis base** como las tasas de dosis en los puntos dentro del implante que equidistan de las fuentes cercanas. La definición de estos puntos de tasa de dosis base depende de si el patrón de implante es en línea, en cuadrado o en triángulo equilátero.

La superficie correspondiente a la **isodosis de referencia** que debe cubrir lo más posible el volumen blanco se estima como la del 85% de la media de las tasas de dosis base.

Para asegurar la homogeneidad de la irradiación se debe cumplir que cada una de las diferentes tasas de dosis base no difiera más de un 10% de la media de todas ellas.

Finalmente, en función de la dosis prescrita al volumen blanco y de la tasa de dosis que represente la isodosis de referencia (85% de la media de las tasas de dosis base), se calcula el tiempo de tratamiento:

$$\text{Tiempo de tratamiento} = (\text{dosis prescrita}) / (0,85 * \text{media tasa dosis base})$$

Las diferentes tasas de dosis base se calculan a partir de datos tabulados (disponibles en la literatura) para diferentes longitudes de fuente y en diferentes puntos alrededor de la misma.

Todo lo comentado en este apartado (sistema de París) hace referencia a un modelo de planificación y cálculo que ha quedado ya obsoleto. Las modernas técnicas de dosimetría clínica en implantes intersticiales HDR están basadas en simulación y planificación 3D y se explican brevemente en el capítulo dedicado a la Simulación 3D en Braquiterapia.

15.4. Dosimetría Clínica en implantes prostáticos permanentes.

Este tipo de implantes han de planificarse necesariamente con ayuda de software específico. El algoritmo de cálculo suele basarse en las recientes recomendaciones del "Task Group 43" de la Asociación Americana de Física Médica (AAPM), que proporciona definiciones de parámetros y datos tabulados que permiten calcular fácilmente la tasa de dosis en agua para diferentes modelos de semillas de I-125 y de Pd-103, en función de la distancia a la fuente y teniendo en cuenta también la anisotropía de emisión de la radiación (distribuciones de dosis no esféricas).

Sobre imágenes ecográficas de la próstata, tomadas previamente al implante, se planifican las posiciones de las semillas que dan lugar a una distribución óptima de la dosis y al cubrimiento de la próstata con la dosis de prescripción (144 Gy en monoterapia). La práctica actual es realizar esta planificación en quirófano en la misma sesión de implante, justo antes de proceder al implante en sí.

Normalmente se trabaja con tasas de kerma de referencia fijas, adaptadas a la técnica particular que se utilice para el implante de las semillas (**carga periférica** o **carga uniforme**). La petición de las fuentes al suministrador se realiza especificando la tasa de kerma requerida y la fecha de calibración.

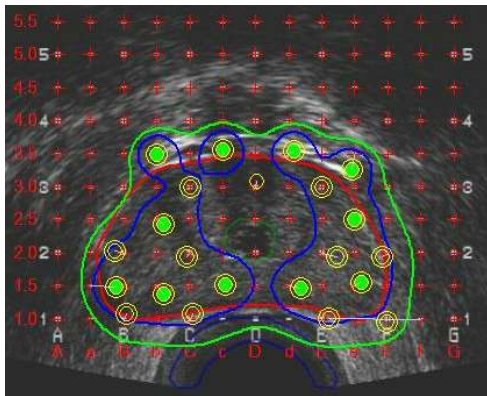


Fig. 15.6.: Dosimetría pre-implante sobre imagen ecográfica con sonda transrectal.

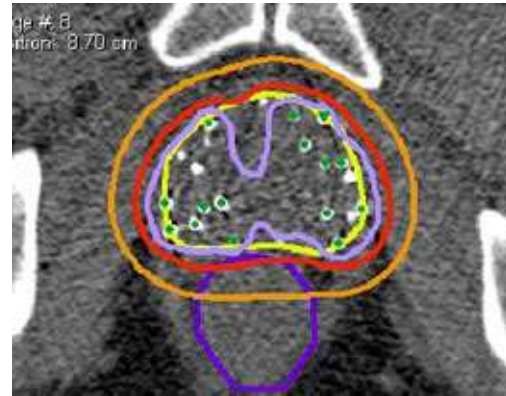


Fig. 15.7.: Dosimetría post-implante sobre imagen TAC.

El programa de planificación también puede hacer uso de la "planificación inversa", de tal manera que partiendo de unas condiciones iniciales para la distribución de dosis deseada, el programa calcula cuántas semillas se necesitan y las posiciones de las mismas en el interior de la próstata.

La planificación dosimétrica previa al implante (**pre-planificación**) nos ofrece una distribución "ideal" de las semillas y de la dosis suministrada por ellas. Sin embargo, el acto del implante de las mismas en la próstata en un acto intrínsecamente impreciso en cierta medida. Además, se produce un edema que al cabo del tiempo va reduciéndose, afectando a la localización espacial de las semillas. Se necesita una planificación dosimétrica a posteriori para verificar la posición final de las semillas y determinar la dosimetría definitiva.

De este modo, una vez realizado el implante y al cabo de unas semanas, se realiza la dosimetría definitiva (**post-planificación**) sobre imágenes TC. El propio programa de planificación identifica automáticamente las semillas en las imágenes y realiza el cálculo volumétrico de la dosis.

El grado de cubrimiento de la próstata con la isodosia de prescripción se evalúa mediante **histogramas dosis-volumen** y definiendo indicadores como el **D90** (dosis al 90% de la próstata), el **V100** (volumen de próstata que recibe al menos el 100% de la dosis prescrita), etc. La dosis en órganos críticos (uretra y pared rectal) se evalúa con indicadores similares.



16. PROCEDIMIENTO RADIOTERÁPICO (ETAPAS CLÍNICAS)

16.1. Personal implicado.

En el adecuado funcionamiento de un servicio de Oncología Radioterapia se encuentra implicado un equipo multidisciplinar compuesto de:

Oncólogos radioterápicos:

En España, donde la Oncología Radioterápica es una especialidad médica, el equipo médico del servicio estará compuesto por oncólogos especialistas en oncología radioterapia acreditados. Tanto la Dirección del servicio como la responsabilidad de cualquier tratamiento recaerá sobre uno de estos especialistas.

Sin perjuicio de la responsabilidad última sobre el tratamiento, que será siempre del oncólogo radioterápico, el resto de profesionales que participan en el proceso radioterápico tienen también su propio nivel de responsabilidad sobre las actuaciones particulares que a ellos les correspondan.

Radiofísicos:

La especialidad de Radiofísica Hospitalaria, en la parte relativa a la radioterapia, cubre aquellos aspectos de la aplicación médica de las radiaciones ionizantes que, por su formación, un oncólogo radioterápico no puede abarcar. Entre ellos se encuentra la cuantificación precisa de las dosis absorbidas en los tejidos irradiados, así como el control físico de las unidades y fuentes de irradiación, y la vigilancia de la adecuación de todo el procedimiento a los criterios clínicos de calidad y a los principios de protección radiológica.

Técnicos Superiores de Radioterapia y Dosimetría:

La manipulación de unidades de radiación y material radiactivo, la realización práctica de los tratamientos, las simulaciones, las dosimetrías clínicas, el control de calidad de las unidades de radiación y la preparación de los accesorios terapéuticos, recaerá en personal debidamente entrenado a tal fin, siempre bajo la dirección y supervisión de los oncólogos radioterápicos y los radiofísicos. Los técnicos superiores de radioterapia y dosimetría, aparte de poseer la titulación académica correspondiente, han de obtener una licencia de operador por parte del Consejo de Seguridad Nuclear que certifique su capacidad y conocimientos en relación a la seguridad y protección radiológica de la instalación en la que trabajen. Esta licencia es indispensable para operar con equipos de radiación o material radiactivo.

Enfermería:

El paciente de radioterapia, como cualquier otro, requiere de cuidados médicos especializados, algunos relacionados con el tratamiento y algunos genéricos derivados de su estado de salud. Estos cuidados, al igual que en otras especialidades, deberán ser realizados por personal de



enfermería adecuadamente entrenado en aquellos aspectos específicos del tratamiento, como los efectos secundarios asociados al empleo de radiaciones.

Servicio técnico:

El adecuado mantenimiento técnico (preventivo y correctivo) de las unidades generadoras de radiación deberá ser realizado por un servicio técnico autorizado. En el caso de aceleradores lineales de electrones, su óptimo rendimiento hace prácticamente inexcusable la disponibilidad, en todo momento y con un tiempo de respuesta muy corto, de un técnico altamente capacitado en su mantenimiento, dado que estas unidades suelen presentar multitud de pequeños problemas técnicos de escasa trascendencia, pero que pueden ocasionar paradas incompatibles con el funcionamiento adecuado del servicio.



Fig. 16.1. Personal del servicio técnico realizando el mantenimiento de un acelerador lineal.

Además de todos los mencionados, en el funcionamiento del servicio se encontrarán implicados otros profesionales, como auxiliares, informáticos, administrativos o personal de mantenimiento general del hospital, que también resultan imprescindibles para el buen desarrollo del todo el proceso.

16.2. Etapas clínicas del proceso.

Aunque en la calidad final de un tratamiento radioterápico pueden influir significativamente los pasos dados para el diagnóstico de la enfermedad neoplásica, no se hará mención a ellos en la exposición que sigue, dado que, por lo general, caen fuera del alcance de los procedimientos de trabajo que se pueden diseñar desde dentro de un servicio de Oncología Radioterápica. Se describirán solo aquellas etapas que abarcan desde que el servicio tiene conocimiento del caso clínico hasta que el paciente es dado de alta, pues sobre ellas sí se podrá definir y acometer acciones concretas.

En cualquier caso, es posible y recomendable consensuar con las instituciones públicas de salud, procedimientos diagnósticos que interfieran mínimamente con un posible abordaje radioterápico de la enfermedad. Esta exigencia es crucial cuando se plantea un acceso quirúrgico previo, el cual puede condicionar gravemente el éxito final del tratamiento.



Sin pérdida de generalidad, el procedimiento terapéutico puede suponerse compuesto de una serie de pasos secuenciales relacionados, para cada uno de los cuales ha de implicarse un tipo de profesional específico. Aunque la exposición que sigue es estrictamente válida para las etapas seguidas en Radioterapia Externa, una descripción similar se puede describir para el caso de la Braquiterapia.

- **Ingreso:**

El ingreso de un paciente en un programa de radioterapia es responsabilidad del equipo médico, si bien la opinión del experto en Radiofísica puede resultar necesaria para evaluar la viabilidad del tratamiento y las opciones terapéuticas.

La decisión deberá realizarse de forma consensuada por el equipo facultativo en una sesión clínica dedicada al efecto. En ella se evaluará toda la información clínica disponible y se emitirá una orientación diagnóstica y terapéutica previa con indicación expresa de cuanta información adicional sea necesaria. En dicha sesión se decidirá el oncólogo radioterápico responsable del tratamiento del paciente. Este deberá coordinar el tratamiento de radioterapia con otras acciones terapéuticas, previendo las posibles incompatibilidades y evitando así las interrupciones indeseadas.

- **Prescripción:**

A la vista de la información global adquirida, el oncólogo radioterápico realizará una prescripción completa del tratamiento, definiendo claramente la intención terapéutica, los volúmenes clínicos y los esquemas de dosis que estos volúmenes deben recibir, especificando la dosis total, el número de fracciones y la dosis por fracción. También deberá observar la existencia de órganos críticos indicando las dosis máximas aceptables en los mismos, así como los valores de los parámetros radiobiológicos necesarios para la estimación de dosis biológicas equivalentes.

La prescripción deberá quedar claramente registrada en la **ficha de tratamiento**, que hoy en día está completamente integrada en los sistemas informáticos de gestión oncológica. Junto con el radiofísico, el oncólogo radioterápico propondrá una técnica de irradiación, siguiendo, cuando sea posible, procedimientos internacionalmente reconocidos como adecuados para la patología considerada. En cualquier caso, se decidirá también la posición de tratamiento, los accesorios inmovilizadores o posicionadores que habrán de emplearse, y los planos tomográficos de interés.

Toda la información de la prescripción se consignará en un apartado específico de la ficha de tratamiento digital.

- **Simulación TC:**

El paciente se somete a una sesión de simulación en el TC de planificación, unidad que en la actualidad y en la mayoría de servicios suele ser independiente del Servicio de Radiodiagnóstico y específicamente dedicada solo a planificación en radioterapia. En dicha sesión se obtiene un estudio de imagen tomográfico por rayos X con el paciente colocado en la posición de tratamiento (incluidos los sistemas de inmovilización considerados).



Estas imágenes sirven para reconstruir un paciente virtual 3D en el software de planificación, que será utilizado durante la fase de planificación para el diseño de haces y el cálculo de dosis en los volúmenes tumorales, el tejido sano y los órganos críticos.

En muchos casos se pueden adquirir también imágenes de otras modalidades (resonancia magnética, PET, ...) que pueden ser fusionadas con las imágenes de referencia del TC con ayuda de software específico, y que pueden ayudar al oncólogo radioterápico a una mejor identificación de los volúmenes tumorales y de los órganos de riesgo en la fase de contorno.

El modo de garantizar la reproducibilidad de la colocación del paciente frente a los haces de radiación puede variar entre centros. En general, se basará en marcas anatómicas (tatuajes) localizadas en posiciones significativas, y en el empleo de marcadores superficiales de elevada densidad que permitan su visualización radiográfica. Actualmente, cada vez en más servicios se utiliza la SGRT (radioterapia guiada por superficie), que permite una colocación muy precisa sin necesidad de marcadores o tatuajes. Esta técnica será explicada más adelante en este documento, en el capítulo dedicado a las técnicas modernas de tratamiento.

- **Contorneo y delimitación de volúmenes en las imágenes de planificación:**

El oncólogo radioterápico es el responsable de contornear los volúmenes tumorales en las secciones tomográficas correspondientes en el paciente virtual reconstruido a partir del TC de simulación. Puede ayudarse de la fusión con imágenes obtenidas con otras modalidades (resonancia magnética, PET, ...).

El contorneo de órganos de riesgo puede ser realizado tanto por el propio oncólogo radioterápico, como por el radiofísico o el técnico de dosimetría. En cualquier caso, el oncólogo radioterápico debe ser el que de el visto bueno al contorneo de todos estos volúmenes.

Actualmente, en muchos servicios se dispone de herramientas informáticas de inteligencia artificial (IA) que contornean de manera rápida y automática multitud de estructuras anatómicas del paciente virtual, ayudando al proceso de contorneo (fundamentalmente de los órganos de riesgo). Ello no exime al oncólogo radioterápico de revisar lo hecho por la IA para asegurar que el contorneo se haya realizado correctamente.

- **Planificación (dosimetría clínica):**

Sobre la información disponible del paciente (TC de planificación con los volúmenes tumorales y los órganos de riesgo contorneados en el paciente virtual reconstruido, imágenes auxiliares de fusión, etc), y la información de la prescripción terapéutica, el radiofísico o el técnico dosimetrista tratará de diseñar los haces en la unidad y para la energía de radiación elegida, con el propósito de irradiar el PTV de forma suficientemente homogénea con la dosis prescrita, minimizando la dosis en órganos de riesgo y tejido sano.

Toda la información necesaria sobre la disposición de los haces, distribución de dosis y tiempo o UM de cada campo en cada sesión, deberá ser consignada en una hoja específica



que será trasladada al oncólogo radioterápico responsable (**informe dosimétrico**). El informe dosimétrico ha de ser firmado tanto por el oncólogo radioterápico como por el radiofísico. Esta información es provisional, en tanto no sea verificada en una etapa posterior.

- **Verificación dosimétrica:**

Antes de validar expresamente el tratamiento en el sistema de información oncológica, se ha de verificar mediante software independiente y redundante, o incluso mediante medidas realizadas en la propia unidad de tratamiento, que las dosis calculadas por el sistema de planificación son correctas, dentro de un margen estrecho de variabilidad.

Esta labor corresponde al Servicio de Radiofísica, y puede ser llevada a cabo por el propio radiofísico o por un técnico de dosimetría apropiadamente adiestrado para la tarea y bajo la supervisión del radiofísico.

Existen en el mercado diferentes soluciones informáticas que, con los mismos datos de partida que se han utilizado en el sistema de planificación para el diseño de los haces de tratamiento, realizan un cálculo en paralelo con sus propios algoritmos. Se trata de verificar que los resultados obtenidos son coincidentes con los del informe dosimétrico aprobado.

De igual manera, se puede medir directamente en el acelerador las dosis producidas por los haces planificados. Pueden utilizarse maniqués específicos, o incluso el sistema de visión portal del propio acelerador, sobre los que se irradia el plan aprobado. Comparando las dosis medidas con el resultado teórico predicho por el sistema de planificación para estas condiciones, se verifica que el cálculo inicial sea correcto, e incluso que la unidad de radiación no presente una variabilidad respecto a sus condiciones de referencia que provoque una discrepancia entre la dosis teórica y la dosis real finalmente impartida al paciente.

- **Verificación sobre el paciente real en la sesión inicial de tratamiento:**

Una vez verificado con éxito el plan de irradiación (desde el punto de vista dosimétrico), se procede a validar el plan en el sistema de información oncológica por parte del radiofísico y del oncólogo radioterápico. De este modo ya está disponible en el acelerador para proceder al tratamiento.

En la sesión inicial y antes de proceder a aplicar los haces de radiación, el operador de la unidad debe verificar que las condiciones del paciente, su colocación en la mesa de la unidad y otras variables no provoquen que las condiciones reales del tratamiento difieran de las condiciones de la planificación previa sobre el paciente virtual, lo cual puede suponer una administración de dosis inadecuada.

Resulta recomendable en muchos casos, sobre todo los que presenten mayor complejidad, que en la primera sesión de tratamiento tanto el oncólogo radioterápico como el radiofísico responsables de la planificación se encuentren presentes para verificar que no existen problemas en la aplicación del tratamiento, y que toda la información necesaria para la misma haya sido consignada correctamente en la ficha de tratamiento (fig. 16.5.).



La verificación consistirá en la simulación de los haces terapéuticos aprobados, cuyas especificaciones técnicas se reflejan en el informe dosimétrico. Esta "simulación" se explica en un capítulo posterior (*"Simulación 3D en Radioterapia Externa"*), por lo que no se entrará de momento en más detalles que los que se comentan en el siguiente párrafo.

Los aceleradores modernos cuentan con diversos dispositivos auxiliares de toma de imágenes anatómicas (IGRT con rayos X de kilo o megavoltaje, SGRT, etc) que permiten realizar este acto de verificación justo antes de proceder a administrar la primera sesión de tratamiento (véase fig. 16.6.). Las imágenes obtenidas se comparan con las de referencia utilizadas para la planificación. Si todo es correcto, se puede iniciar la sesión terapéutica con la certeza de tener al paciente colocado exactamente en la posición planificada.

Si el resultado de la simulación fuera negativo, es decir, la planificación no pudiera ser reproducida o la disposición de campos elegida no se adecuara a la prescripción de volúmenes, la técnica será replanteada y la planificación repetida. Si fuera necesario por una incompatibilidad manifiesta entre la verificación y la planificación, la causa podría encontrarse en una adquisición incorrecta de la información anatómica previa (imágenes TC), que tendría por tanto que ser repetida.



Fig. 16.2.: Simulación de un tratamiento de mama en una unidad de simulación convencional.



Fig. 16.3.: Verificación de la posición del paciente en una unidad de tratamiento moderna, mediante un par de proyecciones radiográficas oblicuas obtenidas con sendos aparatos de rayos X de kilovoltaje integrados en la unidad.

- **Aplicación:**

Realizadas con éxito todas la verificaciones comentadas en los apartados anteriores, los técnicos de radioterapia pueden ya proceder a administrar el tratamiento en la sesión inicial. La aplicación del tratamiento, así como la preparación de todos los accesorios terapéuticos empleados en la misma, es responsabilidad de los técnicos de la unidad.



Administrada con éxito la sesión inicial, las siguientes sesiones deberán reproducirse de la misma manera (tanto la colocación del paciente como la posterior administración del tratamiento), no siendo necesario, por lo general, la presencia del oncólogo radioterápico o del radiofísico, salvo en técnicas complejas.



Fig. 16.4.: Aplicación del tratamiento por parte del operador de la unidad (posicionado del paciente antes de recibir la sesión).

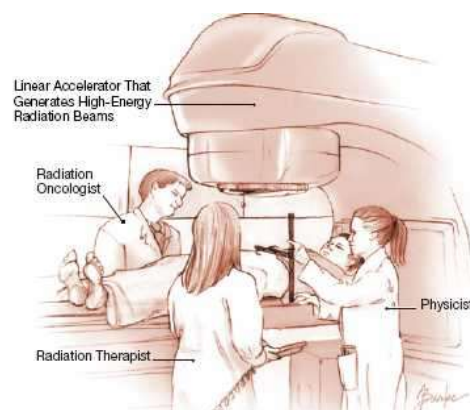


Fig. 16.5.: En la 1ª sesión de tratamiento, y cuando haya modificaciones en el plan previsto, es aconsejable que el oncólogo radioterápico y el radiofísico estén presentes durante la colocación del paciente.

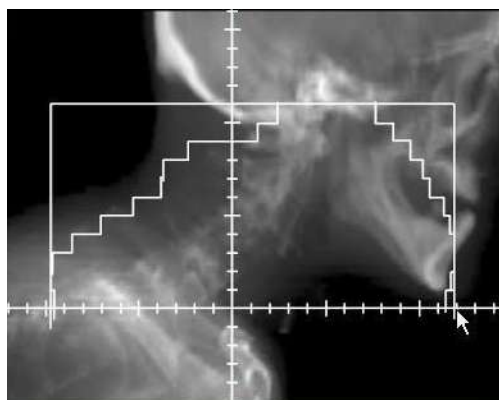


Fig. 16.6.: Verificación del correcto posicionamiento del paciente en un acelerador, utilizando los dispositivos de imagen portal. A la izquierda se tiene la imagen de referencia de uno de los campos de tratamiento (imagen de planificación, consistente en una radiografía digital reconstruida por el planificador, o RDR), y a la derecha la imagen tomada en el acelerador (imagen de kilovoltaje). Nótese como hay un claro desplazamiento en la dirección antero-posterior, indicando un fallo de posicionamiento que debe corregirse.



- **Seguimiento:**

Durante la aplicación del tratamiento se deberá realizar un seguimiento del mismo por parte del oncólogo radioterápico responsable, el cual evaluará la aparición de efectos secundarios, poniendo especial atención a las respuestas anormales o inesperadas. En tal caso se contemplará la posibilidad de interrumpir el tratamiento, lo que puede implicar la rectificación de las dosis totales o los fraccionamientos a fin de mantener constante la probabilidad de control tumoral.

Además, debe verificar periódicamente la reproducibilidad del tratamiento, mediante la inspección de las imágenes (bien sean proyectivas o "cone beam CT") que los técnicos de la unidad toman todos los días para conseguir la correcta colocación del paciente. En caso de detectarse una anomalía grave de la aplicación, deberán investigarse las causas y aplicar medidas correctoras, llegándose a la interrupción del tratamiento si la anomalía persiste.

- **Evaluación:**

Al término del tratamiento el oncólogo radioterápico evaluará los resultados obtenidos, evaluando de nuevo la aparición de efectos secundarios y poniendo especial atención a las respuestas anormales o inesperadas. Decidirá si debe continuar con la irradiación de un segundo CTV, con la sobreirradiación de un CTV reducido (conocido como "**boost**" o "**sobreimpresión**"), o si, por el contrario, el paciente puede ser dado de alta. En el primer caso el proceso debe comenzar de nuevo, si bien generalmente la información anatómica adquirida para el primer tratamiento puede resultar suficiente para la sobreirradiación. En cualquier caso, el volumen irradiado deberá ser considerado como un nuevo CTV.

La posibilidad de un "boost" debería ser evaluada en el momento de la aceptación del paciente para radioterapia, de forma que la información necesaria para su realización no requiera de nuevas exploraciones diagnósticas.

16.3. Ficha de tratamiento.

La ficha de tratamiento (también denominada a veces "hoja de tratamiento") es el documento esencial de la aplicación radioterápica. En ella debe estar contenida toda la información necesaria, no solo para la realización final de la técnica radioterápica, sino también aquella que las distintas etapas del proceso generen y sea requerida por cualquier otra etapa posterior. Resulta deseable que la ficha funcione simultáneamente como protocolo de traspaso de información y como soporte de registro final.

La información relativa a la ejecución del tratamiento (datos técnicos y geométricos de los campos, dispositivos de inmovilización utilizados, etc) debe estar claramente expresada en la ficha de tratamiento sin ambigüedades, de modo que los técnicos de operación puedan interpretarla sin incurrir en ningún tipo de error.

El diseño de esta ficha debe ser muy meditado, ya que condicionará fuertemente la correcta evolución de todo el proceso. Una ficha mal diseñada puede obligar a consignar información



valiosa en lugares inadecuados o de formas poco legibles, aumentando sensiblemente la posibilidad de error en el desarrollo del proceso.

Cualquier modificación que sufra el tratamiento (interrupciones, sesiones o campos no dados, cambio de fraccionamiento, modificación de dosis, modificación de volúmenes, etc) debe quedar reflejada en la ficha de tratamiento, requiriendo, si es el caso, de una nueva prescripción y/o planificación del tratamiento, generándose nueva documentación que se incluirá así mismo en la ficha.

Actualmente **las fichas de tratamiento están soportadas en formato puramente digital**, integradas en las plataformas informáticas de gestión general del hospital, lo cual redundará en una mayor eficiencia y seguridad para los diferentes profesionales que participan en todo el proceso radioterápico, teniendo en cuenta la enorme cantidad de información que genera cada tratamiento. Además, la hoja electrónica permite simplificar enormemente el archivo de toda esta información, eliminando el formato en papel.

En la fig. 16.7. se muestra un ejemplo de una antigua ficha de tratamiento (en papel) para Radioterapia Externa, diseñada por el Servicio de Oncología Radioterápica y el Servicio de Radiofísica del Centro Oncológico de Galicia. En concreto, se muestran las hojas en las que se consigna, resumida, la información que el operador necesita conocer para llevar a cabo el tratamiento, registrando las sesiones dadas y las dosis acumuladas. Esta hoja en papel ha quedado en desuso, debido a la integración de la información en los sistemas informáticos de información oncológica.

Las unidades de teleterapia modernas están conectadas e integradas con las plataformas informáticas mencionadas, recibiendo directamente del sistema de planificación los parámetros geométricos y dosimétricos del tratamiento, de modo que el operador ya no tiene que introducirlos a mano en la consola de la unidad para cada una de las sesiones, agilizando así el procedimiento y evitando posibles errores de transcripción de datos. Este sistema también se encarga de verificar, antes de proceder a la irradiación de cada uno de los campos, que los parámetros en la unidad de radiación coincidan con los parámetros planificados y aprobados. A este sistema de verificación integrado en las unidades de radiación se le conoce como **Sistema de Registro y Verificación R&V** ("Record and Verify", por sus siglas en inglés).

Fig. 16.7.: Modelo de ficha de tratamiento en papel, mostrando la hoja en la que se consignan, entre otros, los datos relativos a la identificación del paciente, la prescripción de dosis, la planificación y los campos de radiación asociados a cada volumen. Esta hoja es el documento que utiliza el operador de la unidad para llevar a cabo el tratamiento, y debe estar revisada y firmada por el oncólogo radioterápico y el radiofísico responsable.

[illegible]

.....

Lugar de Montserrat, s/n · 15009 A Coruña · Tfno 981 287 499 – Ext 285 · radioterapia@cog.es · www.cog.es

Fig. 16.7. (continuación): Modelo de ficha de tratamiento en papel, mostrando la hoja en la que los operadores de la unidad registran las sesiones y las dosis dadas. Cualquier modificación de la planificación prevista debe ser consignada en la ficha de tratamiento.



17. DOSIMETRÍA FÍSICA Y CONTROL DE CALIDAD

La aplicación de los tratamientos de Radioterapia exige la definición y el establecimiento de unos estándares de calidad para cada uno de los procesos que se llevan a cabo, ya sean de tipo administrativo, de tipo médico o de control del equipamiento utilizado.

En relación a esta última cuestión, con anterioridad al comienzo del uso clínico de cada unidad de radiación, es necesario comprobar que el equipamiento completo cumple unos requisitos mínimos de funcionamiento que satisfagan el propósito clínico para el cual se han adquirido (**pruebas de aceptación**).

Además, se hace indispensable recabar todos aquellos parámetros geométricos, mecánicos y dosimétricos necesarios para la planificación de los tratamientos con la calidad que exigen los estándares universalmente aceptados en el campo de la Radioterapia (**pruebas de referencia**).

Una vez establecida la idoneidad del equipamiento y medidos todos los parámetros físicos relevantes, se puede comenzar su uso clínico, y se debe establecer un programa de control de calidad periódico que asegure que las condiciones de funcionamiento se mantengan constantes dentro de un cierto margen tolerable de variación (**pruebas de control de calidad**).

El **Real Decreto 391/2025**, de 13 de mayo, por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de radioterapia, obliga al titular de una instalación de radioterapia a la creación de una **Comisión de Garantía de Calidad**, encargada de la implantación de un **Programa de Garantía de Calidad** que abarque todos los procesos posibles que intervienen en el tratamiento de los pacientes con Radioterapia, incluidas las pruebas de control de calidad de los equipos y de las fuentes productoras de radiaciones ionizantes, así como del software de planificación asociado.

El Real Decreto asigna un papel fundamental a la figura del Radiofísico Hospitalario, que es el responsable de la realización de todas las pruebas relativas a la aceptación, referencia y control de calidad. El conjunto de todas estas pruebas se engloba en lo que se denomina **Dosimetría Física y Control de Calidad** de las unidades de tratamiento.

17.1. Pruebas de aceptación.

Las pruebas de aceptación tienen como finalidad comprobar que el equipamiento adquirido cumple con las especificaciones técnicas ofrecidas por el fabricante en el contrato de compra. Estas pruebas las debe realizar el fabricante en presencia del radiofísico del hospital, una vez instalado el equipo y antes de comenzar su uso clínico. La aceptación con éxito del equipamiento da comienzo al período de garantía.

No se debería comenzar con las pruebas de caracterización del equipamiento (pruebas de referencia), y mucho menos iniciar el uso clínico del mismo, sin haber realizado y completado con éxito las pruebas de aceptación. Si el equipo no es "aceptado", es responsabilidad del fabricante tomar las medidas necesarias para conseguir que cumpla con las especificaciones técnicas



detalladas en el contrato de compra, tras lo cual se requerirá de nuevo la realización de las pruebas de aceptación.

17.2. Pruebas de referencia.

También antes de comenzar el uso clínico del equipamiento y después de la aceptación del mismo, se deben medir todos aquellos parámetros mecánicos, geométricos y dosimétricos que sean relevantes para poder efectuar posteriormente la planificación de los tratamientos, ya sea manualmente o con la ayuda de sistemas computerizados de planificación.

En el caso de las unidades productoras de radiación, al conjunto de las pruebas de referencia se le suele denominar **calibración inicial** de la unidad. La calibración suele ser un proceso largo y laborioso, dependiendo de la complejidad técnica de la unidad de radiación. Por ejemplo, la calibración completa de un acelerador moderno con todas las posibilidades (varias energías, colimación multilámina, intensidad modulada, visión portal, etc) requiere de varias semanas de trabajo, incluyendo la introducción de datos en los sistemas de planificación y cálculo.

Para las unidades de radioterapia externa (unidades de cobalto, equipos de radioterapia superficial y aceleradores) se debe establecer un estado inicial de referencia midiendo los parámetros relativos a:

- geometría de los haces de radiación.
- estabilidad mecánica de los movimientos de la unidad y dispositivos asociados.
- penetración de los diferentes haces clínicos en agua (energía de los haces).
- homogeneidad de los diferentes haces clínicos (perfiles de dosis).
- dosis de referencia en cGy/min o cGy/UM en varias condiciones de referencia.
- funcionamiento de las aplicaciones informáticas relacionadas.
- etc.

En las unidades de braquiterapia, los parámetros relevantes para el establecimiento del estado de referencia inicial son los siguientes:

- tasa de kerma de referencia (TKRA) de todas las fuentes.
- matrices de dosis, parámetros dosimétricos y algoritmos de cálculo para cada una de las fuentes, normalmente suministrados en la literatura existente al respecto.
- características físicas de los aplicadores que influyan en la distribución de dosis.
- parámetros mecánicos y geométricos de las unidades de carga automática diferida ("afterloading").
- etc.

Los valores obtenidos en las pruebas de referencia se integran en los programas de planificación y cálculo (sistemas de planificación), de modo que, aplicados a los datos geométrico-anatómicos de un paciente y de un tratamiento particular, permiten el cálculo de la distribución de dosis y del tiempo de tratamiento (Dosimetría Clínica).



17.3. Pruebas de Control de Calidad.

Una vez efectuadas las pruebas de aceptación y de referencia se establece un programa de control de calidad periódico del equipamiento con el fin de asegurar que las condiciones de referencia establecidas durante las pruebas de referencia se mantienen constantes. Cualquier desviación por encima de ciertos límites bien establecidos (**límites de tolerancia**) precisa de una actuación para restaurar el estado de referencia. Si ello no es posible, entonces habría que tomar nuevas referencias e integrarlas en los sistemas de planificación y cálculo.

El Real Decreto 391/2025 por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de radioterapia establece que se han de definir explícitamente en el Programa de Garantía de Calidad el conjunto mínimo de pruebas que se deben realizar, indicando su periodicidad y las tolerancias permitidas para cada uno de los parámetros relevantes. Se ha de incluir también la referencia a los protocolos, bien sean nacionales o internacionales, en los que dichas pruebas están basadas.

Los equipos de simulación, los sistemas de inmovilización y los sistemas informáticos de planificación y cálculo también han de estar sometidos al programa de control de calidad, ya que su correcto funcionamiento influye de forma decisiva en la consecución de los estándares de calidad deseables para los tratamientos radioterápicos.

Dependiendo del tipo de equipamiento y de la criticidad del parámetro a medir, las pruebas de control de calidad pueden tener diferentes periodicidades (diaria, semanal, mensual, trimestral, anual, ...).

Debido a la gran importancia que tiene en Radioterapia administrar la dosis prescrita con la mínima incertidumbre posible, las tolerancias permitidas son bastante restrictivas.

Algunas de las pruebas de control de calidad son comunes a diferentes unidades de radiación, mientras que otras son específicas de cada unidad en particular. La mayoría de estas pruebas puede realizarlas el operador de la unidad o un técnico de Radiofísica debidamente formado, bajo la supervisión del radiofísico responsable.

Se suelen hacer estas pruebas en unas condiciones geométricas de referencia, de manera que la constancia de los diferentes parámetros medidos en estas condiciones de referencia garantiza normalmente también la constancia de los mismos en otras condiciones de irradiación distintas a las de referencia.

17.4. Equipamiento de control utilizado en las pruebas de control de calidad.

Detectores de radiación.

En un servicio de Radiofísica debe existir al menos un detector que se constituya en el **patrón** de medida de dosis absorbida en niveles de terapia. Este detector ha de ser robusto, fácil de manejar, y proporcionar una lectura de dosis lo más exacta y reproducible posible.



El estándar para la medida de dosis de referencia en Radioterapia Externa es una **cámara de ionización**, normalmente de tipo cilíndrico, con un volumen intermedio, de unos $0,6 \text{ cm}^3$, y que ha sido calibrada externamente en un laboratorio oficial de metrología en radiaciones ionizantes. Por lo tanto, esta cámara dispondrá de coeficientes de calibración muy precisos que permitan una determinación bastante exacta de la dosis absorbida en un punto (cGy) a partir de la carga (nC) recogida por la cámara.

En Braquiterapia se suele utilizar una cámara de ionización de gran volumen, tipo "pozo", para la verificación de la TKRA de las fuentes utilizadas, aunque en ciertos casos también es posible la utilización de alguna de las cámaras cilíndricas utilizadas en Radioterapia Externa. Por supuesto, al igual que en Externa, la cámara utilizada también debe disponer de coeficientes de calibración para cada uno de los modelos de fuente, determinados por un laboratorio oficial de metrología de radiaciones.



Fig. 17.1.: Cámara de ionización tipo Farmer, habitual como cámara patrón en Radioterapia Externa.



Fig. 17.2.: Cámaras "pozo" de referencia para la determinación de la TKRA de las fuentes de Braquiterapia.

El servicio de Radiofísica dispone normalmente de otras cámaras de ionización para Radioterapia Externa, tanto cilíndricas como planas, y con diferentes volúmenes sensibles, que han de estar calibradas respecto a la cámara patrón. Estas calibraciones secundarias se pueden realizar en el propio hospital mediante medidas de intercomparación de cada cámara con la cámara patrón, siguiendo protocolos nacionales o internacionales suficientemente reconocidos en la comunidad científica.

Cualquiera de estas cámaras, asociada a su correspondiente **electrómetro**, pueden ser utilizadas para la determinación de la dosis absoluta en diversos puntos en el interior de un maniquí para un haz de radiación particular. También pueden ser utilizadas para obtener distribuciones de dosis relativas, en forma de perfiles de dosis o rendimientos en profundidad (PDP).

Otro tipo de detectores de radiación muy utilizados para el control de los aceleradores son los de tipo **semiconductor**. Aunque hay sistemas que constan de un detector único de este tipo, hoy en día se tiende a utilizar "arrays" de detectores (tanto de semiconductor como cámaras de ionización), que pueden ser lineales (1D) o en forma de matriz bidimensional (2D). Los arrays permiten obtener, en pocos segundos, perfiles de dosis en una dirección particular o distribuciones planares de dosis. La distancia entre detectores es variable dependiendo del modelo de array (entre 0,3 a 1 cm). Para evaluar distribuciones de dosis con gran modulación espacial de dosis, como sucede en las técnicas de IMRT o VMAT, se necesitan arrays con alta resolución espacial (poca distancia entre detectores).



Fig. 17.3.: Diodos de semiconductor, apropiados para medidas de dosimetría “in vivo”.



Fig. 17.4.: Diodos de semiconductor, apropiados para dosimetría física en haces de electrones y fotones.



Fig. 17.5.: Array 2D de 27x27 cámaras de ionización para medida rápida de distribuciones de dosis en un plano.



Fig. 17.6.: Paquetes conteniendo películas radiográficas especiales para radioterapia, en formato “Ready Pack”, en dos tamaños distintos.

La dosimetría por **película radiográfica** también puede ser utilizada para la obtención de distribuciones de dosis relativas, aunque su manejo es más engorroso que los detectores tipo “array 2D”, ya que se requiere de un revelado posterior a la irradiación y de un análisis de la densidad óptica en cada punto mediante un escáner de película. Las condiciones de revelado de las películas radiográficas son muy críticas, necesitándose determinar además la curva de calibración densidad óptica - dosis cada vez que se realiza una serie de medidas. Estos inconvenientes hacen de la película radiográfica un medio menos versátil que los arrays 2D de detectores, aunque tienen la ventaja de una mayor resolución espacial. Las películas empleadas para control de calidad en Radioterapia son de respuesta más lenta que las habituales para Radiodiagnóstico, y se suministran en formato “Ready Pack” (envueltas en papel a modo de sobre, con dos cartulinas de refuerzo a ambos lados, y listas para usar).

Debido a la eliminación en los hospitales de las reveladoras convencionales de película radiográfica como consecuencia de la implantación de equipos digitales en los servicios de Radiodiagnóstico, las películas radiográficas convencionales han dejado de utilizarse, y se está empleando como sustituto un nuevo tipo de película denominada **película radiocrómica**. Estas películas se autorevelan después de la exposición a radiación y tienen una respuesta más lineal con



la dosis que la película radiográfica convencional. Sin embargo, adolecen de ciertos defectos como puede ser una cierta falta de uniformidad de respuesta.

Para dosimetría "*in vivo*", por ejemplo para la técnica de irradiación de cuerpo entero, en el mercado se encuentran actualmente detectores de pequeño tamaño para poder adaptarlos al paciente en numerosas localizaciones. Tradicionalmente se han venido utilizando diodos semiconductores convencionales, pero ya están disponibles detectores de **diamante** o de tipo "**MOSFET**" ("Metal Oxide Semiconductor Field Effect Transistor"), más pequeños todavía, y que ofrecen ventajas tales como mayor resolución espacial, independencia de la tasa de dosis y de la temperatura, y también baja dependencia angular.



Fig. 17.7.: "Chips" de material TLD, utilizados para control de calidad y dosimetría "*in vivo*". Nótese su pequeño tamaño comparado con el de la punta de un lápiz, lo que les hace adecuados para zonas de moderado gradiente de dosis.

Otro tipo de detectores que se puede utilizar para dosimetría "*in vivo*" son los de tipo **TLD** (termoluminiscencia), de fácil manejo, pero que tienen la desventaja de una lectura diferida de la dosis, necesitando además un equipo especial para dicha lectura.

Maniquíes.

El equipo estándar para la obtención de perfiles de dosis y rendimientos en profundidad en un acelerador lineal es un **sistema analizador de haces**, popularmente conocido como "**cuba de agua**" (fig. 17.8.), con uno o varios detectores asociados (cámaras de ionización o semiconductores). Consiste en un tanque que se llena de agua y en donde se monta un sistema de detección de radiación, normalmente una cámara de ionización de pequeño volumen. El sistema está automatizado mecánicamente para conseguir colocar la superficie del agua a una DFS elegida, y el detector a una profundidad de referencia bajo el agua. El detector va montado en la cuba sobre unos raíles que permiten su movimiento en las tres direcciones del espacio. Por otra parte, la cuba va conectada a un ordenador exterior desde donde, a través de un software apropiado, se pueden programar "barridos" de dosis relativa en múltiples direcciones, en particular, barridos verticales en profundidad y barridos horizontales a diferentes profundidades.

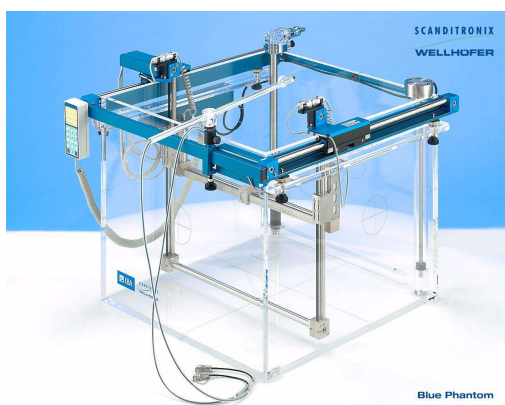


Fig. 17.8.: Sistema analizador de haces (“cuba de agua”), con sistema automático para el movimiento remoto del detector.



Fig. 17.9.: Láminas de “agua sólida” de distintos tamaños y espesores. Nótese como alguna de ellas dispone de alojamiento para cámara de ionización cilíndrica.

Para la medida de dosis absoluta se puede utilizar el sistema anterior, o mejor cubas de agua más pequeñas y versátiles que no necesitan tener un sistema de movimiento del detector, sino que lo sitúan en un alojamiento fijo bajo determinada profundidad de agua.

Incluso, la dosis absoluta se puede obtener también utilizando maniquíes sólidos que simulen en todo lo posible las propiedades del agua líquida en cuanto a atenuación y dispersión de la radiación en ellos. Materiales plásticos “equivalentes” a agua muy utilizados para este propósito tienen nombres comerciales como “**agua sólida**” o “**agua plástica**” (fig. 17.9.), y permiten la determinación de la dosis absorbida en un punto de referencia en agua sin apenas introducir factores de corrección plástico-agua. Un maniquí de agua plástica o sólida suele estar compuesto de varias láminas de espesores variables, algunas de las cuales disponen de alojamiento apropiado para muchos de los modelos de cámaras de ionización disponibles en el mercado. Este tipo de maniquíes sólidos son mucho más manejables y cómodos que los tradicionales maniquíes de agua líquida, por lo que su utilización para determinar la dosis absoluta en condiciones de referencia es generalizada en los servicios de Radiofísica.

Existen también **maniquíes antropomórficos** (fig. 17.10.) con la forma de partes del cuerpo humano (o de todo él), y con múltiples alojamientos para introducir en ellos detectores de pequeño tamaño, como cámaras de ionización, diodos semiconductores, TLD, MOSFET, etc. Algunos de ellos también simulan las densidades de los tejidos y órganos internos, resultando muy útiles para verificar condiciones de irradiación clínica particulares y obtener la dosis absorbida en gran variedad de localizaciones anatómicas. Incluso los hay que permiten la inserción de película radiográfica en su interior, normalmente en un corte transversal, para la obtención de distribuciones de dosis relativas. Este tipo de maniquíes se han convertido en un estándar para la verificación dosimétrica en cierto tipo de tratamientos, como los realizados con las técnicas IMRT, VMAR o Radiocirugía.

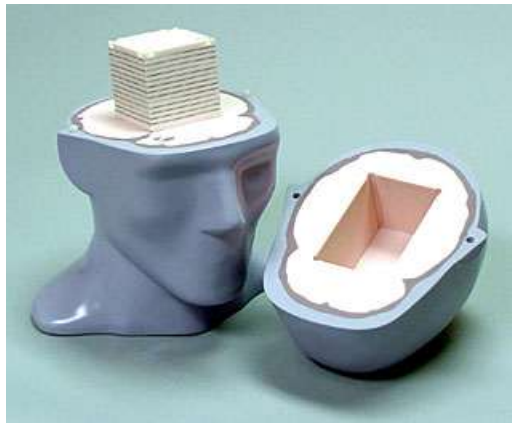


Fig. 17.10.: Maniquí antropomórfico de cráneo con alojamientos para detectores TLD y película radiográfica de pequeño formato, apropiado para control de calidad en la técnica de Radiocirugía.



Fig. 17.11.: Maniquí no antropomórfico con posibilidad de alojamiento para cámara de ionización y para película radiográfica, apropiado para control de calidad en las técnicas IMRT / VMAT.

Útiles de comprobación geométrica y mecánica.

Aparte de los controles dosimétricos, las unidades de Radioterapia Externa necesitan de controles específicos para evaluar la geometría de los haces de radiación y la estabilidad de los movimientos de la unidad y de la mesa de tratamiento. Las unidades de Braquiterapia (proyectores automáticos de fuentes) también precisan de controles que aseguren su estabilidad mecánica, seguridad radiológica y exactitud de posicionamiento de las fuentes.

Existen en el mercado numerosos sistemas (**maniqués de comprobación geométrica**), más o menos sofisticados, que facilitan la realización de estos controles, aunque la mayoría de estas pruebas se puede efectuar con útiles tan simples como papel milimetrado, regla calibrada, nivel o película radiográfica.



Fig. 17.12.: Maniquí de verificación y alineación geométrica y mecánica.



Hoy en día, tanto las unidades de radiación de Radioterapia Externa como las de Braquiterapia (proyectores automáticos) se suministran por parte del fabricante con algunos complementos para la realización de diferentes pruebas de control de calidad específicas de cada máquina. Estos complementos incluyen software específico, maniquíes, dispositivos de comprobación geométrica, etc.

17.5. Pruebas de control de calidad.

Las pruebas de control de calidad del equipamiento de un servicio de Oncología Radioterápica deben estar contempladas en el Programa de Garantía de Calidad. El Real Decreto 391/2025 por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de radioterapia, establece un número mínimo de pruebas que se deben realizar, especificando su periodicidad y la tolerancia admitida.

Seguidamente se enumeran las pruebas más importantes a llevar a cabo en cada una de las unidades de radiación:

Cobaltoterapia:

Se debe comprobar, con la periodicidad que se haya establecido para cada una de las pruebas, la exactitud, constancia o buen funcionamiento de los siguientes parámetros relevantes:

- indicador luminoso de distancias (telémetro).
- indicadores de tamaño de campo en el isocentro.
- coincidencia del campo luminoso con el de radiación.
- eje de rotación del colimador (isocentro mecánico del colimador).
- eje de giro del gantry (isocentro mecánico del gantry).
- eje de giro de la mesa (isocentro mecánico de la mesa).
- alineación de los láseres en el isocentro de la unidad.
- movimientos vertical, transversal y longitudinal de la mesa.
- indicaciones angulares y lineales de movimientos.
- calibración dosimétrica del haz de referencia en términos de dosis/tiempo (cGy/min).
- temporizador de la unidad (reloj de tiempos de tratamiento).
- posicionamiento de los diversos accesorios (bandejas, cuñas, ...).
- sistemas de seguridad radiológica del paciente y del personal de operación.
- software asociado.
- etc.

Aceleradores lineales:

Las pruebas de control de calidad descritas para las unidades de cobaltoterapia también son aplicables a los aceleradores lineales, ya que poseen una geometría y unos movimientos similares. Además, en los aceleradores lineales se deben efectuar pruebas de control de calidad referentes a:



- sistema de colimación multilámina (posicionamiento, estabilidad y velocidad de las láminas).
- calibración de las cámaras monitoras en términos de cGy/UM para cada energía nominal.
- uniformidad de haces (planidad y simetría de los perfiles de dosis).
- energía de los haces (porcentaje de dosis en profundidad para cada energía nominal).
- linealidad de las UM.
- linealidad de las diferentes tasas nominales.
- constancia de la calibración de las cámaras monitoras en función del giro del gantry.
- calibración mecánica y de imagen de los sistemas de visión portal y de IGRT.
- etc.

Simuladores:

En general son aplicables las pruebas de carácter mecánico y geométrico descritas para las unidades de cobalto y aceleradores. Además, se deben verificar los sistemas de grafía y escopia de modo que los campos visualizados coincidan con las marcas externas de localización en el paciente.

Braquiterapia:

Se deben verificar periódicamente los siguientes aspectos de este tipo de equipamiento:

- actividad o tasa de kerma nominal de cada una de las fuentes utilizadas.
- temporizadores de cada canal de proyección en los proyectores automáticos de fuentes.
- sistemas de seguridad radiológica.
- integridad física de los aplicadores y las fuentes.
- trayecto de las fuentes en las guías y en los aplicadores para los proyectores automáticos de fuentes.
- localización de las fuentes en los aplicadores.
- estabilidad mecánica de los accesorios utilizados.
- etc.

Por otra parte, también son obligatorias las pruebas de control de calidad periódicas en los sistemas informáticos de planificación y cálculo, en los sistemas de inmovilización y, en general, en todo aquel equipamiento utilizado auxiliarmente para administrar los tratamientos en Radioterapia.

Los propios equipos medidores de radiación que se utilizan para la Dosimetría Física también deben pasar controles de calidad periódicos para comprobar su correcto funcionamiento; en concreto, la estabilidad de su respuesta en el tiempo. Esto se consigue con el empleo de **fuentes de comprobación de estabilidad**, que son fuentes radiactivas de muy baja actividad y de larga vida media a las que se expone en condiciones geométricas reproducibles el detector objeto de control, debiendo ofrecer una lectura de ionización que se debe mantener estable a lo largo del tiempo (la lectura se corrige por el decaimiento de la fuente y por las condiciones ambientales de presión y temperatura).



El equipo dosimétrico de referencia (cámara de ionización) que constituya el patrón local de dosis absorbida en la instalación ha de someterse a calibraciones periódicas en un laboratorio oficial acreditado para la metrología de radiaciones ionizantes. Este laboratorio proporcionará un certificado de calibración para dicho equipo en términos de dosis por unidad de carga recogida (cGy/nC) para una energía de referencia (normalmente la energía del Co-60). Todos los demás equipos dosimétricos utilizados en la instalación han de referenciarse a dicho patrón mediante medidas de comparación.



18. TÉCNICAS MODERNAS DE RADIOTERAPIA

En este capítulo se describen diferentes técnicas utilizadas en radioterapia externa con los aceleradores lineales y que, en los últimos años, han pasado de ser técnicas especiales (e incluso experimentales) empleadas solo en unos pocos centros, a ser prácticamente técnicas estándar en la mayoría de los servicios de Oncología Radioterápica. Queda fuera del alcance de este libro la Protonterapia, técnica todavía muy especializada y que está adquiriendo cada vez mayor protagonismo, que seguramente será incluida en futuras versiones del documento.

También se incluyen otras técnicas que, teniendo ya más historia (incluso varias décadas), se consideran "especiales" por ser empleadas solo en un número reducido de hospitales, bien sea por su complejidad y dificultad de implantación, bien sea por el número relativamente reducido de pacientes que pueden verse beneficiados por ellas.

Las técnicas descritas no son excluyentes unas frente a otras, sino que pueden combinarse dos o más en la planificación, verificación y ejecución de un mismo tratamiento. Algunas se refieren al modo con el que el acelerador lineal puede impartir la radiación (llamémoslas "técnicas de tratamiento"), mientras que otras se relacionan más bien con el modo en que se asegura la correcta colocación del paciente en la unidad de radiación y/o con el modo de verificación de la posición del mismo antes y durante el tratamiento, empleando diversos sistemas y técnicas de imagen.

En la mayoría de las ocasiones, el empleo de una técnica de tratamiento dada (VMAT, SRS, ...) lleva automáticamente implícita la utilización de una técnica moderna de colocación del paciente (SGRT, ...) y de verificación de la posición del tumor (IGRT, ...). Así, por ejemplo, cuando decimos que un tratamiento particular es una SBRT, estamos dando por sentado, aunque no lo digamos expresamente, que se realiza aplicando una técnica de imagen IGRT y/o SGRT.

Solemos referirnos a todas estas técnicas mediante las siglas de la definición dada para ellas en inglés:

Técnicas modernas de tratamiento:

- **IMRT** (Radioterapia de Intensidad Modulada, "*Intensity Modulated RadioTherapy*").
- **VMAT** (Arcoterapia Volumétrica, "*VoluMetric Arc Therapy*").
- **DIBH** (Inspiración Profunda Mantenido, "*Deep Inspiration Breath Hold*").

Técnicas especiales de tratamiento:

- **SRS** (Radiocirugía Estereotáctica Craneal, "*Stereotactic RadioSurgery*").
- **TBI** (Irradiación Corporal Total con fotones, "*Total Body Irradiation*").
- **TSI** (Irradiación Total de Piel con electrones, "*Total Skin Irradiation*").



- **RIO** (Radioterapia IntraOperatoria con electrones).

Técnicas modernas de imagen y posicionado del paciente:

- **IGRT** (Radioterapia Guiada por Imagen, "**Imaged Guided RadioTherapy**").
- **SBRT** (Radioterapia Estereotáctica Corporal, "**Stereotactic Body RadioTherapy**").
- **SGRT** (Radioterapia Guiada por Superficie, "**Surface Guided RadioTherapy**").

Aunque no se trata de una técnica de radioterapia externa, se incluye al final del capítulo también una técnica especial de Braquiterapia, que es el **implante permanente de fuentes radiactivas de baja tasa de dosis** (comúnmente llamadas "*semillas*" por su reducido tamaño) para el tratamiento del cáncer de próstata no diseminado.



18.1. Radioterapia de Intensidad Modulada (IMRT).

La Radioterapia Externa 3D conformada convencional con fotones hace uso de haces de radiación uniformes. Esto quiere decir que la intensidad de salida (**fluencia de radiación**) es homogénea espacialmente en la zona del campo abierto, a no ser que se utilicen cuñas, en cuyo caso hay una "modulación" de intensidad en la dirección de la cuña (los haces FFF también son intrínsecamente no uniformes). En muchos casos, sobre todo cuando existen órganos de riesgo adyacentes al volumen blanco, interesa que las curvas de isodosis adquieran una forma cóncava que rodee al volumen blanco evitando el órgano de riesgo (por ejemplo, la pared rectal en un tratamiento de próstata). Esta forma cóncava de las isodosis es imposible de conseguir con la radioterapia 3D conformada convencional, aún con la utilización de cuñas o de haces FFF, por muchos haces de radiación que se empleen. Sería necesario que cada uno de los campos de tratamiento pudiese diseñarse con una fluencia heterogénea espacialmente, es decir, que puntos diferentes situados bajo un mismo haz pudiesen recibir dosis diferentes de ese haz. A esto se le llama "**modulación de intensidad del haz**", y es posible conseguirla con los aceleradores lineales de electrones mediante diversos sistemas de modulación que se han ido desarrollando en los últimos años.

Mediante la modulación de intensidad, y utilizando un número suficiente de haces con diferentes incidencias angulares, se puede conseguir una distribución de dosis mucho más optimizada en el volumen blanco y en los órganos críticos que la conseguida con cualquiera de las técnicas tradicionales en radioterapia externa, incluyendo la radioterapia 3D conformada. Esto permite "**escalar**" la dosis en el volumen blanco sin aumentar la probabilidad de complicaciones en el tejido sano.

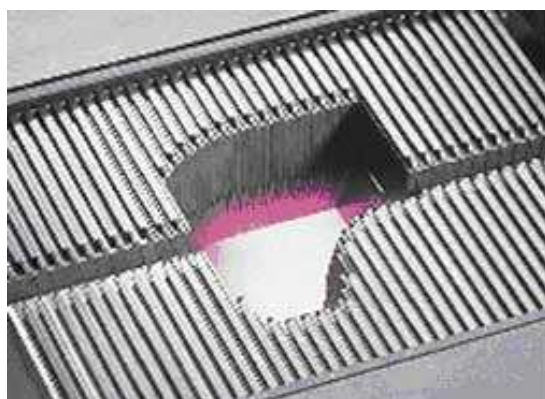


Fig. 18.1.: Colimador multilamina (MLC).

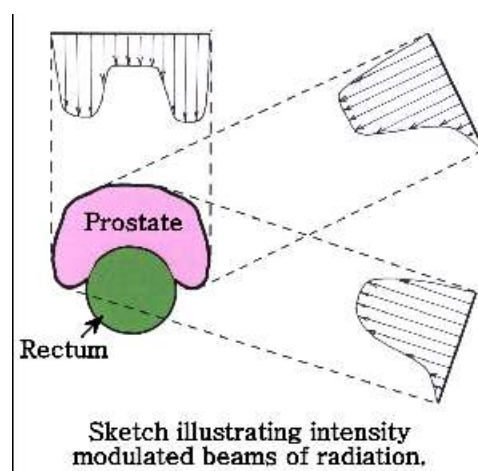


Fig. 18.2.: Tratamiento de próstata con IMRT. Nótese la modulación de intensidad diferente para cada haz, dando menos dosis en la proyección del órgano crítico (recto).

La técnica IMRT está indicada para el tratamiento de tumores en múltiples áreas anatómicas en donde el volumen blanco se sitúa muy próximo a órganos de riesgo. Las localizaciones más habituales son las de cabeza y cuello, próstata, pulmón o esófago. Se trata de una técnica complicada, ya que requiere mucho tiempo de planificación previa, de cálculo, de verificación del tratamiento y de control de los componentes críticos del acelerador que influyen en la modulación de intensidad de los haces. Es por ello que a veces, dependiendo de las posibilidades del servicio,



no se puede aplicar a todos los pacientes en los que podría estar indicada, requiriéndose una cuidadosa selección de los mismos.

La forma de conseguir un haz de radiación modulado depende del modelo de acelerador. La IMRT "convencional" hace uso de la capacidad dinámica del colimador multilamina (MLC), de modo que a lo largo de la irradiación cada una de las láminas se va moviendo y situando en ciertas posiciones previamente calculadas. De esta manera, ciertos puntos del volumen irradiado recibirán más dosis que otros para un mismo haz de radiación, formando un patrón de modulación de dosis particular. Al cabo de la sesión con todos los campos, la dosis sumada en cada punto será tal que se consiga una distribución óptima, tanto en el volumen blanco como en los órganos críticos.

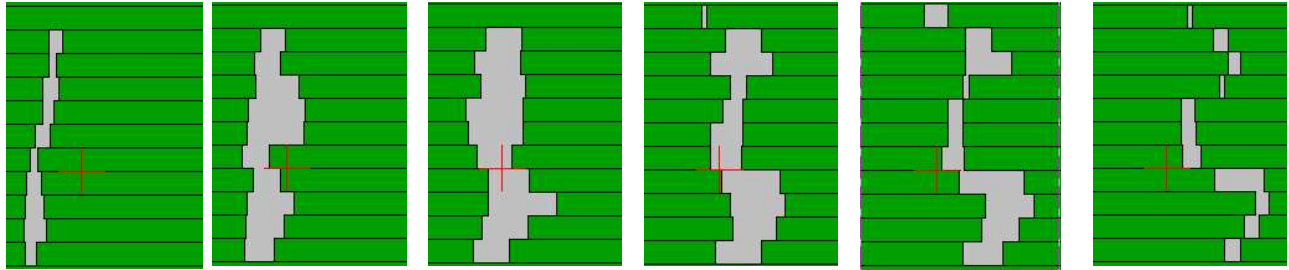


Fig. 18.3.: Secuencia de movimiento de cada una de las láminas en un campo de tratamiento de IMRT "sliding window" de cabeza y cuello.

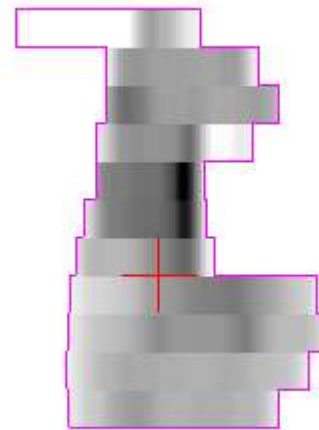


Fig. 18.4.: Patrón modulado de irradiación (fluencia) para la secuencia mostrada en la fig. 18.3.

Evidentemente, el patrón de fluencia de cada campo ha sido previamente calculado para conseguir el objetivo de optimización que se persigue. Esto se logra mediante el uso de potentes programas informáticos de planificación. La llamada "**planificación inversa**" consiste en diseñar previamente unas entradas de haces y definir unas condiciones requeridas para la distribución de dosis en cada volumen (por ejemplo, definiendo puntos "ideales" en histogramas dosis-volumen). A partir de estas condiciones, el software de planificación intenta encontrar la modulación de intensidad óptima de cada uno de esos campos que mejor se adapte a esas condiciones. Una vez aceptadas esas modulaciones (fluencias óptimas), el propio sistema de planificación se encarga de calcular cómo se deben mover las láminas para reproducir lo más fielmente posible la modulación de intensidad calculada. Nótese que con esta técnica, a diferencia de la convencional, parte del volumen blanco puede quedar "bloqueado" por las láminas en algún momento durante la irradiación, sin que ello resulte en una infradosificación del mismo.



La distribución de la dosis en el paciente es extremadamente dependiente de la exactitud en el posicionamiento de cada lámina. Errores de posicionamiento de solo décimas de milímetro pueden provocar errores de varios puntos porcentuales en la dosis suministrada. Por ello, a diferencia de las técnicas de radioterapia externa convencionales, se suele verificar cuidadosamente mediante medidas en maniquí cada uno de los tratamientos antes de aplicarlo al paciente. El sistema de colimación multilámina exige unos controles más rigurosos que los habituales para una técnica "estática".

Actualmente hay diversas modalidades de IMRT, dependiendo de las características funcionales de cada modelo de acelerador, y también de las capacidades del software de planificación y cálculo. Así, se puede distinguir entre la IMRT con campos estáticos y la IMRT con campos de arcoterapia, que a su vez puede ser **IMAT** ("Intensity Modulated Arc Therapy") o **VMAT** ("Volumetric Modulated Arc Therapy"). La VMAT se describe con más detalle en un apartado separado más adelante.

En la **IMRT con campos estáticos** (también llamada IMRT convencional) el gantry no se mueve mientras se produce la irradiación. Los tratamientos suelen consistir en varios haces a diferentes angulaciones, para cada uno de los cuales la modulación del haz se consigue con el movimiento de las láminas del MLC, pero permaneciendo siempre el gantry estático mientras se produce la radiación.

Dentro de la IMRT con campos estáticos hay dos submodalidades, atendiendo a si las láminas del MLC se mueven o no al mismo tiempo que se está irradiando:

- IMRT por segmentos o "**Step and Shoot**": en cada haz (caracterizado por un ángulo definido del gantry) se suceden de manera sucesiva múltiples subcampos, muchos de ellos más pequeños que el área total que se pretende irradiar, y cada uno con una conformación del MLC diferente, de modo que las contribuciones de todos ellos se suman para proporcionar una fluencia total acumulada no uniforme (modulada). Al finalizar las UM correspondientes a cada segmento la irradiación se interrumpe, el MLC cambia de conformación para el siguiente segmento y, solo cuando las láminas están correctamente posicionadas, se irradian las UM correspondientes a ese segmento, y así sucesivamente (de ahí el nombre de "step and shoot") hasta completar todos los segmentos del haz en cuestión. Seguidamente se ha de girar el gantry de la unidad para irradiar los segmentos del siguiente haz, y así para todos los haces.

En la modalidad "step and shoot" las láminas permanecen estáticas cuando hay irradiación, y solo se mueven para conformar el siguiente segmento cuando no hay irradiación. El cambio de un segmento a otro se produce de manera automática al cumplirse las UM programadas en cada segmento, sin requerir la intervención del operador. Solo cuando hay que girar el gantry para irradiar segmentos en otra angulación es preciso que actúe el operador en la consola de tratamiento. Esta modalidad de IMRT suele requerir de muchas UM por cada haz, lo que hace que la sesión de tratamiento se haga muy larga, sobre todo en relación a tratamientos convencionales o a la IMRT dinámica.

- IMRT dinámica o "**Sliding Window**" ("ventana deslizante"): en esta modalidad las láminas del MLC se mueven al mismo tiempo que se está produciendo la irradiación. El sentido del movimiento es siempre el mismo para todas las láminas, siendo variable la velocidad



individual de cada una de ellas en cada instante. Es decir, cada lámina se mueve de un lado a otro del campo, sin retroceder, y modificando su velocidad de manera que deja un espacio variable o "gap" con su lámina opuesta. De ahí el aspecto visual de "ventana deslizante" que presenta el conjunto de los gaps durante la irradiación (véase fig. 18.3.). Además, también es variable la tasa de dosis, otro parámetro dinámico que contribuye a optimizar la distribución de dosis impartida al paciente (la palabra "dinámico" hace referencia a un movimiento o cambio en alguno de los parámetros de funcionamiento del acelerador al mismo tiempo que se irradia). Las UM requeridas para lograr un mismo grado de modulación del haz son menores en la modalidad "sliding window" que en la "step and shoot", lo que redunda en una mayor eficiencia de la máquina y en un menor tiempo de irradiación por sesión de tratamiento.

La **Arcoterapia Dinámica (IMAT, "Intensity Modulated Arc Therapy")** es una modalidad avanzada de IMRT, también con colimador multilámina dinámico, en la que el gantry rota continuamente durante la irradiación al mismo tiempo que se produce el movimiento de las láminas, las cuales conforman el haz en todo momento respecto al contorno del volumen tumoral (a diferencia de la **VMAT**, explicada en el siguiente apartado, en la cual el patrón de movimiento de las láminas no sigue la contorno del volumen tumoral).

La **Tomoterapia** (véase capítulo 10) emplea también la técnica de IMRT, pero en un diseño totalmente diferente de acelerador (tipo TAC), en el cual el paciente se irradia en "rodajas". Se utiliza un sistema de colimación multilámina "binario", en el cual cada lámina solo puede tener dos posiciones posibles ("abierta" o "cerrada"). Combinándolo con una rotación continua del gantry y con el movimiento longitudinal de la mesa, las posibilidades que ofrece para optimizar la dosis son mayores que con la IMRT convencional.



18.2. Arcoterapia Volumétrica (VMAT).

La terapia de arco volumétrico modulado, o arcoterapia volumétrica (VMAT, por sus siglas en inglés) es un tipo de radioterapia externa guiada por imagen empleada en los aceleradores lineales modernos, que viene a ser una evolución de la IMRT convencional.

Mientras que la IMRT hace uso de haces estáticos (es decir, durante la irradiación al paciente no se mueve ni el gantry, ni el colimador, ni la mesa, y solo varían las posiciones de las láminas del colimador MLC, tal como se ha explicado en el apartado anterior), en la VMAT, además del componente dinámico del MLC que se mantiene, también es posible el movimiento de giro de gantry durante la irradiación. No solo eso, sino que la velocidad del giro del gantry es variable, y la tasa de dosis suministrada por el acelerador también puede variar.

Es decir, con la VMAT se incrementan sustancialmente los "grados de libertad" disponibles para el suministro de la dosis terapéutica. Mientras con la IMRT solo se mueven durante la irradiación las láminas del colimador multilámina (MLC), con la VMAT se añaden al comportamiento "dinámico" los siguientes parámetros de irradiación:

- Ángulo de gantry (con velocidad variable).
- Tasa de dosis instantánea (variable desde un valor mínimo a un valor máximo).

Con VMAT, el colimador de hojas múltiples (MLC) moldea continuamente la forma del haz de radiación. La cabeza del acelerador gira alrededor del paciente y emite su radiación de forma continua. Cada rotación se llama arco. Puede ser un arco parcial o un arco 360°. Y se puede irradiar solo con un arco o con varios.

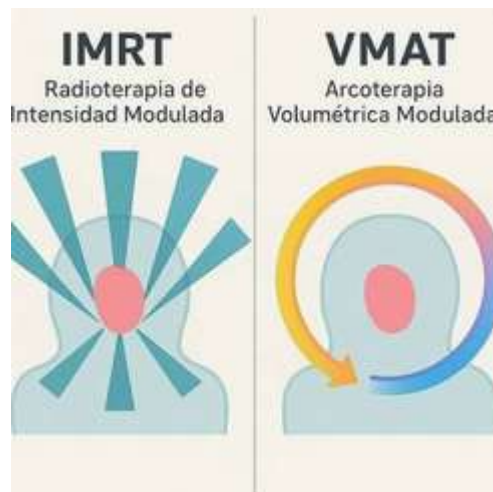


Fig. 18.5.: Diferencia entre la IMRT y la VMAT.

Al igual que con la IMRT, la forma del haz no es conformada al contorno del volumen tumoral, sino que va adaptando su forma dinámicamente para cada ángulo del gantry, irradiando parcialmente el volumen blanco en cada angulación, pero de manera que un "defecto" de dosis en un ángulo se compensa con un "exceso" en otros ángulos, y tras completar el arco o los arcos planificados se



consigue que la dosis al volumen de tratamiento sea la prescrita, y se minimiza además la dosis en los tejidos circundantes.

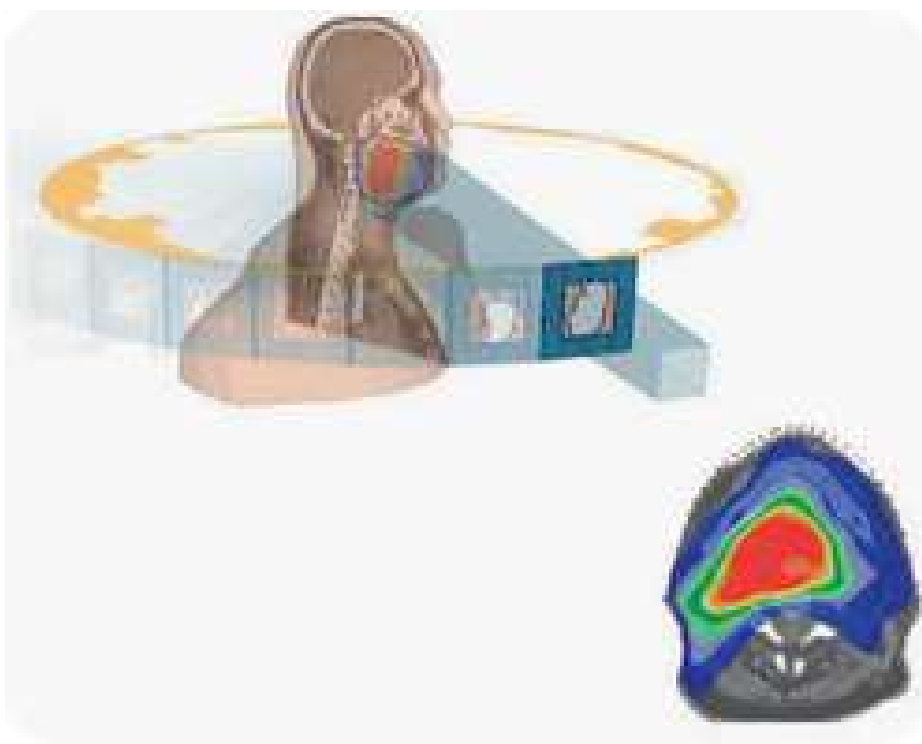


Fig. 18.6.: Irradiación VMAT con arco completo 360° en un caso de tumor en cabeza y cuello. Obsérvese la diferente apertura (fluencia) que ofrece el MLC a la radiación para cada ángulo de giro del gantry

El acelerador empleado para VMAT ha de disponer de la posibilidad de irradiar mediante esta técnica. Mientras los aceleradores más antiguos solo son capaces de suministrar haces estáticos (algunos incluso no disponen de IMRT), los más modernos incluyen la VMAT de serie.

El incremento de los grados de libertad para conformar el haz de radiación permite optimizar mucho mejor las distribuciones de dosis en los volúmenes tumorales y, sobre todo, en los volúmenes de riesgo y tejido sano, que se benefician de una sustancial rebaja de dosis absorbida en relación con otras técnicas más tradicionales, como la radioterapia 3D conformada o incluso la IMRT con haces estáticos.

La principal ventaja es la reducción del tiempo de irradiación en cada sesión de tratamiento. Otras ventajas incluyen:

- Entrega eficiente y precisa.
- Se administran dosis más bajas de radiación al tejido normal.
- Menos efectos secundarios.



Evidentemente, y al igual que sucede con la IMRT, el diseño de los haces VMAT es muy complejo e imposible de realizar de una forma directa por parte del dosimetrista en base a su propia intuición. Es tal la cantidad de parámetros que pueden variar (velocidad del gantry, tasa de dosis, movimientos de las láminas del colimador MLC) que se hace imprescindible la planificación y cálculo mediante complejos programas de simulación (integrados en los sistemas de planificación), en los cuales un algoritmo de optimización intenta conseguir los parámetros de irradiación más adecuados a partir de unas condiciones de dosis dadas que se le presentan, tanto para los volúmenes tumorales como para los órganos de riesgo y el tejido sano. Este tipo de planificación, en el que un algoritmo intenta conseguir los parámetros de irradiación óptimos a partir de unas condiciones de dosis que toma como base, ya hemos visto que se llama "**optimización inversa**".

A pesar de que el algoritmo de planificación para VMAT es la clave para el diseño de los haces VMAT, ello no quiere decir que el papel del técnico dosimetrista no sea tan importante como en la planificación "directa" de la técnicas más tradicionales de 3D conformada. En VMAT el dosimetrista ha de guiar directamente el proceso de optimización, definiendo volúmenes auxiliares, dosis sobre los mismos y "pesos" de importancia, que, aunque no tienen sentido clínico, dirigen al algoritmo para modelar la distribución de dosis de acuerdo con lo deseado.

La VMAT puede ir en combinación con haces sin filtro (FFF), lo cual redundará en una mayor rapidez en el suministro de una dosis dada al paciente en cada sesión, minimizando la posibilidad de movimiento inadvertido del paciente durante la sesión (movimiento "intrafracción"). O también, a igualdad de tiempos respecto a una técnica convencional, permite impartir una mayor dosis por sesión, lo cual se aprovecha para tratamientos hipofraccionados (pocas fracciones) o incluso de sesión única, como suele ser típico en los tratamientos de Radiocirugía.

VMAT es una de las formas más rápidas de administrar radiación. Hay dos razones principales:

- Con VMAT se utiliza una tasa de dosis más alta (cantidad de radiación administrada por segundo) y una velocidad de gantry más rápida.
- La máquina no tiene que detenerse y arrancar en muchos ángulos de haz diferentes, como lo hace con otros tipos de técnicas estáticas.

La VMAT se utiliza en conjunto con la IGRT (véase más adelante, en el apartado correspondiente), que es una técnica de imagen para colocar de forma precisa al paciente respecto al isocentro y que el volumen tumoral se encuentre, respecto al haz de radiación, en el punto preciso con un margen de error de pocos milímetros (o incluso sub-milimétrico, dependiendo del tipo de tratamiento).

La VMAT es muy útil cuando el tumor se localiza muy cerca de órganos críticos. Algunos ejemplos de las localizaciones tumorales que más se benefician de la VMAT son:

- Cánceres de cabeza y cuello.
- Tumores cerebrales.
- Cánceres GI (gastrointestinales).
- Cánceres de próstata.
- Cánceres de pulmón.



18.3. Inspiración Profunda Mantenida (DIBH).

La técnica de Inspiración Profunda Mantenida (DIBH, "Deep Inspiration Breath Hold") no es más que un tipo de VMAT aplicada a casos en los que la respiración del paciente puede suponer una complicación para la localización espacial correcta de volúmenes blanco y de órganos críticos. Se trata de irradiar el tumor manteniendo el paciente la fase de respiración máxima, o próxima a ese máximo. De esta manera, se consiguen simultáneamente dos objetivos:

- Inmovilizar, hasta cierto punto, la anatomía del paciente, debido a que el movimiento por respiración se suprime o se minimiza bastante. Esto ayuda a localizar mejor la zona a irradiar y reducir márgenes para la definición del volumen blanco de planificación (PTV) y, consecuentemente, reducir el volumen de tejido sano que pueda recibir dosis altas.
- En ciertos casos, como en tratamientos de mama, se logra una separación mayor entre volumen blanco (mama) y órganos de riesgo (pulmón, corazón) respecto a una técnica VMAT convencional en respiración libre, disminuyendo la dosis en dichos órganos.

La DIBH es una técnica cada vez más utilizada para tratar el cáncer de mama, aunque otras localizaciones (como el pulmón) pueden beneficiarse igualmente. Esta técnica implica que el paciente respire profundamente y mantenga la respiración durante el tratamiento, lo que ayuda a mantener el tumor en una posición fija y a proteger los tejidos sanos circundantes.

La complejidad estriba en lograr que el paciente mantenga la fase de respiración adecuada durante todo el tiempo de irradiación. Por supuesto, la toma de imágenes TC para planificación se ha de hacer también con el paciente manteniendo dicho estado de respiración.

Existen diversos métodos para lograr mantener la respiración, siendo la SGRT (radioterapia guiada por la detección de la superficie del paciente) el más utilizado. La técnica SGRT se explica más adelante en este mismo capítulo.



Fig. 18.7.: Tratamiento de mama con DIBH. Se emplea en este caso la técnica SGRT para monitorear en tiempo real la superficie corporal. El paciente mantiene la respiración en fase de inspiración profunda, la cual se representa en una gráfica que el propio paciente visualiza en una pequeña pantalla, lo que le ayuda a saber si lo está haciendo correctamente e incluso modificar suavemente su estado de respiración para adaptarse nuevamente a la fase de referencia tomada en el TC de planificación.



18.4. Radiocirugía Estereotáctica Craneal (SRS).

La Radiocirugía, también denominada Radiocirugía Estereotáctica, es una forma muy precisa de Radioterapia. A pesar de su nombre, la Radiocirugía en realidad no implica una cirugía, sino que utiliza haces de radiación muy focalizados (rayos gamma, rayos X o protones) para tratar tejidos cancerosos sin realizar incisiones quirúrgicas ni cortes.

La Radiocirugía se denomina "cirugía" porque constituye un tratamiento de radioterapia de unas pocas sesiones que produce resultados similares a los de un procedimiento quirúrgico. Se emplea para el tratamiento de tumores craneales de reducido tamaño (metástasis múltiples, en algunos casos) y en algunas lesiones de los vasos sanguíneos, como la malformación arteriovenosa (AVM, por sus siglas en inglés).

La SRS puede administrarse de forma fraccionada en pocas sesiones ("fSRS"), o en fracción única. Debido al pequeño tamaño de las lesiones a tratar, y teniendo en cuenta que un objetivo fundamental es la preservación del tejido sano cerebral, la SRS ha de realizarse en combinación de técnicas IGRT de imagen y de localización muy precisas, que aseguren la deposición de la dosis con un margen de incertidumbre del orden de 1 mm o menos.

Aunque últimamente se está introduciendo para el tratamiento radioquirúrgico la radioterapia de protones (protonterapia), los sistemas tradicionales siguen conservando su funcionalidad, entre los cuales se destacan el acelerador lineal convencional adaptado a la técnica, la unidad "Gamma Knife" y el acelerador robótico "Cyber Knife". Estos dos últimos se explican en el capítulo 10 de este documento. Se muestra a continuación una breve descripción de la técnica para el caso de un acelerador lineal adaptado:

Acelerador lineal adaptado a Radiocirugía.

El tratamiento de Radiocirugía que puede proporcionar un acelerador lineal se diferencia del correspondiente al Gamma Knife en que los haces de radiación se desplazan alrededor del paciente, focalizándolos en el tumor, por medio de un movimiento conjunto de gantry y de giro de mesa isocéntricos. Por este motivo, estos sistemas pueden tratar tumores y zonas afectadas de mayor tamaño que el Gamma Knife. Además, con este sistema es posible tratar otras zonas aparte del cerebro, como tumores localizados en pulmón.



Fig. 18.8.: Tratamiento de radiocirugía en un acelerador convencional. Obsérvese la utilización de un colimador especial y la combinación de giro de gantry y giro de mesa para radiar la lesión en "arcos" no coplanares.



En los aceleradores más modernos, adaptados a la modalidad de radiocirugía, se utiliza para la colimación del haz el propio sistema multilámina (MLC) que incorpora el acelerador, o bien un sistema micro-multilámina desmontable que se acopla convenientemente en el cabezal de la unidad. Se requiere una precisión submilimétrica en la localización de la lesión o lesiones, además de una inmovilización absoluta del cráneo del paciente (sobre todo en casos de tratamientos no fraccionados, de sesión única). Hoy en día se hace uso de máscaras termoplásticas de gran rigidez, montadas sobre sistemas especiales anclados a la mesa de tratamiento. La IGRT es fundamental, empleándose sistemas como los que se describen más adelante en este mismo capítulo.

En aceleradores más antiguos (que no disponían de MLC), la técnica de radiocirugía se llevaba a cabo empleando unos aplicadores fijos especiales de tamaño adaptado a la lesión que se quería tratar (fig. 18.8.), los cuales, acoplados al cabezal del acelerador, conformaban el haz convenientemente. La inmovilización del paciente se lograba empleando un marco estereotáctico que se fijaba al cráneo del paciente (fig. 18.9.), y que muchas veces iba anclado a un pedestal rígido independiente de la camilla del acelerador, para así evitar las posibles holguras de ésta.

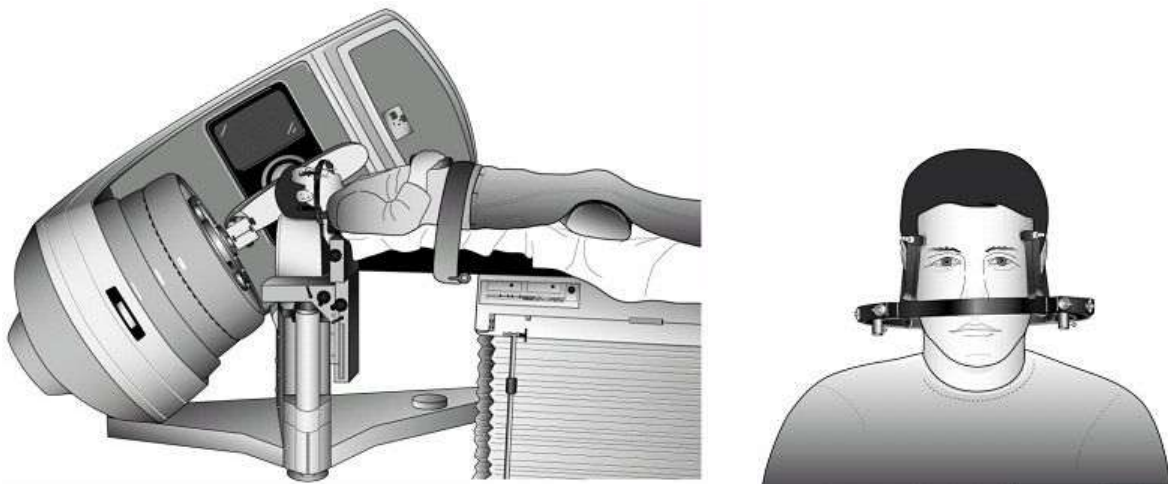


Fig. 18.9.: Tratamiento de radiocirugía craneal en un acelerador convencional, con marco estereotáctico atornillado al hueso del cráneo del paciente. Obsérvese como dicho marco se inmoviliza, no respecto a la mesa de tratamiento, sino a un pedestal anclado en el suelo. Hoy en día se utilizan otros métodos menos invasivos para inmovilizar el cráneo del paciente.

El tratamiento consiste en una irradiación de múltiples haces a varios ángulos de gantry para un conjunto determinado de posiciones angulares de la mesa. Se tienen así varios "arcos" de radiación no coplanares, de modo que el tejido sano circundante a la lesión recibe, en proporción, menos dosis que en un tratamiento convencional.



18.5. Irradiación Corporal Total con fotones (ICT).

Los tres principales objetivos de la Irradiación Corporal Total con fotones (en inglés **TBI** "Total Body Irradiation") son:

- inmunosupresión para impedir el rechazo en los trasplantes de médula osea.
- erradicación de células malignas (leucemias, linfomas y algunos tumores sólidos).
- erradicación de poblaciones celulares con alteraciones genéticas.

La irradiación del cuerpo entero del paciente ha de hacerse a una tasa de dosis (cGy/min) más baja que en los tratamientos convencionales que están localizados en una región anatómica más restringida, debido a la mayor toxicidad que supone irradiar el cuerpo entero. Así, mientras un tratamiento convencional puede suponer unos 200 o 300 cGy/min en la zona irradiada, en la ICT se requiere una tasa del orden de solo 10 cGy/min. Así mismo, la dosis total suministrada también es más baja (12 Gy, por lo general, en sesión única o repartidos en pocas sesiones).

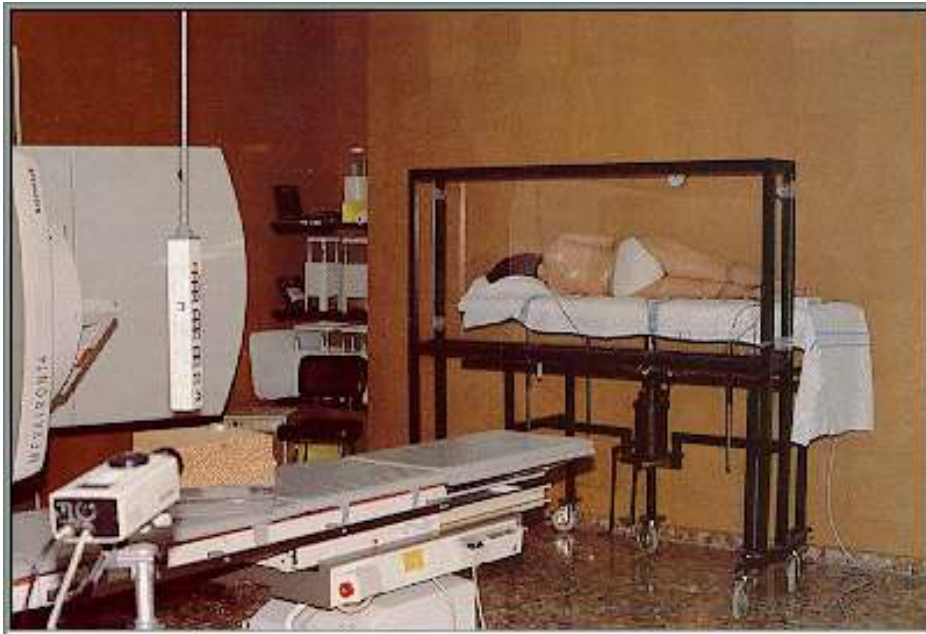


Fig. 18.10.: Colocación del paciente para una sesión de Irradiación Corporal Total. Nótese la pantalla de metacrilato enfrente del paciente para lograr el equilibrio electrónico en piel.

Para los tratamientos de ICT se suele emplear la radiación fotónica de una unidad de radiación externa convencional (radiación gamma de una unidad de cobalto o radiación X de un acelerador). Debido a que se requiere una tasa de dosis bastante más baja que la convencional, y también se requiere un campo de radiación suficientemente amplio para cubrir la totalidad del paciente, una de las técnicas más utilizadas históricamente es situar el paciente a gran distancia del foco de radiación. De esta manera, era habitual colocar el paciente al lado de una pared, en el extremo del búnker, haciendo incidir sobre él un haz horizontal divergente. Debido a la gran distancia de tratamiento, la o las sesiones suelen durar bastantes minutos.



El número de UM (o el tiempo de tratamiento, en cobaltoterapia) se puede calcular de manera teórica e individualizada para cada paciente a partir de medidas previas sobre maniquí en las condiciones de tratamiento, o empleando sistemas de planificación adecuadamente configurados para las condiciones especiales de irradiación a gran distancia.

También es posible un monitoreo de la dosis en tiempo real durante la sesión de tratamiento, empleando dosimetría "in vivo" mediante la colocación previa de detectores de radiación en la piel del paciente que informan de las dosis acumuladas en diferentes regiones anatómicas de interés, a partir de las cuales se hace una estimación de las dosis en órganos profundos. Los detectores utilizados son de los denominados de "estado sólido", como semiconductores de silicio, MOSFET, detectores de diamante, etc. La dosimetría "in vivo" suele constituir un sistema de verificación redundante del cálculo teórico principal, pero también se suele utilizar en algunos servicios de Oncología Radioterápica como el sistema primario de monitorización de la dosis en los tratamientos de ICT.

Suelen protegerse mediante moldes individualizados ciertos órganos críticos específicos de esta técnica, como los cristalinos, los pulmones o el tiroides. Es habitual también homogeneizar el espesor del paciente en varios puntos haciendo uso de compensadores adecuados (bolsas de agua, sacos de arroz, etc).

El paciente, durante cada una de las sesiones, ha de permanecer inmóvil. Suele emplearse una camilla especial, independiente de la unidad de radiación, apropiada para el correcto posicionamiento del mismo y para la colocación de elementos de protección. Justo antes de la entrada del haz en el paciente se suele interponer una pantalla de metacrilato de 1 o 2 cm de espesor ("**spoiler**") para lograr el equilibrio electrónico en la piel del paciente, de manera que ésta no quede infradosificada.

De todas maneras, la técnica descrita está siendo ya abandonada por la mayoría de centros en los que se realiza, y la ICT ya se lleva a cabo mediante arcos **VMAT** con los que el paciente se irradia completamente diseñando varios isocentros de irradiación a lo largo de su cuerpo (siguiendo la línea longitudinal cabeza - pies), cada uno con su propio conjunto de arcos VMAT. La aplicación de la VMAT de esta manera exige una cuidadosa planificación de los haces y de la localización de los isocentros, para no solapar las zonas irradiadas.



18.6. Irradiación Total de Piel con electrones.

La Irradiación Total de Piel con electrones (**TSI**, "Total Skin Irradiation") es una modalidad de irradiación corporal total, pero solo de tratamiento de enfermedades en la piel, para lo que se utilizan electrones de energía baja de un acelerador. Se aplica sobre todo en casos de **mycosis fungoide**.

Las particularidades técnicas de este tipo de tratamiento se asemejan a las de la ICT, aunque la dosimetría es bastante más delicada debido a las características de la interacción de los electrones de baja energía en el paciente. Se debe tener mucho cuidado de no dejar zonas infradosificadas (pliegues cutáneos, palmas de manos y pies, axilas, etc), por lo que se requiere irradiar al paciente en varias posiciones rotatorias (véase fig. 18.11.), además de colocar un gran número de detectores sobre la piel para efectuar una dosimetría "in vivo".

Se trata de una técnica cara y complicada de la que se benefician un número relativamente escaso de pacientes, por lo que se suele implantar en muy pocos servicios de Oncología Radioterápica, que, por lo general, actúan de referencia para un área geográfica extensa.

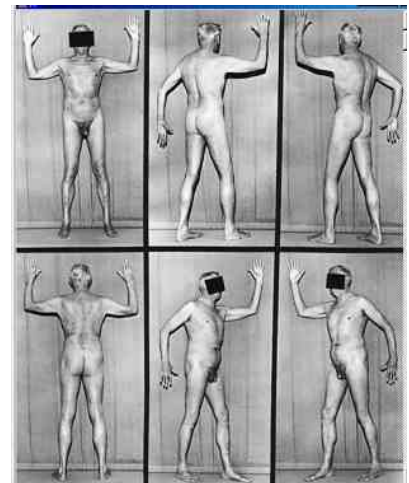
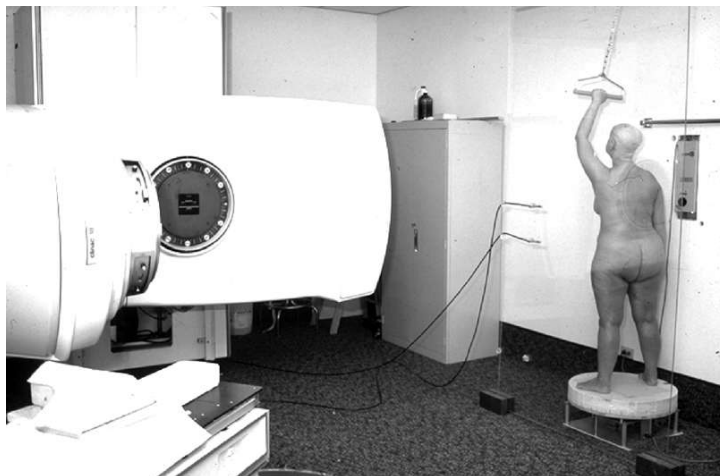


Fig. 18.11.: Irradiación total de piel con electrones. En la fotografía de la izquierda se aprecia como se utiliza una técnica rotatoria en la que el paciente rota sobre un pedestal al tiempo que es irradiado. En la fotografía de la derecha se ilustran las posiciones típicas que debe adoptar el paciente frente al haz para lograr una exposición uniforme, sin zonas infra o sobre-irradiadas.



18.7. Radioterapia Intraoperatoria con electrones (RIO).

La Radioterapia Intraoperatoria (RIO), con electrones de alta energía, es una modalidad de tratamiento que combina los esfuerzos de dos disciplinas (Cirugía y Radioterapia) con el objetivo de incrementar las tasas de control local tumoral.

Se trata de una técnica basada en la explotación del comportamiento dosimétrico de los haces de electrones, cuya interacción con el tejido provoca una distribución uniforme de la dosis en profundidad, siendo la capacidad de penetración de la radiación función directa de la energía del haz empleado. Suele utilizarse para tumores craneales o del aparato digestivo, fundamentalmente.

Durante el procedimiento quirúrgico, la Radioterapia Intraoperatoria es utilizada con objeto de administrar una alta dosis de radiación en el volumen tumoral o en el lecho quirúrgico, que es directamente expuesto y visualizado por el oncólogo radioterápico. Esto permite disminuir las posibilidades de cometer errores en la estimación del volumen de tratamiento, además de proteger estructuras anatómicas correspondientes a tejido normal que no precisa ser irradiado, mediante su separación o protección.



Fig. 18.12.: Colocación en el paciente del aplicador especial de electrones, justo después de la cirugía y antes de la sesión con radioterapia intraoperatoria.

Se emplea un acelerador lineal de electrones convencional, haciendo uso de aplicadores especiales que coliman el haz de electrones justo hasta el volumen a tratar. Debido a que han de introducirse entre los tejidos expuestos del paciente, estos aplicadores se diseñan con diferentes tamaños, formas y biseles, adecuados para facilitar su introducción en el interior del paciente y para conseguir una correcta cobertura del volumen a irradiar. Así mismo, estos aplicadores son esterilizables para su reutilización.

El aplicador y la energía del haz adecuados se eligen "in situ", después de que el oncólogo radioterápico haya evaluado visualmente el espesor de la zona a irradiar. Justo a continuación se



efectúa el cálculo dosimétrico (cálculo de UM) y se administra el tratamiento. Por supuesto, el tratamiento consta de una única sesión.

Es necesario disponer de un radioquirófano cerca de la unidad de radiación, incluso dentro del mismo búnker, para minimizar en todo lo que se pueda la posibilidad de infección y el tiempo que el paciente permanece "abierto" quirúrgicamente.

Para poder emplazar bajo el haz de radiación la camilla en la que se ha operado el paciente, ha de ser posible una retirada fácil de la camilla propia de la unidad.

Avances técnicos incorporados en el campo de la neurocirugía (neuronavegación, aspiradores ultrasónicos, ecografía intraoperatoria) optimizan la cirugía y mejoran la planificación del tratamiento radioterápico para los casos de localizaciones craneales, disminuyendo la probabilidad de posteriores secuelas neurológicas, y mejorando el control local tumoral.



18.8. Radioterapia Guiada por Imagen (IGRT).

La Radioterapia Guiada por la Imagen (IGRT) es una técnica que permite verificar el correcto posicionamiento del paciente antes y/o durante la irradiación para garantizar con precisión la administración de la dosis sobre el tumor. Con IGRT se comparan las imágenes radiológicas obtenidas del paciente cuando está inmovilizado en la unidad de tratamiento, con las imágenes del estudio de TC de simulación y utilizadas en el diseño de la dosimetría.

Este control de la colocación del paciente y del tumor es posible realizarlo mediante las siguientes opciones disponibles en muchos centros:

- **MV CBCT** ("Cone Beam CT" de megavoltaje): imagen volumétrica obtenida con el haz de tratamiento (haz de 6 MV, normalmente) durante una rotación de gantry de medio arco o de arco completo. La radiación MV se capta en un detector plano ("flat panel") situado al otro lado del paciente, y un algoritmo de reconstrucción ofrece finalmente una imagen tomográfica tipo TAC. Es adecuado para la visualización de partes óseas, prótesis metálicas o regiones de alto contraste como pulmón, pero que no proporciona una imagen de calidad suficiente para otro tipo de tejidos, fundamentalmente los tejidos blandos.
- **kV CBCT** ("Cone Beam CT" de kilovoltaje): imagen volumétrica obtenida con un sistema de rayos X ortogonal al haz de tratamiento, durante una rotación de gantry de medio arco o de arco completo. La radiación kV se capta en un detector plano ("flat panel") situado al otro lado del paciente, y un algoritmo de reconstrucción ofrece finalmente una imagen tomográfica tipo TAC. Debido a la menor energía de este haz de imagen respecto al MV CBCT, se minimiza la dispersión de fotones por efecto Compton y mejora la calidad de imagen. Es adecuado tanto para la visualización de regiones de alto contraste como para partes blandas, también para pacientes pediátricos. También se puede realizar **kV CBCT 4-D** mediante la adquisición de imágenes durante el ciclo respiratorio del paciente y su posterior reconstrucción, de forma que es posible visualizar los movimientos naturales de órganos y lesiones en tiempo real.
- **ExacTrac**: nombre comercial de un sistema emisor de imágenes estereoscópicas obtenidas con un sistema de rayos X ubicado en el búnker, pero externo a la unidad de tratamiento, que permite un control del posicionamiento del paciente durante la irradiación, especialmente indicado para lesiones craneales donde existen rotaciones de la mesa del acelerador. Este sistema incluye también un conjunto de cámaras de visión por infrarrojos que monitoriza en tiempo real la posición de unos marcadores reflectantes colocados sobre la superficie del paciente. La última versión de ExacTrac incorpora la técnica SGRT.

En el tema 20 se explicará con más detalle el equipamiento de imagen "flat panel", tanto kV como MV, que suelen montar ya de serie todos los aceleradores lineales modernos.

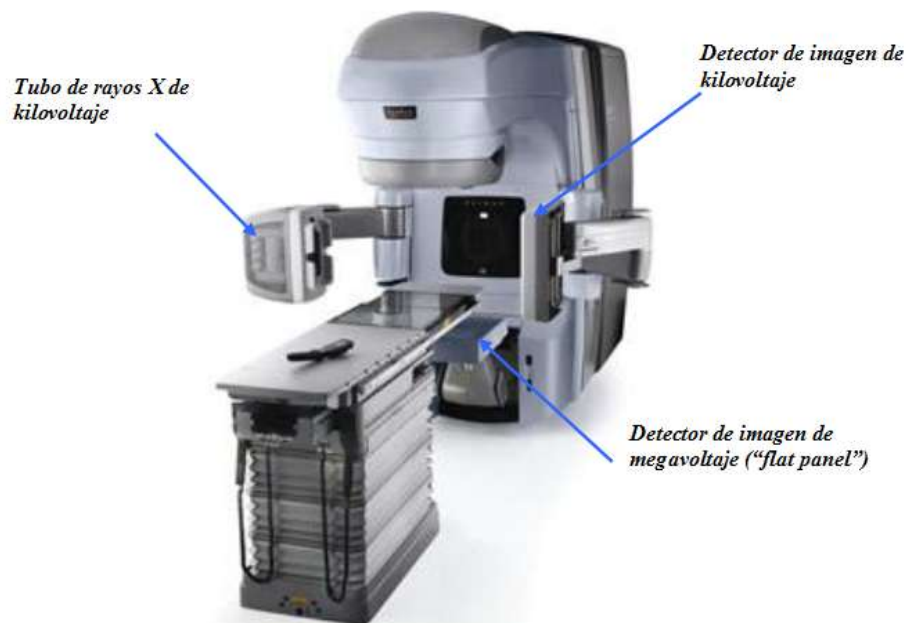


Fig. 18.13.: Acelerador dotado tanto de sistema de imagen IGRT de kilovoltaje (kV-CBCT) como de megavoltaje (MV-CBCT).



Fig. 18.14.: Sistema ExacTrac instalado en el búnker de un acelerador lineal. Los dos tubos de RX se encuentran en el suelo, y emiten haces RX en oblicuo que, tras atravesar el paciente, son captados por paneles planos situados en el techo. Las imágenes planares obtenidas son comparadas con las imágenes planares de referencia que el algoritmo reconstruye a partir de las imágenes TC de planificación.



18.9. Radioterapia estereotáctica corporal (SBRT).

Con las siglas SBRT ("Stereotactic Body Radiotherapy") se designa genéricamente a un conjunto de técnicas de tratamiento "estereotácticas" que persiguen irradiar con fotones volúmenes tumorales reducidos y bien definidos, minimizando en todo lo posible las dosis altas del tejido sano circundante. En resumidas cuentas, se persigue un alto gradiente de dosis fuera del tumor, mayor que el que se pueda conseguir con técnicas más tradicionales.

La palabra "estereotáctica" (o "estereotáctica", como a veces también se dice) hace referencia a una localización del tumor dentro del paciente mediante un sistema externo de coordenadas tridimensional. Realmente, la radioterapia externa ha sido siempre "estereotáctica" por definición, pero este término se introdujo cuando se empezaron a irradiar pequeños tumores craneales (radiocirugía) que demandaban unos haces de radiación más reducidos y unos medios de localización espacial más precisos que los que existían hasta ese momento.

Aunque los tratamientos de radiocirugía craneal explicados en un apartado anterior encajarían en la definición de SBRT, estas siglas están reservadas únicamente para localizaciones tumorales distintas a la craneal. Así, entre las técnicas estereotácticas se suele hacer la distinción entre Radiocirugía (cráneo) y SBRT (resto del cuerpo). Esto es debido a razones históricas, ya que los primeros tratamientos estereotácticos se empezaron a realizar en cráneo, al ser ésta una localización en la cual el CTV tenía menos incertidumbre en su localización (dentro del cráneo no hay movimiento de órganos internos). Solo hasta hace algunos años no empezaron a "popularizarse" las técnicas estereotácticas para el resto de localizaciones corporales, debido a que se empezaba a contar ya con medios técnicos que aseguraban una correcta localización y control del movimiento del CTV, que permitía la reducción de márgenes de irradiación.

Las localizaciones tumorales típicas en las que puede estar indicada la SBRT son el pulmón, el hígado, las vértebras, etc, normalmente tumores que se encuentran muy cercanos a órganos de riesgo como la médula (o dentro de ellos, como en el caso de los nódulos pulmonares).

Una característica añadida a la técnica SBRT es que se suele utilizar un esquema de tratamiento consistente en pocas fracciones, suministrando una alta dosis en cada una de ellas. Por ejemplo, se puede irradiar con SBRT un nódulo tumoral en el pulmón en solo 3 fracciones, a una dosis/fracción tan alta como 20 Gy. Se puede incluso llegar a realizar un tratamiento de sesión única, como ocurre en algunos protocolos para la irradiación de metástasis vertebrales.

Debido a la diferente eficacia radiobiológica de los distintos esquemas de fraccionamiento, es fundamental contar con estudios previos que pongan de manifiesto qué equivalencias hay entre estos esquemas tan hipofraccionados y los esquemas convencionales (el resultado terapéutico, tanto en el tumor como en los órganos de riesgo, no será el mismo irradiando a 2 Gy/fracción que a 5, 10 o 20 Gy/fracción, aunque la dosis física total final sea la misma).

El hipofraccionamiento extremo es una de las características principales que definen la SBRT, aunque no la única. El reto técnico fundamental en la SBRT es conseguir reducir los márgenes del PTV respecto al CTV, e irradiar lo menos posible órganos de riesgo que pueden estar al lado, incluso solo a unos pocos milímetros, sin perder por ello precisión y seguridad en el tratamiento. Para ello es imprescindible, además de un equipamiento que permita dirigir con una gran precisión los haces de tratamiento hacia la zona deseada, tener buenas técnicas de localización espacial del



CTV, algo que no se conseguía con los medios de imagen tradicionales. La aparición del "Cone Beam CT" y de otros sistemas de imagen avanzados integrados en los modernos aceleradores ha ayudado mucho a que se puedan incorporar las técnicas de SBRT en los servicios de Oncología Radioterápica.

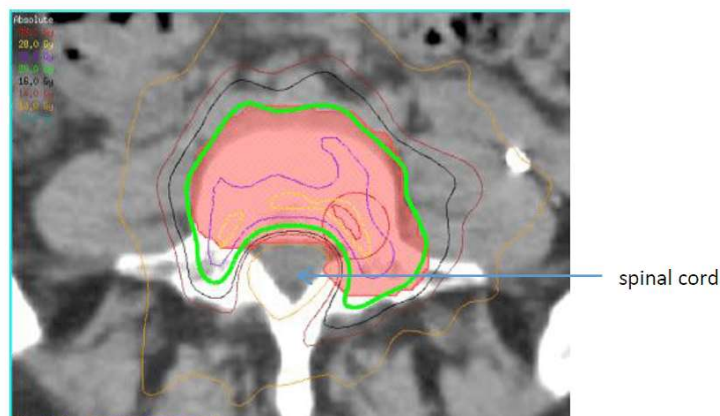


Fig. 18.15.: Distribución de dosis en un tratamiento de metástasis vertebral con técnica SBRT. Obsérvese como la isodosis de prescripción (en color verde) se adapta a la vértebra y evita la médula.

Es posible realizar SBRT en un acelerador lineal de diseño convencional, siempre que disponga de las características adecuadas (posibilidad de "Cone Beam CT", colimador MLC con láminas estrechas, haces FFF que permitan irradiar con altas tasas de dosis para minimizar el tiempo de irradiación, etc). Aceleradores específicos para la técnica SBRT son el Cyber Knife y la Tomoterapia, máquinas que están diseñadas específicamente para este tipo de técnicas, y cuyos fundamentos y aplicaciones se han detallado en el tema 10.

Aunque en los aceleradores convencionales se pueden emplear para el tratamiento haces estáticos de fotones colimados mediante "conos" de diferentes tamaños (en el rango de los 2 cm hasta los 6 cm, normalmente), también se pueden emplear haces conformados mediante un colimador MLC. En el mercado existen dispositivos de conformación "**micromultilámina**" que se pueden acoplar y desacoplar del cabezal del acelerador a voluntad, y que disponen de láminas estrechas que proyectan una sombra, a la distancia del isocentro, de solo 3 mm. De esta manera se mejora la conformación sobre unos volúmenes tumorales ya bastante pequeños de por sí. Algunos modelos modernos de acelerador ya incorporan de serie sistemas MLC integrados con estas características.

Aunque no es una característica definitoria de la SBRT, hoy en día nadie se plantea diseñar un tratamiento de este tipo sin emplear IMRT o VMAT. De poco sirven los requerimientos técnicos de control y localización del tumor si después de emplea un método de planificación y cálculo tradicional que no ofrecerá los resultados óptimos de distribución de dosis que se requieren.

Otro aspecto fundamental es la inmovilización del paciente. Hay que tener en cuenta no solo la mayor precisión espacial que demandan las técnicas estereotácticas como la SBRT, sino también el hecho de que se emplean fraccionamientos que implican una alta dosis administrada por cada fracción, lo cual puede aumentar bastante el tiempo de irradiación en cada sesión respecto a las técnicas convencionales. Además, un solo error en una de esas sesiones compromete bastante la



calidad del tratamiento, ya que no se puede compensar fácilmente en el resto de sesiones (ii en un tratamiento de sesión única no podría permitirse margen de error alguno !!). Es por ello que es importantísimo una correcta colocación e inmovilización del paciente, empleando para ello sistemas de inmovilización convenientes, muchos de ellos específicos únicamente para tratamientos estereotácticos.

Entre los sistemas de inmovilización más adecuados para la SBRT figuran las colchonetas de vacío, aunque también existen en el mercado inmovilizadores específicos para las distintas regiones anatómicas de interés (véase fig. 18.16.).



Fig. 18.16.: Sistema de inmovilización para SBRT, consistente en una colchoneta de vacío y un sistema de fijación anclado a la mesa. Obsérvese el sistema de compresión sobre el tórax del paciente para minimizar la amplitud del movimiento respiratorio.

Un caso particular de SBRT es la llamada **SABR** ("Sterereotactic Ablative Radiotherapy"), o radioterapia estereotáctica ablativa, normalmente utilizada para la irradiación de pequeños nódulos pulmonares. En general, la técnica SABR no se diferencia de lo visto para la SBRT, pero hay que tener en cuenta que en este caso particular la posición del tumor respecto al isocentro de la máquina está muy influenciada por la respiración del paciente. Se necesitan métodos o técnicas que ayuden a dirigir de manera precisa la radiación a un volumen pequeño que, además, puede estar en diferentes posiciones en cada momento en función el ciclo respiratorio. Entre estos métodos figuran el "**gating**", el "**tracking**" (mencionados en el tema 10), o la utilización de sistemas compresores sobre el tórax o abdomen que minimizan la amplitud del ciclo respiratorio (véase fig. 18.16.). Independientemente del método utilizado, en la SABR puede ser necesario diseñar un PTV con un margen "generoso" respecto al CTV, mayor de lo que sería normal en una SBRT en otra localización anatómica con menor movimiento del tumor.

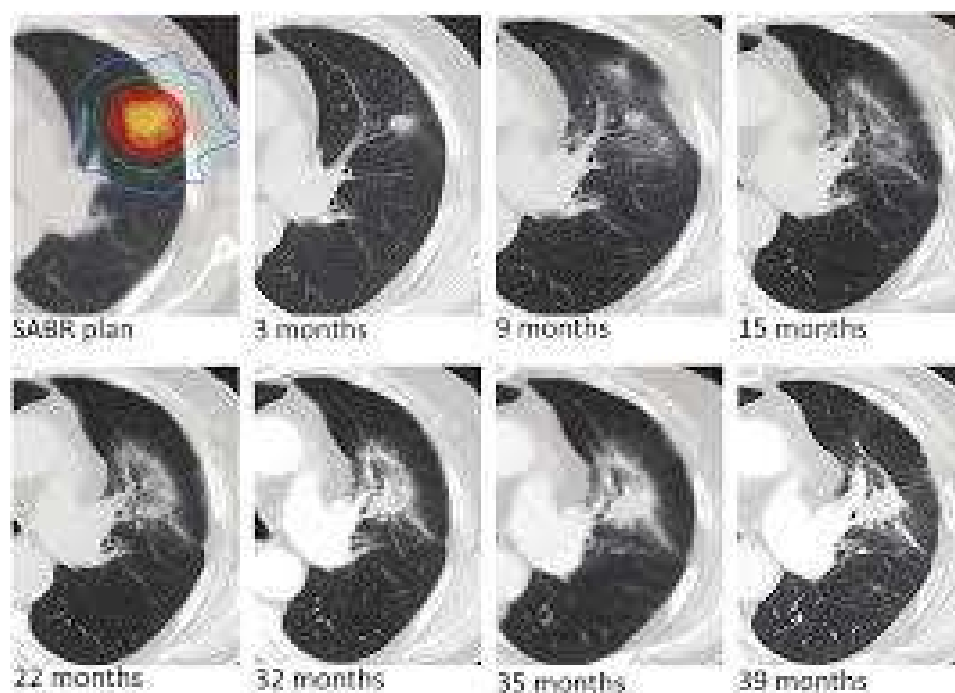


Fig. 18.17.: Tratamiento de SABR sobre nódulo tumoral en pulmón izquierdo. Obsérvese en la primera de las imágenes TC el alto grado de conformación de la dosis sobre el tumor, y también el alto gradiente en las zonas periféricas. En las siguientes imágenes TC se muestra la remisión del tumor tras el tratamiento con el paso del tiempo.



18.10. Radioterapia guiada por superficie (SGRT).

La **SGRT** ("Surface Guided Radiotherapy") no es una técnica de tratamiento en sí, sino un método de posicionamiento del paciente y de verificación de su posición para la radioterapia externa con acelerador, que hace uso de la detección de la superficie del paciente por sistemas ópticos externos que se integran con el acelerador e intercambian la información pertinente.

Fundamentalmente, la SGRT tiene dos propósitos:

- Ayudar al operador a situar correctamente al paciente respecto al isocentro de la unidad, antes de proceder a la irradiación (la SGRT ha de complementarse con la IGRT mediante toma de imágenes radiológicas de verificación, ya sean proyecciones radiográficas o CBCT).
- Verificar que, durante la irradiación, el paciente no se mueva respecto a la posición de referencia para el tratamiento, dentro de unos márgenes previamente establecidos.

La radioterapia guiada por imagen superficial SGRT utiliza tecnologías de imagen óptica en la monitorización en tiempo real de la superficie del paciente durante el tratamiento. No necesita radiación ionizante ni marcadores externos o tatuajes. Suelen emplear luz estructurada, sistemas de estereovisión, sistemas de tiempo de vuelo o escáneres láser.

En SGRT se acostumbra a usar varias cámaras y el principio de triangulación. El objetivo global es medir con precisión las coordenadas de los puntos del exterior del cuerpo del paciente, traducir los datos en un mapa de profundidad y generar una reconstrucción 3D.

Después se compara esta superficie con una de referencia a través de un algoritmo. Así se relaciona la reconstrucción con el sistema de coordenadas de tratamiento. Esto facilita la detección y corrección de las desviaciones en la configuración del paciente. De esta forma, se reduce el riesgo de errores de posicionamiento y los haces de radiación se focalizan en el volumen previsto. Por tanto, se adecúan a las condiciones de simulación del tratamiento.



Fig. 18.18: Sistema de SGRT, acoplado tanto a un TC de simulación como a un acelerador lineal. Se aprecian, ancladas en el techo, 3 cámaras que monitorean en todo momento la superficie del paciente, generando una imagen 3D de la misma. La imagen tomada en el TC (o la tomada en la sesión inicial de tratamiento) se suele tomar de referencia, de modo que en el posicionado en el acelerador y durante el tratamiento se verifica en tiempo real y en todo momento que la imagen SGRT coincida con dicha referencia.



Los sistemas de SGRT, en general, se pueden usar en el posicionamiento diario del paciente, la monitorización del movimiento intrafracción y el gating del haz. Los métodos tradicionales de posicionamiento emplean tatuajes. Sin embargo, los sistemas de SGRT generan representaciones de la anatomía externa del paciente, eliminando la necesidad de tatuajes. Además, mantienen una exactitud similar o mejorada y reducen el tiempo de configuración.

Las principales ventajas de SGRT incluyen su **naturaleza no ionizante, mejoras en la velocidad y exactitud en la configuración del paciente y la monitorización del movimiento intrafracción en tiempo real** durante el tratamiento. Se consiguen con flujos de trabajo sin tatuajes y el amplio campo de visión (FOV). Además, algunos sistemas permiten interrumpir automáticamente el haz de radiación si se superan los umbrales de movimiento del paciente.

La SGRT como un tipo de IGRT

De forma tradicional, se alinea un isocentro, marcado en la piel del paciente con tatuajes, mediante los láseres del búnker y se verifica la distancia fuente-superficie (DFS). Los tatuajes siguen empleándose con frecuencia como referencia principal en el posicionamiento inicial del paciente. Sin embargo, los tatuajes suponen una serie de retos para alcanzar la precisión en el alineamiento del paciente. Por otra parte, producen un impacto psicológico en los pacientes, fundamentalmente por cuestiones estéticas.

Con la introducción de la radioterapia conformada 3D, los colimadores multilámina (MLC) y la radioterapia de intensidad modulada (IMRT/VMAT) es posible administrar distribuciones de dosis conformadas al objetivo, minimizando la irradiación de los tejidos sanos adyacentes. Esto requiere mayor exactitud en la localización del objetivo.

La necesidad de exactitud impulsó el desarrollo de tecnologías para una localización precisa y exacta del objetivo terapéutico. Entre ellas, los sistemas de inmovilización del paciente y la radioterapia guiada por imagen (IGRT).

Existen sistemas de IGRT sin radiación ionizante como los de ultrasonidos, resonancia magnética, transpondedores electromagnéticos y basados en cámara. Los últimos son los que se utilizan para la localización según la superficie del paciente, es decir, la SGRT. Por tanto, la radioterapia guiada por imagen superficial (SGRT) puede considerarse como una más de las tecnologías de radioterapia guiada por imagen (IGRT). Su ventaja principal es posibilitar el seguimiento continuo sin añadir dosis al paciente.

La SGRT moderna utiliza la superficie del paciente para colocar al paciente y monitorizar su posición intrafracción durante el tratamiento. La mayoría de sus aplicaciones clínicas se han focalizado en el cáncer de mama y tumores del cerebro. Por eso, se han desarrollado procedimientos de respiración libre o con inspiración profunda mantenida (*DIBH*: "Deep Inspiration Breath Hold"), y procedimientos para la radiocirugía estereotáctica craneal y extracraneal. En otras regiones anatómicas la SGRT ha demostrado también una mejora en exactitud y en el rendimiento con respecto a los sistemas basados en tatuajes y láser. Sin embargo, esta optimización no es tan marcada como en mama y cerebro.

Hay tumores profundos donde no existe una correlación directa entre las desviaciones superficiales del paciente y el movimiento del tumor. Ahí continúa siendo esencial la IGRT radiográfica (con radiación ionizante). Sobre todo, en radioterapia estereotáctica corporal



(SBRT). Aun así, la SGRT puede reducir el tiempo requerido en el registro de imagen radiográfica y evitar la necesidad de imágenes adicionales.

La SGRT es una modalidad de IGRT que engloba las siguientes características deseables: imagen sin dosis, feedback en tiempo real, resolución espacial 3D submilimétrica y el gran campo de visión (FOV) disponible en radioterapia. Por tanto, permite verificar la exactitud de la inmovilización, corregir la postura del paciente, seguir el estado de su respiración y proporcionar monitorización intrafracción.

La SGRT genera gran cantidad de datos e información adicional que se estudian para otras aplicaciones que mejoren la calidad del tratamiento, la reconstrucción de imagen y la seguridad global del paciente. Entre ellas:

- Predicción de colisiones de los pacientes en el acelerador lineal.
- Biometría para identificación del paciente (reconocimiento facial y corporal).
- Identificación de dispositivos de inmovilización.
- Mapeo del búnker.
- Cambio de función activa (restricción del movimiento) a pasiva (asistencia en el mantenimiento de una posición cómoda) de los sistemas de inmovilización del paciente.
- Correcciones compensatorias del movimiento en la reconstrucción de imagen.
- Seguimiento sin marcadores en la reconstrucción de imágenes en 4D.
- Monitorización fisiológica del corazón y la respiración.
- Evaluación de resultados estéticos después de la radioterapia conservadora de mama.
- Radioterapia adaptativa.
- Herramienta de control de calidad.
- Apoyo en la toma de decisiones.



18.11. Braquiterapia Prostática de Baja Tasa con semillas.

Esta técnica está indicada para estadios tempranos del cáncer de próstata localmente confinado, en glándulas prostáticas no demasiado voluminosas. Se utilizan fuentes radiactivas de yodo-125 y de paladio-103, del tamaño y forma de pequeñas semillas (de ahí su nombre). Estas semillas se depositan en la próstata en un acto quirúrgico mínimamente invasivo, mediante la inserción de agujas especiales a través del periné (véanse capítulos 11 y 15).

El nº de semillas implantadas está en función del tamaño de la próstata, variando entre 50 y 120 semillas en la gran mayoría de los casos. Es fundamental la colocación exacta de las fuentes radiactivas, por lo cual los procesos de inserción de las agujas y deposición de las semillas van guiados mediante imagen ecográfica transrectal y/o imagen fluoroscópica, ambas en tiempo real. La colocación precisa de las agujas se ve facilitada por la utilización de una rejilla de coordenadas ("template"), que también se visualiza en la imagen ecográfica transrectal.

Esta técnica requiere la participación conjunta y coordinada de numerosos profesionales: oncólogos radioterápicos, urólogos, radiofísicos, técnicos de braquiterapia, dosimetristas, anestesistas y enfermeras.

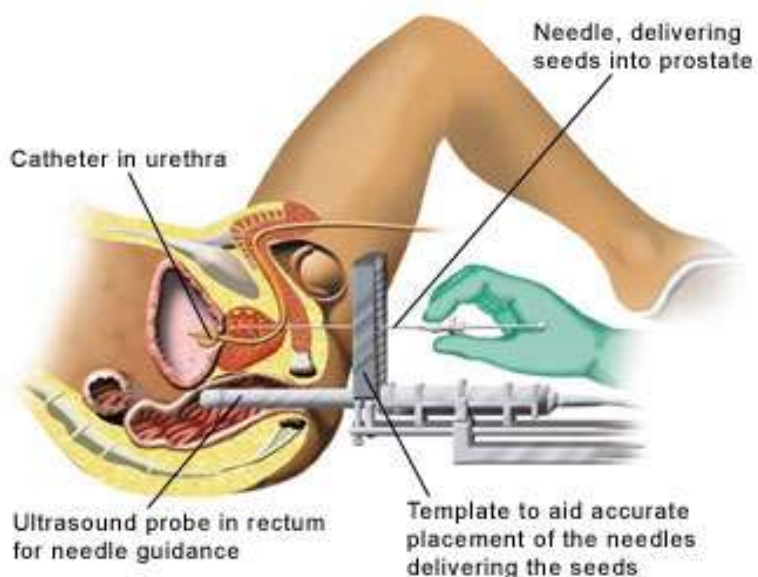


Fig. 18.19.: Inserción en la próstata de las agujas cargadas con las semillas radiactivas, con ayuda de un "template" de coordenadas. El proceso va guiado con imagen ecográfica transrectal y fluoroscopia.

Se requiere una planificación dosimétrica previa al implante. Esta planificación es individual para cada paciente, según sus características anatómicas y fisiológicas, y consiste en el cálculo del número óptimo de semillas a implantar, la actividad radiactiva necesaria, y la distribución espacial de las mismas en el interior de la próstata. Se trata de cálculos complejos, en los que es fundamental el conocimiento de las características dosimétricas de las fuentes radiactivas. Se



utilizan programas informáticos especiales y muy desarrollados para realizar dichos cálculos y visualizar gráficamente los resultados.

La tendencia actual es realizar todo el proceso (toma de imágenes ecográficas previas, planificación dosimétrica e implante propiamente dicho) en un único acto, de una duración de hora y media, aproximadamente. Esto permite efectuar correcciones en la dosimetría en tiempo real, adaptándola a la posición real de las semillas implantadas.

La dosimetría definitiva, en la que se evalúa el cubrimiento del volumen blanco con la dosis prescrita (144 Gy en monoterapia) y la dosis recibida por los órganos de riesgo, se realiza unas semanas después del implante a partir de imágenes TC de la próstata. El mismo software que se emplea para el cálculo de dosis suele incorporar también un módulo de reconocimiento automático de las semillas en las imágenes TAC.



19. SIMULADORES DE RADIOTERAPIA EXTERNA

Se entiende por **Simulador** una máquina específica (que suele ser opcional para la mayoría de los servicios de Oncología Radioterápica) con la que, sobre el **paciente real**, se puede realizar una simulación del tratamiento para verificar que la planificación y diseño de haces previamente realizado es correcto de cara a su aplicación al paciente, y para marcar sobre el mismo las entradas de los haces o las referencias que permitan su precisa colocación en la unidad de tratamiento elegida.

Hoy en día se ha prescindido prácticamente de los simuladores en todos los servicios de Oncología Radioterápica, ya que las unidades de tratamiento modernas (aceleradores lineales) incorporan sistemas de imagen que permiten su uso como simuladores. De estos sistemas de imagen ya se ha hablado, y se volverá a hablar en un capítulo específico posterior.

Un simulador de ser capaz de reproducir fielmente todos los movimientos mecánicos y todas las disposiciones geométricas que pueden tener lugar en la unidad de tratamiento de radioterapia externa. Dispone pues, de un estativo o parte fija, sobre la que va montado el gantry (parte móvil que puede rotar alrededor del paciente). En el cabezal se encuentra un tubo de rayos X (en el rango del kilovoltaje) que simula el foco de radiación, y en el otro extremo del gantry se ubica un detector de imagen. La mesa de tratamiento se encuentra integrada con el resto de la unidad, al igual que ocurre en las máquinas de terapia.

El aspecto externo de un simulador es muy parecido al de una unidad de tratamiento de radioterapia externa, en particular, al de un acelerador lineal de electrones de uso clínico. De hecho, algunos de los componentes son idénticos para una misma casa comercial (por ejemplo, la mesa o el panel detector de imagen). El aspecto diferenciador fundamental es que el simulador no es una unidad de terapia, y por lo tanto no incorpora internamente todo el complejo sistema de producción de haces clínicos de tratamiento que sí tiene un acelerador.



Fig. 19.1.: Acto de simulación sobre un paciente.



En el cabezal se encuentra un **tubo de rayos X** convencional, del mismo tipo que los utilizados para radiodiagnóstico. El **generador** y el **transformador de tensión** suelen estar situados en la misma sala de simulación. La componente de baja tensión proporciona la corriente eléctrica que circula por el filamento del cátodo, el cual desprende electrones por efecto termoiónico. Estos electrones son focalizados hacia el ánodo del tubo, acelerándose debido a una alta tensión eléctrica entre cátodo y ánodo, suministrada por la componente de alta tensión del generador.

Los electrones adquieren una gran energía, que viene expresada en unidades de kiloelectron-voltios, KeV, cuyo valor numérico es igual a la tensión eléctrica aplicada entre cátodo y ánodo (en unidades de kilovoltios, KV). La tensión en el tubo, la corriente (nº de electrones acelerados por unidad de tiempo) y el tiempo de disparo son parámetros seleccionables desde la consola de operación, y que determinan las características principales y la calidad de la imagen obtenida.

Los electrones impactan sobre el material del ánodo, frenándose bruscamente, de manera que su energía cinética acaba siendo transformada en radiación electromagnética (fotones X), debido a los fenómenos de interacción de partículas cargadas con la materia (fundamentalmente, producción de radiación X característica y radiación de frenado o Bremsstrahlung).

La radiación electromagnética así producida (fotones X con energías del orden de las decenas de KeV, lo que comúnmente se denomina rango de **kilovoltaje**) sale del tubo en una dirección preferente, y constituye el haz de simulación que atravesará el paciente.

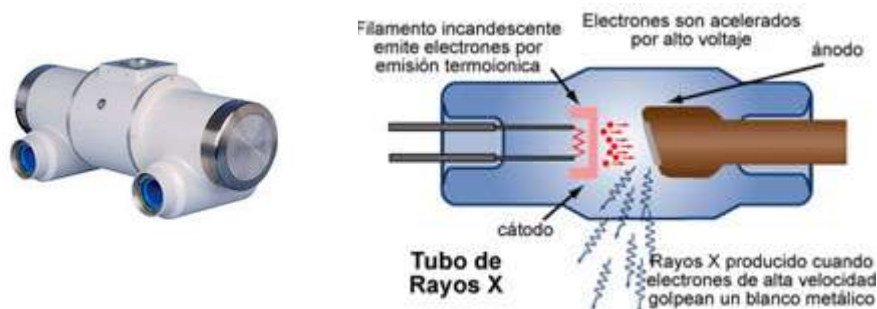


Fig. 19.2.: Tubo de rayos X y esquema mostrando sus componentes principales.

El haz transmitido a través del paciente es detectado por un sistema de imagen que se encuentra (o se despliega) en el extremo del gantry opuesto al del cabezal. Dependiendo del tipo de detector, las imágenes obtenidas pueden ser en forma de **radiografía** (imágenes estáticas sobre película o sobre una pantalla) o de **fluoroscopia** (imágenes dinámicas en tiempo real sobre una pantalla, también llamada radioescopia). La fluoroscopia, aunque proporciona una calidad de imagen inferior a la radiografía, nos permite visualizar dinámicamente las estructuras anatómicas del paciente mientras variamos los parámetros geométricos del haz de simulación (tamaño de campo, giro de colimador o de gantry, etc). La radiografía se suele utilizar al final como registro gráfico una vez establecidos los parámetros óptimos del haz simulado.

En el cabezal del simulador, a la salida del haz emergente del tubo de rayos X, existen dispositivos que permiten simular la conformación que tendrá el haz de tratamiento sobre el paciente. En primer lugar están las **mandíbulas** o **mordazas** que coliman el haz emergente del



tubo, y que permiten definir el tamaño del campo de exploración radiográfica. No se debe confundir este campo de exploración con el campo de simulación, que es el campo de tratamiento propiamente dicho. El campo de exploración radiográfica ha de ser más extenso que el campo de simulación, porque para establecer correctamente los límites de este último en relación a las estructuras anatómicas es muy útil tener una visión radiográfica más extensa que la ofrecida únicamente por dicho campo de simulación (véase fig. 19.3.).

El campo de simulación queda establecido en la imagen mediante la proyección radiográfica de unos "hilos" radioopacos móviles existentes en el cabezal del simulador, que "simulan" las mordazas del acelerador lineal, y que se pueden mover independientemente de las mordazas del simulador. De esta manera, tendremos un par de hilos paralelos que abren o cierran el campo de simulación en la dirección X, y otro par de hilos paralelos que conforman el campo de simulación en la dirección perpendicular Y.

Además de estos hilos móviles, también existe un par de hilos radioopacos fijos, perpendiculares entre sí, que proyectan sobre la imagen los ejes X e Y del campo de radiación. Es habitual que estos hilos fijos lleven grabadas pequeñas marcas graduadas, equidistantes unas de otras, que sirven como regla de medición de distancias sobre la imagen radiográfica.

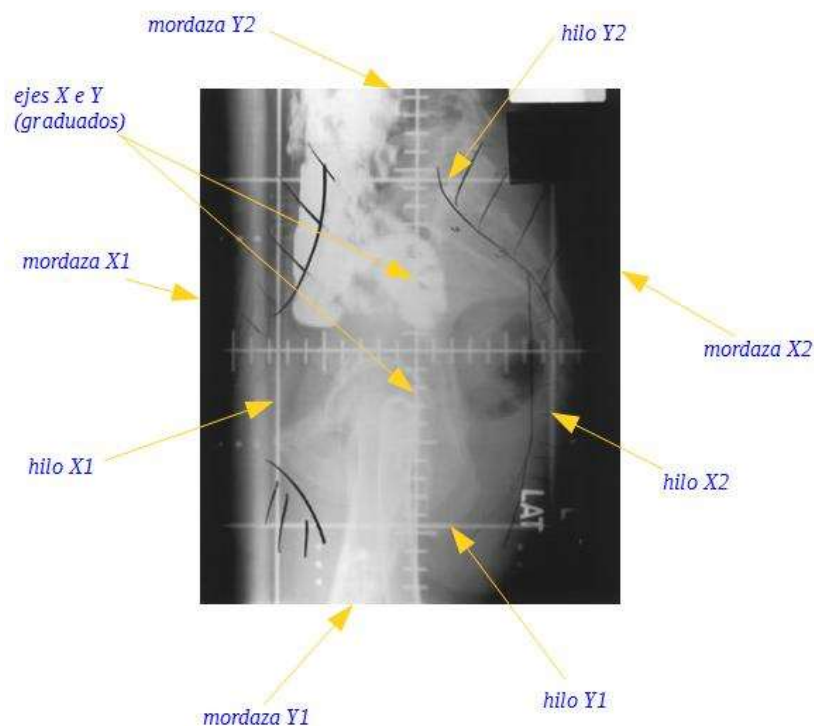


Fig. 19.3.: Radiografía de simulación para un haz de tratamiento lateral sobre pelvis (nótese como el campo de simulación definido por la proyección radiográfica de los hilos está contenido en el campo de exploración definido por las mordazas).



Al igual que ocurre en las unidades de tratamiento, en los simuladores se dispone de un **haz luminoso de simulación**. La extensión del campo de luz que se proyecta viene definida por la apertura de las mordazas del simulador, mientras que sobre la piel del paciente queda también proyectada la sombra de los hilos de simulación (tanto la de los hilos fijos que definen los ejes, como la de los móviles que definen los límites del campo). De este modo, se puede localizar el campo de simulación, no solo radiográficamente, sino también visualmente sobre la superficie del paciente (véase fig. 19.4.).

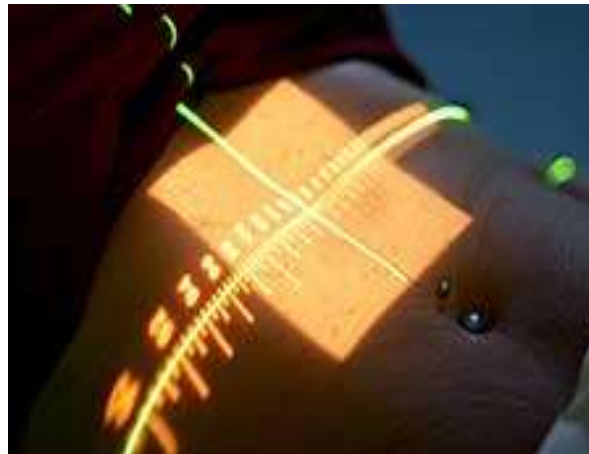


Fig. 19.4.: Campo luminoso de simulación sobre la piel del paciente. Nótese la proyección de los láseres coincidentes con los ejes del campo, así como la proyección de la escala luminosa indicadora de la distancia foco-piel (telémetro).

Por supuesto, del mismo modo que ocurre en un acelerador, en los simuladores también se dispone de otros elementos auxiliares que ayudan a la correcta colocación del paciente respecto al haz de radiación, como puede ser el indicador óptico de distancias ("telémetro") y los láseres de posicionamiento.

El **telémetro** nos permite medir la distancia foco-piel para el haz objeto de simulación (véase fig. 19.4.). Se trata de una proyección de una escala luminosa sobre la superficie del paciente, de modo que su intersección con el eje del haz da una lectura visual directa de la distancia foco-superficie.

Los **láseres de posicionamiento** son un conjunto de haces planos de luz láser, externos a las unidades de tratamiento y de simulación, que se cortan en el isocentro de la unidad. Uno de los focos emisores va montado en el techo o en la pared posterior del búnker, y proyecta un haz láser plano vertical que pasa por el isocentro. Además, de cada pared lateral salen dos haces planos perpendiculares (uno vertical y otro horizontal) que también pasan por el isocentro. De esta manera, al situar al paciente en la posición de tratamiento, se verán proyectadas en su superficie las intersecciones de estos planos en forma de líneas rectas (véase fig. 19.5.). La proyección ortogonal, hacia el interior del paciente, del cruce de todas estas líneas, nos indicará la posición del isocentro.

Algunos simuladores tienen la opción de proyectar, desde el cabezal, líneas finas de luz láser que simulan, sobre la superficie del paciente, la protección ofrecida por una conformación multilámina



(MLC) de un acelerador (véase fig. 19.7.). Para ello, previamente se debe haber realizado en el planificador de tratamientos un plan de irradiación, definiendo la correspondiente protección MLC, y exportando luego electrónicamente los parámetros geométricos que definen la conformación, de modo que estén disponibles en el simulador. La visión simulada y directa de las protecciones sobre la piel del paciente constituye una verificación redundante que complementa a la visión radiográfica.

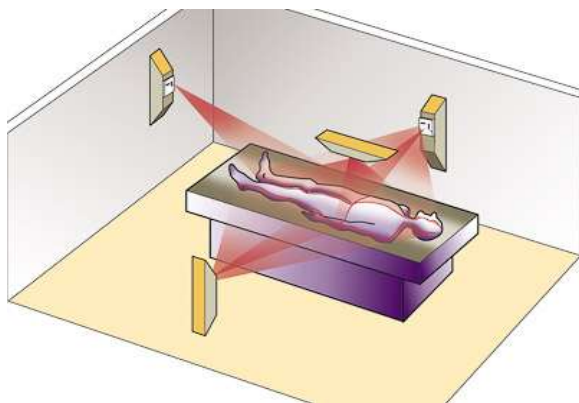


Fig. 19.5.: Láseres de posicionamiento.

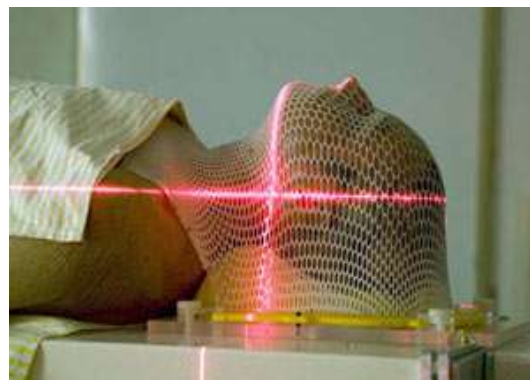


Fig. 19.6.: Proyección sobre la superficie del paciente de los láseres de posicionamiento.

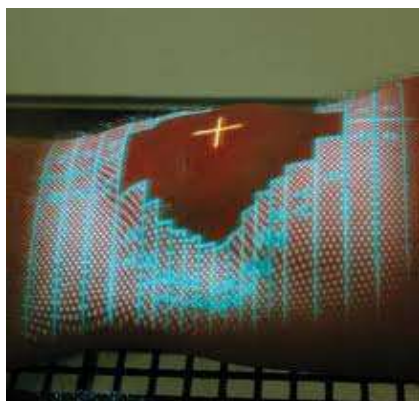


Fig. 19.7.: Simulación sobre la piel del paciente de una conformación multilámina (MLC), mediante haces de luz láser desde el cabezal del simulador.

En cuanto a la adquisición de imágenes, actualmente los simuladores utilizan paneles detectores planos con tecnología de estado sólido ("**flat panels**") que permiten la adquisición rápida y eficiente de imágenes radiográficas digitales. Históricamente se han utilizado otros dispositivos de imagen, principalmente películas radiográficas convencionales y/o intensificadores de imagen con cámara de video.



Paneles digitales planos ("flat panels")

Los paneles planos son sistemas de adquisición digital de imágenes en los que la digitalización de la señal de rayos X se lleva a cabo dentro del propio detector. Es la tecnología que se utiliza hoy en día, no solo en los simuladores, sino también en los sistemas de imagen de los modernos aceleradores.

La base de estos equipos es un detector plano de gran área (para permitir llevar a cabo todas las exploraciones típicas), consistente en una matriz de transistores de película delgada (TFT o "thin film transistors"). Cada píxel de este detector contiene un sensor de rayos X, un condensador para almacenar la carga eléctrica obtenida y un transistor de **silicio o de selenio amorfo** que permite la lectura activa de la carga almacenada en el condensador. Estos detectores tienen una gran eficiencia, bajo nivel de ruido, buena resolución espacial, amplia latitud y todas las ventajas de un sistema de imagen digital.

El panel detector está montado sobre un brazo extensible que permite mayor libertad de movimientos y posicionamiento, en comparación a los simuladores que trabajan con el antiguo sistema de portachasis de película y/o intensificador de imagen. Además, permite retirarlo cuando no se use plegando el brazo extensible hacia la parte inferior del gantry, lo cual redundará en una mayor versatilidad en el uso del simulador y en la minimización del riesgo de colisión del detector con la camilla.



Fig. 19.8.: Simulador de última generación, mostrando desplegado el "flat panel" de silicio amorfo.



20. SISTEMAS DE IMAGEN EN LOS ACELERADORES LINEALES

Como se comentó en el tema anterior, hoy en día existe una tendencia creciente a prescindir de los simuladores en los servicios de Oncología Radioterápica, ya que las mismas funciones y capacidades de estos las podemos encontrar ya integradas en los aceleradores modernos. Todos los aceleradores que se comercializan actualmente disponen de algún sistema de obtención de imágenes radiológicas que permite localizar el isocentro y realizar verificaciones de los campos de tratamiento. Se puede decir que el acelerador moderno es a la vez unidad de simulación y unidad de tratamiento.

Sin embargo, debido a que en buena parte de los servicios los aceleradores han de soportar una gran carga de trabajo en cuanto a número de sesiones de tratamiento, puede resultar difícil encontrar hueco para realizar sesiones de simulación completas en las que haya que localizar el isocentro, verificar los campos y practicar las marcas definitivas en el paciente. En estos casos es útil disponer en el servicio de un Simulador propiamente dicho, donde poder realizar con tranquilidad todas estas tareas, reduciendo sensiblemente la duración de la sesión inicial de tratamiento en el acelerador.

Todos los aceleradores vienen equipados con un sistema de **visión portal** con el que se pueden tomar imágenes radiográficas con la propia radiación emitida por el acelerador para tratamiento (fotones de alta energía, en el rango del megavoltaje). De esta manera, se verifica la correcta entrada de cada haz de radiación en el paciente (entrada portal) por comparación con las imágenes obtenidas en el proceso de simulación del tratamiento.

Los antiguos sistemas de visión portal en los aceleradores consistían en películas radiográficas convencionales dentro de chasis, que se colocaban a la salida del haz transmitido por el paciente. Más recientemente, se utilizaron sistemas electrónicos (**EPID**, "electronic portal image detector") que evitaban la necesidad del revelado de películas, y cuyo funcionamiento era más versátil al poder ser desplegados de manera remota y obtener la imagen prácticamente en tiempo real.

Aunque también existen paneles planos basados en cámaras de ionización líquidas, en la actualidad el sistema de visión portal por excelencia es el "**flat panel**" de silicio amorfo (véase fig. 20.2.), que ofrece una calidad de imagen superior a la conseguida con los sistemas tradicionales.



Fig. 20.1.: Acelerador con sistema de visión portal basado en en pantalla fluorescente y cámara de vídeo.



Fig. 20.2.: Acelerador con sistema de visión portal basado en panel plano de silicio amorfo ("flat panel").

El sistema de visión portal viene complementado por un software adecuado para la obtención, procesado, visualización, comparación y archivo de imágenes.

Con estos sistemas de visión portal, basados en la utilización de los mismos rayos X de tratamiento (energía en el rango del **megavoltaje**), no es posible obtener imágenes de tanta calidad como las obtenidas con rayos X de energía en el rango del **kilovoltaje**. Esa es una ventaja de los simuladores frente a los aceleradores (al menos, los aceleradores más antiguos), ya que los primeros utilizan un tubo de rayos X convencional que proporcionan haces de las mismas características que los utilizados en radiodiagnóstico.

La diferencia se explica teniendo en cuenta que, a medida que aumenta la energía de los fotones, aumenta también su probabilidad de interacción por efecto Compton, en detrimento del efecto fotoeléctrico (véase fig. 20.3.). Por lo tanto, se producen muchos más fotones dispersos en el interior del paciente, que acabarán alcanzando el detector de imagen y produciendo una señal en él en una posición que no está correlacionada con la dirección original. Esto es lo que se conoce como "**blurring**" o emborronamiento de la imagen por dispersión, perdiéndose calidad, y no apreciándose con suficiente nitidez las diferencias de contraste entre tejidos.

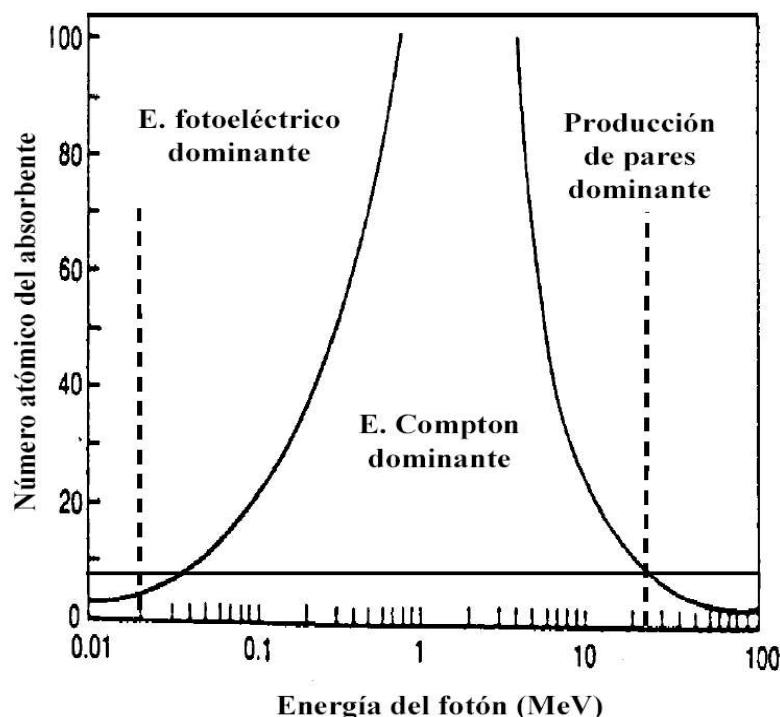


Fig. 20.3.: Predominio de los diferentes tipos de interacción fotón-materia en función de la energía del fotón y del nº atómico del material absorbente. La línea horizontal continua representa el nº atómico “efectivo” de los tejidos biológicos (equivalentes a agua). Las dos líneas verticales discontinuas representan, respectivamente, energías típicas de kilo y de megavoltaje.

Para solventar el inconveniente de la baja calidad de imagen en los sistemas de visión portal, que limitan mucho la aplicación de técnicas IGRT, se ha ido implementando en los nuevos aceleradores disponibles en el mercado un sistema de imagen de kilovoltaje. Consiste en un tubo de rayos X convencional y un detector, anclados solidariamente con el gantry de la unidad, y orientados en ángulo recto respecto al cabezal de tratamiento (véase fig. 20.4.). El sistema está montado de modo que la proyección radiográfica pueda simular la proyección de un haz de tratamiento. El sistema de detección (“flat panel”) es del mismo tipo que el empleado en la visión portal.

No solo las imágenes adquiridas son de una mayor calidad que las obtenidas con un sistema de visión portal convencional, sino que algunos modelos están preparados para realizar reconstrucciones de imágenes tomográficas aprovechando el giro del gantry, como si fuese un TC convencional. La técnica de adquisición de imágenes tomográficas con un acelerador (ya sea usando el haz de rayos X de kilovoltaje o bien el propio haz de radiación de megavoltaje), se la conoce como tomografía computarizada por haz cónico o “**Cone Beam CT**”.

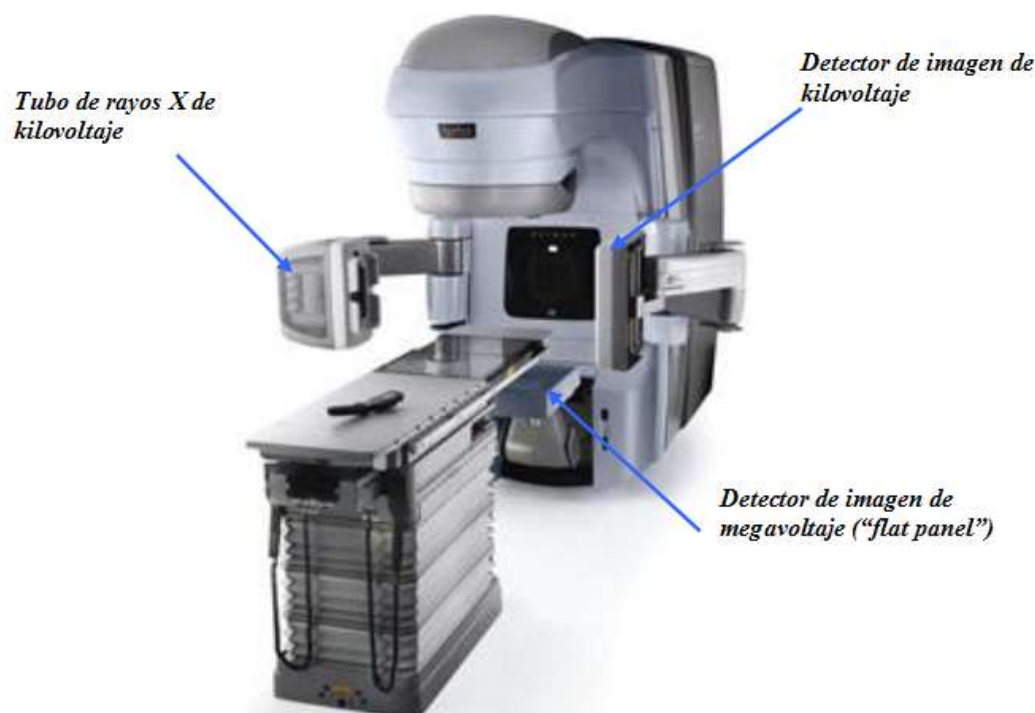


Fig. 20.4.: Acelerador con sistema de megavoltaje (visión portal) y de kilovoltaje.

El apelativo "cónico" hace referencia a que el haz utilizado es un haz ancho, tipo cono, a diferencia del haz en un TC convencional, que es estrecho (en forma de abanico o "Fan Beam CT"). Con un haz cónico suficientemente ancho se puede realizar la adquisición de imágenes tomográficas con una única revolución del gantry, a diferencia de una unidad TC convencional, que necesita varias revoluciones del tubo de rayos X para hacer un barrido completo de la zona anatómica a explorar.

Complementando las técnicas de localización por imagen radiográfica (ya sea de kilo o de megavoltaje), existen también técnicas de control de la posición del paciente basadas en ecografía, ultrasonidos, infrarrojos, etc, que permiten asegurar una gran exactitud y reproducibilidad del posicionamiento del paciente respecto a la posición de planificación.

Algunos sistemas ofrecen también la posibilidad de monitorear el ciclo respiratorio del paciente, tanto durante la toma de imágenes para planificación como en el propio tratamiento, para radiar así solo en el momento en el que el volumen blanco, en su movimiento cíclico provocado por la respiración del paciente, se encuentre dentro del campo de radiación. Ello permite utilizar menores tamaños de campo e irradiar menor cantidad de tejido sano. Estas técnicas que monitorizan la posición del volumen blanco durante la respiración del paciente para acompasar los tiempos de irradiación con el ciclo respiratorio, se las conoce como técnicas de ventana o "**gating**" (véase fig. 20.5.). La desventaja que tiene la utilización de esta técnica es que es más lenta que la irradiación convencional, ya que hay mucho tiempo "muerto" durante el cual no se está irradiando. Esto se puede compensar si se utilizan altas tasas de dosis en el acelerador.



Otra técnica más eficiente, basada también en el control y monitoreo de la respiración del paciente, y que también permite reducir los márgenes del campo alrededor del volumen blanco, es la técnica de **"tracking"** (véase fig. 20.5.). A diferencia del **"gating"**, en el **"tracking"** se irradia de manera continua sin interrupciones, y es el haz el que va **"siguiendo"** en todo momento al volumen blanco (por ejemplo, utilizando la capacidad dinámica de un colimador multilámina).

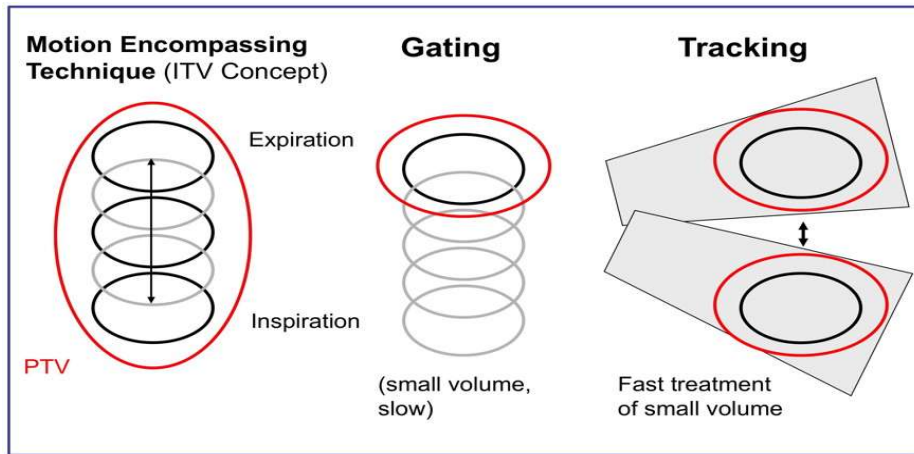


Fig. 20.5.: Diagrama explicativo del funcionamiento del **"gating"** y del **"tracking"**, en comparación con la técnica tradicional de definir un PTV que acompañe todo el movimiento del tumor. Los óvalos de color negro representan las diferentes posiciones del tumor durante el ciclo respiratorio. Los óvalos de color rojo representan el campo irradiado.



21. TOMOGRAFÍA COMPUTARIZADA (TC) PARA PLANIFICACIÓN

La tomografía computarizada por rayos X puede ser empleada en radioterapia, no con fines diagnósticos, sino para recabar información anatómica relevante para la planificación previa del tratamiento. El estudio tomográfico nos permite reconstruir tridimensionalmente al paciente (paciente "virtual") en cuanto a la definición del contorno externo y a la localización de todas y cada una de las estructuras internas. Evidentemente, el estudio radiográfico, llamado **TC de planificación**, se ha de llevar a cabo con el paciente en la misma posición y en las mismas condiciones (y con los mismos inmovilizadores) que las correspondientes a la realización posterior del tratamiento en el acelerador.

Además, la imagen TC por rayos X, a diferencia de lo que ocurre con otras modalidades de imagen como la ecografía o la resonancia magnética nuclear, proporciona adicionalmente información de la densidad física en cada punto de la imagen. Esta información es esencial para que el planificador pueda realizar correcciones en el cálculo de dosis debido a las heterogeneidades de los tejidos irradiados.

Suponiendo que los estudios TC se adquirieran siempre con mismo kilovoltaje del tubo de rayos X (100 kV, por ejemplo), a cada píxel en las imágenes se le puede asociar un **número CT** o **número "Hounsfield"**, que a su vez se corresponde biunívocamente con un valor de densidad. Se puede considerar que la imagen se compone de un conjunto de valores para este parámetro, ubicados espacialmente, y que pueden ser representados visualmente en una escala de grises especificando la relación entre número CT y nivel de gris (mediante el establecimiento de un centro y una anchura en la ventana de grises).

El número CT se define, en cada punto de tejido, a partir del coeficiente de atenuación lineal (μ) calculado en dicho punto, relativo al del agua:

$$n^{\circ} \text{ CT} = \frac{\mu(\text{tejido}) - \mu(\text{agua})}{\mu(\text{agua})} \times 1000$$

El **coeficiente de atenuación lineal** (μ) es un parámetro directamente relacionado con la capacidad de atenuación de la radiación X, y se define como la probabilidad de que un fotón acabe interaccionando en el material (bien sea por absorción o por dispersión) al cabo de una unidad de longitud recorrida. El coeficiente de atenuación lineal depende no solo de la densidad del material sino también de la energía del fotón.

Así, por ejemplo, el vacío tendrá un $n^{\circ} \text{ CT} = -1000$ y el agua un $n^{\circ} \text{ CT} = 0$. Tejidos poco densos como el pulmón tendrán números CT entre -1000 y -500 (aprox.), y tejidos densos como el hueso tendrán números CT mayores de 200 o 300.

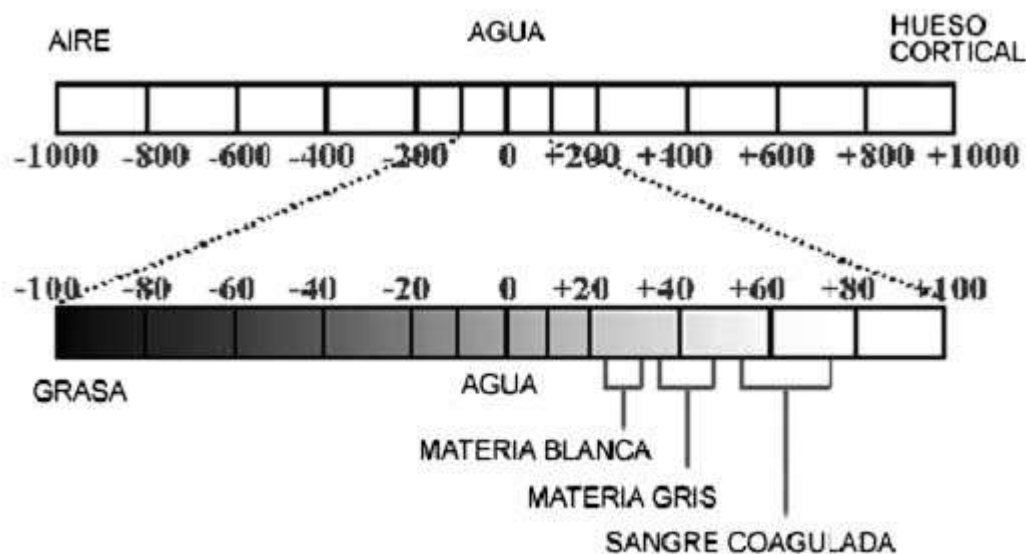


Fig. 21.1.: Ejemplo de correspondencia entre los números CT y el nivel de gris. La ventana seleccionada es relativamente estrecha, entre -100 y 100 (densidades próximas a la del agua). La gradación de grises se aplica solo en este intervalo, de modo que píxeles con un nº CT < -100 se verán en negro, y píxeles con un nº CT > 100 se verán en blanco. La selección de anchura de ventana y ubicación de la misma ("centro de ventana") es seleccionable por el operador en el software.

La obtención de la imagen se basa en la exposición a un haz de rayos X que rota continuamente alrededor del paciente. El haz transmitido a través del paciente es recogido por el detector de imagen asociado, obteniéndose así múltiples proyecciones radiográficas, siendo cada una de ellas un verdadero mapa de atenuación espacial para cada ángulo de incidencia del haz de radiación. El kilovoltaje aplicado al tubo (y que determina el espectro energético de la radiación) se sitúa en torno a los 100 a 120 kV. El haz empleado es relativamente estrecho en la dirección longitudinal (haz en abanico o "fan beam"), de modo que para explorar una región anatómica completa se requiere de varias "pasadas" o rotaciones del haz de radiación sobre el paciente, de manera que el haz en abanico vaya barriendo todo el área de interés.

Hay dos formas fundamentales de realizar el barrido del haz sobre el paciente:

- Tomografía axial: el tubo de rayos X realiza una rotación completa alrededor del paciente con la camilla estacionaria, explorando así una "rodaja" del paciente (imagen axial). A continuación, la camilla avanza longitudinalmente un recorrido predeterminado y se repite el proceso de adquisición de la imagen axial para la siguiente "rodaja", y así sucesivamente hasta barrer todo el volumen objeto de exploración (véase fig. 21.2.).
- Tomografía helicoidal: al mismo tiempo que la camilla avanza longitudinalmente de manera continua, el tubo de rayos X rota también de manera continua alrededor del paciente, de modo que el campo de radiación forma una hélice. La relación entre el avance de la camilla en cada rotación y la anchura del campo de radiación se denomina "pitch", y da una idea de lo "comprimida" que está la hélice en la dirección longitudinal (véase fig. 21.3.).

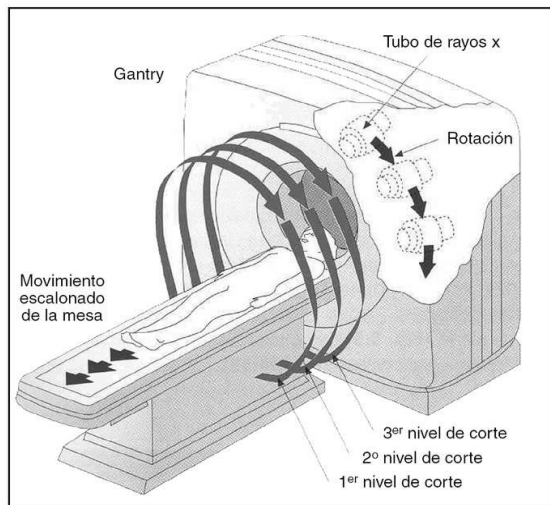


Fig. 21.2.: Adquisición en modo axial.

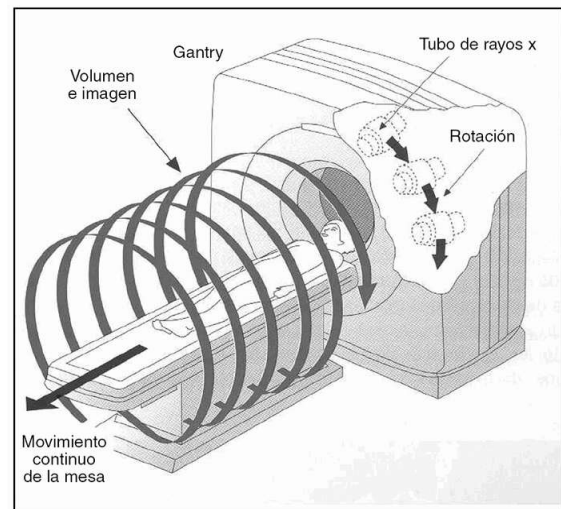


Fig. 21.3.: Adquisición en modo helicoidal.

Actualmente, todas las unidades de TC modernas pueden trabajar en ambos modos, siendo el helicoidal el más eficiente en cuanto a duración de la exploración, con una calidad de las imágenes reconstruidas similar. Además, estos nuevos escáneres también incorporan la tecnología "multicorte", mediante la cual se dispone de varios anillos de detección consecutivos en el agujero del gantry que permiten explorar una longitud de varios centímetros (varios cortes) con una sola rotación del tubo. Así, en vez de tener un haz en abanico ("fan beam"), tenemos una especie de "cone beam" (véase fig. 21.4.), tal como poseen los sistemas de imagen IGRT en los aceleradores.

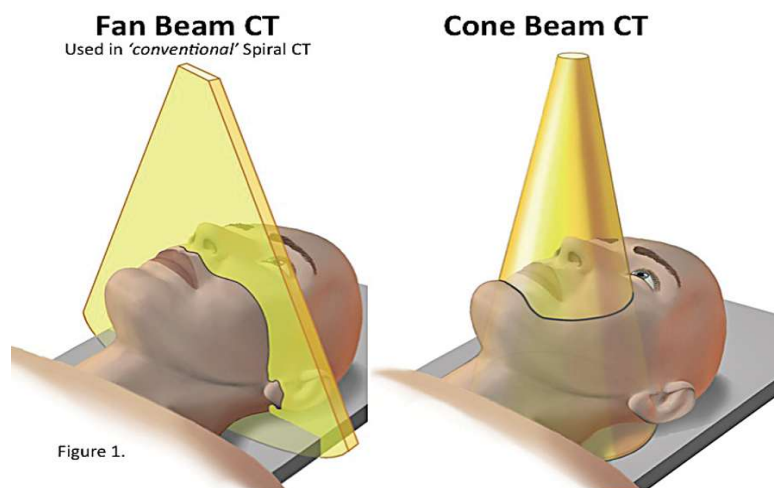


Fig. 21.4.: Adquisición TC en modo abanico ("fan beam") y en modo cónico ("cone beam").



Una exploración que en modo axial puede durar unos minutos con un TC convencional antiguo, se puede realizar en cuestión de segundos con un TC helicoidal multicorte de última generación que permita además una rápida rotación del tubo de rayos X.

Independientemente del tipo de técnica tomográfica empleada (axial o helicoidal), el resultado final será una distribución 3D de números CT o densidades, a partir de la cual se podrán reconstruir planos de imagen en cualquier orientación (transversal, sagital, coronal u oblicua). Los planos reconstruidos suelen ser planos transversales al eje longitudinal del paciente (planos axiales), cada uno de los cuales queda identificado por una coordenada longitudinal Z.

Un añadido que pueden incorporar los modernos tomógrafos para la planificación en radioterapia es la adquisición en **modo "4D"**, donde la cuarta dimensión es la temporal. Debido a la rápida rotación del tubo de rayos X alrededor del paciente (varias pasadas por segundo) y al carácter multicorte de estos tomógrafos, es posible reconstruir imágenes axiales para una misma coordenada Z (un mismo corte axial del paciente) en varias fases diferentes del ciclo respiratorio. Una vez realizado el barrido completo en toda la extensión longitudinal, los datos adquiridos se ordenan y clasifican atendiendo a la fase del ciclo respiratorio. Por lo tanto, se tendrán disponibles para la planificación radioterápica varios conjuntos de imágenes (estudios), cada uno de los cuales permite reconstruir un paciente virtual 3D en una fase concreta del ciclo respiratorio (véase fig. 21.5.).

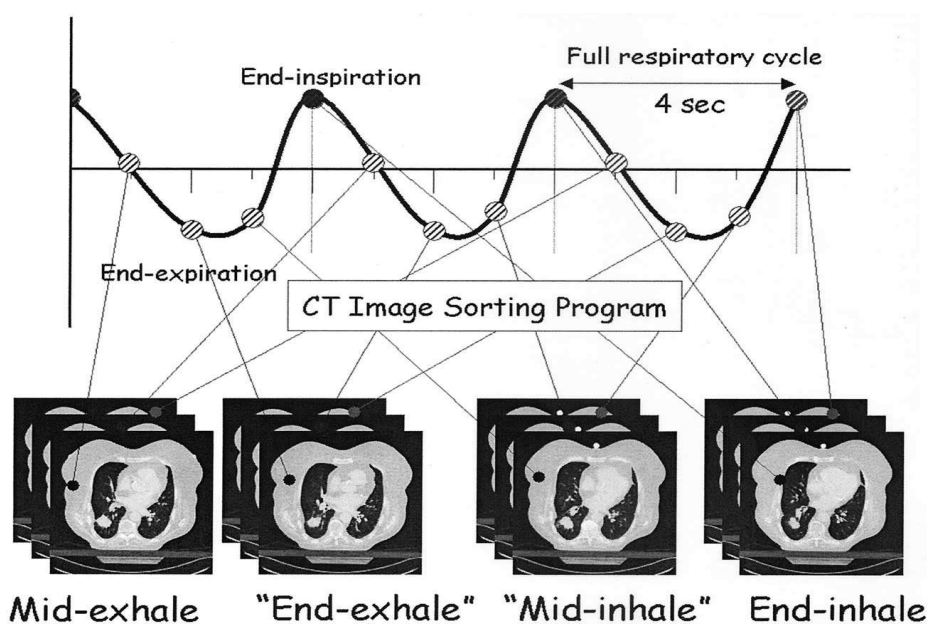


Fig. 21.5.: Adquisición en modo "4D", donde cada estudio se relaciona con una fase determinada del ciclo respiratorio.

De esta manera se pueden localizar con precisión los órganos críticos y los volúmenes blanco para cada fase respiratoria, y evaluar cuantitativamente los posibles desplazamientos que pueda haber por esta causa.

Para que se puedan adquirir las imágenes en modo "4D" tiene que haber un sistema externo al tomógrafo que monitorice la respiración del paciente y que le transfiera esta información en



tiempo real al software del tomógrafo mientras se está realizando el estudio. Hay diferentes sistemas en el mercado para conseguir esto; por ejemplo, sistemas con cámara de infrarrojos que captan el movimiento de un reflector situado en el tórax o abdomen del paciente, o sistemas que directamente miden el flujo de aire inhalado o exhalado por el paciente en cada momento. La SGRT, que hemos visto en capítulos anteriores, juega en este sentido un papel muy importante y ayuda a la adquisición de las imágenes en modo 4D.

Esta posibilidad de adquisición en modo "4D" (muy útil, por ejemplo, para la radioterapia de pulmón), permite la utilización de la técnica de "**gating**" explicada en el capítulo dedicado a los sistemas de imagen en los aceleradores.



Fig. 21.6.: Sistema utilizado para el control de la respiración del paciente en técnicas de "gating". El flujo de aire inhalado / exhalado por el paciente es monitoreado en todo momento, lo que permite establecer la fase concreta del ciclo respiratorio en la cual se está tomando en ese instante la imagen TC. El mismo sistema se utiliza después para el tratamiento, permitiendo solo la irradiación cuando la respiración se encuentre en una fase determinada, en la cual el volumen tumoral se ubica en la posición de planificación



22. PLANIFICADORES

Un planificador de tratamientos de radioterapia, también denominado sistema de planificación (**TPS**, por sus siglas en inglés) consiste fundamentalmente en una serie de aplicaciones informáticas, normalmente ya integradas en la plataforma de gestión de tratamientos en radioterapia, que ayudan a dosimetristas, radiofísicos y oncólogos radioterápicos a diseñar los parámetros óptimos de tratamiento y permiten calcular las dosis impartidas y el tiempo de irradiación necesario (UM) para dar cumplimiento a la prescripción del tratamiento. Las técnicas radioterápicas actuales han llegado a tal nivel de complejidad y precisión que los antiguos cálculos realizados a mano han pasado a la historia, y es imprescindible contar en un servicio de Oncología Radioterápica con uno o varios planificadores, tanto para radioterapia externa como para braquiterapia.



Fig. 22.1.: Sistema de planificación para radioterapia externa.

Todos los parámetros relevantes para el tratamiento que se diseñan y calculan con los planificadores (distribución de dosis, tiempos de tratamiento, UM, características geométricas de los haces de radiación, etc) quedan reflejados en un documento final (en formato papel o en formato electrónico), que constituye la llamada **dosimetría clínica** o **informe dosimétrico**. A cada paciente sometido a tratamiento de radioterapia se le realiza una dosimetría que es individualizada en función de las características de su enfermedad y de su anatomía.

Los planificadores son sistemas relativamente complejos, que necesitan de un adiestramiento específico para su manejo. Las personas encargadas de su operación suelen ser **dosimetristas** (técnicos superiores en radioterapia y dosimetría) bajo la supervisión de un radiofísico. En técnicas complejas, puede ser el propio radiofísico el encargado de realizar las dosimetrías clínicas. Todo ello sin perjuicio de la participación del oncólogo radioterápico en ciertas partes del proceso.

Para realizar dosimetrías clínicas, el planificador ha de manejar dos tipos de información:

- Datos relativos a las máquinas y al tipo de radiación y energía de los haces disponibles. Esta información constituye la **dosimetría física**, y se obtiene mediante medidas



experimentales y/o datos recabados del fabricante o publicados en la literatura. Son datos de carácter mecánico, geométrico y dosimétrico, tanto de la unidad de radiación como de la propia radiación que emite. También es necesario obtener información de la geometría, composición y densidades de los dispositivos accesorios que se puedan utilizar en el tratamiento, como bolus, sistemas de inmovilización, protecciones, etc. Esta información ha de ser incorporada al planificador antes de comenzar su uso clínico para elaborar dosimetrías clínicas.

- Datos relativos al paciente y al tratamiento particular objeto de planificación. Fundamentalmente, se requiere de la prescripción de dosis formulada por el oncólogo radioterápico responsable y de información anatómica de la zona de tratamiento. La prescripción de dosis consiste en la definición de los volúmenes tumorales a irradiar, especificando la dosis requerida, y también de los órganos críticos a preservar, indicando los límites de tolerancia de dosis admisibles en ellos. La información anatómica de la zona de tratamiento se consigue realizando el estudio TC de planificación sobre el paciente, proporcionando así no solo información morfológica para la reconstrucción del paciente virtual, sino también información de las diferencias de densidad de los tejidos, dato importante para un cálculo preciso de las distribuciones de dosis.

La realización de dosimetrías clínicas en 3D mediante simulación virtual requiere que el planificador disponga de un módulo apropiado para el contorno de estructuras anatómicas (contorno externo o piel, volúmenes blanco y órganos críticos). Normalmente todos los planificadores vienen equipados con dicho módulo, pero existen también en el mercado programas independientes para contorno con funcionalidades específicas, permitiendo exportar posteriormente dichos contornos al planificador para proceder a la simulación virtual y al cálculo dosimétrico.

El contorno de los volúmenes objeto de irradiación (volúmenes blanco) es responsabilidad del oncólogo radioterápico, mientras que el contorno de los órganos de riesgo puede realizarlo un dosimetrista con buena formación y experiencia, siempre supervisado por el oncólogo. Cada vez más utilizadas en los servicios de Radiofísica, existen en el mercado diferentes soluciones de software especializado basado en la Inteligencia Artificial (IA), que realizan automáticamente el reconocimiento y contorno de las estructuras anatómicas de interés (véase fig. 22.2.).

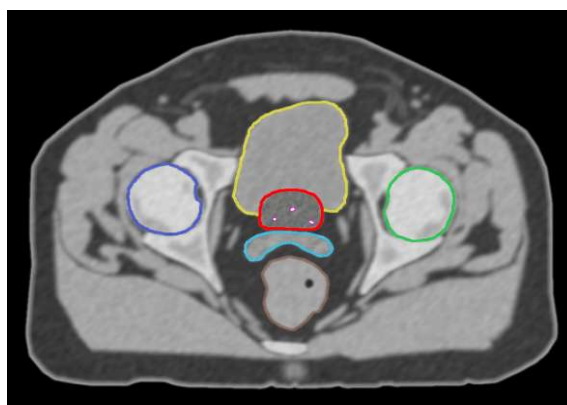


Fig. 22.2.: Contorneo de próstata, vejiga, vesículas seminales, recto y cabezas femorales, en un corte TC axial.



Además, los planificadores incorporan **algoritmos de cálculo**, cada vez más complejos pero también más precisos que, tomando como datos de partida los anteriormente mencionados, permiten optimizar al máximo todos los parámetros relevantes de la dosimetría clínica para las condiciones que se hayan diseñado en el tratamiento.

Los planificadores suelen estar integrados en un sistema informático de gestión global de los tratamientos de radioterapia. Una de las principales ventajas de esta integración electrónica es que los parámetros geométricos y dosimétricos calculados por el planificador están disponibles automáticamente, una vez aprobada la dosimetría por el facultativo responsable, en la unidad de tratamiento y/o en la unidad de simulación. De esta manera, los operadores de la unidad no tienen que introducir estos datos "a mano" como se hacía antiguamente, reduciéndose drásticamente la posibilidad de cometer errores.

La **simulación virtual** (a la que se dedican varios capítulos en este documento) se suele realizar directamente en los planificadores, aunque hay **simuladores-TC** para radioterapia que también pueden desempeñar esa función, que consiste en realizar el diseño de los parámetros técnicos y geométricos de los haces de tratamiento directamente en la unidad TC mediante un módulo de software especial, tomando como base un paciente "virtual" reconstruido a partir de imágenes tomográficas del paciente real.

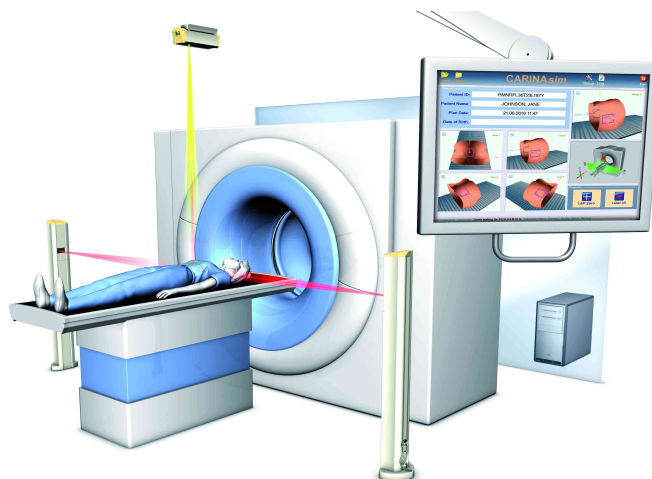


Fig. 22.3.: Simulador-TC.



23. SIMULACIÓN 3D EN RADIOTERAPIA EXTERNA

La simulación 3D requiere disponer de imágenes del paciente con las que reconstruir, mediante software apropiado, un paciente virtual. La posición del paciente durante la adquisición de estas imágenes ha de ser idéntica a la que se vaya a emplear para el tratamiento, además de ser también los mismos los sistemas de inmovilización a utilizar. La simulación 3D consiste en diseñar en el ordenador los haces adecuados empleando este paciente virtual, para lo cual el software ha de tener integrado el conocimiento de todos los parámetros geométricos relevantes de la unidad de tratamiento. Los sistemas de planificación suelen tener integradas en una misma plataforma el software de diseño de haces y el software de cálculo de dosis y de UM.

Tras la realización del estudio TC de planificación, las imágenes son rescatadas en el Servicio de Radiofísica e incorporadas al planificador de tratamientos. Un requisito fundamental previo para proceder a la simulación 3D es caracterizar en el paciente virtual todos los órganos y estructuras relevantes (volúmenes blanco y órganos críticos). Igualmente se ha de delimitar en cada corte axial la piel o contorno externo del paciente. Es requisito legal que sea el oncólogo radioterápico el responsable de la determinación de los volúmenes blanco (GTV's, CTV's), mientras que el contorneado del contorno externo y de los órganos de riesgo puede ser realizado por un dosimetrista, siempre que sean revisados posteriormente por el facultativo.

Con toda esta información, el planificador reconstruye en 3D el paciente virtual, con la localización interna exacta de todos los volúmenes de interés (volúmenes virtuales). Además, la escala de grises de las imágenes TC dará información al software de planificación sobre las densidades de los diferentes tejidos, información necesaria para el cálculo de la dosis absorbida en cada punto irradiado.

El software de planificación incorpora las herramientas necesarias para "simular" cualquier movimiento o característica mecánica de la unidad de tratamiento. Incluso puede simular la visión radiográfica sobre el paciente desde el punto de vista del haz ("**Beam's Eye View**", por sus siglas en inglés). La imagen gráfica desde el punto de vista del haz, mostrando no solo las estructuras anatómicas contorneadas sino también la estructura ósea del paciente virtual, se la conoce como **Radiografía Digital Reconstruida (RDR)**, ya que simula la radiografía que se tomaría sobre el paciente real en un simulador o en un acelerador (véase fig. 23.1.). De hecho, la RDR constituye una imagen de referencia con la que comparar las imágenes tomadas posteriormente sobre el paciente real para asegurar que la posición del mismo respecto a los haces de radiación sea la correcta.

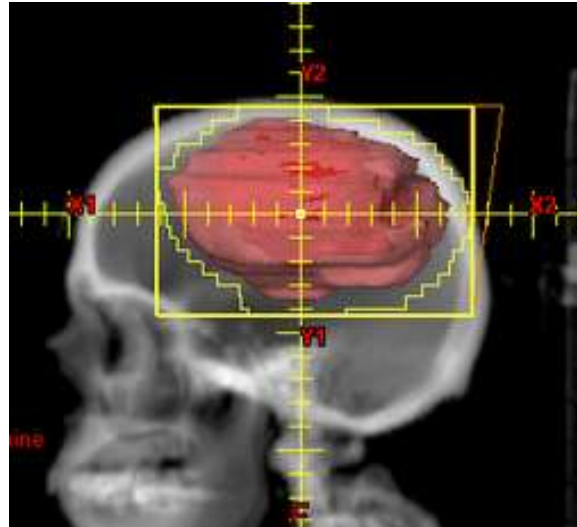


Fig. 23.1.: Radiografía Digital Reconstruida (RDR), en la que se aprecia la visión, desde el punto de vista del haz, del volumen tumoral contorneado, superpuesto sobre la estructura ósea reconstruida a partir de las imágenes TC.

En la fase de diseño de los haces de radiación hay que fijar un punto interno en el paciente virtual (normalmente en el centro del tumor, aunque no es obligatorio hacerlo así), que coincidirá con la posición del isocentro de la unidad de tratamiento. De esta manera, el eje de cualquier haz de radiación apuntará directamente a este punto, independientemente del ángulo de giro de la máquina elegido para la irradiación.

Al realizar el estudio previo del TC de planificación, al paciente se le habrán puesto sobre la piel unas **marcas externas radioopacas** o "**perdigones**" (se colocarán sobre la máscara de inmovilización y no sobre piel en el caso de tratamientos de cabeza y cuello). Como mínimo deben utilizarse 3 marcas contenidas todas ellas en el mismo plano axial (misma coordenada Z), situando una en la parte anterior de la zona de tratamiento y las otras dos en los laterales a una misma altura o coordenada Y. Estas marcas radioopacas serán visibles en las imágenes TC, y sus proyecciones en vertical (marca anterior) y en horizontal (marcas laterales) hacia el interior del paciente establecen un sistema de coordenadas en el paciente virtual cuyo centro ($x=0$; $y=0$, $z=0$) constituye así un punto de referencia fácilmente localizable (véase fig. 23.2.).

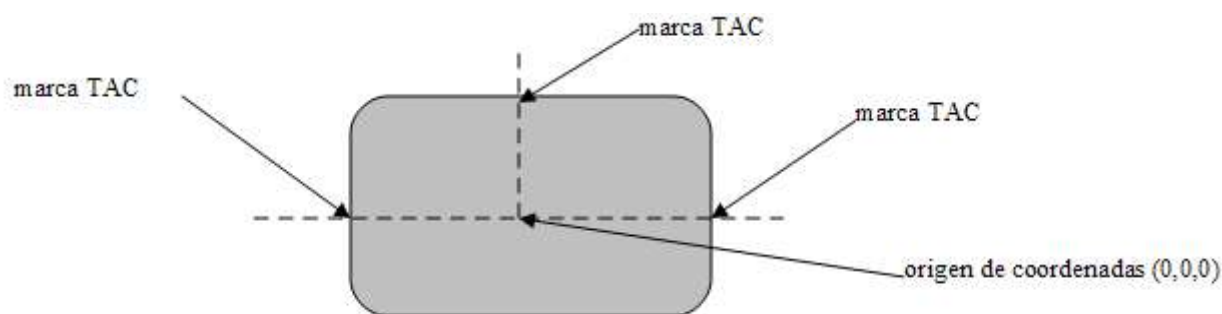


Fig. 23.2.: Visión del corte axial de referencia: colocación de las marcas radioopacas y establecimiento del origen de coordenadas o punto de referencia.

Este punto de referencia no tiene por qué coincidir con el isocentro del tratamiento. De hecho, la localización exacta del isocentro dentro del paciente todavía es desconocida, ya que se ha de establecer en la fase posterior de diseño de haces sobre el paciente virtual. Es decir, el operador del TC, cuando pone las marcas radioopacas en la piel del paciente, no tiene conocimiento de dónde está el tumor ni de cuál es la disposición idónea de los haces de radiación. Por lo tanto, la posición de este punto de referencia no tiene ningún significado clínico, y solo es eso, una "referencia" externa en la piel del paciente, visible en los cortes de imagen TC, que nos permitirá posteriormente relacionar la posición planificada y definitiva del isocentro respecto a ella mediante unas coordenadas relativas.

Una vez realizada la **dosimetría clínica** en Radiofísica, se tendrán diseñados sobre el paciente virtual los haces que mejor se adapten a las características del tratamiento. Esto implica que se habrá definido una posición concreta del isocentro en el interior del paciente (normalmente, en el centro del volumen tumoral). Esta posición, como se ha comentado antes, no tiene por qué ser la misma que la posición de referencia indicada por las marcas del TC ($x=0$; $y=0$; $z=0$). Sin embargo, sí es posible conocer las coordenadas del isocentro (x , y , z) respecto a esta posición de referencia (las proporciona automáticamente el software de planificación).

Ha de haber una sesión de **simulación del tratamiento** previa al inicio del tratamiento en sí, para "marcar" sobre el paciente real unas referencias definitivas (puntos de tatuaje, líneas de rotulador sobre colchoneta de vacío, o sobre máscara en el caso de tratamientos de cabeza y cuello, etc) que permitan colocarlo de manera que el isocentro de la máquina quede situado exactamente donde se había planificado para el paciente virtual. De este modo, las entradas portales diseñadas sobre el paciente virtual tendrán que coincidir con las entradas portales sobre el paciente real. Tal como se ha comentado en capítulos anteriores, esta sesión de simulación puede hacerse en una unidad especialmente dedicada solo a esta función (**Simulador** de tratamientos), o también puede hacerse en la propia unidad de tratamiento en la sesión inicial si posee los equipos de imagen necesarios.

Se trata de colocar al paciente sobre la camilla en la misma posición con la cual se adquirió el TC de planificación (coincidencia entre paciente real y paciente virtual). Tanto el TC como el Simulador, y también las unidades de tratamiento, poseen un sistema de láseres externos que ayudan a la correcta localización del isocentro. Como mínimo, se dispondrá de un plano de luz láser



vertical longitudinal (también llamado "sagital") y dos pares de haces laterales (izquierdo y derecho), cada par consistente en un plano horizontal y uno vertical. Las coordenadas de estos planos, en el sistema de coordenadas de la máquina, son $X=0$ para el plano sagital, $Y=0$ para los planos laterales horizontales, y $Z=0$ para los planos laterales verticales. Todos estos planos de luz láser se cortan en un único punto, que coincide exactamente con el isocentro en el simulador o en la unidad de tratamiento. Sobre la piel del paciente, los láseres quedan proyectados en forma de líneas: una línea sagital y un par de líneas horizontal y vertical por cada una de las proyecciones laterales (véase fig. 23.3.).

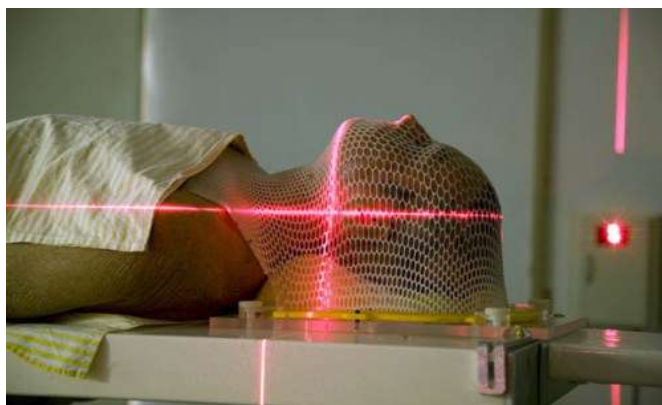


Fig. 23.3.: Proyección de los dos planos del láser lateral izquierdo sobre el paciente (plano horizontal y plano vertical).

Para asegurar todavía más la correcta alineación del paciente respecto a la unidad de tratamiento, se pueden establecer marcas adicionales; por ejemplo, marcas sobre la línea medial del paciente en cortes superiores e inferiores, colocadas de manera que la línea del láser sagital ha de pasar por ellas.

Para conseguir localizar el isocentro en el paciente, se ha de mover la camilla (y con ella, al paciente) hasta que la proyección de láseres coincida con las marcas de referencia iniciales en la piel del paciente (donde se pusieron los "perdigones" al hacer el TC de planificación). En este momento, lo que tendremos es que el isocentro está localizado en las coordenadas ($x=0$; $y=0$; $z=0$) del sistema de ejes relativo al paciente. Como la dosimetría clínica nos indica que la posición correcta del isocentro tiene de coordenadas (x , y , z), deberemos acto seguido desplazar longitudinal, lateral y verticalmente la camilla unas distancias ($-x$, $-y$, $-z$) para "mover" el isocentro sobre el paciente a la posición diseñada para él en la planificación (realmente el isocentro no es lo que se mueve, ya que es un punto fijo en el espacio, lo que se mueve es el paciente respecto a él). Véase fig. 23.4.

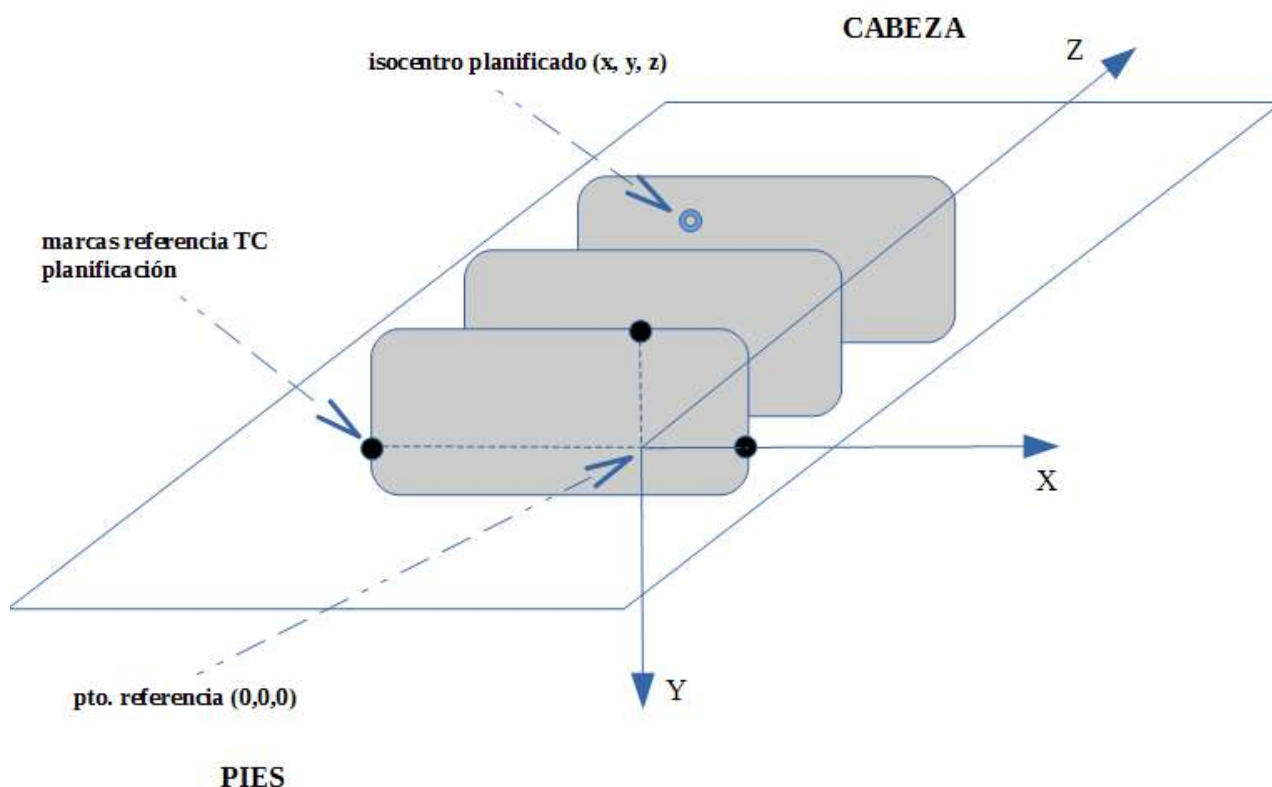


Fig. 23.4.: Coordenadas del punto de referencia y del isocentro planificado.

Lo habitual es tatuar, como marcas definitivas, la proyección sobre piel (o máscara) de los láseres de simulación una vez realizados los desplazamientos anteriormente comentados. De esta manera, si en las sucesivas sesiones de tratamiento posicionamos al paciente de forma que estas marcas definitivas (ino las originales del TC!) las hagamos coincidir con las proyecciones de los láseres, tendremos "asegurada" la correcta posición del isocentro dentro del paciente, o lo que es lo mismo, la correcta posición del paciente respecto a los haces de radiación. Es decir, considerando que no haya rotaciones indebidas y que se utilice de la misma manera los accesorios de inmovilización, conseguimos mediante este procedimiento que la relación geométrica entre paciente y unidad de tratamiento sea idéntica en ambos pacientes, el virtual y el real.

No obstante, este proceso de establecer unas referencias externas para localizar internamente el isocentro es proclive a inexactitudes o incluso errores sistemáticos. El simple hecho de que los operadores que han colocado al paciente en la unidad de TC no sean los mismos que lo colocan en la unidad de simulación o en la de tratamiento ya introduce un componente grande de incertidumbre. Por ello, se hace prácticamente obligatorio realizar una verificación redundante mediante imagen, bien sea en el simulador o en la propia unidad de tratamiento.

Para proyecciones radiográficas seleccionadas para las que se disponga de una radiografía digital reconstruída (RDR) sobre el paciente virtual (y que pueden coincidir o no con la de alguno de los haces de tratamiento), se toma una imagen sobre el paciente real (llamada **verificación portal**) en la que se observa el centro, ejes de radiación y contorno del campo de radiación,



sobreimpresionados sobre la imagen anatómica. Esta imagen se compara (de manera visual o haciendo uso de un software de comparación) con la RDR correspondiente. En la RDR también se observa la proyección del centro, contorno y ejes del campo sobre la anatomía, en este caso del paciente virtual. Ambas imágenes deberían coincidir idealmente si es que la localización del isocentro sobre el paciente real se ha efectuado correctamente en esta sesión de simulación (véase fig. 23.5.).

La RDR se considera como la imagen de referencia, obtenida como se ha dicho a partir del paciente virtual, el cual a su vez se reconstruye a partir del estudio TC de planificación. Si este estudio TC no se ha realizado correctamente (paciente rotado o mal alineado, perdigones no coincidentes con la proyección de los láseres, etc), entonces la visión de la RDR no podrá ser correctamente reproducida en las imágenes portales sobre el paciente real en la unidad de simulación o en la de tratamiento. Como consecuencia, el diseño de haces y cálculo de dosis que era el adecuado para el paciente virtual (mal posicionado) no lo será para el paciente real, aunque éste sea posicionado correctamente en la unidad de tratamiento. Esto conlleva la repetición de todo el proceso, incluyendo un nuevo estudio TC de planificación. Es fundamental, por tanto, partir de un estudio TC realizado con la máxima precisión en la colocación del paciente.

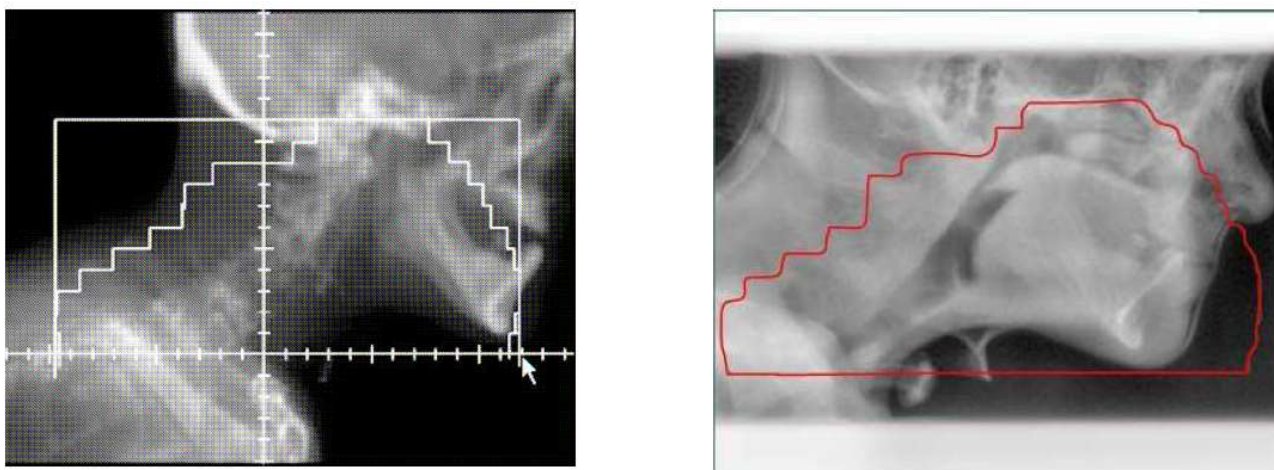


Fig. 23.5.: Verificación del correcto posicionamiento del paciente, utilizando los dispositivos de imagen portal. A la izquierda se tiene la imagen de referencia de uno de los campos de tratamiento (imagen de planificación, consistente en una radiografía digital reconstruida por el planificador, o RDR), y a la derecha la imagen tomada en el simulador o en el propio acelerador. Nótese como hay un claro desplazamiento en la dirección antero-posterior, indicando un fallo de posicionamiento que debe corregirse.

En la fig. 23.5. se pueden ver unas imágenes de simulación del tratamiento para un haz lateral en un caso de cabeza y cuello. La imagen de la izquierda corresponde a la RDR reconstruida por el planificador sobre el paciente virtual, mientras que la imagen de la derecha corresponde a la misma proyección sobre el paciente real, tomada con el equipo de imagen disponible en la unidad de simulación (o en la de tratamiento). Se ve que no coinciden, habiendo una discrepancia importante en la dirección antero-posterior del paciente. Las causas del error pueden ser varias:

- . Deficiente colocación de las marcas de referencia en el TC, no coincidentes con las proyecciones de los láseres.
- . Distinta colocación de la máscara en el TC respecto a la unidad de simulación.
- . Mal posicionamiento en la unidad de simulación (marcas no alineadas con los láseres).



- . Mal alineamiento y/o rotaciones indebidas del paciente, bien sea en el TC o en simulación.
- . Retracción de la máscara, que hace que la relación geométrica de las marcas respecto al paciente hayan variado desde la realización del TC hasta la realización de la simulación.
- . Descalibración de los láseres, bien sea los del TC o los de simulación.
- . Etc.

En el ejemplo mencionado, si no se hubiesen tomado imágenes y confiásemos únicamente en los desplazamientos realizados según planificación para localizar el isocentro respecto a las marcas TC, hubiésemos establecido un posicionamiento erróneo del paciente en tratamiento, al pasarnos desapercibido algún error cometido en algún momento de la planificación del proceso. A pesar de que la planificación sobre el paciente virtual nos muestra un haz de radiación incidiendo en la zona correcta (visión de la RDR), en realidad tendríamos que el tratamiento sobre el paciente real se haría sobre otra zona (visión de la imagen portal), produciéndose una infradosificación parcial del volumen tumoral (que puede dar lugar a la no curación de la enfermedad o a recidivas) y también una irradiación no deseada en zonas críticas (parte superior de la boca, labios, etc).

El software actualmente disponible en los aceleradores permite realizar comparaciones manuales o automáticas ("**matching**") entre las imágenes de referencia y las imágenes reales, proponiendo los desplazamientos de mesa que habría que hacer para conseguir la coincidencia. Estos desplazamientos, una vez aceptados por el médico responsable (o por el operador, si dispone de ese privilegio), se aplican de manera automática sobre la camilla de tratamiento.

La opción del "matching" automático es muy útil cuando se trata de comparar imágenes que, a ojo, presentan dificultades para reconocer las estructuras presentes en ellas. El "matching", ya bien sea automático o manual, se puede emplear en la comparación de imágenes proyectivas (planares), o imágenes volumétricas ("Cone Beam CT").

En la radioterapia moderna se prescinde cada vez más de la toma de las imágenes proyectivas (RDR) que se han descrito en los párrafos anteriores. La tendencia es a utilizar la imagen obtenida con el sistema de "Cone Beam CT" del acelerador, bien sea MV o kV, comparándola directamente con la imagen TC de planificación en múltiples cortes. Aún así, el procedimiento seguido es análogo al anteriormente descrito para imágenes proyectivas.

De igual manera, la utilización de marcas sobre el paciente (perdigones, tatuajes, etc) es algo de lo que se puede prescindir si se tiene la oportunidad de utilizar SGRT, la cual aporta mucha mayor precisión para la colocación del paciente, ya que tiene en cuenta una superficie extensa del mismo y no solo unos pocos puntos de marcaje. Aún con SGRT, se debe seguir aplicando IGRT porque la SGRT no puede visualizar de ninguna manera las estructuras y tejidos internos, que no tienen por qué guardar una correspondencia única con la superficie del paciente.



24. SIMULACIÓN 3D EN BRAQUITERAPIA

En la práctica actual de la braquiterapia ya se dispone de medios suficientemente sofisticados como para realizar una evaluación volumétrica precisa de la dosis absorbida, tanto en el volumen tumoral como en los órganos de riesgo. Esto es así debido fundamentalmente al desarrollo de planificadores con potentes programas de cálculo y de manipulación gráfica de imágenes, que permiten, a diferencia de la braquiterapia 2D, prescindir de la mayoría de reglas de implante seguidas históricamente, logrando un mayor número de grados de libertad en el diseño del implante, y por tanto, una mayor optimización del tratamiento para cada caso individual.

De manera análoga a la radioterapia externa, la simulación 3D en braquiterapia hace uso de imágenes tomográficas realizadas al paciente en la zona de tratamiento, que permiten una reconstrucción de un paciente "virtual" en el planificador. Dependiendo del tipo de implante, se puede entonces ensayar en dicho paciente virtual la posición de las fuentes radiactivas a ser implantadas (por ejemplo, en los implantes de próstata, ya sea de baja tasa con "semillas" de yodo-125 o paladio-103, o bien de alta tasa con iridio-192), o también identificar perfectamente los aplicadores previamente insertados y las posiciones en las que se localizarán las fuentes (por ejemplo, en las aplicaciones ginecológicas).

El oncólogo radioterápico también puede "pintar" sobre las imágenes los volúmenes de interés (volúmenes blanco y órganos de riesgo), de modo que el programa de planificación calcula de manera exacta la correspondencia espacial entre fuentes y volúmenes, permitiendo un cálculo optimizado de la distribución de dosis y de los tiempos de tratamiento que satisfagan la prescripción del médico (véase fig. 24.1.).



Fig. 24.1.: Imagen tomográfica (TC) de simulación y de planificación para un implante intersticial de mama, con isodosos superpuestas.



No siempre las imágenes tomográficas han de ser imágenes de TC. En algunas técnicas de braquiterapia se puede hacer uso de otra clase de imágenes tomográficas, por ejemplo, de ecografía; es el caso de los implantes prostáticos, de alta o de baja tasa. Además, se está estandarizando en braquiterapia el uso de imágenes de resonancia magnética nuclear (RMN), donde hay una mejor definición de las estructuras anatómicas, y que en una imagen TC presentarían una pobre resolución de contraste y una mayor dificultad para el oncólogo a la hora de identificar el volumen blanco y las estructuras críticas.



25. SISTEMAS DE INMOVILIZACIÓN EN RADIOTERAPIA EXTERNA

Es fundamental que la posición y orientación del paciente durante su tratamiento con haces de radioterapia externa sean exactamente las mismas que las empleadas como referencia para la planificación, y que se corresponden con las del estudio tomográfico de planificación (TC) previo. Cualquier discrepancia supone que los haces de tratamiento incidirán sobre zonas que no se corresponden con las planificadas, y/o que la distribución de dosis realmente impartida no coincida con la prevista.

Los haces se diseñan sobre el paciente virtual reconstruido a partir del estudio tomográfico (simulación 3D). Hay que asegurar que la incidencia de los haces (entradas portales) sean las mismas en la simulación y en el tratamiento.

Evidentemente, la solución pasa por inmovilizar en todo lo posible al paciente, utilizando dispositivos y métodos que consigan que el paciente adopte una posición fija y reproducible. Ahora bien, no solo se trata de inmovilizar externamente al paciente, de modo que su "contorno externo" sea siempre el mismo y se oriente siempre de la misma manera, tanto en la toma de imágenes de planificación, como en la simulación y en todas y cada una de las sesiones de tratamiento, sino también de que los órganos internos mantengan fija la correspondencia espacial respecto a ese contorno externo.

Para inmovilizar el contorno externo del paciente (que es donde se ubicarán las marcas que servirán de orientación a los operadores para colocarlo en la posición correcta respecto al isocentro de la unidad) se utilizan diferentes dispositivos de los que se hablará más adelante, cada uno adaptado a la zona anatómica particular del tratamiento. La "inmovilización" de las estructuras internas es más problemática, y en buena parte de los casos no es factible conseguirla.

Un ejemplo paradigmático es el movimiento de órganos internos por la respiración del paciente. Esto supone un problema, ya que normalmente la planificación se realiza tomando como base unas imágenes tomográficas del paciente adquiridas como un promedio de todas las fases del ciclo respiratorio, mientras que en el tratamiento los haces irradian un paciente real que en cada momento presenta unas posiciones internas de los órganos y del volumen blanco que están en función de una fase concreta del ciclo respiratorio.

La respiración del paciente supone que haya órganos internos cuya posición fluctúe con el ciclo respiratorio respecto al contorno externo del paciente (o respecto a las estructuras óseas, de las que se supone guardan una misma correspondencia espacial respecto al contorno externo). Así, la posición de la próstata, la vejiga, los propios pulmones, el estómago, etc, se ve influenciada por la respiración. Actualmente se utilizan técnicas que intentan minimizar la influencia de estos movimientos internos, entre las que podemos mencionar las siguientes:

- **compresión abdominal:** se utilizan dispositivos que limitan el movimiento del abdomen durante la respiración, intentando que la variación del contorno externo y de órganos internos sea mínima. Evidentemente, estos dispositivos se han de utilizar tanto en la fase de simulación como en la de tratamiento, y siempre en las mismas condiciones (véase fig. 25.1.).



Fig. 25.1.: Sistema de compresión abdominal para minimizar la influencia de la respiración en la radioterapia.

- **técnicas de "gating"**: se trata de sincronizar el ciclo respiratorio con la irradiación en la unidad de tratamiento, de modo que la unidad solo "dispare" cuando el volumen blanco se encuentra en la "ventana" de irradiación. Para ello se deben haber adquirido para planificación estudios tomográficos correspondientes a varias fases del ciclo respiratorio (imágenes 4D), y tener disponible en la unidad de tratamiento un sistema que identifique la fase del ciclo respiratorio en cada instante.
- **técnicas de "tracking"**: se trata de que el campo de radiación de la unidad de tratamiento siga el movimiento interno del volumen blanco. Normalmente se hace uso del sistema de colimación multilámina de los aceleradores, de modo que se adapta la conformación de las láminas en función de la fase del ciclo respiratorio para irradiar en todo momento el volumen blanco. Aceleradores especiales como el "Cyberknife" utilizan un sistema robótico para desplazar el cabezal de la unidad de tratamiento en sincronía con la respiración del paciente. Esta técnica también hace uso de la planificación 4D mencionada para la técnica "gating". De la misma manera, ha de disponerse en la unidad de tratamiento de un sistema que identifique la fase del ciclo respiratorio en cada instante.
- **depresores linguales**: en patologías de cabeza y cuello, dependiendo de la localización del volumen blanco a irradiar, puede convenir retirar la lengua todo lo posible del campo de radiación. Se utilizan para ello depresores linguales (vulgarmente denominados "chupetes"), que se introducen en la boca del paciente (véase fig. 25.2.) y empujan hacia abajo la lengua manteniéndola en una posición fija (aunque esto depende mucho de la tolerancia del propio paciente).



Fig. 25.2.: Depresor lingual utilizado para retirar la lengua del haz de irradiación.

En tratamientos en la zona pélvica y abdominal (recto, próstata, vejiga, útero, etc), se suele requerir del paciente que acuda, tanto a la sesión de toma de imágenes TC de planificación, como al simulador y al tratamiento en el acelerador, con unas mismas condiciones de llenado de vejiga y/o de recto e intestinos. Para ello se le dan instrucciones precisas para ponerse previamente un enema o para beber cierta cantidad de líquido antes de realizar las respectivas sesiones, de modo que el llenado y la disposición interna de órganos como la vejiga o el recto se mantengan siempre en las mismas condiciones y no haya diferencias entre simulación y tratamiento o entre las distintas sesiones de tratamiento.

Cabe mencionar también que, a lo largo del tratamiento (que se puede prolongar durante varias semanas), el paciente puede sufrir cambios físicos (pérdida de peso, reducción tumoral, ...) que pueden suponer una variación de sus condiciones anatómicas (cambio en el contorno externo, de espesores de tratamiento, localización interna de órganos), y que requeriría realizar una nueva simulación y una nueva planificación del tratamiento.

No entraremos más en detalle en la "inmovilización" de las estructuras internas, y nos centramos a continuación en los dispositivos de inmovilización utilizados externamente para colocar y posicionar al paciente, tanto en la unidad TC como en el simulador y en el acelerador. En general, estos dispositivos han de tener las siguientes características:

- **Robustez:** cada dispositivo de inmovilización se utiliza con mucha frecuencia en el servicio de Oncología Radioterápica, e incluso puede ser compartido entre varios aceleradores o con la unidad TC y el simulador, por lo que están sometidos a un estrés constante y al riesgo de golpes, caídas, etc, durante su traslado y su manejo. Su uso con los pacientes supone también un desgaste y un posible riesgo de rotura o deterioro de alguno de sus componentes. Por lo tanto, es importante que sean los más robustos posible.

- **Manejabilidad:** cuanto más pesado, más voluminoso y más complicado sea de usar un dispositivo de inmovilización, más dificultad tendrán los operadores para manejarlo correctamente y para conservarlo en buenas condiciones con el paso del tiempo. Además, los inmovilizadores pesados y



muy voluminosos ocasionan dificultades para su almacenamiento. Siempre que no se comprometa el objetivo de una correcta inmovilización del paciente, estos sistemas deberán ser lo más livianos posible, así como fáciles de manejar para el operador.

- Comodidad: evidentemente, el inmovilizador ha de ser cómodo para el paciente, ya que en cada sesión ha de estar inmovilizado durante varios minutos. Para conseguir una buena tolerancia del paciente y minimizar la ocurrencia de pequeños movimientos (voluntarios e involuntarios), interesa que el diseño del inmovilizador sea lo más ergonómico y cómodo para el paciente.

- Sencillez: un inmovilizador que disponga de excesivos aditamentos y grados de libertad para conseguir el posicionamiento ideal del paciente puede ser complicado de manejar para el operador, aumentando además el riesgo de cometer errores inadvertidos, ya sean puntuales o sistemáticos. Siempre que no se comprometa la calidad del tratamiento y se asegure convenientemente la reproducibilidad de la posición del paciente exigida para cada tipo de tratamiento, es deseable que los inmovilizadores sean lo más sencillos posible.

- Radiotransparencia: es bastante posible que los haces de radiación planificados, antes de incidir sobre el paciente, lo hagan sobre el inmovilizador. Interesa que la atenuación de la radiación sobre ellos sea mínima, por lo que se suelen construir con mínimos espesores de material y en fibra de carbono. De todos modos, siempre se puede tener en cuenta en el planificador la atenuación de cualquier material externo al paciente (inmovilizadores, mesa de tratamiento, ...), por lo que la falta de radiotransparencia puede ser modelada y tenida en cuenta con un error mínimo.

- Duplicidad: por comodidad para los operadores de las diferentes máquinas (TC, simulación, aceleradores) es recomendable tener un inmovilizador propio en cada una de ellas para evitar tener que trasladarlos de un lugar a otro. Para cada tipo de inmovilizador, todas las unidades disponibles han de ser idénticas entre sí, lo cual hay que asegurar antes de ponerlos en uso clínico.

- Compatibilidad: es importante asegurarse, antes de adquirir un nuevo inmovilizador, que pueda ser usado efectivamente en cada una de las máquinas (TC, simulador, aceleradores). Es relativamente común, por ejemplo, en unidades TC con gantry estrecho (70 cm) que algunos dispositivos de inmovilización no puedan usarse, ya que con el paciente correctamente inmovilizado no cabe por el "agujero" del TC, provocando colisión del inmovilizador o del propio paciente (véase fig. 25.3.). De la misma manera, también se pueden producir colisiones en los aceleradores, sobre todo al desplegar los sistemas de imagen y hacer girar el gantry.



Fig. 25.3.: Realización del estudio TC de simulación para un tratamiento de mama con inmovilizador específico. Obsérvese la dificultad que puede entrañar la realización del estudio debido a las dimensiones relativas del inmovilizador y del gantry de la unidad TC.

- Fijación e indexación a la mesa: es importante que los dispositivos de inmovilización se puedan fijar solidariamente a los diferentes tableros, tanto de la unidad TC, como del simulador y los aceleradores. Esto impide cualquier posible desplazamiento que pueda sufrir el inmovilizador (y con él, el paciente) respecto al tablero. Se evitan así errores de posicionamiento y se aumenta también la seguridad física del paciente al evitar que el inmovilizador se pueda deslizar sobre la mesa. Además, es interesante que los inmovilizadores se puedan "indexar" a los distintos tableros, lo que significa que la posición relativa entre inmovilizador y tablero se restringe a unas cuantas posiciones discretas (dicho de otro modo, el inmovilizador no se puede fijar respecto a la mesa en cualquier posición, sino en unas pocas posiciones claramente definidas, normalmente equiespaciadas). Si los tableros de la unidad TC, del simulador y de los aceleradores disponen de las mismas posiciones de indexación, y éstas están referidas a un mismo sistema de coordenadas de mesa, entonces, si el inmovilizador se ancla en las mismas posiciones de indexación, las coordenadas de mesa simuladas serán las mismas que las coordenadas de mesa para el tratamiento en el acelerador (sin embargo, siempre conviene verificar el correcto posicionamiento del paciente en el acelerador mediante las marcas externas y mediante imagen).

Existen numerosos sistemas de inmovilización de todo tipo, algunos comerciales y otros artesanales que se pueden elaborar en el propio servicio, aunque estos últimos normalmente no ofrecen las mismas prestaciones y seguridades que los comerciales. Veamos seguidamente algunos de los sistemas comerciales más utilizados, clasificándolos en función de la localización anatómica del tratamiento:

CABEZA Y CUELLO

El tipo de inmovilizador más utilizado en los tratamientos de cabeza y cuello se compone básicamente de una base de fibra de carbono o de metacrilato, sobre la cual se asienta un cabezal reposacabezas, que puede ser rígido o mediante colchón de vacío. El paciente se acuesta



con la cabeza descansando en el cabezal, y para una mayor inmovilización se suele añadir una máscara termoplástica (véase fig. 25.4), individualizada para cada paciente, que se adapta a la forma de la cabeza, cara y/o cuello, y se fija a la base, de modo que el conjunto queda perfectamente inmovilizado (sobre todo si la base tiene la posibilidad de fijación a la mesa de la unidad). Este sistema puede ser utilizado tanto para tratamientos en posición supino como en prono. Las características y la elaboración de las mallas termoplásticas (no solo para cabeza y cuello) se explicarán con más detalle al final de este capítulo.

Normalmente se dispone de varios cabezales reposacabezas rígidos para conseguir adaptar perfectamente la curvatura posterior particular del cuello de cada paciente y que éste descanse sobre el cabezal lo más cómodamente posible (véase fig. 25.5.).



Fig. 25.4.: Inmovilización de cabeza con colchón de vacío como reposacabezas, máscara termoplástica y retractores de hombros.



Fig. 25.5.: Juego de cabezales reposacabezas para tratamientos en supino, con diferentes alturas y curvaturas adaptables al contorno del cuello y cabeza del paciente.



También existen diferentes tipos de mallas termoplásticas, con diferentes espesores, materiales y longitudes. Las hay cortas que solo inmovilizan la cabeza, y más largas que también inmovilizan el cuello e incluso los hombros.

En el caso de irradiación en la zona del cuello, para evitar que los hombros puedan interceptar los haces de radiación en el caso de que éstos sean laterales u oblicuos, se suelen emplear los llamados **"retractores de hombros"** (véase fig. 25.4.), que son aditamentos que pueden ir integrados en el propio inmovilizador de cabeza y cuello y que "tiran" hacia abajo de los hombros para apartarlos de la zona de incidencia de los haces.

Una ventaja adicional de las máscaras termoplásticas, añadida a su capacidad de inmovilización, es que se pueden colocar sobre ellas y no sobre la piel del paciente las marcas radioopacas de referencia del estudio TC. Así mismo, las marcas definitivas de localización del isocentro y de las entradas y/o límites de los campos de tratamiento se pueden pintar sobre tiras de esparadrapo pegadas en la propia máscara.

Existen numerosas variantes para el sistema anteriormente descrito. Así, se pueden usar bases que se pueden angular (sobre todo para posición en prono, véase fig. 25.6.), colchones de vacío para inmovilizar la zona del tórax y los hombros, mordedores para fijar la posición de la cabeza solidariamente con el cabezal reposacabezas (véase fig. 25.7.), etc.



Fig. 25.6.: Inmovilización de la cabeza en posición prono, con base angular y máscara termoplástica.



Fig. 25.7.: Inmovilización de la cabeza con un dispositivo "bite block".

MAMA

El tipo de inmovilizador más utilizado para los tratamientos de mama en posición supino es una tabla inclinada con aditamentos para reposar la cabeza, los brazos y las manos. El diseño de la misma está encaminado, no solo a conseguir una correcta inmovilización y una aceptable comodidad para la paciente, sino también a facilitar el diseño de los haces de radiación, evitando que intercepten regiones de la paciente como los brazos, y favoreciendo la protección del pulmón. Tanto la angulación de la tabla como la posición y angulación de los diferentes aditamentos es regulable, normalmente en posiciones discretas, para lograr el objetivo anteriormente mencionado (véase fig. 25.8.).



Fig. 25.8.: Inmovilización en un tratamiento de mama en posición supino.

Al igual que en los tratamientos de cabeza y cuello, aunque no tan habitual, se pueden utilizar mallas termoplásticas específicas para la región anatómica del tórax, que ayudan a la inmovilización de la mama y a la reproducibilidad del posicionamiento, sobre todo en mamas grandes y péndulas (véase fig. 25.8.). También es útil en algunos casos la utilización de colchones de vacío (véase fig. 25.9.).



Fig. 25.9.: Inmovilización con colchón de vacío.

Para tratamientos de mama en posición prono también existen dispositivos de inmovilización específicos, que permiten que la mama objeto de tratamiento cuelgue por gravedad, al mismo tiempo que se comprime y se aparta la mama contralateral de los haces de radiación (véase fig. 25.10.).



Fig. 25.10.: Inmovilización en posición prono.

TÓRAX

Existen numerosos sistemas para inmovilizar la zona de tórax en tratamientos localizados en esta región anatómica. Se pueden usar colchones de vacío o sistemas rígidos que inmovilizan de alguna manera el tórax y los brazos del paciente. Estos últimos suelen consistir en tablas (mejor si son indexadas a la mesa de tratamiento) con aditamentos para colocar en posiciones reproducibles los brazos, antebrazos y manos del paciente, los cuales no han de interceptar los haces de radiación planificados (véase fig. 25.11.). Así mismo, los inmovilizadores no deben provocar situaciones de colisión con los elementos móviles del tomógrafo, del simulador o del acelerador.



Fig. 25.11.: Inmovilización de tórax con dispositivo inmovilizador específico.

COLCHONES DE VACÍO

El colchón de vacío se puede utilizar en múltiples localizaciones anatómicas como sustituto de otros sistemas de inmovilización más tradicionales. Es especialmente útil para la inmovilización de extremidades, pelvis o columna. Más que inmovilizar al paciente, su función es conseguir una buena reproducibilidad del posicionamiento, aunque también es cierto que ayuda a minimizar los movimientos involuntarios del paciente (véase fig. 25.12.).



Dependiendo de la región corporal que se pretenda inmovilizar, existen en el mercado diferentes tamaños y diseños de colchones de vacío. Por ejemplo, es evidente que en una inmovilización de cabeza y cuello se requerirá un pequeño colchón a modo de reposacabezas, mientras que para una irradiación craneo-espinal se requerirá un colchón para el cuerpo entero.



Fig. 25.12.: Inmovilización con colchones de vacío.

El funcionamiento es relativamente sencillo. Se trata de un colchón relleno de pequeñas bolitas de poliestireno (poliespán, material sintético y aislante), con una válvula de apertura y cierre a la que se aplica una bomba que permite hacer el vacío. Cuando el interior del colchón está a la presión atmosférica las bolitas en su interior están libres y el colchón puede ser moldeado con la forma del paciente o de parte de él mientras se encuentra acostado sobre el mismo. El aire se bombea entonces hacia fuera a través de la válvula mediante la bomba de succión, realizando el vacío en el interior. La presión atmosférica exterior presiona entonces las bolitas, juntándolas y haciendo que el colchón se vuelva rígido y duro, conservando así el moldeado del paciente.

En las sucesivas sesiones de toma de imágenes TC, simulación y tratamiento, el paciente deberá colocarse sobre el colchón adaptando su posición a la que ha quedado "impresa" en el mismo. De esta forma se reproduce con facilidad el posicionamiento diario del paciente.

Los colchones de vacío son reutilizables. Evidentemente, como paso previo a su uso con otro paciente, hay que deshacer el vacío actuando sobre la válvula correspondiente para que la presión interior se equilibre con la atmosférica, y así pierdan la rigidez adquirida y vuelvan a ser de nuevo moldeables.

MALLAS TERMOPLÁSTICAS

Las mallas o máscaras termoplásticas constituyen un añadido que se puede incorporar a los inmovilizadores clásicos para mejorar todavía más el grado de inmovilización del paciente. En el caso de tratamientos de cabeza y cuello constituyen desde hace mucho tiempo un estándar, siendo prácticamente imprescindibles en este caso. Dependiendo del modelo, algunas de ellas son reutilizables y otras no.

Consisten en finas capas de material plástico perforado que, calentadas a cierta temperatura, se vuelven blandas y moldeables, pudiendo entonces ser aplicadas sobre la zona anatómica de interés en el paciente y adquiriendo la forma del contorno en dicha zona. Al mismo tiempo los extremos



de la malla se anclan a la base del inmovilizador utilizado, procurando que la malla permanezca tensa. Tras un tiempo de enfriamiento, la malla se vuelve rígida, conservando la forma adquirida.

Aunque se pueden utilizar en prácticamente todas las zonas anatómicas, las máscaras o mallas termoplásticas son mandatorias para los tratamientos en la zona de cabeza y cuello. En este caso particular se dispone en el mercado de varios modelos de máscaras, distinguiéndose fundamentalmente en la longitud de las mismas. Las hay que inmovilizan solo cabeza, mientras que existen otras que también inmovilizan el cuello (útiles, por ejemplo, para tratamientos de cáncer de laringe), e incluso los hombros. Evidentemente, a mayor longitud de las máscaras, mayor superficie de la malla termoplástica y más caras son.



Fig. 25.13.: Diferentes tipos de máscaras termoplásticas para cabeza y cuello.

Aparte de unas buenas características en cuanto a la inmovilización del paciente, las máscaras tienen la ventaja de que sobre ellas se pueden marcar o pintar cualquier referencia que ayude a la reproducibilidad del tratamiento (proyecciones del isocentro, límites del campo, etc), evitando así los tatuajes directos sobre piel.

Seguidamente se explicará muy brevemente el proceso de elaboración de una malla termoplástica, particularizándolo para el caso más frecuente, que es, como ya se ha comentado, la inmovilización de cabeza y cuello. Para otras localizaciones anatómicas el proceso es similar, aunque las mallas son, por supuesto, distintas en forma, dimensiones y en la manera de anclarlas a las bases de los inmovilizadores.

Elaboración de máscaras termoplásticas para cabeza y cuello:

Las máscaras termoplásticas faciales son el mejor método de inmovilización. Las ventajas son la rapidez y facilidad con las que se preparan. Un inconveniente es el alto coste por unidad, que puede reducirse si el modelo empleado es reutilizable (aunque el número de reutilizaciones es bastante reducido).

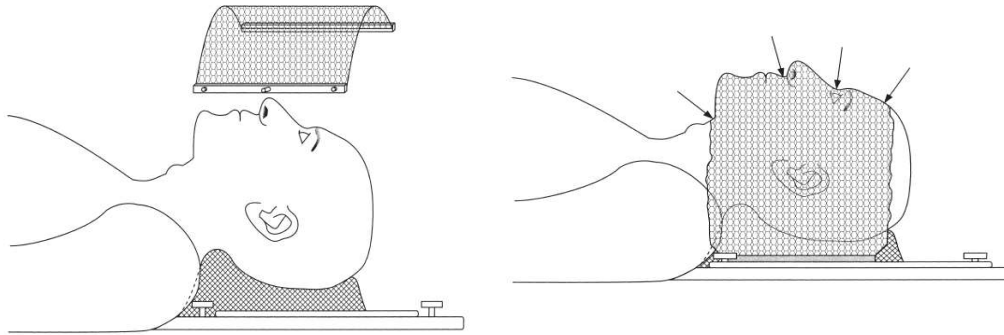


Fig. 25.14.: Elaboración de una máscara termoplástica para cabeza y cuello.

Se ha de seleccionar en primer lugar el tipo de malla indicada para el tratamiento (larga o corta, dependiendo de si aparte de la cabeza interesa inmovilizar el cuello; incluso las hay que inmovilizan además los hombros, véase fig. 25.13). Seguidamente se ha de calentar la malla en un baño de agua, normalmente a unos 70° o 75 ° y durante un tiempo definido especificado por el fabricante. También se puede hacer empleando un horno, calentándolas al aire. Mientras tanto, se irá colocando al paciente encima de una mesa con los dispositivos de inmovilización pertinentes que se utilizarán durante la simulación y el tratamiento.

Una vez que la malla haya perdido su rigidez y esté lista para su utilización, se procederá a aplicarla sobre la cara y/o cuello del paciente según se muestra en la fig. 25.14., intentando que se amolde en todo lo posible a los distintos contornos. Los extremos de la misma se anclarán a la base del inmovilizador mediante unas sujeciones que deben permitir poder liberar fácil y rápidamente la máscara (sobre todo en caso de urgencia). Se presionará con los dedos durante unos instantes para conseguir un perfecto acoplamiento, sobre todo en nariz, barbilla y cuello, que son las áreas más críticas.

Se ha de esperar durante unos minutos para completar el proceso de enfriamiento de la malla, se vuelva rígida y acabe adoptando la forma definitiva de la cabeza, cara y, si es el caso, cuello y hombros del paciente.



26. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA (CONCEPTOS GENERALES)

El trabajo con radiaciones ionizantes implica la aceptación de un riesgo potencial para la salud de los trabajadores implicados, ya que la exposición prolongada y/o intensa a radiaciones puede inducir la aparición de efectos indeseables para la salud del trabajador. Estos efectos pueden ser tanto estocásticos (cáncer, efectos hereditarios) como deterministas (dermatitis, cataratas, etc).

El **trabajador profesionalmente expuesto** a radiaciones ionizantes (**TPE**) debe ser consciente de ese riesgo y aceptarlo como parte de su trabajo. El TPE debe seguir en todo momento las normas de trabajo y de Protección Radiológica que sean aplicables en la instalación, las cuales deben estar recogidas en el Reglamento de Funcionamiento de la instalación.

Las normas de Protección Radiológica aseguran que, trabajando en condiciones normales, no puedan producirse de ninguna manera efectos deterministas, mientras que se reduce la probabilidad de efectos estocásticos hasta un nivel considerado aceptable y que prácticamente no difiere del que se observa para la población no expuesta.

Estas normas posibilitan también que, en caso de accidente o emergencia, las dosis recibidas por los trabajadores se reduzcan al mínimo posible.

26.1 Instalación Radiactiva.

Un servicio de Oncología Radioterápica constituye una **instalación radiactiva de 2ª categoría** que debe estar autorizada como tal por la Administración, tras el visto bueno dado por el **Consejo de Seguridad Nuclear (CSN)**. El CSN es un organismo independiente de la Administración, y es el único competente, a nivel nacional, en cuestiones relacionadas con la Protección Radiológica (**PR**).

Dentro de la instalación radiactiva el máximo responsable de la PR es el Titular de la misma (Gerente, Director, ...). Debe haber además un **Servicio de Protección Radiológica**, con un **Jefe de Protección Radiológica** al frente, que se encargue de las tareas pertinentes de la especialidad. El Jefe de Servicio de PR ha de tener una dependencia administrativa directa del titular de la instalación, y debe también poseer el Diploma de Jefe de PR concedido por el CSN.

La instalación radiactiva está sometida a inspecciones anuales por parte del CSN y/o organismos autonómicos que tengan encomienda del CSN, para asegurar que se cumplan todos los requisitos de PR exigibles.

La instalación radiactiva ha de tener un **Reglamento de Funcionamiento**, en el cual se detallan, entre otras cosas, la relación de personal, sus funciones, los medios de seguridad y de Protección Radiológica, y las normas de trabajo, tanto en condiciones normales como en caso de accidente y/o emergencia. Todo trabajador profesionalmente expuesto debe conocer este Reglamento.

Así mismo, debe estar siempre disponible para los trabajadores un **Manual de Protección Radiológica** que debe contener toda la información necesaria para que el TPE pueda desarrollar su labor en condiciones suficientes de seguridad y Protección Radiológica.



26.2. Principios básicos de Protección Radiológica.

La Protección Radiológica tiene como finalidad la protección de los individuos, sus descendientes y la humanidad en su conjunto contra los riesgos derivados de las actividades humanas que, por las características de los materiales y/o equipos que utilizan, pueden implicar irradiación.

Por tanto, el objeto de la Protección Radiológica es proporcionar un nivel adecuado de protección para el ser humano, sin limitar indebidamente las prácticas beneficiosas que da lugar la exposición a la radiación. Sin embargo, se debe suponer que incluso dosis pequeñas de radiación pueden producir algún efecto perjudicial.

Los efectos deterministas pueden prevenirse asegurando que las dosis recibidas estén siempre por debajo de la dosis umbral. En los efectos estocásticos o probabilísticos se puede limitar su probabilidad de aparición manteniendo las dosis recibidas tan bajas como razonablemente sea posible (**criterio ALARA**, "As Low As Reasonable Achievable").

La Gerencia del Hospital es responsable de que se establezcan los principios básicos de PR en el ámbito de la actividad que dirige.

Estos principios pueden resumirse de la siguiente forma:

- El número de personas expuestas a las radiaciones ionizantes será el menor posible.
- La limitación de dosis individuales y colectivas que resulten de exposiciones controlables debe estar basada en los siguientes principios, de obligado cumplimiento:
- Los diferentes tipos de actividades que implican una exposición a las radiaciones ionizantes deben estar justificados previamente por las ventajas que proporcionen.
- Todas las exposiciones se mantendrán al nivel más bajo que sea razonablemente posible.
- La suma de dosis recibidas y comprometidas no debe superar los límites de dosis.

26.3. Sistema de Protección Radiológica General.

El Sistema de Protección Radiológica recomendado por la Comisión Internacional de Protección Radiológica (ICRP) se basa en los siguientes principios generales:

- **Justificación:**

No se debería adoptar ninguna práctica que suponga exposición a la radiación salvo que implique un beneficio para los individuos expuestos o para la sociedad, superior al detrimento causado.



- **Optimización:**

El nº de personas expuestas y la probabilidad de que se produzca una exposición deben mantenerse tan bajos como razonablemente sea posible, teniendo en cuenta factores económicos y sociales.

- **Limitación:**

La exposición de los individuos debe estar sujeta a los límites de dosis efectivas aplicables. Los límites actuales, contenidos en la legislación española vigente (**Real Decreto 1029/2022 por el que se aprueba el reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a radiaciones ionizantes**), son los recomendados por la ICRP, y se detallan a continuación tanto para TPE como para el público:

LÍMITES DE DOSIS EFECTIVA Y DE DOSIS EQUIVALENTES PARA TPE:

Límite de dosis efectiva en exposición total homogénea:

20 mSv/año oficial.

Límite de dosis equivalente en exposición localizada en cristalino:

100 mSv a lo largo de 5 años oficiales consecutivos, siempre que no se superen 50 mSv en un único año oficial.

Límite de dosis equivalente en exposición localizada en piel:

500 mSv/año oficial (dosis promediada sobre cualquier superficie cutánea de 1 cm², con independencia de la superficie expuesta).

Límite de dosis equivalente en cada extremidad:

500 mSv/año oficial.

Para los TPE, los correspondientes límites de dosis establecidos en la legislación se aplicarán a la suma de las exposiciones ocupacionales anuales procedentes de todas las prácticas autorizadas, de la exposición ocupacional al radón en el lugar de trabajo cuando la concentración de este gas en alguna de las zonas de éste exceda el nivel de referencia establecido, y de otras exposiciones ocupacionales resultantes de situaciones de exposición existentes.

LÍMITES DE DOSIS EFECTIVA DURANTE EL EMBARAZO Y DE ACTIVIDADES DURANTE LA LACTANCIA:

- Tan pronto como una trabajadora comunique su estado de embarazo al titular de la práctica, o de la empresa externa en el caso de trabajadoras externas, la protección del feto deberá ser comparable a la de los miembros del público. Por ello, las condiciones de trabajo de la mujer embarazada serán tales que la dosis equivalente al feto sea tan baja como sea razonablemente posible, de forma que dicha dosis no exceda de **1 mSv**, al menos desde la comunicación de su estado hasta el final del embarazo.



- Desde el momento en que una trabajadora, que se encuentre en período de lactancia, informe de su estado al titular de la práctica, o de la empresa externa en el caso de trabajadoras externas, no se le asignarán trabajos que supongan un riesgo significativo de incorporación de radionucleidos o de contaminación radiactiva.

LÍMITES DE DOSIS EFECTIVA Y DE DOSIS EQUIVALENTES PARA EL PÚBLICO:

Límite de dosis efectiva en exposición total homogénea:

1 mSv/año oficial.

Límite de dosis equivalente en exposición localizada en cristalino:

15 mSv/año oficial.

Límite de dosis equivalente en exposición localizada en piel:

50 mSv/año oficial (dosis promediada sobre cualquier superficie cutánea de 1 cm², con independencia de la superficie expuesta).

LÍMITES DE DOSIS EFECTIVA Y DE DOSIS EQUIVALENTES PARA PERSONAS EN FORMACIÓN Y ESTUDIANTES:

Para personas en formación o estudiantes mayores de 18 años se aplicarán los mismos límites que para los TPE. Si tuviesen entre 16 y 18 años, el límite de exposición total homogénea se reduce a 6 mSv/año oficial, y el límite de dosis equivalente en cristalino a 15 mSv por año oficial. Asimismo, el límite de dosis equivalente, tanto en piel como en extremidades, se reduce a 150 mSv por año oficial.

En las exposiciones de una persona en calidad de paciente (exposiciones médicas de terapia o de diagnóstico), la justificación y la optimización son obligadas, pero no así, por motivos obvios, la limitación.

26.4. Sistema de Protección Radiológica en la exposición ocupacional.

Se llama **exposición ocupacional** a la debida a aquellas exposiciones a radiación que se reciben en el lugar de trabajo como consecuencia de las funciones inherentes al mismo.

- Justificación:

La exposición de los TPE debe estar justificada en función del trabajo que realicen. No está justificada la exposición que pudiera recibirse por permanecer en un área controlada o vigilada sin necesidad. Estas permanencias injustificadas deben ser evitadas por parte del personal con responsabilidad radiológica.



- **Optimización:**

El cumplimiento de las normas de operación contenidas en el Reglamento de Funcionamiento aplicable a cada actividad permitirá reducir las dosis de radiación recibidas por los profesionales implicados en la actuación.

- **Limitación:**

Los límites de dosis son necesarios como parte del control de la exposición ocupacional. Son límites recomendados por la ICRP, que ha evaluado las consecuencias que puede tener para la salud del trabajador una exposición continuada durante toda la vida laboral.

El límite de dosis representa el nivel en el cual una exposición ocupacional habitual prolongada y deliberada se puede considerar en el borde de lo tolerable. Por tanto, es solo una parte del sistema de protección, que pretende conseguir niveles de dosis tan bajos como razonablemente sea posible.

Se suele trabajar, dependiendo de la actividad, teniendo en cuenta valores de dosis más restrictivos que los expresados en los límites de dosis, llamados **restricciones de dosis**.

Los límites de dosis para los TPE y para el público en general se han descrito en la tabla de la sección anterior.

Los **límites anuales de incorporación** de radionucleidos al organismo (**LIA**) para exposiciones debidas a contaminaciones internas, están contenidos en el Real Decreto 1029/2022 por el que se aprueba el reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a radiaciones ionizantes, especificándose en función del radionucleido contaminante, su forma química, etc.

Exposición ocupacional de las mujeres:

El control de la exposición ocupacional de las mujeres es el mismo que para los hombres, salvo que la mujer esté embarazada. En este caso deben establecerse medidas de protección suplementarias para el embrión, de forma que éste no supere los límites de dosis establecidos para el público.

Una vez declarado el embarazo, la mujer trabajadora deberá permanecer en un puesto de trabajo tal que la dosis recibida en la superficie del abdomen durante el resto del embarazo no supere los 2 mSv, limitándose las incorporaciones de radionucleidos a aproximadamente 1/20 del LIA. Aún manteniéndose este límite con las condiciones normales de trabajo, no se recomienda que la gestante trabaje manipulando fuentes radiactivas de Braquiterapia o de Medicina Nuclear, sobre todo debido a la exposición que podría recibir el embrión en caso de accidente.

Según muchos estudios, la dosis que debería recibir la mujer embarazada para que aumentase, aunque solo fuese ligeramente, la probabilidad de complicaciones en el feto respecto a la que existe de forma natural, se estima que es un valor difícilmente alcanzable incluso en caso de accidente, por lo que no cabe ser alarmistas en este sentido.



26.5. Sistema de Protección Radiológica en la exposición médica.

Se llama **exposición médica** a la que recibe la persona en calidad de paciente.

- **Justificación:**

La justificación de la exposición médica (diagnóstico o terapia) debe estar debidamente contrastada, siendo superior el beneficio para el paciente que el detrimento asociado a la dosis que recibe, siempre que la aplicación de la práctica esté optimizada.

No obstante, en la práctica diaria y a nivel individual, no siempre se cumple el principio de justificación en las exposiciones que reciben los pacientes, principalmente en el área del Radiodiagnóstico.

- **Optimización:**

Optimizar un procedimiento diagnóstico mediante radiaciones ionizantes consiste en compatibilizar una calidad de imagen satisfactoria con la menor dosis impartida al paciente.

Optimizar un procedimiento terapéutico con radiaciones ionizantes consiste en obtener una distribución de dosis idónea en el volumen a irradiar, impartiendo la mínima dosis posible a los órganos y tejidos sanos.

Estos objetivos se consiguen estableciendo criterios de calidad aplicables a los equipos y a las técnicas, así como dedicando especial atención a la formación del personal implicado.

- **Limitación:**

Las exposiciones médicas tienen como finalidad producir un beneficio directo para el individuo expuesto. Si la práctica está justificada y la protección optimizada, la dosis impartida al paciente será tan baja como sea compatible con los propósitos médicos. La aplicación de límites podría ser un detrimento para el paciente, por lo cual no se aplican a las exposiciones médicas.

Exposición médica de las mujeres gestantes:

Debe recabarse información de la paciente sobre un posible embarazo antes de someterla a un proceso diagnóstico o terapéutico con radiaciones ionizantes, y evitar aquellos procedimientos que supongan la exposición del abdomen de mujeres posible o efectivamente embarazadas, salvo que existiesen indicaciones importantes. En todo caso, siempre deben registrarse los parámetros físicos de la irradiación para poder estimar la dosis en el útero si fuese necesario.



Fig. 26.1...: Cartel de advertencia a pacientes embarazadas.

No se ha observado una mayor incidencia de la normal en la ocurrencia de malformaciones, retraso mental o cáncer para dosis recibidas por el feto menores de 10 mGy. El aborto preventivo solo está justificado para dosis mayores de 100 mGy.

26.6. Riesgo Radiológico derivado del puesto de trabajo.

El riesgo radiológico asociado a la utilización de radiaciones ionizantes en Medicina puede ser de dos tipos, según la naturaleza de la fuente radiactiva: exposición externa y/o contaminación radiactiva.

La **exposición externa** puede ser producida por todas las fuentes de radiación: aceleradores de partículas, equipos de rayos X, fuentes radiactivas encapsuladas y no encapsuladas (líquidos o gases). Hay exposición externa cada vez que una persona se encuentra sometida a la radiación de una fuente exterior a su propio cuerpo. Esta exposición externa se debe principalmente a la radiación primaria que proviene directamente de la fuente y a la radiación secundaria procedente de cuerpos dispersores colocados en la trayectoria de la radiación primaria. Todo objeto o persona expuesto a radiación X o gamma (en particular, el propio paciente) da lugar a la aparición de radiación secundaria, atenuada, pero emitida en todas las direcciones mientras dure la exposición primaria.

La **contaminación radiactiva** puede ser producida por **fuentes no encapsuladas**, que son aquellas que no están contenidas en cápsulas herméticas que eviten su dispersión en el ambiente. También



puede producirse por fuentes encapsuladas que hayan perdido su hermeticidad por alguna razón. Hay contaminación radiactiva siempre que sustancias radiactivas estén presentes en un medio o en una superficie en la que son indeseables.

Tratándose de contaminación corporal, se distinguen los siguientes tipos:

- **Contaminación externa:** cuando las sustancias radiactivas se depositan en la superficie corporal.
- **Contaminación interna:** cuando las sustancias radiactivas han penetrado en el organismo, ya sea por ingestión, inhalación o a través de la piel.

Puede existir contaminación radiactiva en:

- Las superficies y los lugares de trabajo donde se hayan manipulado o utilizado fuentes radiactivas no encapsuladas.
- Las propias fuentes encapsuladas cuando han perdido su hermeticidad debido a un deterioro de la cápsula que permita la dispersión de material radiactivo al exterior.

Las fuentes radiactivas comúnmente utilizadas en Radioterapia (Co-60, Cs-137, Ir-192, I-125, ...) son fuentes que se fabrican encapsulando el isótopo radiactivo en un material conveniente para evitar su dispersión. Por lo tanto, son siempre fuentes encapsuladas. No obstante, aun así son necesarios controles para verificar que el encapsulamiento no ha sufrido daños que puedan provocar una contaminación.

Un ejemplo típico de fuente no encapsulada es el I-131 que se administra para tratamientos metabólicos en los casos de hipertiroidismo o cáncer de tiroides, o también todas las fuentes utilizadas en diagnóstico por Medicina Nuclear.

26.7. Clasificación de los trabajadores y de las zonas de trabajo.

La Protección Radiológica de los TPE se basa en las siguientes medidas:

- Clasificación de los TPE según las condiciones radiológicas en las que desarrollan su trabajo.
- Clasificación de los lugares de trabajo en diferentes zonas, según el riesgo radiológico asociado.
- Aplicación de las normas y medidas de control en las diferentes zonas y a las distintas categorías de trabajadores profesionalmente expuestos.

Clasificación de los TPE:

Se consideran **trabajadores profesionalmente expuestos** a aquellas personas sometidas, por las circunstancias en que desarrollan su trabajo, a un riesgo de exposición a radiaciones susceptible



de recibir dosis efectivas anuales superiores a 1/10 de los límites de dosis fijados para los trabajadores.

Por razones de vigilancia y control radiológico, los TPE se clasifican en dos categorías:

- **Categoría A:** pertenecen a esta categoría aquellos TPE que, por las condiciones en las que desarrollan su trabajo, no es improbable que reciban dosis superiores a 3/10 de alguno de los límites fijados para los trabajadores.
- **Categoría B:** pertenecen a esta categoría aquellos TPE que, por las condiciones en las que realizan su trabajo, es muy improbable que reciban dosis superiores a 3/10 de alguno de los límites fijados para los trabajadores.

Clasificación de las zonas de trabajo:

Los lugares de trabajo se clasifican, en función del riesgo de exposición, en las siguientes zonas:

- **Zona de libre acceso:** en ella es muy improbable recibir una dosis efectiva por año oficial superior a 1 mSv, o dosis equivalentes en piel, cristalino y extremidades superiores a 1/10 de los límites. No es necesario establecer en estas zonas medidas especiales de Protección Radiológica.
- **Zona vigilada:** en ella existe la posibilidad de recibir una dosis efectiva anual superior a 1 mSv, o dosis equivalentes en piel, cristalino y extremidades superiores a 1/10 de los límites, siendo muy improbable recibir dosis superiores a 3/10 de los límites.
- **Zona controlada:** en ella no es improbable recibir dosis superiores a los 3/10 de alguno de los límites establecidos para TPE.

Las zonas controladas pueden ser, a su vez:

- a) **zona controlada de permanencia limitada:** en ella es probable superar los límites de dosis en 12 meses consecutivos trabajando en ella toda la jornada laboral.
- b) **zona de permanencia reglamentada:** es posible superar los límites anuales de dosis en cortos períodos de tiempo.
- c) **zona de permanencia prohibida:** es posible superar los límites anuales de dosis en una sola exposición.

La señalización de cada tipo de zona radiológica está regulada y legislada, estableciendo que el riesgo de irradiación estará señalizado utilizando su símbolo internacional, un trébol sobre fondo blanco enmarcado por una orla rectangular del mismo color que el símbolo y de la misma anchura que el diámetro de la circunferencia interior de dicho símbolo. Para las zonas de libre acceso no hace falta señalización.



<u>Tipo de zona</u>	<u>Color</u>
Vigilada	Gris azul
Controlada	Verde
Controlada de permanencia limitada	Amarillo
Controlada de permanencia reglamentada	Naranja
Controlada de permanencia prohibida	Rojo

En la indicación del riesgo existente se emplean unas puntas radiales bordeando el trébol para indicar riesgo de irradiación externa, y/o fondo blanco punteado para indicar el riesgo de contaminación radiactiva.



Fig. 26.2.: Diferentes carteles de señalización de zonas de trabajo según el nivel y el tipo de riesgo radiológico. Obsérvese el dibujo de puntas radiales para indicar el riesgo de irradiación externa, y/o el de campo punteado para indicar el riesgo de contaminación.

En las zonas vigiladas se realiza una vigilancia de la tasa de dosis externa y de la concentración superficial de sustancias radiactivas cuando en ella se utilizan fuentes no encapsuladas.

En las zonas controladas, además de la vigilancia de las dosis, es necesario la adopción de normas de trabajo acordes con el tipo de riesgo radiológico existente.

Las medidas correspondientes a esta vigilancia de las zonas radiológicas son efectuadas por el Servicio de Protección Radiológica adscrito a la instalación radiactiva, con una periodicidad adecuada al riesgo asociado. Los resultados de las mismas, así como las incidencias o anomalías detectadas, quedan registrados y a disposición del CSN.

El acceso a zonas controladas y vigiladas está limitado a las personas autorizadas al efecto.

En las zonas controladas es obligatorio el uso de dosímetros personales individuales. En las zonas vigiladas no son obligatorios los dosímetros individuales, siempre que se realice una estimación general de la dosis que puede recibirse mediante **dosimetría de área**.



26.8. Vigilancia de los TPE.

La vigilancia de los trabajadores profesionalmente expuestos se realiza bajo dos aspectos:

- **Dosimétrico:** las dosis recibidas por los trabajadores de categoría A se han de determinar con una periodicidad mensual, siendo suficiente una estimación anual para los de categoría B.

Solo es obligatorio el uso de dosímetro personal para los TPE de categoría A.

La determinación de las dosis individuales tiene dos objetivos primordiales:

a) conocer la dosis de radiación absorbida por cada trabajador para garantizar que en ningún caso exista un riesgo radiológico individual no aceptable.

b) analizar si existen dosis individuales que se desvíen significativamente de los valores medios correspondientes al área en la que se desarrolla su labor profesional, ya que este hecho puede significar un fallo en la metodología del trabajo o en los equipos utilizados, o bien un mal uso del dosímetro.

- **Médico:** todas las personas que vayan a ser destinadas a un puesto de trabajo que implique riesgo de exposición deben someterse a un examen de salud previo que permita comprobar que no incurrir en ninguna de las incompatibilidades que legalmente están establecidas y decidir su aptitud para desempeñar el trabajo al que se le destina.

Los TPE están sometidos a reconocimientos periódicos anuales. El objeto de la vigilancia médica periódica es:

a) evaluar la salud de los trabajadores.

b) contribuir a garantizar la compatibilidad inicial y duradera entre la salud del trabajador y el trabajo realizado.

c) obtener una base de información útil en caso de exposición accidental o de enfermedad por razones profesionales.

Cada persona profesionalmente expuesta tiene abierto un protocolo médico que contiene los resultados del examen previo, de los reconocimientos médicos periódicos y de sus reconocimientos eventuales, y el historial dosimétrico de toda su vida profesional.

26.9. Dosimetría personal.

Los sistemas de dosimetría personal externa utilizados con mayor frecuencia son los de película radiográfica, ionización de gas y termoluminiscencia.

Se analizan a continuación las ventajas e inconvenientes de cada uno de ellos:



Fig. 26.3.: Diferentes sistemas de dosimetría personal:

- a) Dosímetro personal de película, envuelto en carcasa de plástico donde se colocan diferentes filtros.
- b) Dosímetro personal de alarma.
- c) Dosímetros personales TLD de cuerpo entero, envueltos en carcasa de plástico.

Dosimetría por película radiográfica:

La dosimetría por película tiene la ventaja de constituir un documento archivable, cuya lectura se puede comprobar en cualquier momento posterior a su utilización, ya que su calidad de archivo es muy buena. Los dosímetros de película son robustos y resistentes. Sin embargo, presenta los siguientes inconvenientes:

- No es un dosímetro absoluto, debiendo proceder a determinar las curvas características correspondientes a cada tipo de emulsión con fuentes de las mismas energías a las que ha sido expuesto, y realizar el procesamiento conjunto de las películas que sirven para determinar la curva característica y las del dosímetro a medir. Este condicionamiento retrasa las lecturas considerablemente.
- La sensibilidad de la película varía significativamente con la energía de la radiación incidente, lo cual hace necesaria la utilización de una serie de filtros en el chasis que permitan una espectrometría adecuada.
- No son reutilizables.
- La caducidad de las emulsiones radiográficas da lugar a que no se pueda realizar una medida correcta pasado un período de tiempo corto. Si un dosímetro no se entrega para su lectura en el período de tiempo marcado por la caducidad, no se podrá proceder a la misma, faltando ese dato en el historial dosimétrico del trabajador.
- Son sensibles a la temperatura y a la humedad, pudiendo estos factores afectar a la medida.

Dosimetría por ionización:

La dosimetría por ionización tiene la ventaja de permitir realizar una lectura inmediata después de cada exposición. Las cámaras de ionización utilizadas en dosimetría personal pueden ser de lectura directa y de lectura indirecta. Con las cámaras de lectura directa el propio trabajador



puede saber la dosis que está recibiendo durante una operación, siendo muy útiles para las personas que trabajan en zonas de permanencia limitada o reglamentada (zonas en las que pueden recibirse dosis superiores a los límites permitidos), ya que permiten controlar el tiempo que pueden permanecer en dicha zona y saber de inmediato la dosis que han recibido en la operación realizada. En cambio, las cámaras de lectura indirecta necesitan un lector para proceder a su medida.

Dentro del grupo de dosimetría por ionización se encuentran incluidos los dosímetros de alarma, en general acústica. Una vez fijado el nivel de alarma, el trabajador tendrá una indicación muy clara de cuando ha accedido a una zona que rebasa el nivel prefijado. Son muy útiles para personas que manipulan fuentes radiactivas de actividad significativa o que trabajen en zonas en las que existan lugares con un alto nivel de exposición.

La dosimetría por ionización presenta como inconveniente el corto período de tiempo que debe mediar entre la puesta a cero del instrumento y la medida. Ambas operaciones deben realizarse en el día, ya que las cámaras presentan pérdidas eléctricas debidas a su diseño, a posibles golpes o a condiciones atmosféricas adversas, y estas pérdidas se traducen en un falseamiento de la medida.

Dosimetría por termoluminiscencia:

Los dosímetros TLD presentan la ventaja de poder acumular la dosis durante un largo período de tiempo. Son fiables y resistentes, y se pueden reutilizar.

Tienen el inconveniente de no ser dosímetros absolutos. Además, ofrecen una lectura diferida y no constituyen un documento archivable, ya que después de su lectura pierden poco a poco la información almacenada. Sin embargo, constituyen el tipo de dosímetro más utilizado en la actualidad para el control dosimétrico de los TPE.

Sea cual sea el tipo de dosímetro personal utilizado, deben colocarse siempre de manera correcta según la zona del cuerpo que esté potencialmente más expuesta durante las operaciones a realizar.

Los dosímetros personales que sirven para estimar la dosis corporal deben situarse en el bolsillo superior izquierdo de la bata o pijama, y siempre por debajo de las prendas de protección que se utilicen (delantales plomados, por ejemplo). Los **dosímetros localizados**, como por ejemplo los dosímetros de anillo utilizados por las personas con un mayor riesgo de exposición en las manos, deben colocarse enfrentados a la incidencia del haz de radiación.

Las dosis recibidas durante la vida laboral de los TPE quedan registradas en un **historial dosimétrico** individual para cada trabajador, que está a disposición del mismo siempre que lo solicite.

El trabajador debe comunicar, si es el caso, los resultados dosimétricos correspondientes a otra instalación radiactiva en la que pudiera estar trabajando. Esta medida va encaminada a velar por su propia seguridad, ya que puede no superar los límites de dosis en cada una de las instalaciones en que trabaja, pero la suma de todas ellas puede ser superior a dichos límites.



Los informes dosimétricos son confidenciales, y para respetar esta confidencialidad se entregan personalmente a cada trabajador. Cualquier situación anormal (dosis superiores al promedio en su servicio o sección, sobreexposición, etc) se comunicará al trabajador, y si procede, a su jefe de servicio, y se procederá a analizar conjuntamente las causas de esta anomalía y adoptar las medidas correctoras necesarias.

26.10. Accidentes.

Se denominan **exposiciones accidentales** aquellas de carácter fortuito e involuntario en las que se superen alguno de los límites de dosis aplicables a los TPE.

Los accidentes radiológicos se pueden clasificar en:

- **Irradiación externa accidental:** se clasifica en función de la naturaleza de la radiación, de su distribución espacial y temporal, y de la cantidad de la dosis recibida. En la práctica, los dos factores esenciales son la distribución espacial y la cantidad de dosis.
- **Contaminación radiactiva accidental:** se clasifica en función de la naturaleza del radioelemento, de la distribución topográfica de la contaminación y de la importancia de la misma. La contaminación accidental puede ser externa y/o interna.

26.11. Responsabilidades derivadas del puesto de trabajo.

Director de la Instalación Radiactiva:

La responsabilidad última de la Protección Radiológica en la instalación es de la Dirección o Gerencia del hospital, la cual delega las funciones inherentes a esta actividad a un Especialista en Radiofísica Hospitalaria en posesión del Diploma de Jefe de Protección Radiológica, otorgado por el CSN.

La Dirección facilitará todos los servicios técnicos que se requieran para el cumplimiento de las normas de protección establecidas en el Reglamento de Funcionamiento de la Instalación.

El Director o Gerente nombrará a un médico cualificado que tendrá a su cargo la vigilancia médica de los TPE.

También dispondrá las medidas para que cada trabajador que vaya a estar expuesto a radiaciones ionizantes reciba una información adecuada sobre los riesgos que esto implica y las precauciones que ha de adoptar.

Establecerá así mismo los principios de Protección Radiológica aplicables a la instalación radiactiva que dirige.



Servicio de Protección Radiológica:

El Servicio de Protección Radiológica, con un Jefe de Protección Radiológica al frente que disponga del **Diploma** que al efecto otorga el CSN, lleva a cabo las actividades correspondientes a la Protección Radiológica en la instalación radiactiva. Al mismo tiempo dedica una especial atención a la información y formación de todas las personas que trabajan con radiaciones.

Participa en las fases de diseño, construcción, modificación o cierre de las instalaciones donde se manipulen fuentes radiactivas, equipos generadores de radiaciones ionizantes o se almacene material radiactivo, de forma que se consiga la mayor seguridad desde el punto de vista de la Protección Radiológica.

Presta especial atención a la gestión de **residuos radiactivos** que se generan. Para ello tiene el conocimiento centralizado de la adquisición y entrada de material radiactivo, vigila todos los procesos en los que se pueden generar, y mantiene actualizados los procedimientos para su clasificación, almacenamiento y evacuación o retirada por empresas autorizadas.

El Servicio de Protección Radiológica también se encarga de la gestión de la dosimetría personal de los trabajadores y de la vigilancia de los niveles de radiación y contaminación en el recinto de la instalación radiactiva.

Supervisor:

El supervisor es el responsable del funcionamiento de las unidades productoras de radiación en cuanto a las condiciones de seguridad y Protección Radiológica de los trabajadores a su cargo. Es responsable así mismo de que el trabajo en la unidad se desarrolle de acuerdo con lo especificado en el Reglamento de Funcionamiento de la instalación. Ha de estar en posesión de una **licencia de supervisor** concedida por el CSN. En los servicios de Oncología Radioterápica suele ser un médico, aunque puede serlo cualquier otro titulado superior que acredite la aptitud y conocimientos necesarios ante el CSN.

Operador:

El operador es responsable de realizar su trabajo en condiciones de seguridad y ajustándose a los procedimientos establecidos en cada caso, de forma que garantice su propia protección, la de los equipos que maneja, la de sus compañeros y la de los pacientes.

Todo aquel trabajador que manipule o maneje directamente material radiactivo o equipos productores de radiación debe estar en posesión de una **licencia de operador** concedida por el CSN tras demostrar su aptitud y conocimientos. El operador debe trabajar siguiendo las instrucciones del supervisor de la unidad en cuanto a la seguridad y Protección Radiológica. El operador debe comunicar al supervisor cualquier incidencia acontecida en este sentido.



26.12. Riesgos asociados a cada actividad.

En Medicina se utilizan emisores o generadores de radiaciones ionizantes con fines diagnósticos y terapéuticos, cuyo uso puede llevar asociado ambos riesgos de irradiación externa y contaminación o solo uno de ellos. Las normas de operación en cada actividad están contenidas en los manuales de Protección Radiológica aplicables a cada instalación.

Radioterapia:

En los servicios de Oncología Radioterápica se utilizan fuentes radiactivas (encapsuladas y no encapsuladas) y generadores de radiaciones ionizantes.

- Fuentes radiactivas encapsuladas:

Se utilizan en radioterapia externa (unidades de Cobalto-60) y en braquiterapia (Cesio-137, Iridio-192, Yodo-125, Paladio-103, etc).

El riesgo asociado al manejo de estas fuentes es casi exclusivamente de irradiación externa, a excepción del caso poco probable de que la cápsula que contiene el material radiactivo haya perdido su hermeticidad.

Después de una sesión de radioterapia externa, el paciente no constituye un foco de irradiación (no es "radiactivo"), y por tanto no existe ningún riesgo radiológico mientras se le presta la atención debida.

Durante un tratamiento de braquiterapia el enfermo portador de una o varias fuentes encapsuladas constituye un riesgo de exposición externa para el personal, que desaparece en el momento en que las fuentes son retiradas y almacenadas en un contenedor adecuado.

Esta actividad genera residuos sólidos radiactivos.

- Generadores de radiaciones ionizantes:

Son generadores de radiaciones los aceleradores lineales, los aparatos de RX de terapia superficial y los simuladores de tratamientos. Su utilización lleva asociado exclusivamente riesgo de exposición externa, ya que no incorporan ninguna fuente radiactiva.

Los objetos o los pacientes irradiados no suponen ningún riesgo radiológico.

Esta actividad no genera residuos radiactivos.



Medicina Nuclear:

En Medicina Nuclear se utilizan fuentes no encapsuladas que es preciso manipular y administrar a los pacientes.

Durante las fases de recepción, almacenamiento, preparación, administración y exploración del paciente, existe riesgo de irradiación y de contaminación.

Llevar asociado riesgo de irradiación externa y contaminación. La fuente administrada al paciente se metaboliza y no puede ser retirada. La actividad incorporada al organismo decae con el tiempo por eliminación biológica y desintegración radiactiva hasta valores no significativos. Durante este período de tiempo, dependiente del radioisótopo en cuestión, el paciente constituye una fuente de irradiación y de contaminación. Las excretas, sudor y los posibles vómitos del paciente son también una fuente importante de contaminación.

Esta actividad genera residuos radiactivos sólidos y líquidos.

Radiodiagnóstico:

En Radiodiagnóstico se utilizan generadores de radiaciones ionizantes (rayos X). Por tanto, existe solo riesgo de exposición externa.

Los objetos o los pacientes irradiados no se convierten en "radiactivos", pero sí en focos dispersores de la radiación primaria en el instante de su exposición a la radiación. La radiación secundaria originada en la dispersión se propaga en todas las direcciones, pudiendo incidir en zonas protegidas frente a la radiación primaria. Es muy importante evitar la colocación de objetos inútiles en la trayectoria del haz primario, ya que pueden convertirse en dispersores. Hay que tener en cuenta que el propio paciente es un elemento dispersor.

Esta actividad no genera residuos radiactivos.

26.13. Transporte de material radiactivo.

El transporte de materiales radiactivos une al riesgo de todo transporte convencional el inherente a su naturaleza peligrosa. Los riesgos añadidos son los derivados de las radiaciones ionizantes emitidas por los radionucleidos presentes en el material. De no tomarse precauciones, sobre todo si ocurriese un accidente, los operarios del transporte y el público en general podrían quedar expuestos a radiación por fallo del blindaje o por dispersión del propio material radiactivo.

El Organismo Internacional de la Energía Atómica publicó en 1961 un **Reglamento para el Transporte Seguro de Materiales Radiactivos**, que ha sido revisado en varias ocasiones. Este Reglamento ha sido aceptado por el estado español, utilizándolo como base para el desarrollo de su propia reglamentación sobre transporte de materiales peligrosos.



Índice de transporte.

Es un concepto introducido en el transporte de materias radiactivas para cuantificar su riesgo en las condiciones de transporte respecto a la exposición a radiaciones. Sirve para limitar el contenido de material radiactivo de algunos bultos, sobreembalajes, cisternas y contenedores, y para establecer sus categorías, así como para determinar si será necesario o no recurrir a una modalidad de transporte exclusiva.

El índice de transporte de un bulto o sobreembalaje es un número que, dividido por cien, corresponde al nivel máximo de radiación existente a un metro de su superficie exterior, medido en mSv/h.

Clasificación de los materiales radiactivos.

La peligrosidad potencial de los materiales radiactivos a transportar dependerá de:

- Los radionucleidos que contiene.
- La actividad específica del material (actividad por unidad de masa).
- La cantidad de material (actividad total).
- La naturaleza química del material.
- El estado físico del material.

Lógicamente, cuanto más peligroso sea el material a transportar, más rigurosos deberán ser los requisitos técnicos y administrativos a cumplir, así como los controles de calidad. Desde este punto de vista se clasifican los materiales radiactivos para el transporte como sigue:

- **BAE** (Materias de Baja Actividad Específica): son las que, por su naturaleza, tienen una actividad específica limitada, o a las que se le aplican límites de actividad específica media estimada. Dentro de este grupo tenemos una subclasificación: BAE-I, BAE-II y BAE-III.
- **OCS** (Objetos Contaminados Superficialmente): son sólidos no radiactivos por sí mismos, pero que tienen materiales radiactivos distribuidos por su superficie.
- **Materiales radiactivos en forma especial**: son materiales sólidos no dispersables, o bien una cápsula que contenga el material radiactivo y esté construida de forma que solo pueda abrirse destruyéndola.
- **Sustancias fisiónables**: son el uranio-233, uranio-235, plutonio-239, plutonio-241 o cualquier combinación de éstos, excepto el uranio natural y el uranio empobrecido no irradiados o irradiados en un reactor térmico.

Tipos de embalajes y bultos de transporte.

La calidad de los embalajes dependerá del riesgo potencial del material a transportar y de las propias condiciones del transporte. Desde este último punto de vista se pueden considerar tres tipos de condiciones:



- Las normales de un transporte rutinario, sin incidentes.
- Incidentes de poca importancia.
- Situaciones de accidente que, de no haber tomado las debidas precauciones, podrían acarrear problemas radiológicos considerables.

En transporte de materiales radiactivos, en orden creciente de calidad mínima que deben tener los embalajes/bultos, y también en función de su contenido, se consideran los siguientes tipos:

- Bultos *exceptuados*.
- **Industriales tipo 1, 2 y 3.**
- **Tipo A, B y C.**

Categorías de bultos y transporte. Etiquetado.

Los bultos y sobreembalajes asignados en un transporte se incluirán en alguna de las categorías que se describen a continuación, en función de los niveles de radiación en su exterior:

- **I-BLANCA**, si el nivel máximo de radiación en la superficie es inferior a 0,005 mSv/h.
- **II-AMARILLA**, si el nivel máximo de radiación en la superficie externa es superior a 0,005 mSv/h, pero no supera los 0,5 mSv/h y el índice de transporte no es superior a 1.
- **III-AMARILLA**, si el nivel máximo de radiación en la superficie externa es mayor de 0,5 mSv/h pero no supera los 2 mSv/h, o bien el índice de transporte es mayor de 1 pero no mayor de 10. Así mismo, esta categoría se asignará a cualquier bulto que se transporte mediante "acuerdo especial".

Si el nivel de radiación supera los 2 mSv/h o el índice de transporte es superior a 10, se clasificará como III-AMARILLA, pero, además, el transporte se hará bajo la modalidad de "uso exclusivo", aplicándose los siguientes límites al vehículo:

- 2 mSv/h en superficie externa del vehículo.
- 0,1 mSv/h a 2 m de la superficie del vehículo.
- 0,02 mSv/h en los lugares del vehículo normalmente ocupados por personas, a menos que se controle su dosis.

En cualquier caso, el nivel de radiación del bulto no podrá sobrepasar los 10 mSv/h.

Para cada bulto, sobreembalaje y contenedor que contenga materias radiactivas, las etiquetas se fijarán en el exterior (en los dos lados opuestos si se trata de un bulto, en los cuatro lados si es un contenedor, y en los dos lados y la parte trasera si es una cisterna). En el caso de que contenga materias fisionables distintas de las exceptuadas llevará una etiqueta especial (véase fig. 19.4. d), fijada al lado de la etiqueta de materia radiactiva.

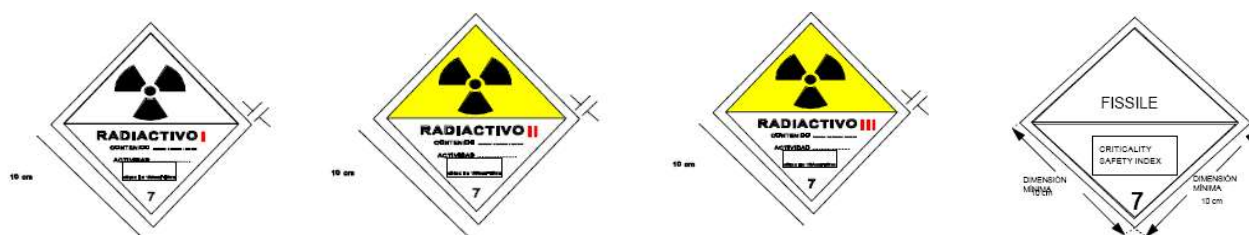


Fig. 26.4.: Etiquetas identificativas: a) I-BLANCA; b) II-AMARILLA; c) III-AMARILLA; d) Especial materias fisionables.

Cada etiqueta, que lleva impreso el trébol y el número 7 como identificadores de las materias radiactivas, debe indicar el contenido (por ejemplo, Cs-137, materias BAE-I, etc), la actividad máxima contenida y el índice de transporte.

Aparte de las etiquetas indicadas, cuya colocación y correcta cumplimentación es responsabilidad del remitente o expedidor, deberá cumplirse lo siguiente en cada bulto:

- Llevar indicado el peso si éste sobrepasa los 50 kg.
- Llevar inscrito "TIPO A", "TIPO B(U)" o "TIPO B(M)" cuando el bulto tenga tal consideración.
- Llevar inscrita la identificación asignada por la autoridad competente y el nº de serie de fabricación del bulto si se trata de un bulto Tipo B.
- Llevar estampado, marcado o grabado el trébol característico si el bulto es Tipo B.

Todas estas inscripciones deberán hacerse de forma legible y duradera.

Documentación de transporte y otros requisitos:

En España la "autoridad competente" es actualmente la Dirección General de la Energía. Como ocurre con cualquier tramitación que afecta a la Seguridad Nuclear y a la Protección Radiológica, se requiere la apreciación favorable del Consejo de Seguridad Nuclear.

El principal responsable de que el transporte se realice conforme a lo legislado es el remitente o expedidor, que es responsable de proporcionar toda la información necesaria para un transporte seguro. La documentación básica y obligatoria de transporte por carretera, que es la más habitual, consta de dos documentos:

- **Carta de Porte:** documento que debe recoger una descripción adecuada del material y embalaje/bulto objeto de transporte, y que constituye el soporte contractual entre el expedidor, el cargador, el transportista y el receptor. El remitente debe declarar que la descripción es adecuada y conforme con los reglamentos pertinentes.
- **Ficha de Seguridad:** documento en el que el expedidor está obligado a facilitar a los conductores instrucciones escritas sobre las recomendaciones de seguridad para la prevención de riesgos en caso de accidente.



26.14. Gestión de Residuos Radiactivos.

Se considera **residuo radiactivo** cualquier material para el que no se tiene previsto ningún uso y que contiene o está contaminado con nucleidos radiactivos por encima de los niveles establecidos por las autoridades (niveles de exención). La presencia de radionucleidos por encima de los límites de exención restringe las posibilidades de uso de los materiales. Los residuos radiactivos son potencialmente peligrosos para el hombre y el medio ambiente, por lo que hay una obligación legal para el poseedor de los mismos, de tal forma que no puede desprenderse de ellos incontroladamente, sino que debe gestionarlos adecuadamente para que el riesgo resulte tolerable.

Debido a la peligrosidad de los materiales radiactivos, alcanzan la consideración de residuos y terminan gestionándose como tales los siguientes tipos de objetos:

- Fuentes radiactivas que, debido al decaimiento que han sufrido, ya no son adecuadas para su utilización en la técnica específica para la que fueron concebidas.
- Fuentes radiactivas que, aún sin haber experimentado un decaimiento significativo, se deben dejar de utilizar y ser sustituidas por otras técnicas igualmente eficaces pero con menor riesgo potencial.
- Equipos y herramientas que, aún manteniendo su funcionalidad, su utilización en las condiciones existentes representa un riesgo no admisible debido a la presencia de material radiactivo.
- Cualquier otro material de desecho que contiene o está contaminado con nucleidos radiactivos.

Una característica importante de los radionucleidos es que su proceso de desintegración radiactiva conlleva la ventaja de que su radiactividad decae con el tiempo, algo que no ocurre con muchos tóxicos químicos cuya peligrosidad intrínseca permanece inalterable o se degrada siguiendo unas velocidades altamente dependientes de las condiciones del medio. Obviamente, el tiempo que debe transcurrir para que puedan considerarse como no radiactivos determina el período durante el cual es necesario asegurar que no se produce la injerencia de los componentes radiactivos en el medio ambiente y, por tanto, la calidad de la gestión a realizar.

Especial atención debe prestarse a ciertos tipos de residuos radiactivos que pueden llevar asociada otra peligrosidad (biológica, química, ...). Este tipo de residuos se denominan **residuos mixtos**, y deben gestionarse de una manera adecuada atendiendo a todos los tipos de riesgo.

Clasificación de los residuos radiactivos.

Atendiendo al período de semidesintegración de su contenido radiactivo, los residuos se clasifican en:

- Residuos de **vida muy corta**: decae a niveles radiactivos no significativos al cabo de meses o pocos años. Contienen principalmente radionucleidos con períodos del orden de unos 90 días.



- Residuos de **vida corta**: decaen a niveles radiactivos no significativos durante un período en el que se puede garantizar el mantenimiento de un control institucional sobre el lugar donde se han situado (200-300 años como máximo). Sus principales componentes radiactivos tienen períodos máximos de semidesintegración de unos 30 años. Este límite coincide con los valores del Cs-137 y Sr-90.
- Residuos de **vida larga**: su decaimiento requiere períodos tan largos de tiempo que no permiten garantizar el mantenimiento del control institucional. Contienen cantidades significativas de radionucleidos con períodos de semidesintegración superiores a 30 años. Como ésta es una característica de los principales emisores alfa, suelen denominarse también residuos alfa y, por exclusión, los restantes suelen llamarse residuos beta-gamma.

Atendiendo a su actividad específica, los residuos (sólidos, líquidos o gaseosos) se dividen en:

- Residuos de **baja actividad**: son residuos que normalmente no requieren blindaje para su manipulación y transporte, aunque deben manipularse en sistemas de confinamiento que eviten su dispersión.
- Residuos de **media actividad**: son residuos que tienen una actividad y potencia calorífica media, requiriendo blindaje para su manipulación y transporte.
- Residuos de **alta actividad**: son residuos que, debido a su elevado contenido radiactivo, generan calor que hace que aumente su propia temperatura si no se mantienen adecuadamente refrigerados.

Con independencia de estas diferentes maneras de clasificar los residuos, se tiende a dividirlos en dos grandes grupos, desde el punto de vista de su gestión final: **Residuos de Baja y Media Actividad**, y **Residuos de Alta Actividad**.

La inmensa mayoría de los residuos procedentes de instalaciones radiactivas se pueden englobar dentro de los residuos de baja y media actividad, utilizando ésta como categoría única. Estos residuos pueden definirse como aquellos cuya actividad se debe principalmente a la presencia de radionucleidos emisores beta o gamma, de período corto o medio (inferior a 30 años), y cuyo contenido en radionucleidos de vida larga es muy bajo.

Gestión de residuos.

En la gestión de los residuos radiactivos la estrategia para evitar el peligro potencial que representan admite dos alternativas:

- Dilución del material radiactivo y dispersión en el medio ambiente de forma que no se provoque un aumento inadmisibles de la radiactividad natural.
- Aislamiento y confinamiento del material radiactivo en un espacio limitado y controlado para evitar que se produzca una migración del material radiactivo en cantidades no admisibles.



Desde un punto de vista técnico, para que se pueda realizar la descarga de material radiactivo al medio ambiente es necesario que el residuo, originalmente o por el decaimiento sufrido, sea de muy baja actividad. Adicionalmente, es necesario disponer de un medio dispersor adecuado que garantice una homogeneidad rápida en la dispersión. Esta situación es posible en el caso de residuos líquidos si se dispone de una masa de agua adecuada (río, lago, mar, etc), y en el caso de residuos gaseosos si se dan condiciones adecuadas de situación del punto de descarga y de estabilidad atmosférica (velocidad y dirección del viento). Desde el punto de vista administrativo, cualquier descarga o evacuación de residuos radiactivos requiere la autorización de la autoridad competente.

Cuando los residuos que se producen en las instalaciones radiactivas (residuos de baja y media actividad) no puedan ser evacuados convencionalmente, se debe llevar a cabo su aislamiento y confinamiento en un espacio limitado y controlado. En este caso se admite que los residuos puedan almacenarse en sistemas contruidos en la superficie terrestre o a poca profundidad. Su peligrosidad desaparecerá, a lo sumo, tras un período de unos 300 años, siendo dicha peligrosidad no excesivamente alta. En España es la empresa ENRESA la que tiene encomendada la gestión integral de este tipo de residuos de baja y media actividad producidos en las instalaciones radiactivas. Para ello dispone de un centro de tratamiento y almacenamiento de residuos radiactivos en El Cabril (Córdoba), en el que se han construido celdas de hormigón, enterradas o semienterradas, en las que se introducen los bultos con residuos.

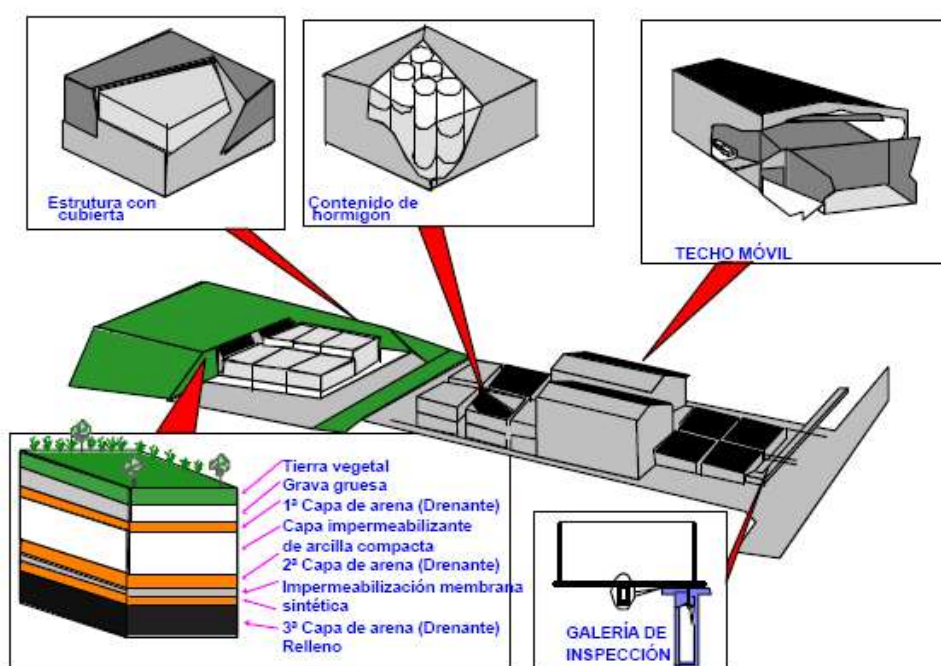


Fig. 26.5.: Almacenamiento de residuos de “El Cabril”.



27. PROTECCIÓN RADIOLÓGICA ESPECÍFICA (ÁREA DE RADIOTERAPIA)

Un plan de Protección Radiológica general en Radioterapia debe tener en cuenta las etapas siguientes:

- previa a la instalación.
- durante la instalación.
- posterior a la instalación y antes de la clínica.
- durante el uso clínico.
- en la fase de desmantelamiento.

Toda persona que maneje cualquiera de las fuentes de radiación o equipos productores de radiaciones ionizantes existentes en un Servicio de Oncología Radioterápica tiene que estar convenientemente autorizada mediante una licencia de operador otorgada por el Consejo de Seguridad Nuclear (CSN). Además, deberá poseer conocimientos sobre:

- fundamentos básicos de Física de Radiaciones Ionizantes.
- fundamentos de Radiobiología.
- riesgos propios y a terceros de las radiaciones ionizantes.
- normas generales de Protección Radiológica.
- normas específicas de trabajo, en condiciones normales y en condiciones de emergencia, en el puesto que le sea asignado.
- responsabilidades derivadas de su puesto de trabajo.

27.1. Riesgo Radiológico.

Para los trabajadores profesionalmente expuestos de un servicio de Oncología Radioterápica (dejando aparte la terapia metabólica, cuyos riesgos son equiparables a los mencionados para la Medicina Nuclear) solo existe el riesgo de irradiación externa, es decir, el debido a una fuente a distancia y externa al organismo. No existe el riesgo de contaminación radiactiva, ya que las fuentes de radiación existentes en Radioterapia son, o bien equipos productores de radiaciones ionizantes (no contienen material radiactivo), o bien sustancias radiactivas encapsuladas cuyo contenido radiactivo está confinado en el interior de un encapsulamiento hermético que impide su diseminación en el ambiente.

Los equipos existentes en un servicio de Oncología Radioterápica y que son emisores de radiación ionizante no producida por sustancias radiactivas, son:

- los aceleradores lineales.
- los simuladores.
- el TC de planificación.
- los equipos de terapia superficial.

Para estas fuentes de radiación el riesgo de irradiación externa solo existe cuando están en funcionamiento ("disparando"), siendo nulo cuando se "apaga" la irradiación. Es importante



recaltar que estos equipos no poseen ningún tipo de material radiactivo, y la radiación ionizante que emiten se produce por diferentes fenómenos físicos en el interior del propio equipo.

Las antiguas unidades de cobalto-60 contenían una pastilla o cápsula de dicho radioisótopo en el interior del cabezal de la unidad. El riesgo de irradiación externa presente cuando la pastilla está en posición de irradiación desaparece cuando se retira a su posición de seguridad. Sin embargo, siempre estaba presente una radiación de fuga, aunque debido al fuerte blindaje del cabezal, el riesgo asociado era mínimo y solo apreciable a escasa distancia de la cabeza de la unidad.

Por último, las fuentes radiactivas de braquiterapia, entre las que se encuentran las de iridio-192 o cobalto-60 utilizadas para implantes HDR, o las de yodo-125 o paladio-103 empleadas para implantes permanentes en próstata, aunque no presentan riesgo de contaminación (a no ser en caso de evidente deterioro o rotura), sí poseen un riesgo de irradiación externa. Este riesgo se minimiza a valores despreciables cuando se recogen en recipientes blindados en los que deben permanecer siempre que no se utilicen (el equipo proyector de las fuentes HDR ya incorpora dicho blindaje).

27.2. Acciones de Protección Radiológica previas a la puesta en marcha de la actividad.

Justificación de la Instalación:

La decisión inicial sobre si es o no necesaria la creación de una nueva instalación o la modificación de una ya existente ha de basarse en criterios epidemiológicos, de distribución de servicios en el área y de valoración de coste/beneficio. Esta responsabilidad compete a la Dirección del centro y a las autoridades sanitarias.

Estudio de ubicación dentro del hospital:

Esta fase incluye, aparte de la decisión sobre el lugar del hospital donde se pueden ubicar las distintas dependencias del Servicio de Oncología Radioterápica, el diseño de la instalación, el estudio de los blindajes y sistemas de Protección Radiológica, así como la distribución racional del espacio.

Esta fase requiere de la participación de la Dirección del hospital, arquitectos, expertos en Radioterapia y expertos en Protección Radiológica.

Para decidir sobre la situación del Servicio de Oncología Radioterápica dentro del hospital hay que tener en cuenta por un lado criterios de seguridad y Protección Radiológica, y por otro criterios socioclínicos de asistencia a los enfermos que se van a beneficiar de un servicio de Oncología Radioterápica.

Las instalaciones de Radioterapia requieren recintos (búnkeres) con gruesas paredes de hormigón, incluso hormigón baritado cuyo peso no puede ser soportado por la estructura del edificio; ello obliga a emplazar los servicios de Oncología Radioterápica en la parte más baja de los edificios, o incluso en zonas anejas a los edificios principales.



Los enfermos ambulatorios que acuden a radioterapia externa tienen que hacerlo durante muchos días seguidos, y no tienen necesidad de atravesar el hospital entero, por lo que, si el Servicio de Oncología Radioterápica dispone de acceso directo desde la calle, se puede optimizar el funcionamiento.

En cuanto al simulador, el TC de planificación o los equipos de radioterapia superficial, los blindajes no suelen plantear problemas especiales de resistencia de las estructuras debido a la relativamente baja energía de radiación que emiten. El simulador y el TC de planificación es muy conveniente que estén lo más próximos posible a las unidades de tratamiento.

27.3. Principios básicos de Protección Radiológica en Radioterapia.

Las dosis recibidas por el personal de operación deben ser tan bajas como razonablemente sea posible, y siempre inferiores a los límites de dosis establecidos por la legislación vigente. Para conseguir esto se dispone de tres elementos fundamentales de prevención frente a los riesgos de la irradiación externa:

a) Distancia:

Puesto que la intensidad de radiación y, por tanto, la dosis recibida, disminuye según la ley del inverso del cuadrado de la distancia al foco de radiación, una buena protección constituye el alejamiento del mismo. Así, si nos alejamos de un foco de radiación al doble de distancia recibiremos $2 \times 2 = 4$ veces menos; si nos alejamos el triple, recibiremos $3 \times 3 = 9$ veces menos, y así sucesivamente. Si se aumenta la distancia a la fuente diez veces, la dosis recibida disminuye $10 \times 10 = 100$ veces.

b) Tiempo:

La dosis recibida es directamente proporcional al tiempo empleado en realizar una operación que implique la exposición a una fuente radiactiva. La rapidez es un factor importante en la reducción de la dosis. De todos modos, tampoco es conveniente trabajar con prisas ya que aumentan las probabilidades de un error y de tener que repetir la tarea nuevamente, lo que implica cuando menos doblar el tiempo de exposición, y por tanto, la dosis absorbida.

c) Blindaje:

Colocando materiales absorbentes entre la fuente radiactiva y el operador se puede reducir el nivel de exposición al valor deseado, con solo ajustar el valor del espesor de dicho material. La reducción que se consigue es exponencial, con lo que el blindaje es un elemento protector bastante más efectivo que la distancia o el tiempo. Los materiales a emplear y su espesor dependen del tipo y energía de la radiación, de la intensidad de la fuente utilizada y de sus dimensiones y forma de utilización. A mayor energía o mayor intensidad de la radiación, mayor espesor de blindaje habrá que utilizar. El material de blindaje típico para protección de las fuentes de braquiterapia de baja tasa es el plomo.



Hay que tener en cuenta que, a veces, no basta con interponer una pantalla entre la fuente y el operador, ya que la contribución de la radiación dispersada en otras zonas puede ser importante.

Por lo tanto, se concluye que se debe trabajar **lo más alejado posible** de la fuente de radiación, utilizando los **elementos de blindaje** disponibles y durante **el menor tiempo posible**, siempre que sea compatible con la tarea a realizar. El elemento que ofrece mayor protección es el blindaje (decaimiento exponencial), seguido por la distancia (decaimiento cuadrático) y por el tiempo de exposición (decaimiento proporcional). Siempre que se pueda hay que combinar todos estos elementos de protección, pero teniendo en cuenta cual tiene mayor importancia para cada caso particular.

27.4. Consideraciones particulares de Protección Radiológica en Radioterapia.

Todas las unidades emisoras de radiación ionizante externa de un Servicio de Oncología Radioterápica (aceleradores lineales, unidades de cobaltoterapia, TC de planificación, equipos de simulación y equipos de radioterapia superficial) están alojadas en salas o en búnkeres especiales dotados del blindaje estructural apropiado a cada tipo de radiación, y con las debidas seguridades en prevención de accidentes radiológicos. Fuera de ellos el nivel de radiación medido con el equipo en funcionamiento es equiparable al fondo radiactivo natural, y por lo tanto, despreciable.

Las salas en las que se realizan los tratamientos de braquiterapia HDR también cuentan con la debida protección estructural en puertas y paredes.

En todos los recintos en los que se alojan las unidades de tratamiento de radioterapia externa y las unidades de braquiterapia de alta tasa existen interruptores de emergencia ("setas") que interrumpen la irradiación en caso de urgente necesidad y bloquean todo movimiento mecánico de la unidad (en el caso de la braquiterapia, hacen retornar automáticamente la fuente a su posición de seguridad). Además, en caso de apertura inadvertida de la puerta del búnker durante un tratamiento, el sistema de seguridad hará que la radiación se interrumpa inmediatamente. Existen testigos luminosos que advierten de la presencia de radiación dentro de la sala de tratamiento (luz roja: irradiación, luz verde: no irradiación). Además, existen detectores dosimétricos que informan del nivel de exposición en el interior del búnker, de manera que si por encima de cierto umbral (seleccionable) se abriese la puerta, se interrumpiría automáticamente la irradiación.

En las habitaciones de braquiterapia de baja tasa de dosis (LDR) suele haber mamparas plomadas que se deben interponer entre el paciente y todas aquellas zonas que se deban proteger.

En la cámara caliente (recinto de almacenamiento de fuentes encapsuladas) existe una baliza dosimétrica que informa sobre el nivel de radiación existente en dicho recinto.

En las unidades de cobaltoterapia el movimiento y posición de la pastilla es regulado por un sistema neumático con diversos sensores que comunican la posición correcta a la consola de control. Cualquier incorrección en su posición es señalada en la consola, y automáticamente el sistema neumático retira la pastilla hacia la posición de seguridad.



En la sala técnica de un acelerador (normalmente dentro del búnker y detrás del estativo) hay riesgo de alta tensión, que está convenientemente señalizado.

Es obligatorio un sistema de comunicación audio-visual entre el puesto de control y el interior de los búnkeres de tratamiento.

En la cámara caliente deben existir contenedores plomados e instrumental para almacenar, manejar y transportar de forma segura las fuentes radiactivas.

Se debe prever que todos los recintos tengan el blindaje adecuado para el máximo número de fuentes que pueden albergar.

Cualquier incidencia que pueda afectar a la Protección Radiológica se comunicará al supervisor responsable y al Servicio de Protección Radiológica, y será convenientemente anotada en el **libro de operación**.

El Servicio de Protección Radiológica se encarga de la vigilancia y verificación de todos los parámetros relevantes en cuanto a seguridad radiológica. Para ello dispone de un programa de medidas y actuaciones encaminadas a velar por la seguridad radiológica tanto del trabajador como del paciente y del público en general.

El Servicio de Protección Radiológica debe disponer de instrumentos de detección y de medida de radiaciones que estén disponibles para cada trabajador cuando la tarea que vaya a realizar aconseje un monitoreo en tiempo real de la dosis que recibe.

Se ha de comunicar al Servicio de Protección Radiológica cualquier deficiencia que pueda detectarse, tanto en el funcionamiento de los equipos como en el deterioro de los elementos de protección que se utilizan.

27.5. Dosimetría personal.

El Servicio de Protección Radiológica lleva a cabo la vigilancia dosimétrica de todos los trabajadores con riesgo de exposición a radiaciones ionizantes. Dicha vigilancia es individualizada, de tal manera que cada trabajador tiene abierto un historial dosimétrico en el que se registran las dosis recibidas desglosadas por meses.

Para obtener esta información cada trabajador dispone de un dosímetro personal de solapa que debe llevar puesto durante toda la jornada laboral. En el caso de que se trabaje manipulando material radiactivo cerca de las manos, también deberá llevar puesto un dosímetro localizado de anillo y/o un dosímetro localizado de muñeca durante el tiempo que dure la operación. Estos dosímetros localizados se deben utilizar de manera que estén siempre orientados hacia la fuente de radiación.

Todos los dosímetros se leen todos los meses para asignar la dosis de radiación recibida por cada trabajador.



27.6. Normas de trabajo.

De forma general, las normas de Protección Radiológica generales se pueden esquematizar de la manera siguiente:

- Cumplimiento estricto del Reglamento de Funcionamiento.
- Asistencia a los cursos de formación continuada en Protección Radiológica.
- Lectura del Manual de Protección Radiológica.
- Colaborar en el control de la dosis personal, cumpliendo el calendario establecido para la lectura de dosímetros.
- Colaborar en los reconocimientos médicos anuales, presentándose en la fecha en que se le cite y sometiéndose a las exploraciones que le sean indicadas.
- Comunicar al Servicio de Protección Radiológica cualquier deficiencia que pueda detectar, tanto en el funcionamiento de los equipos como en el deterioro de los elementos que utilice.

El Reglamento de Funcionamiento, el Manual de Protección Radiológica y, en general, cualquier procedimiento interno de la instalación radiactiva son documentos de obligado conocimiento y lectura por parte de todos los trabajadores que puedan verse expuestos a radiación, bien sea en condiciones normales de trabajo o en condiciones de emergencia. Deberán actuar siempre siguiendo las normas y directrices indicadas.

Cualquier duda que le surja al trabajador durante la lectura de los documentos mencionados, o bien en el desarrollo de su trabajo habitual, debe ser respondida por el Servicio de Protección Radiológica.

27.7. Normas de actuación en caso de emergencia.

Emergencia en cobaltoterapia:

La típica situación de emergencia en Radioterapia es que la pastilla de cobalto quede atascada en su recorrido cuando efectúa su retirada hacia la posición de seguridad después de una irradiación. En este caso hay que actuar inmediatamente, ya que el paciente estará recibiendo incontroladamente dosis de radiación altas. El atasco de la pastilla se puede constatar de forma visual, viendo por el monitor de TV que el vástago indicador de la posición de la pastilla no se ha introducido totalmente en la cabeza de la unidad, u observando que la sonda medidora del nivel de radiación dentro del búnker indica un valor superior al umbral de alarma. Cuando esto suceda, se actuará de la manera siguiente:



- Se prueba si entra la pastilla actuando sobre el botón de emergencia, la llave de la consola de control, el botón de desconexión de la corriente o incluso abriendo la puerta de la sala. Cualquiera de estas operaciones deberá retirar la pastilla.
- Si la pastilla siguiese atascada, dos operadores deberán entrar sin dilación dentro de la sala de tratamiento, advirtiéndolo al mismo tiempo al resto de personal que despejen la zona próxima a la entrada. Mientras uno de ellos cierra por completo los colimadores y ayuda al paciente a salir de la sala (evitando en lo posible el haz directo), el otro empujará la pastilla hacia su posición de seguridad mediante la ayuda de una barra metálica específica para este propósito. Esta barra deberá estar siempre visible y disponible al lado de las puertas de entrada a las salas de tratamiento. El hecho será puesto en conocimiento del Supervisor responsable y del Servicio de Protección Radiológica.

Emergencia en braquiterapia con proyector automático de fuentes (HDR con Ir-192 o Co-60):

Puede ocurrir que, durante el tratamiento, la fuente se quede atascada en las mangueras o en los aplicadores o agujas de implante. Cuando esto suceda, deberá actuarse sobre los pulsadores de retirada, abrir la puerta del búnker y/o actuar sobre las setas de emergencia, para que la fuente retorne a su posición de seguridad. Si esto no funcionase, hay que entrar en la sala y hacer retornar manualmente la fuente actuando sobre la manivela situada en el proyector de fuente. Esta última operación debe realizarse solo por personal especializado que sepa como hacerlo.

Aunque es extremadamente improbable, si la retracción manual con la manivela tampoco funcionase, hay que recoger el cable portador de la fuente rápidamente con unas pinzas largas (nunca se debe tocar la fuente radiactiva con las manos), manteniéndola lo más alejada posible del cuerpo, y depositarla en un contenedor blindado que debe estar disponible en la habitación.

Toda emergencia se pondrá en conocimiento del Supervisor responsable y del Servicio de Protección Radiológica.

Emergencia en braquiterapia intersticial LDR (I-125, Pd-103, etc):

- Si se advierte el desprendimiento de una fuente en un paciente, inmediatamente se deberá recoger con pinzas y depositarla en un recipiente plomado y cerrado que debe estar disponible en la habitación de hospitalización. Este recipiente se trasladará a un lugar seguro, como la cámara caliente. Se debe poner el hecho en conocimiento inmediato del Supervisor responsable y del Servicio de Protección Radiológica.
- Si se sospecha de la pérdida de una fuente radiactiva se deberá despejar la zona en la que se piensa puede estar la fuente, señalizándola y advirtiéndolo al personal de la situación. Si no se encuentra en primera instancia, inmediatamente se avisará al Servicio de Protección Radiológica, que se encargará de localizarla. Se le informará de la situación, tipo de fuente y el último lugar en el que se la tenía controlada. Si se dispone en la planta de hospitalización de un monitor de radiación adecuado se puede ir iniciando el rastreo de la zona mientras no llegue el encargado de Protección Radiológica. Puede ser necesario un



monitoreo no solo de la zona sino también del personal, ya que la fuente puede haber ido a parar a algún bolsillo, zapato, etc.

27.8. Residuos radiactivos generados en una instalación de Radioterapia.

En una instalación de Radioterapia se pueden generar **residuos radiactivos**, que consisten en aquellas fuentes radiactivas que han dejado de ser útiles y se descartan definitivamente para su uso clínico, bien sea por pérdida de funcionalidad, decaimiento radiactivo, caducidad, desmantelamiento de la instalación o cualquier otra causa.

Estas fuentes pueden ser, fundamentalmente, de dos tipos:

- Fuentes radiactivas de tratamiento (por ejemplo, la fuente de Ir-192 de braquiterapia de alta tasa, o las semillas de I-125 para los implantes prostáticos permanentes).
- Fuentes radiactivas de baja actividad que se utilizan para el control de calidad y la verificación de estabilidad de diversos detectores de radiación.

La gestión final de estas fuentes dependerá de diversos factores, entre los cuales está el período de semidesintegración, la actividad contenida, el tipo de radiación que emiten, la forma física (líquida o sólida), etc.

Como primer paso en la gestión de los residuos radiactivos, el hospital que los genera debe contar con un local adecuado (**almacén de residuos radiactivos**) para su almacenamiento temporal. Este almacén debe estar convenientemente señalizado de acuerdo al nivel y al riesgo existente en él (irradiación externa y/o contaminación), además de estar provisto de los elementos adecuados para garantizar la seguridad y la protección radiológica de las personas. Debe estar en una zona apartada del hospital, lejos de las zonas de tránsito o estancia habituales del personal del hospital y del público.

Las fuentes que constituyen residuo radiactivo deberán permanecer en dicho almacén hasta que sean retiradas de la instalación por el suministrador original (a tal efecto, deberá haber sido contratada dicha recogida expresamente).

Si no es posible la retirada por parte del suministrador, cabe la posibilidad de recogida por parte de **ENRESA**, entidad autorizada por el CSN para la recogida de residuos radiactivos de baja y media actividad de las instalaciones radiactivas españolas, trasladando los residuos a las instalaciones de El Cabril (Córdoba), donde existe un depósito para almacenamiento de residuos radiactivos de baja y media actividad.

Mención aparte merecen las fuentes de alta actividad, como la pastilla de una unidad de cobalto-60, o las fuentes de braquiterapia de alta tasa (iridio-192 o cobalto-60), que necesita ser extraída y recogida de la propia unidad por una empresa especializada (normalmente la propia empresa que comercializó la fuente), y que se encarga además de trasladar la fuente radiactiva a otro país para su gestión definitiva como residuo.



28. DISEÑO DE UNA INSTALACIÓN DE RADIOTERAPIA EXTERNA

El diseño de una instalación de Radioterapia Externa es, junto con el diseño de una unidad productora de radiación (acelerador, unidad de cobalto), el factor más importante para asegurar la protección radiológica del personal que la opera y del público que se encuentra cerca de ella. La instalación solo será autorizada por la autoridad competente si el proyecto demuestra que los niveles normales de dosis en cada sala son inferiores a los especificados por la legislación para el tipo de personal que se encontrará habitualmente en ella, y que el riesgo de exposiciones accidentales es mínimo.

Además de lo anterior, el diseño de una instalación debe ser funcional, es decir, debe facilitar en la medida de lo posible el trabajo habitual. Otros factores que condicionarán el diseño de una instalación concreta son el espacio disponible, la distribución de los accesos, las características de las salas adyacentes, el coste económico, etc.

En general, es conveniente situar las instalaciones de Radioterapia Externa lejos de zonas de paso hacia otras dependencias. Para ahorrar blindajes, que suelen suponer una parte importante del coste de construcción, es preferible colocarlas en lugares donde se minimice el número de salas adyacentes. Ambos requisitos han llevado a menudo a situarlas en el sótano, dado que no suele ser zona de paso, se evita blindar el suelo y se elimina el problema constructivo de tener que soportar el peso de los equipos y de las paredes de blindaje. Por último, si hay varias unidades de radioterapia, es ventajoso colocar los búnkeres de manera adyacente, porque el blindaje de la pared común sirve para ambos lados.

28.1. Tipos de radiación presentes en un búnker de Radioterapia Externa.

Para poder entender los requisitos de blindaje de una instalación es necesario conocer cómo es la radiación que se produce en la unidad (acelerador lineal o unidad de cobalto). Se suelen distinguir, en función de su origen, los siguientes tipos:

- **Radiación primaria o directa:** es la radiación utilizada en el tratamiento de los pacientes, y que está colimada en un cono de anchura limitada, con vértice en el foco de radiación. La energía de esta radiación es constante en las unidades de cobalto, mientras que en los aceleradores es posible utilizar distintas energías, tanto en haces de fotones como de electrones. Es la radiación más intensa de todas las que se comentan.
- **Radiación de fuga:** hay una radiación no deseada que atraviesa los blindajes del cabezal de la unidad, que puede emitirse en cualquier dirección. Esta radiación de fuga se emite continuamente en las unidades de cobalto, y solo durante la irradiación en los aceleradores. Su magnitud depende del diseño de la unidad, y solo se toma en cuenta la correspondiente a los fotones, considerando además que su energía es igual a la de la radiación primaria.
- **Radiación dispersa:** está constituida por los fotones que se producen cuando el haz primario choca con el paciente, la mesa o las paredes del búnker, y por los generados en



choques subsiguientes de estos fotones secundarios. Esta radiación tiene una intensidad mucho menor que la primaria, pero se emite en cualquier dirección y desde cualquier punto del búnker. Por eso requiere medidas adicionales de protección, ya que puede alcanzar zonas a las que no llega el haz directo. Su energía es menor que la de la radiación primaria.

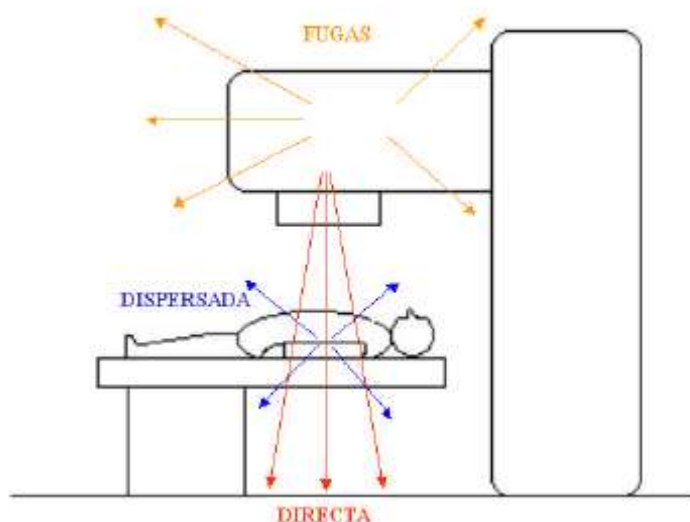


Fig. 28.1.: Radiación directa, dispersa y de fuga existente en un búnker de Radioterapia Externa.

En aceleradores de alta energía existen además dos procesos que generan nuevos riesgos radiológicos: la **producción de neutrones** al chocar los fotones con el material de la cabeza de la unidad (este proceso ocurre solo para energías superiores a 8 MeV), y la **activación** de una pequeña parte de este material, que pasa a ser radiactiva (aunque, en general, con un tiempo de decaimiento muy corto). Los neutrones complican el diseño porque pueden sufrir choques elásticos en los que cambian de dirección sin perder energía. Así pueden rebotar en las paredes y alcanzar zonas a las que los fotones llegan muy atenuados. Además, la composición de los blindajes utilizados para los fotones es poco eficaz contra los neutrones, que requieren otro tipo de materiales.

28.2. Elementos de una instalación.

A continuación se describen brevemente los elementos principales de los que consta una instalación típica:

- La **unidad productora de radiación**: debe tener mecanismos de verificación que aseguren que el paciente no reciba más dosis de la programada. En particular, el tiempo total de irradiación (o las UM totales) deben ser controladas por un contador principal y otro secundario totalmente independientes. Si el principal no interrumpe la irradiación cuando se alcance el valor previsto, lo hará el secundario. Los aceleradores, debido a su complejidad, deben disponer de circuitos redundantes de control que verifiquen continuamente que los parámetros de la irradiación (energía, tasa de dosis, homogeneidad) son constantes mientras dura ésta. Si detectan alguna discrepancia deben interrumpir la irradiación.



Las unidades de cobalto deben tener en su cabezal un blindaje alrededor de la posición "OFF" o de retirada de la fuente que sea capaz de reducir a niveles muy inferiores a los límites legales la dosis que puedan recibir las personas que trabajan habitualmente en el búnker, y que es debida a la radiación de fuga.

- El **búnker**: rodea a la unidad productora de radiación. Sus paredes, techo y suelo constituyen el principal blindaje contra la radiación producida. Las zonas a las que puede llegar el haz directo requieren habitualmente de un espesor de blindaje adicional, denominado **anillo** (véase fig. 28.3.). El tamaño del búnker debe ser suficiente para permitir las operaciones de montaje y desmontaje de la unidad y el paso de camillas hacia la mesa de tratamiento. Es conveniente que las paredes y los muebles que haya en su interior estén lo más alejados posible del foco de radiación, porque así se reduce la radiación dispersada en ellos que alcanza al paciente.

Hay que prestar especial atención a las juntas entre paredes y a los agujeros o penetraciones en el búnker utilizados para que lleguen al interior cables o tuberías. Si el diseño no es correcto, pueden aparecer zonas en las que el blindaje real es muy inferior al espesor de la pared. Esto se ilustra en la fig. 28.2. donde se ven ejemplos de diseño correctos e incorrectos.

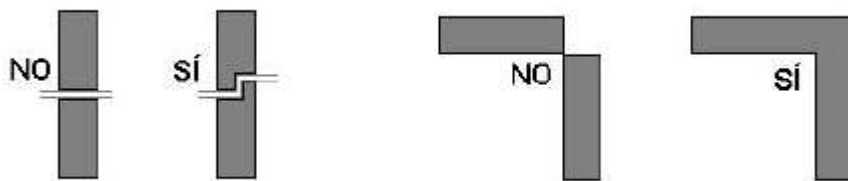


Fig. 28.2.: Ejemplos correctos e incorrectos de penetraciones y juntas.

- El **laberinto**: conecta al búnker con la puerta de acceso y actúa como un elemento de blindaje adicional que disminuye la radiación dispersa que llega a ésta. Además, actuaría como una barrera de protección en el caso de que alguien quedase accidentalmente dentro del búnker durante una irradiación. Puede tener uno o varios tramos; si solo tiene uno, debe estar diseñado de forma que desde la puerta no sea visible ninguna parte de las paredes que pueda ser irradiada por el haz directo. De esta forma nos aseguramos de que los fotones que lleguen a la puerta hayan sufrido al menos dos interacciones, lo que implica una disminución de intensidad en un factor 1/10000. La anchura del laberinto debe permitir el paso de las camillas usadas para transportar a los pacientes.
- La **puerta de acceso**: constituye normalmente el elemento de menor blindaje en el búnker, dado que su peso máximo está limitado por la necesidad de poder abrirla con facilidad. El laberinto simplifica el diseño, ya que éste disminuye mucho la radiación que incide sobre ella. Aún así, a veces son necesarias puertas muy voluminosas que necesitan un motor para poder abrirlas. Esto ocurre sobre todo en aceleradores con energías superiores a 8 MeV, debido al problema de la producción de neutrones. El blindaje requerido en este caso consiste en varios pares de láminas alternadas de plomo y de un material con alto contenido en hidrógeno (parafina, por ejemplo). El material hidrogenado



frena los neutrones, y el plomo absorbe la emisión gamma que se produce cuando los neutrones lentos son capturados por un núcleo atómico.

En aceleradores de baja energía o en unidades de cobalto son suficientes puertas con revestimiento de plomo o acero.

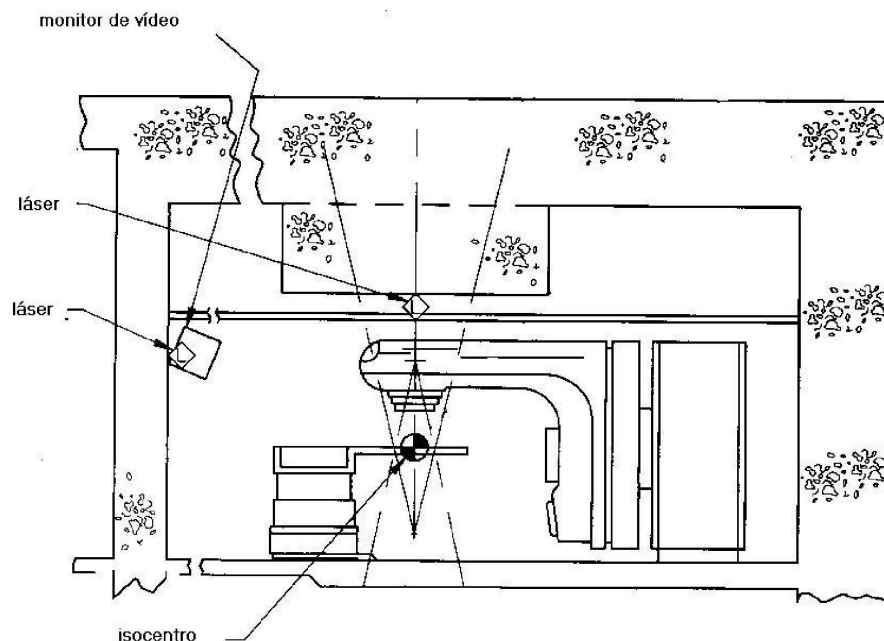
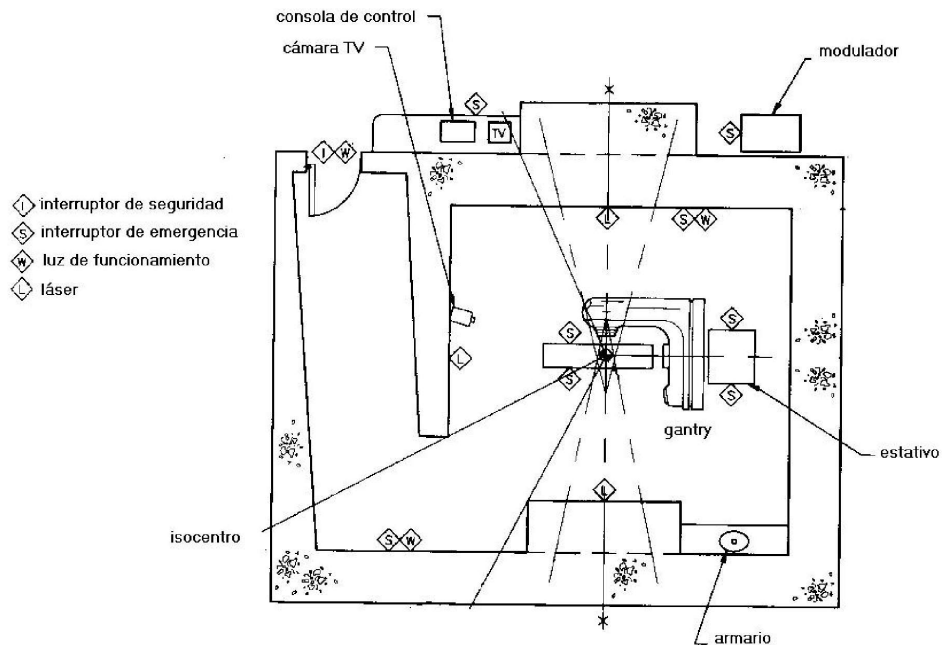


Fig. 28.3.: Planta y alzado de un búnker de Radioterapia Externa, mostrando los diferentes blindajes en cada zona.



- La **sala de control**: sala adyacente al búnker, desde donde los operadores controlan la unidad de radiación y proceden a la irradiación del paciente. Debe servir también para controlar el acceso al búnker, de forma que sea imposible que alguien entre en él sin ser visto por los operadores. Por último, debe contar también con pantallas de televisión de circuito cerrado para vigilar al paciente mientras es irradiado, y sistemas de intercomunicación para poder hablar con él.

28.3. Cálculo de blindajes.

El espesor de blindaje necesario en cada una de las partes del búnker es función de varios factores: en primer lugar, del tipo, la intensidad (promediada en el tiempo) y la energía de la radiación que incide sobre ella; en segundo lugar, del uso de las salas que hay detrás (en zonas de paso el blindaje será menor que en zonas de trabajo); y en tercer lugar, del tipo de personal presente en esas salas. Recuérdese que a los trabajadores profesionalmente expuestos se les aplican límites de dosis superiores a los aplicables al público en general.

El cálculo más sencillo es el que se refiere a la radiación primaria, que tiene intensidad, energía y un foco de origen bien definidos. El cálculo de blindajes para la radiación dispersa es más complicado porque cualquier parte del búnker puede ser fuente de radiación dispersa, pero con energía e intensidad muy variables. Eso lleva a realizar distintas aproximaciones, como la de tomar en cuenta solamente la primera dispersión en el paciente o en las paredes. Esta aproximación es razonable porque se ha comprobado que en cada dispersión el haz de fotones se atenúa aproximadamente en un factor 1/100, así que la primera dispersión tiene una intensidad que es el 1% de la radiación primaria, la segunda un 0,01%, y así sucesivamente.

Por último, el cálculo de blindajes para neutrones es muy complejo, y requiere la aplicación de modelos semiempíricos o la realización de simulaciones mediante el método de Monte Carlo.

El espesor de blindaje necesario aumenta con los siguientes factores:

- La **carga de trabajo anual** de la unidad de radiación, es decir, el tiempo total durante el cual está irradiando durante todo un año. Se suele expresar en UM (aceleradores) o en minutos (unidades de cobalto).
- El **factor de uso**, que es la fracción del tiempo total de irradiación en la que el haz apunta hacia la pared cuyo blindaje estamos calculando.
- El **factor de ocupación** de la sala a proteger por el blindaje que estamos considerando, es decir, la fracción de tiempo que dicha sala está ocupada durante el horario de trabajo de la unidad.

En cambio, el espesor de blindaje disminuye al aumentar alguno de los factores siguientes:

- La **distancia** desde el foco de radiación hasta la pared estudiada.
- El **límite anual de dosis** aplicable al personal que se encuentre normalmente detrás de la pared. Si se trata de personal profesionalmente expuesto (por ejemplo, en la sala de



control) el límite de dosis es mayor que para miembros del público (consultas, secretarías, salas de espera, pasillos, etc). Esto quiere decir que, a igualdad de los demás factores, el blindaje necesario para una habitación en la que solo se encuentre personal profesionalmente expuesto será menor que el requerido para una habitación en la que hay miembros del público.

28.4. Sistemas de seguridad para protección contra la radiación.

Además de los blindajes, toda instalación de Radioterapia Externa debe contar con una serie de sistemas y mecanismos de seguridad para proteger contra la radiación a los pacientes, al personal de operación y al resto del público. Estos son los más importantes:

- Debe existir un **monitor de radiación** dentro del búnker que mida de forma continua la dosis en su interior, y emita una señal luminosa y/o acústica cuando se sobrepase un determinado nivel de seguridad. Estas señales deben ser visibles desde el puesto de control y desde la puerta del búnker.
- Deben existir botones de parada (denominados "**setas**") en lugares fácilmente accesibles en el búnker y en la sala de control, que deben interrumpir la irradiación, el suministro eléctrico del equipo y los movimientos de la unidad y de la mesa de tratamiento. De esta forma, los operadores pueden reaccionar ante emergencias que supongan un riesgo de irradiación accidental, de electrocución o de aplastamiento. Estos botones deben ser muy visibles (suelen estar pintados de rojo), y todo el personal que trabaja habitualmente en la unidad debe conocer su ubicación. Como medida adicional de seguridad, si se aprieta un botón de este tipo se queda bloqueado, y hay que desbloquearlo antes de poder arrancar de nuevo la unidad.
- La puerta debe disponer de un sistema de enclavamiento que impida que se produzca la irradiación cuando no esté completamente cerrada. Si la puerta se abre en el transcurso de la irradiación, el sistema debe interrumpir la irradiación de manera automática e inmediata.
- La consola de control de la unidad debe tener mecanismos de seguridad que impidan su uso por personas no autorizadas (llave, contraseña, etc).
- Las unidades de cobalto deben estar diseñadas de forma que, en el caso de que se interrumpa el suministro eléctrico (durante un apagón, por ejemplo), la pastilla radiactiva vuelva automáticamente a su posición de almacenamiento blindada. Normalmente esto se consigue acoplado la pastilla a un muelle que se tensa cuando la pastilla se coloca en la posición de irradiación. Si la fuerza desaparece debido a un fallo eléctrico, el muelle devuelve la pastilla a la posición de seguridad. Además, debe existir un sistema manual para empujar la fuente, por si fallara el sistema automático.
- Las unidades de braquiterapia de alta tasa deben disponer de un SAI (Sistema de Alimentación Ininterrumpida) que permita seguir alimentando eléctricamente la unidad en caso de apagón, de modo que cualquier tratamiento en curso pueda continuar y finalizar sin mayores contratiempos. De todos modos, en caso de pérdida total de suministro



eléctrico por la razón que fuese, existe otro sistema que devolvería automáticamente la fuente a su posición de almacenamiento blindada

28.5. Sistemas auxiliares.

Hay varios sistemas auxiliares que aumentan la seguridad de la instalación, aunque no estén destinados específicamente a proteger contra la radiación. A continuación se citan los más importantes:

- El sistema de ventilación debe asegurar una renovación adecuada del aire y el mantenimiento de una temperatura que resulte cómoda para los pacientes. Además, hay que tener en cuenta que la irradiación con electrones produce, por la ionización del aire, pequeñas cantidades de gas ozono, que, aunque no radiactivo, es tóxico a grandes concentraciones. Por ello, si se emplean con frecuencia irradiaciones con electrones con campos grandes y tiempos largos, hay que aumentar la potencia del sistema de ventilación para eliminarlo.
- El sistema de refrigeración de la unidad debe evitar calentamientos excesivos que podrían dañar los componentes electrónicos o incluso producir incendios. Normalmente los aceleradores tienen incorporados sistemas de control que impiden el funcionamiento si la temperatura es demasiado alta.
- Debe existir un sistema de extinción contra incendios. Los extintores disponibles deben ser del tipo adecuado en presencia de voltajes eléctricos altos, dado que en muchos aceleradores hay componentes que funcionan con voltajes de más de 10000 V.
- La mesa debe tener la rigidez suficiente como para soportar el peso de los pacientes más obesos, y sus mecanismos de bloqueo deben ser fiables en condiciones de uso habitual. Igualmente, las sujeciones mecánicas de los accesorios de la unidad (aplicadores, bandejas, bloques, ...) deben ser seguras.



29. LEGISLACIÓN

A continuación se citan las principales Leyes y Reales Decretos dispuestos por la legislación española, relacionados con la aplicación de las Radiaciones Ionizantes y la Protección Radiológica en el ámbito médico general, no solo radioterapia. También se citan diferentes Instrucciones dictadas por el Consejo de Seguridad Nuclear.

Téngase en cuenta que cada Comunidad Autónoma puede haber dispuesto también legislación adicional en la materia.

Leyes

- Ley 25/1964, de 29 de abril, sobre Energía Nuclear.
- Ley 15/1980, de 22 de abril, de creación del Consejo de Seguridad Nuclear (reformada por la Ley 33/2007).
- Ley 14/1986, de 25 de abril, General de Sanidad.
- Ley 14/1999, de 4 de mayo, de tasas y precios públicos por servicios prestados por el Consejo de Seguridad Nuclear.
- Ley 41/2002, de 14 de noviembre, básica reguladora de la autonomía del paciente y de derechos y obligaciones en materia de información y documentación clínica.
- Ley 33/2007, de 7 de noviembre, de reforma de la Ley 15/1980, de 22 de abril, de creación del Consejo de Seguridad Nuclear.

Reales Decretos

- Real Decreto 479/1993, de 2 de abril, por el que se regulan los medicamentos radiofármacos de uso humano.
- Real Decreto 1841/1997, de 5 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en medicina nuclear.
- Real Decreto 1976/1999, de 23 de diciembre, por el que se establecen los criterios de calidad en radiodiagnóstico.
- Real Decreto 298/2009, de 6 de marzo, por el que se modifica el Real Decreto 39/1997, de 17 de enero, por el que se aprueba el reglamento de los servicios de prevención, en relación con la aplicación de medidas para promover la mejora de la seguridad y de la salud en el trabajo de la trabajadora embarazada, que haya dado a luz o en período de lactancia.



- Real Decreto 1085/2009, de 3 de julio, por el que se aprueba el reglamento sobre instalación y utilización de aparatos de rayos X con fines de diagnóstico médico.
- Real Decreto 1591/2009, de 16 de octubre, por el que se regulan los productos sanitarios.
- Real Decreto 1616/2009, de 26 de octubre, por el que se regulan los productos sanitarios implantables activos.
- Real Decreto 1440/2010, de 5 de noviembre, por el que se aprueba el estatuto del Consejo de Seguridad Nuclear.
- Real Decreto 1308/2011, de 26 de septiembre, sobre protección física de las instalaciones y los materiales nucleares, y de las fuentes radiactivas.
- Real Decreto 601/2019, de 18 de octubre, sobre justificación y optimización del uso de radiaciones ionizantes para la protección radiológica de las personas con ocasión de exposiciones médicas.
- Real Decreto 451/2020, de 10 de marzo, sobre control y recuperación de las fuentes radiactivas huérfanas.
- Real Decreto 1029/2022, de 20 de diciembre, por el que se aprueba el reglamento sobre protección de la salud contra los riesgos derivados de la exposición a radiaciones ionizantes.
- Real Decreto 1217/2024, de 3 de diciembre, por el que se aprueba el Reglamento sobre instalaciones nucleares y radiactivas, y otras actividades relacionadas con la exposición a las radiaciones ionizantes.
- Real Decreto 673/2023 de 18/07/2023, por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de medicina nuclear.
- Real Decreto 391/2025 de 13/05/2025, por el que se establecen los criterios de calidad y seguridad de las unidades asistenciales de radioterapia.

Instrucciones del CSN

- Instrucción IS-01, de 31 de mayo de 2001, del CSN, por la que se define el formato y contenido del documento individual de seguimiento radiológico (carné radiológico), regulado en el Real Decreto 413/1997.
- Instrucción IS-03, de 6 de noviembre de 2002, del CSN, sobre cualificaciones para obtener el reconocimiento de experto en protección contra las radiaciones ionizantes.
- Instrucción IS-05, de 26 de febrero de 2003, del CSN, por la que se definen los valores de exención para nucleidos según se establece en las tablas A y B del anexo I del Real Decreto 1836/1999.



- Instrucción IS-07, de 22 de junio de 2005, del CSN, sobre campos de aplicación de licencias de personal de instalaciones radiactivas.
- Instrucción IS-08, de 27 de julio de 2005, del CSN, sobre criterios aplicados por el Consejo de Seguridad Nuclear para exigir, a los titulares de instalaciones nucleares y radiactivas, el asesoramiento específico en protección radiológica.
- Instrucción IS-09, de 14 de junio de 2006, del CSN, por la que se establecen los criterios a los que se han de ajustar los sistemas, servicios y procedimientos de protección física de las instalaciones y materiales nucleares.
- Instrucción IS-16, de 23 de enero de 2008, del CSN, por la que se regulan los períodos de tiempo que deberán quedar archivados los documentos y registros de la instalaciones radiactivas.
- Instrucción IS-17, de 30 de enero de 2008, del CSN, sobre la homologación de cursos y programas de formación para el personal que dirija el funcionamiento u opere los equipos en las instalaciones de rayos X con fines de diagnóstico médico y acreditación del personal de dichas instalaciones.
- Instrucción IS-18, de 2 de abril de 2008, del CSN, sobre los criterios aplicados por el Consejo de Seguridad Nuclear para exigir, a los titulares de instalaciones radiactivas, la notificación de sucesos e incidentes radiológicos.
- Instrucción IS-28, de 22 de septiembre de 2010, del CSN, sobre las especificaciones técnicas de funcionamiento que deben cumplir las instalaciones radiactivas de segunda y tercera categoría.
- Instrucción IS-34, de 18 de enero de 2012, del CSN, sobre criterios en relación con las medidas de protección radiológica, comunicación de no conformidades, disponibilidad de personas y medios en emergencias y vigilancia de la carga en el transporte de material radiactivo.
- Instrucción IS-41, de 26 de julio de 2016, del CSN, por la que se aprueban los requisitos sobre protección física de fuentes radiactivas.
- Instrucción IS-42 de 26 de julio de 2016, del CSN, por la que se establecen los criterios de notificación al consejo de sucesos en el transporte de material radiactivo.